

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**VLIV KLINICKÉHO TYPU NOHY  
NA KINEMATICKÉ PARAMETRY CHŮZE**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Jitka Marenčáková, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2013

**Jméno a příjmení:** Bc. Jitka Marenčáková

**Název diplomové práce:** Vliv klinického typu nohy na kinematické parametry chůze

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

**Vedoucí diplomové práce:** Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2013

### **Abstrakt**

Teoretická část diplomové práce je rozdělena na dvě části. V první části je popsána funkční anatomie a kineziologie pánve a kloubů dolní končetiny, typologie nohy a funkční vztahy v rámci kinematického řetězce dolní končetiny. Druhá část se věnuje chůzi, její kinematické analýze a kinematice pánve a kloubů dolní končetiny. Cílem výzkumné části práce byla analýza vlivu funkčního typu nohy na kinematické parametry pánve a jednotlivých kloubů dolní končetiny chůze. Zkoumaný soubor byl tvořen 18 zdravými muži průměrného věku  $23,2 \pm 1,9$  let. Kinematickou analýzu chůze jsme provedli pomocí kamerového systému Vicon MX. Na základě určení typu nohy odborným lékařem byly nohy rozděleny do tří skupin: valgózní předonoží (FFval), varózní předonoží (FFvar) a varózní zánoží (RFvar). Po vzájemném porovnání kinematických parametrů sledovaných segmentů u různých typů nohy můžeme říci, že klinický typ nohy má vliv na úhlové parametry pánve a kloubů dolní končetiny. Statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech jsme zaznamenali u všech kloubů alespoň v jednom z parametrů a alespoň v jedné rovině pohybu sledovaného kloubu. Největší vliv na kinematické parametry chůze měl typ FFvar.

**Klíčová slova:** noha, typologie, kineziologie, krokový cyklus, kinematika, analýza

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Bc. Jitka Marenčáková

**The title of the thesis:** Influence of clinical foot type on kinematic gait parameters

**Department:** Department of Natural Science in Kinanthropology

**Supervisor:** Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

**The year of presentation:** 2013

### **Abstract**

The theoretical part of the thesis is divided into two parts. The first section describes the functional anatomy and kinesiology of the pelvis and joints of the lower limb, foot typology and functional relationships within the kinematic chain of the lower extremity. The second part is devoted to walking, kinematic analysis of gait and the kinematics of the pelvis and the lower limb. The aim of the research work was to analyze the influence of functional foot type on the kinematic parameters of the pelvis and the lower limb during gait. The sample consisted of 18 healthy men of average age  $23.2 \pm 1.9$  years. Kinematic gait analysis was performed using cameras Vicon MX system. Based on the determination of the type of foot by specialist legs were divided into three groups: forefoot valgus (FFval), forefoot varus (FFvar) and rearfoot varus (RFvar). After the mutual comparison of kinematic parameters monitored segments at different foot types, we can say that the clinical type of foot has an effect on the angular parameters of the pelvis and the lower limb. A statistically significant difference in the kinematic parameters was noted in all the joints at least in one of the parameters and at least one plane of motion of the reference joint. The biggest influence on the kinematic parameters of gait had type FFvar.

**Key words:** foot, typology, kinesiology, gait cycle, kinematics, analysis

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

Ráda bych poděkovala všem, kteří přispěli k napsání této diplomové práce. Především mojí rodině a blízkým, kteří mi byli oporou. Velké díky patří Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za vedení mé diplomové práce, především za jeho ochotu, pomoc při zpracování dat a výsledků, cenné rady a odborné připomínky. Dále děkuji MUDr. Ivanu Vařekovi za cenné rady v problematice typologie nohy. V neposlední řadě také Katedře přírodních věd za poskytnutí technického zázemí a také za to, že tato diplomová práce mohla být řešena v rámci výzkumného grantu IGA FTK\_2011\_015: Vliv vybraných parametrů nohy na provedení chůze.

## OBSAH

1 ÚVOD .....	9
2 FYZIOLOGIE PÁNVE A DOLNÍ KONČETINY .....	11
2.1 Pánev .....	11
2.1.1 Funkční anatomie .....	11
2.1.2 Kineziologie .....	11
2.2 Kyčelní kloub .....	12
2.2.1 Funkční anatomie .....	12
2.2.2 Kineziologie .....	13
2.3 Kolenní kloub .....	14
2.3.1 Funkční anatomie .....	14
2.3.2 Kineziologie .....	15
2.4 Hlezenní kloub .....	16
2.4.1 Funkční anatomie .....	16
2.4.2 Kineziologie .....	17
2.5 Noha .....	18
2.5.1 Funkční anatomie .....	18
2.5.2 Kineziologie kloubů nohy .....	19
2.5.2.1 Terminologie pohybů nohy .....	20
2.5.2.2 Kineziologie dolního zánártního kloubu .....	20
2.5.2.1.1 Subtalární kloub .....	20
2.5.2.1.2 Transverzotarzální kloub .....	21
2.5.3 Typologie nohy .....	22
2.5.3.1 Funkční typologie nohy .....	24
2.5.3.1.1 Varózní zánoží .....	25
2.5.3.1.2 Varózní předonoží .....	27
2.5.3.1.3 Supinované předonoží .....	29
2.5.3.1.4 Valgózní předonoží .....	30
2.5.3.1.5 Plantárně flektovaný I. paprsek .....	31
2.5.3.1.6 Valgózní zánoží .....	33
2.5.3.1.7 Pes equinus .....	33
2.5.3.2 Přehled dalších podiatrických paradigmat .....	34
2.5.3.2.1 The neutral position of the subtalar joint .....	34
2.5.3.2.2 Tissue stress theory .....	35
2.5.3.2.3 Sagittal plane facilitation theory .....	35
2.5.3.2.4 Rotation equilibrium theory .....	35
2.5.3.2.5 Centre pressure theory .....	36
2.5.3.2.6 Neuromechanical theory .....	36
2.6 Funkční vztahy kloubů dolní končetiny a chodidla .....	36

3	TEORIE CHŮZE .....	39
3.1	Definice chůze.....	39
3.2	Krokový cyklus .....	39
3.2.1	Základní dělení krokového cyklu.....	40
3.3	Kinematické parametry chůze.....	44
3.4	Kinematická analýza chůze.....	45
3.4.1	3D kinematická analýza .....	46
3.5	Kinematika pánve a kloubů dolní končetiny během chůze.....	47
3.5.1	Kinematika pánve .....	47
3.5.2	Kinematika kyčelního kloubu .....	49
3.5.3	Kinematika kolenního kloubu.....	51
3.5.4	Kinematika hlezenního kloubu .....	54
3.5.5	Kinematika subtalárního kloubu .....	56
3.5.6	Kinematika transverzotarzálního kloubu .....	57
4	CÍLE, VĚDECKÁ OTÁZKA A HYPOTÉZY .....	58
4.1	Cíle.....	58
4.2	Vědecká otázka, hypotézy.....	58
5	METODIKA .....	61
5.1	Charakteristika zkoumaného souboru .....	61
5.2	Výzkumná metoda .....	61
5.3	Průběh měření .....	62
5.4	Zpracování dat.....	66
5.4.1	Sledované parametry kinematické analýzy chůze .....	67
5.5	Statistické metody .....	69
6	VÝSLEDKY .....	70
6.1	Výsledky k vědecké otázce .....	70
6.1.1	Výsledky k hypotéze $H_01$ .....	70
6.1.2	Výsledky k hypotéze $H_02$ .....	72
6.1.3	Výsledky k hypotéze $H_03$ .....	74
6.1.4	Výsledky k hypotéze $H_04$ .....	75
6.1.5	Výsledky k hypotéze $H_05$ .....	77
6.1.6	Výsledky k hypotéze $H_06$ .....	78
6.1.7	Výsledky k hypotéze $H_07$ .....	80
6.1.8	Výsledky k hypotéze $H_08$ .....	81
6.1.9	Výsledky k hypotéze $H_09$ .....	83
6.1.10	Výsledky k hypotéze $H_010$ .....	84
6.1.11	Výsledky k hypotéze $H_011$ .....	86

7 DISKUZE.....	88
7.1 Diskuze k vědecké otázce .....	90
7.2 Diskuze k hypotéze $H_01$ .....	96
7.3 Diskuze k hypotéze $H_02$ .....	97
7.4 Diskuze k hypotéze $H_03$ .....	98
7.5 Diskuze k hypotéze $H_04$ .....	98
7.6 Diskuze k hypotéze $H_05$ .....	99
7.7 Diskuze k hypotéze $H_06$ .....	100
7.8 Diskuze k hypotéze $H_07$ .....	100
7.9 Diskuze k hypotéze $H_08$ .....	101
7.10 Diskuze k hypotéze $H_09$ .....	101
7.11 Diskuze k hypotéze $H_{010}$ .....	102
7.12 Diskuze k hypotéze $H_{011}$ .....	103
8 ZÁVĚR .....	106
9 SOUHRN .....	108
10 SUMMARY .....	109
11 REFERENČNÍ SEZNAM.....	111
12 SEZNAM ZKRATEK.....	118
13 SEZNAM GRAFŮ.....	119
14 SEZNAM TABULEK.....	120
15 SEZNAM OBRÁZKŮ .....	121
16 PŘÍLOHY .....	122



# 1 ÚVOD

Chůze je základní způsob lidské lokomoce. Tento pohybový stereotyp charakteristický pro každého jedince, avšak v základních fázích průběhu stejný pro všechny lidi, slouží k dosažení vybraného cíle, k provedení základních životních potřeb, k sebeobsluze, k práci, zábavě a sportu, a také k uskutečnění sociálního kontaktu. Je to složitý komplexní děj, při kterém se pohyby těla a končetin rytmicky opakují. Proto se také používá název krokový cyklus (Véle, 2006).

Základním článkem celého řetězce segmentů dolní končetiny, který jako jediný zprostředkovává přímý kontakt s podložkou, je noha. Svou komplexní strukturou je přizpůsobena tomu, aby zajistila jak funkci statickou tak i funkci dynamickou. To na ni klade nárok být ve správné chvíli dostatečně rigidní a schopnou odrazu a naopak v jiné chvíli zase dostatečně flexibilní k tlumení náslapu a přizpůsobení se terénu (Dylevský, 2009). Bohatá propiocepce i senzitivní receptory začleňují nohu do významných struktur podílejících se na řízení a udržování rovnováhy. Noha funguje v kooperaci s ostatními klouby dolní končetiny v tzv. funkčním zřetězení. Mimo jiné existuje silný vztah mezi vnitřní/zevní rotací tibie a vnitřní/zevní rotací KYK, a středně silný vztah mezi everzí/inverzí zánoží a vnitřní/zevní rotací KYK (Souza et al., 2010). Proto každá strukturální i funkční změna nohy bude mít značný vliv na všechny klouby končetin i na osový aparát. Neadekvátní nastavení jednotlivých pohybových segmentů postupně vede k asymetrickému zatížení muskuloskeletálních struktur, které postupně způsobuje vznik kompenzačních patologií (Vařeka, 2004).

Typologie nohy slouží od pradávna ke zjednodušení komplexní funkce nohy a rozlišení patologických odchylek od normálního stavu. Vzniklo několik přístupů, které nohu dělí na základě postavení výšky mediálního nožního oblouku na plochou a vysoce klenutou. Nebo podle antropometrických měření, indexů či digitální formule, která rozlišuje nohu podle délky prstů na egyptskou, řeckou a polynéskou. Až v období mezi lety 1950 a 1960 přišel Merton Louis Root s tzv. funkční typologií nohy, která bere v úvahu také dynamickou funkci nohy. Chodidlo je hodnoceno podle postavení předonoží vůči zánoží na základě klinicky definované pozice „neutrální postavení subtalárního kloubu. Rootovy základní funkční typy nohy jsou valgózní předonoží,

varózní předonoží a varózní zánoží a normální typ nohy. Postupně vznikly také podtypy těchto základních typů a byl vypracován systém funkčního kompenzačního ortézování, které má za cíl zabránit kompenzačním mechanismům nohy s určitou odchylkou, které jinak vedou k negativním účinkům na vyšších etážích, především v pánvi, páteři i kořenových kloubů horních končetin (Vařeka & Vařeková, 2009).

3D kinematická analýza chůze představuje velmi moderní nástroj, pomocí kterého lze zkoumat kinematické parametry chůze jednotlivých skloubení dolní končetiny, pánve i ostatních částí těla. V naší studii jsme se zabývali analýzou, jak různé funkční typy nohy podle Roota ovlivňují úhlové parametry jednotlivých kloubů dolní končetiny a pánve ve všech rovinách pohybu během chůze u zdravých osob.

## 2 FYZIOLOGIE PÁNVE A DOLNÍ KONČETINY

### 2.1 Pánev

#### 2.1.1 Funkční anatomie

Pánev je kostně kloubní útvar, který vzniká spojením kosti křížové a dvou kostí pánevních vepředu spojených symfýzou pubis a vzadu artikulujících s kostí křížovou skrze dvě křížokyčelní skloubení. Hlavními ligamenty pánve jsou lig. inguinale, lig. sacrospinale, lig. sacrotuberale, doplňují je ligamenta křížokyčelních kloubů a ligamenta zesilující symfýzu. Svalový systém pánve zahrnuje svaly svalového dna pánevního, břišní svaly, svaly zádové a také svaly kyčelního kloubu a dolní končetiny (Čihák, 2006).

#### 2.1.2 Kineziologie

Pánev představuje bázi pro celý trup, podepírá břicho a je křížovatkou mezi páteří a dolními končetinami. Celý kostní prstenec rozvádí síly působící na páteř rovnoměrně na dolní končetiny a dopředu do oblasti symfýzy a také opačně pánev přenáší pohyb z dolních končetin na páteř a působí jako tlumič nárazů (Lewit, 2003; Kapandji, 1987).

Pánev má tvar připomínající trychtýř, jehož parametry se liší podle pohlaví. Tvar kosti křížové je trojúhelníkovitý. Tím, že je vsazena mezi dvě kosti pánevní základnou trojúhelníku vzhůru, je stavěna k nesení velké zátěže. Pánev funguje na principu tzv. sebe uzamykajícího mechanismu (self-locking system). Čím těžší je břemeno, které pánev nese, tím víc dochází k uzamykání křížokyčelních kloubů a k jejich stabilizaci (Kapandji, 1987).

V sagitální rovině probíhá přední klopení pánve (anterior tilt) maximálně 30 ° (měřeno v pozici vsedě) a zadní klopení pánve (posterior tilt) 15 ° (měřeno v pozici vsedě). V rovině frontální se odehrává pokles pánve (drop) 30 ° na obě strany (ve stoje).

V transverzální rovině se jedná o pohyb do rotace pánve směrem dopředu (forward rotation) 15 ° a dozadu (backward rotation) 15 ° (Neumann, 2010).

Pohyby v křížokyčelních skloubeních jsou velmi malé, ale nesmírně důležité pro správnou funkci pletence pánevního. Nutace pánve představuje pohyb promontoria sacra směrem anteroinferiorním a kontranutace je pak pohyb promontoria sacra směrem posterosuperiorním (Kapandji, 1987).

## 2.2 Kyčelní kloub

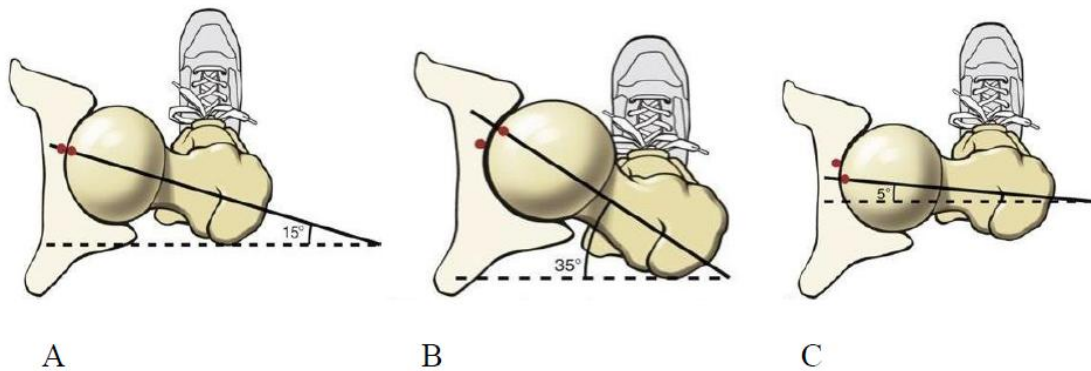
### 2.2.1 Funkční anatomie

Kyčelní kloub je kulový kloub jednoduchý, omezený, tvořen hlavicí femuru a kloubní jamkou pánve – acetabulem. To leží v místě spojení těl všech tří pánevních kostí a má tvar duté polokoule, na jejímž povrchu se nachází podkovovitá kloubní ploška *facies lunata*. Kloubní plocha na hlavicí femuru zaujímá povrch 2/3 povrchu koule a je stabilně uložena v hluboké jamce, v acetabulu. Femur během vývoje projde změnou prostorové orientace, femorální torzí. Nejvýrazněji je to vidět na proximálním konci této kosti, kde je krček s hlavicí odkloněn od dlouhé osy kosti. Jedná se o tzv. kolodíafyzární úhel nebo též *inklinační úhel* mezi krčkem a diafýzou femuru. Ten se mění s věkem a má velkou individuální variabilitu. Uvádí se průměrná hodnota až 126 °. Podle něj se rozlišuje varózní a valgózní postavení KYK (Bartoníček & Heřt, 2004).

Dalším významným úhlem je úhel *anteverze krčku* měřený vzhledem k rovině frontální. Ten dosahuje normálních hodnot mezi 10 ° a 30 °. Při větším úhlu se jedná o anteverzní postavení krčku, při menším úhlu je krček v postavení retroverzním. Obě situace mají vliv na postavení celé DK v rovině transverzální (Obrázek 1), (Neumann, 2010; Kapandji, 1987).

Na acetabulu se měří *úhel anteverze acetabula* vzhledem k horizontální rovině pánve (okolo 20 °) a Wibergův úhel (okolo 35 °), který popisuje postavení acetabula v rovině frontální. Oba úhly ovlivňují postavení hlavice v jamce a její tendenci

k anteriorní dislokaci, pokud je antevertzní úhel acetabula velký. Pokud je Wibergův úhel menší, je redukována kontaktní plocha kloubu, což vede k předčasné degeneraci, a zvětšuje se také riziko dislokace hlavice (Neumann, 2010).



**Obrázek 1** Inklinanční úhel kyčelního kloubu (upraveno podle Neumann, 2010)

A - normální antevertze KYK; B - nadměrná antevertze KYK; C- retrovertze KYK.

Kyčelní kloub je zpevněn mohutnými ligamenty. Ligamentum iliofemorale, ischiofemorale a pubofemorale, které vyztužují kapsulu KYK. Mezi hlavicí femuru a acetabulem se nachází také lig. teres. Kloubní jamku zvětšuje a obemyká acetabulární labrum přecházející v transverzální acetabulární ligamentum. Svalový systém je v okolí KYK velmi mohutný. Tvoří jej flexory, extenzory, adduktory, abduktory, vnitřní rotátory a zevní rotátory (Čihák, 2006).

### 2.2.2 Kineziologie

Kyčelní kloub slouží jako opora pro celé tělo, nese celou jeho hmotnost a zajišťuje lokomoci (Kapandji, 1987). Uplatňuje se při zvedání a nošení předmětů, chůzi, běhu, stoupání do schodů, řízení auta a dalších činnostech (Neumann, 2010).

Pohyb v kyčelním kloubu se popisuje podle artrokinematického principu konvexně-konkávního nebo konkávně-konvexního. V tomto případě je k popisu použito první pravidlo. Pohyby v sagitální rovině v kyčelním kloubu jsou *flexe*, která dosahuje 120 ° při flektovaném KOK a 70 až 80 ° při extendovaném KOK, a *extenze* okolo 20 °. V rovině frontální je to *abdukce* 40 ° a *addukce* přibližně 20 °. Rovina transverzální umožňuje 45° *zevní rotaci* a 35° *vnitřní rotaci* (Neumann, 2010). Podle Vélého (2006) dosahuje *flexe* kyčelního kloubu až 150 ° s KOK ve flexi a okolo 90 ° při KOK v extenzi. Dále *extenze* 25-30 °, *abdukce* 45 °, *addukce*, respektive *hyperaddukce* 45 °, *vnitřní rotace* 35-40 ° a *zevní rotace* 40-50 °.

## 2.3 Kolenní kloub

### 2.3.1 Funkční anatomie

Kolenní kloub zajišťuje artikulaci mezi femurem, patellou a tibií a jedná se o nejsložitější kloub v lidském těle (Dungl, 2005). Je to kloub složený ze dvou skloubení femoropatelního a femorotibiálního, který se dělí na laterální a mediální. Artikulační plocha na femuru pro patellu je *facies patellaris* a pro skloubení s tibií jsou to kloubní plochy mediálního a laterálního kondylu femuru, které se liší tvarově i postavením. Na tibií se jedná o kloubní plochu mediálního a laterálního kondylu, které jsou oddělené *tuberositas tibiae*. Patella má na dorsální straně kloubní plošku pro skloubení s femurem, která je předělená vyvýšeninou *crista patelle* (Bartoníček & Heřt, 2004).

Pasivní stabilitu zajišťují mohutné zkřížené vazy – přední a zadní, dále postranní mediální a laterální vaz, *tractus iliotibialis*, *lig. popliteum arcuatum*, kloubní pouzdro zesílené patelárními *retinakuly* a šlachy kolem probíhajících svalů (*lig. popliteum obliquum*, *lig. patelle*, aj.). Kongruenci kloubních ploch zvětšují dva poloměsíčitě menisky, které jsou také uchyceny drobnými vazy. Kolem KOK probíhá anebo se k němu upíná množství svalů. Jsou to extenzory a flexory kolenního kloubu, které zajišťují i malé rotační pohyby (Čihák, 2006).

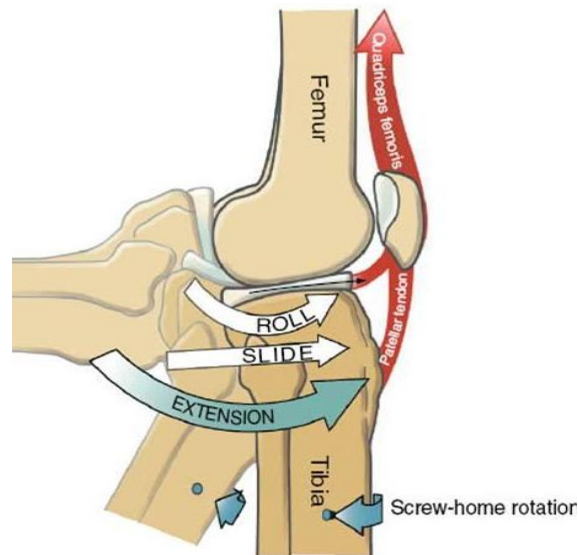
### 2.3.2 Kineziologie

Funkce KOK je nepostradatelná během chůze a běhu a aktivit, při nichž je nutné DK zkrátit či přiblížit trup k terénu (např. podřep, chůze do kopce). Během švihové fáze chůze se kolenní kloub ohýbá, aby umožnil hladký průlet DK vpřed bez dotyku chodidla a podložky. Při stojné fázi slouží k absorbování nárazu, zachování energie a přenosu sil na DK (Neumann, 2010).

Pohyb kolenního kloubu se děje především v rovině sagitální, která disponuje největším stupněm volnosti pohybu. Jsou to *flexe* 130-150 ° v závislosti na pozici v kyčelním kloubu a *extenze* 5-10 °, jejichž rozsahy ovlivňuje věk a pohlaví. Přídatným stupněm volnosti KOK je pohyb v rovině transverzální. *Vnitřní a zevní rotace* však probíhá pouze při flektovaném KOK a jejich celkový rozsah nepřekročí 45 ° (tj. maximální rozsah při 90° flexi v KOK). Poměr pohybu do zevní rotace a vnitřní rotace odpovídá poměru 2:1. Pohyby ve frontální rovině jsou možné pouze pasivně v rozsahu 6-7 ° (Neumann, 2010; Kapandji, 1987). Podle Perry & Burnfield (2010) se abdukce a addukce v KOK odehrává během každého krokového cyklu. Abdukce se objevuje při stojné fázi a při akceptaci zatížení (loading response) dosahuje maximální hodnoty 4 °. Na počátku švihové fáze přechází KOK do addukce s vrcholovou hodnotou 2 ° během středního švihu.

Kolenní kloub se vyznačuje velmi malou kongruencí kloubních ploch, která je zvětšena přítomností menisků, a nestabilita během flexe je dána především uspořádáním vazů tohoto kloubu. Popis základních pohybů flexe a extenze tudíž není jednoduchý, protože je výsledkem složité řady dějů. Obecně se uznává, že během flexe a extenze se odehrává kombinace transverzální rotace, valivého pohybu a klouzavého pohybu (Bartoniček & Heřt, 2004; Kapandji, 1987). Tento složitý děj provází nezbytný mechanismus tzv. „šroubový mechanismus“ (screw-home rotation), kdy během pohybu z flexe do extenze v otevřeném kinematickém řetězci dochází nejprve k valivému a klouzavému pohybu tibie, který je zakončen *zevní rotací tibie* (Obrázek 2). Právě ZR je nesmírně důležitá pro stabilní uzamčení kolenního kloubu v extenzi. Pohyb z extenze do flexe se pak děje přesně naopak. Pohyb je zahájen odemknutím KOK pohybem tibie do vnitřní rotace následovaným valivým a klouzavým pohybem (Neumann, 2010).

Koleno je funkčně úzce spojeno s ostatními klouby dolní končetiny, proto se většina pohybů v KOK neodehrává izolovaně (Kapitola 1.6). To dokládá i fakt, že množství svalů, které probíhají přes KOK, také pokrývají kyčelní kloub a hlezenní kloub (Neumann, 2010; Kapandji, 1987).



**Obrázek 2** Artrokinematika kolenního kloubu během extenze v OKC (Neumann, 2010)

*Screw-home rotation* – šroubový mechanismus rotace tibie; *roll* – valivý pohyb; *slide* – klouzavý pohyb; *patellar tendon* – šlacha patelky; *tibia* – tíbie; *extension* – extenze.

## 2.4 Hlezenní kloub

### 2.4.1 Funkční anatomie

Hlezenní kloub je tvořen vidlicí skládající se z distální části tibie a fibuly, do které zapadá kladka talu. Jedná se tedy o složený kloub kladkový s jedním stupněm volnosti. Skládá se z art. talocruralis a art. tibiofibularis distalis. Facies articularis tvoří na tibii tři plochy – hlavní facies articularis inferior, dále facies articularis malleoli a přední část incisura fibularis tibiae. Na fibule to jsou anterolaterální, posterolaterální a mediální



facies articularis. Malleolus medialis tibiae a malleolus lateralis fibulae tvoří krajní okraje vidlice, v níž se pohybuje talus, který s oběma kostmi bérce artikuluje vyvýšeninou zvanou trochlea tali (Bartoniček & Heřt, 2004).

Mezi nejdůležitější mediální ligamenta patří povrchové lig. deltoideum, které se skládá ze tří částí – lig. tibionavicularis, lig. tibiocalcanearis a lig. tibiotalaris. Laterální ligamenta tvoří lig. talofibulare anterior, lig. calcaneofibularis a lig. talofibularis posteriori. Svalový systém tvoří dlouhé svaly bérce, které se upínají až distálně od HZK (Čihák, 2006).

#### **2.4.2 Kineziologie**

Osa pohybu HZK má šikmý průběh, protože probíhá skrz talus a hroty obou kotníků, které nejsou ve stejné výši. Malleolus lateralis leží níže než malleolus medialis. Osa tak směřuje kaudo-kraniálně, dorzo-ventrálně a latero-mediálně. Hlavní pohyby HZK plantární/dorzální flexe tudíž neprobíhají čistě jen v sagitální rovině, ale zároveň v rovině transverzální a frontální. Dochází k pohybu i v distálním a následně i proximálním tibiofibulárním skloubení (Dylevský, 2009; Vařeka & Vařeková, 2003).

*Dorziflexe* je díky průběhu osy spojena s mírnou *abdukci a everzí, plantární flexe* zahrnuje mírnou *addukci a inverzi*. Neumann (2010) dokonce upřesňuje, že díky definici pohybů (viz výše) provádí hlezenní kloub vlastně pohyby do pronace/supinace, přičemž v jeho případě je zvýrazněna komponenta DF a PF, a ostatní pohybové komponenty jsou díky poloze osy velmi malé, téměř zanedbatelné. Základní tzv. „nulové postavení“ HZK je při držení chodidla v 90° pozici vůči bérce. Z tohoto postavení lze provést 20-30° dorziflexi a 30-50° plantární flexi (Véle, 2006). Neumann (2010) uvádí 15-20° DF a 40-55° PF.

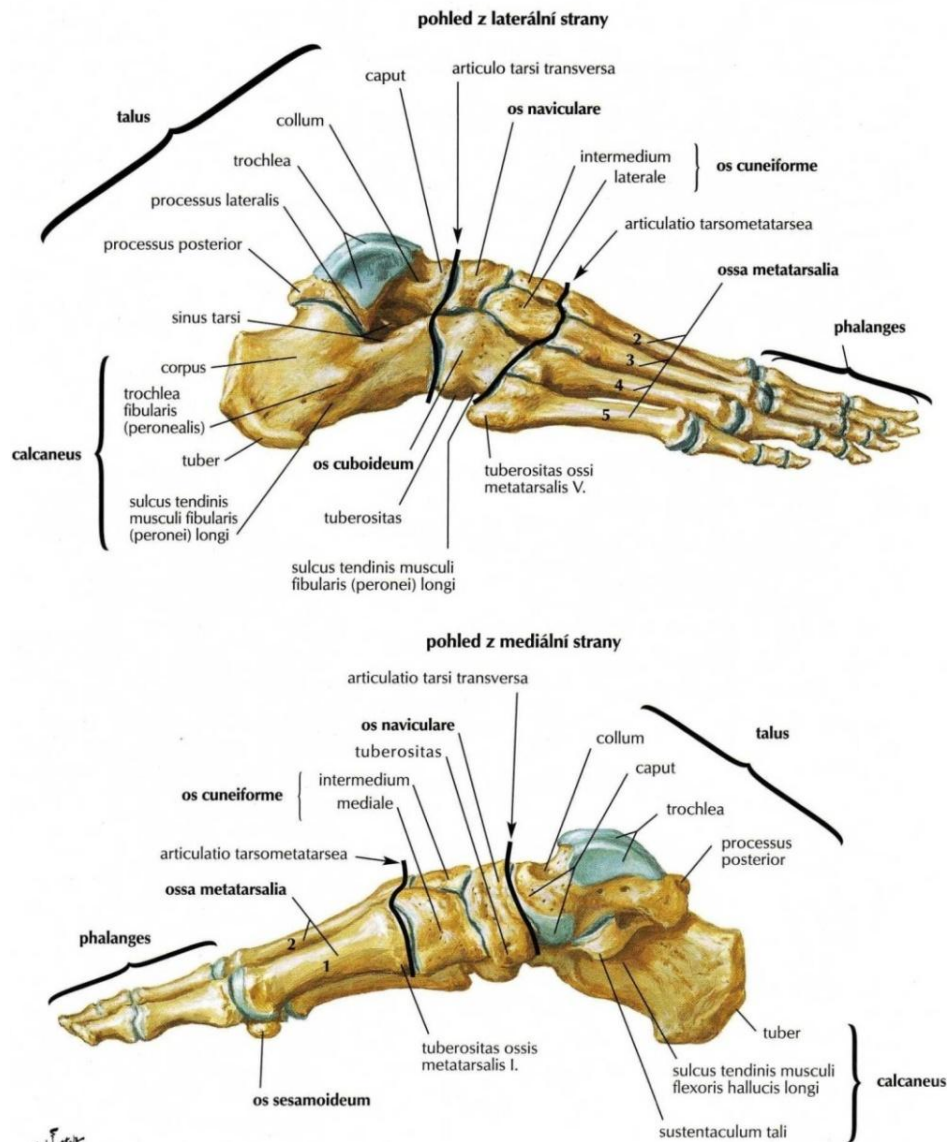
## 2.5 Noha

Noha představuje akrální část dolní končetiny, která zprostředkovává kontakt těla s terénem. Má dvojí hlavní funkci. Zajišťuje jednak stabilní stoj, ale zároveň slouží jako opora pro bipední lokomoci a přenos zrychlení při běhu. Její složitá struktura do jisté míry umožňuje aktivně „uchopovat“ nerovný terén a v případě ztráty horních končetin je dokonce schopna určitým způsobem nahradit chápavou funkci ruky. Je také důležitým orgánem afferentního cití, neboť například ve svalu m. quadratus plantae je velké množství proprioreceptorů, které zpětnovazebně řídí a ovlivňují vzpřímený postoj (Véle, 2006; Dungal, 2005).

### 2.5.1 Funkční anatomie

Noha je velmi strukturálně členitá a multisegmentální jednotka pohybového systému funkčně spojena s hlezenním kloubem. Skládá se z 26 kostí, které tvoří mnoho skloubení (Véle, 2006). Patří sem kloub subtalární (ST) a Chopartův (transverzotarzální kloub, TT), tvořen skloubením talonavikulárním a kalcaneokuboideálním, které společně dohromady tvoří dolní zánártní kloub. Dále kuneonavikulární, interkuneiformální, tarzometatarzální (Lisfrankův kloub), intermetatarzální, metatarzofalangeální a interfalangeální skloubení (Obrázek 3). Pasivní stabilitu nohy zajišťuje velké množství drobných ligament, které se spolu s plantární aponeurózou významně podílejí na udržování podélné a příčné klenby nohy. Aktivní systém zahrnuje svaly bérce a drobné svaly nohy, (viz učebnice anatomie), (Dylevský, 2009).

Chodidlo představuje část DK distálně od hlezenního kloubu a je rozděleno na tři regiony, které oddělují linie Chopartova a Lisfrankova kloubu (Obrázek 3). Je to *zánoží* (rearfoot), *středonoží* (midfoot) a *předonoží* (forefoot). *Zánoží* tvoří talus, kalkaneus a subtalární kloub (ST). *Středonoží* se skládá z tarzálních kůstek (os naviculare, os cuboideum, ossa cuneiformia) zahrnující transverzotarzální kloub (TT) a distální intertarzální klouby. Metatarzální kůstky, články prstců a jejich skloubení pak tvoří *předonoží* (Vařeka & Vařeková, 2003).



Obrázek 3 Kostí a klouby nohy (Netter, 2005)

### 2.5.2 Kineziologie kloubů nohy

Jak již bylo výše uvedeno, noha je velmi komplexní strukturou s mnoha převážně drobnými skloubeními. Z hlediska významu pro tuto práci budou zmíněny pouze dva z kineziologického pohledu nejdůležitější klouby - subtalární kloub a transverzotarzální kloub, které tvoří funkční jednotku zvanou dolní zánártní kloub a zánoží nohy.

### 2.5.2.1 Terminologie pohybů nohy

Hlavní pohyby nohy jsou *supinace* a *pronace*, *everze* a *inverze*, které v dostupné literatuře nejsou terminologicky jednoznačně definované. Podle některých autorů se při supinaci a pronaci jedná o jednoduché pohyby ve frontální rovině, při kterých se ploska stáčí dovnitř (*supinace*) anebo zevně (*pronace*). *Inverze/everze* pak představují komplexní pohyby. *Inverze* je kombinací *supinace*, plantární flexe (PF) a addukce. *Everze* zahrnuje *pronaci*, dorzální flexi (DF) a abdukci (Dylevský, 2009; Kapandji, 1987). Jiní autoři používají tzv. *aplikovanou terminologii*, která na rozdíl od předchozí fundamentální terminologie používající k popisu pohybu standardní systém tří navzájem kolmých os popisuje pohyby v chodidle podle jejich skutečných os pohybu, které mají zřejmý šikmý průběh. *Supinace* je výsledkem kombinace *inverze*, addukce a PF. *Pronace* naopak zahrnuje element *everze*, abdukce a DF (Neumann, 2010).

### 2.5.2.2 Kineziologie dolního zánártního kloubu

Dolní zánártní kloub se skládá ze subtalárního kloubu a transverzotarzálního kloubu, které jsou mechanicky spojené a tvoří funkční jednotku. Tento kloub má jeden stupeň volnosti a podle Kapandjiho (1987) lze individuální osy kloubů dolního zánártního kloubu nahradit jednou osou, tzv. Henkeho osou, jde dorzo-plantárně, medio-laterálně a antero-posteriorně. Tato osa není fixní, ale během pohybů nohy se zároveň mění i její poloha.

#### 2.5.2.1.1 Subtalární kloub

Subtalární kloub spojuje talus a kalkaneus a probíhá v něm především *pronace/supinace*, jejichž nejvíce zřetelnými pohybovými komponentami jsou pouze dvě, *abdukce/addukce* a *inverze/everze*. Hlavní funkcí je kontrola polohy zánoží a nepřímá kontrola distálních skloubení nohy (Neumann, 2010). Kirby (2000)

upřesňuje, že ST kloub je hlavním kloubem chodidla, který umožňuje triplanární translaci pohybu mezi chodidlem a dolní končetinou.

V otevřeném kinematickém řetězci (OKC) se kalkaneus pohybuje vzhledem k fixovanému talu, který je uchycen v HZK. V uzavřeném kinematickém řetězci (CKC) je situace opačná. Pronace a supinace se děje tehdy, když je kalkaneus relativně fixovaný přenosem zatížení na DK a celá dolní končetina s trupem tak rotuje kolem stabilního kalkaneu. Tímto mechanismem se stává chodidlo určitým způsobem nezávislé na postavení proximálních kloubů a umožňuje tak chůzi v nerovném, příkrém kopcovitém terénu, rychlou změnu směru chůze či běhu, nebo udržet rovnováhu (Neumann, 2010). Jiný autor dodává, že díky pronaci ST se tak chodidlo na začátku stojné fáze přizpůsobuje terénu a dochází k absorpci nárazu a dopadu chodidla na zem během prvotního kontaktu a středního stoje. Na konci stojné fáze naopak jeho supinací umožňuje přeměnu chodidla na formu rigidní páky sloužící k odrazu (Kirby, 2000).

Osa pohybu ST kloubu probíhá dorzo-plantárně a medio-laterálně, tudíž je vůči horizontální rovině posunuta o 42-45 ° a vůči rovině sagitální o 16 °, ale existují interindividuální rozdíly (Neumann, 2010; Vařeka & Vařeková, 2003; Moseley, et al., 1996; Kapandji, 1987). Kapandji (1987) vysvětluje funkci ST kloubu v CKC pomocí modelu „pantu“ mezi os talus a os calcaneus, kdy rotace jednoho ramene vyvolá rotaci toho druhého. Konkrétně addukce talu vyvolá pronaci patní kosti a naopak. Podle Neumanna (2010) je rozsah pohybu do inverze přibližně 23 ° a do everze 12,5 °. Přehledová studie autora Nester (2009) namítá, že existuje výrazná individuální variabilita v pohybech kloubů nohy a subtalární kloub nelze brát jednoznačně jako kloub zajišťující pouze everzi/inverzi. Autor popisuje, že ostatní klouby nohy zajišťují různé pohyby v různé individuální míře podle toho, jak se adaptují na individuální podmínky jedince.

#### **2.5.2.1.2 Transverzotarzální kloub**

Transverzotarzální kloub (Obrázek 6) nebo také kloub Chopartův se skládá ze dvou skloubení, talonavikulární a kalkaneokuboidní. Spojuje zánoží se středonožím.

Štěrbinu kloubu má tvar písmene „S“. Podle Neumanna (2010) má dvě osy rotace, které umožňují unikátní kinematický vzorec pohybu, osu podélnou a šikmou. Podélná dovoluje pohyb do inverze/everze, šikmá zajišťuje kombinovaný pohyb do abdukce a DF/addukce a PF. Funkčně při CKC aktivitách se pohyby okolo obou os prolínají a vedou k čisté supinaci a pronaci. Avšak dle přehledové studie Kirbyho (2002) je toto tvrzení nyní vyvráceno výsledky novějších studií, které ukazují na existenci jedné osy rotace, která je tzv. „instantní“, což znamená, že se v průběhu chůze přemisťuje a v každém okamžiku krokového cyklu má jinou pozici. Supinace a pronace TT kloubu umožňuje středonoží a předonoží přizpůsobit se mnoha tvarům a konturám terénu. Rozsah pohybu tohoto kloubu není přesně znám, neboť je obtížně měřitelný (Neumann, 2010).

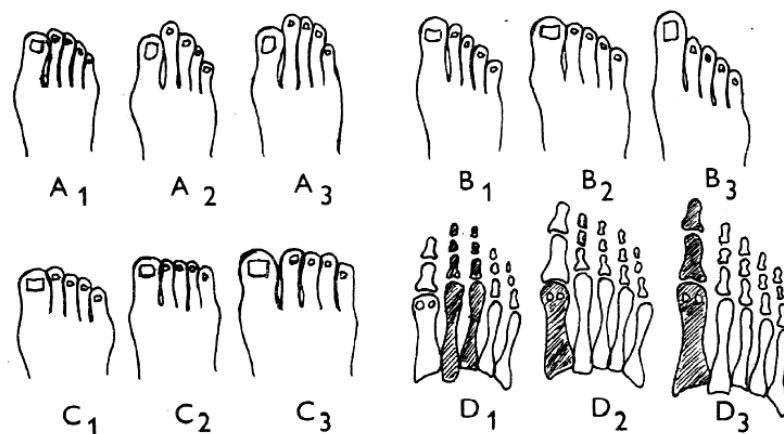
### 2.5.3 Typologie nohy

Typ nohy je klinický koncept, který má za cíl zjednodušit anatomickou komplexnost lidského chodidla pro použití v klinické praxi (Hillstrom et al. 2013). Typologie nohy se dělí na klasickou klinickou typologii, antropometrickou typologii a funkční typologii nohy.

Nejnámější a v praxi nejčastěji používaná typologie nohy je *klasická klinická typologie*, která vychází z tripodního modelu nohy a popisuje *nohu plochou, normální* a *vysokou*, podle tvaru oblouku nožní klenby. Jde však pouze o popis konkrétního klinického nálezu bez ohledu na jeho přesné příčiny. Tato metoda se blíže nezabývá dynamickou funkcí chodidla při chůzi. Navzdory tomu je u nás stále hojně používaná pro svou jednoduchost. K určení se používají podogramy, které mohou být doplněné dalším antropometrickým měřením (Hillstrom et al. 2013; Dungal et al., 2005).

*Antropometrická metoda* rozděluje nohy podle antropometrických parametrů. Používá nejrůznějších indexů, které porovnávají délku, šířku, výšku nohy a další. Například podle délky jednotlivých paprsků nohy pomocí tzv. „digitální formule“ se rozeznává *noha řecká, polynéská* a *egyptská* a jejich podtypy (Obrázek 4). Klinický význam má však jen řecký typ nohy, neboli též Mortonova noha. V tomto případě je

nejdelší druhý paprsek, přesněji druhý metatarz, který na jedné straně umožňuje nejlepší přenos zátěže na předonoží (Kapandji, 1987), ale na straně druhé u něj často dochází k hypertrofii s projevy Mortonovy neuralgie a při velkém zatížení může dokonce dojít k únavové zlomenině (Vařeka & Vařeková, 2009; Vařeka & Vařeková, 2003; Razeghi & Batt, 2002).



**Obrázek 4** Klasická typologie nohou (Dungl, 1989)

*A1, A2* – obvyklé typy řecké nohy; *A3* – řecký typ nohy s neobvykle dlouhými prsty; *B1, B2* – obvyklé typy egyptské nohy; *B3* – hypertrofie palce u egyptské nohy; *C1, C2* – obvyklé typy kvadratické nohy; *C3* – kvadratická noha s hypertrofií malých prstů; *D1* – metatarzofalangeální převaha u řeckého typu nohy; *D2* – krátký I. metatarz u egyptského typu; *D3* – metatarzofalangeální převaha u egyptského typu.

*Funkční typologie nohy* je novější a klinicky významnější, neboť klade důraz také na dynamickou funkci nohy. Jednotlivé funkční typy nohy se odvozují z postavení subtalárního kloubu vůči kloubu transverzotarzálnímu. Pomáhá odhalit příčinu poruch funkce celé dolní končetiny i bederní páteře a pomáhá při rozhodování o druhu terapie. Především o způsobu konzervativní léčby, což je například ortézování, které je především kompenzačního charakteru, jen zřídka korekčního (Vařeka & Vařeková, 2009; Vařeka & Vařeková, 2003).

### 2.5.3.1 Funkční typologie nohy

Funkční typologie vznikla díky modelu, který zdůrazňuje nohu především jako dynamický komplex. Tento model vytvořil v období 1950 až 1960 Merton Louis Root, který vypracoval zcela novou typologii podle vzájemného postavení zánoží a předonoží v odlehčení a v zatížení nohy (Vařeka & Vařeková, 2009). Zavedl klinický pojem *neutrální postavení subtalárního kloubu*, což znamená „pozici, ve které noha není pronována ani supinována“, a doplňuje, že „kalkaneus během supinace invertuje dvakrát více než evertuje během pronace“ (Root et al, 1971).

*Normální postavení nohy* dle Roota je tehdy, když osa 1/3 dolního bérce a osa zadní plochy paty je totožná za současného zachování shodnosti rovin plosky pod předonožím a pod zánožím při neutrálním postavení ST kloubu s uzamčeným TT kloubem, tj. v plném zatížení chodidla nebo při tlaku na 5. metatarz zesponu). Ostatní odchylky byly Rootem nazvány jako *vnitřní deformity chodidla* (intrinsic foot deformities), (Vařeka & Vařeková, 2009). Výskyt normální nohy v populaci podle Rootových striktních parametrů je ale ve skutečnosti velmi malý. McPoil et al. (1988) našli normální nohu jen v 17 % vyšetřených případů.

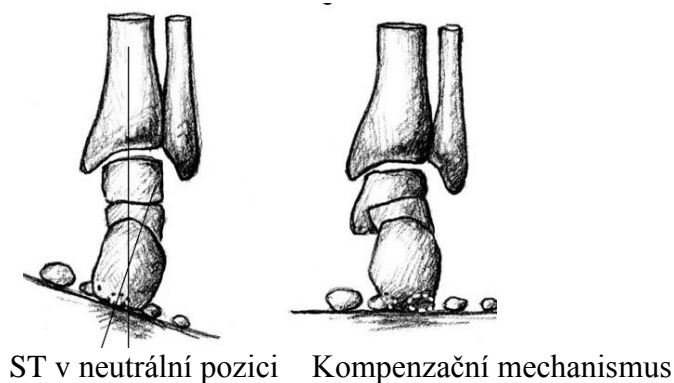
Základní rozdělení deformit nohou dle M. L. Roota je na *varózní zánoží (RFvar)*, *varózní předonoží (FFvar)*, *valgózní předonoží (FFval)*, *valgózní zánoží (RFval)*, *supinované předonoží (FFsup)* a *plantárně flektovaný první prst*. Dále se u těchto funkčních typů nohy rozlišují ještě jejich podtypy. Varózní zánoží a varózní předonoží může být *kompensované*, *částečně kompenzované* nebo *nekompenzované*. U valgózního předonoží a plantárně flektovaného prvního prstu rozlišujeme typ *flexibilní*, *semiflexibilní* a *rigidní*. Na základě tohoto dělení byl vytvořen systém tzv. funkčního ortézování s použitím klínů a podpěr. (Vařeka & Vařeková, 2009).

Rootova koncepce je v klinické praxi používána pro posouzení morfologie nohy a zhodnocení její dysfunkce. Je rozšířena především v západní Evropě (např. Španělsko, Nizozemí a Belgie) a je prozatím nejvíce propracovaným modelem funkce nohy. Stále se však potýká s velkými nedostatky a výraznou kritikou (Deschamp, osobní sdělení 20.6.2013; Razeghi & Batt, 2002).



### 2.5.3.1.1 Varózní zánoží

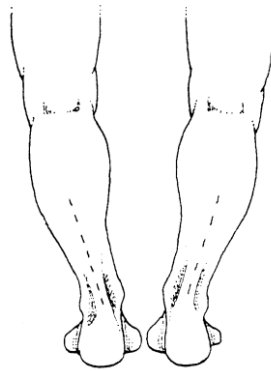
*Varózní zánoží* (rearfoot varus, RFvar, Obrázek 85) je velmi častá, obvykle zcela benigní deformita chodidla. Při nezatížené noze, ST kloubu v neutrální pozici a uzamčeném TT kloubu (pomocí plantárního tlaku na 5. metatarz) je celá noha v supinaci, přesněji kalkaneus v supinaci a pata ve varozitě. Kompenzační mechanismus se při zatížení nohy odehrává hlavně na úrovni subtalárního kloubu formou výrazné pronace, aby se mediální okraj zánoží a postupně i celé předonoží dostaly do kontaktu s podložkou. Při tom dochází i k plantární flexi a addukci talu, která má určitý negativní vliv na vyšší etáže DK (Vařeka & Vařeková, 2009).



**Obrázek 5** Varózní zánoží (Anonymous, 2007)

U varózního zánoží se dá rozlišit tzv. *subtalární varozita* a *tibiální varozita*, které se mohou vyskytovat současně nebo každá zvlášť (Vařeka & Vařeková, 2009). Příčinou *subtalární varozity* může být nedostatečná intrauterinní rotace kalkaneu nebo klínovitý talus či nerovnoměrný růst epifýz. Možná je také kombinace těchto příčin (Vařeka & Vařeková, 2009). *Tibiální varozita* (Obrázek 6) je nejvíce zjevná při došlapu, kdy ve frontální rovině vynikne varózní bérec nebo jeho varózní spodní třetina. Etiologie této deformity je buď selhání přechodu tibie z intrauterinní varózní pozice do fyziologické

valgozity, genua vara nebo Blountova choroba, či jejich vzájemná kombinace (Munteanu & Bird, n.d.; Vařeka & Vařeková, 2013).



**Obrázek 6** Tibiální varozita (Munteanu & Bird, n.d.)

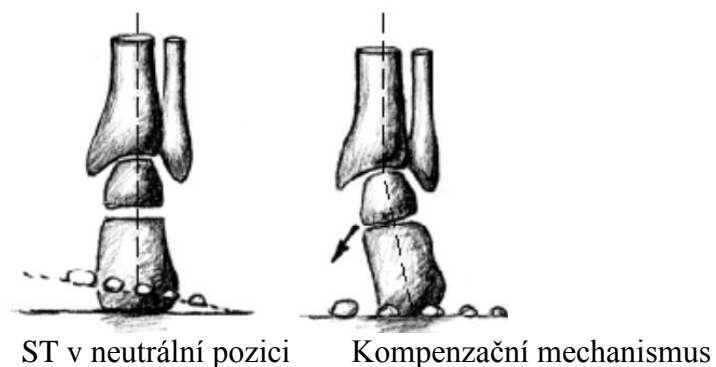
*Kompenzovaná varozita zánoží (RFvarC)* může být úplná nebo částečná. Při plně kompenzovaném zánoží, které je zprostředkováno plným rozsahem pohybu do pronace v ST kloubu, vzniká hyperpronační syndrom. Jeho příčinou je rychlost a rozsah hyperpronace. Především to, že tato kompenzační valgozita paty přetrvává po téměř celou dobu kontaktu paty s podložkou. Hyperpronační syndrom a jeho projevy závisí na tíži deformity. Mezi jeho negativní důsledky patří například oploštění klenby nožní při zatížení, přetížení supinátorové skupiny svalů nohy, Haglundova deformita a jiné (Vařeka & Vařeková, 2009).

*Nekompenzovaná varozita zánoží (RFvarN)* se vyskytuje spíše jako následek kostní fúze po úraze nebo v rámci postoperačního stavu. Při došlapu nedochází ke kompenzačnímu mechanismu, tj. k dostatečné pronaci v ST kloubu, a zatížení tak přetrvává pouze na zevním okraji nohy. Náhradním mechanismem je plantární flexe prvního paprsku, čímž se zvýrazňuje mediální oblouk klenby nohy a dochází k nedostatečnému tlumení nárazu při dopadu paty (Vařeka & Vařeková, 2008). Dochází také k biomechanickému konfliktu kolene a kloubů nohy, kdy na počátku oporové fáze dochází k flexi kolene spojené s vnitřní rotací tibie, což vyžaduje pronaci zánoží.

V rámci nekompenzované varozity zánoží však k pronačnímu mechanismu nedochází. Tato situace si proto vynutí zevní rotaci femuru jako kompenzaci nedostatečné vnitřní rotace tibie, což je ale v rozporu s fyziologickou kinematikou kyčelního kloubu během stojné fáze. Důsledkem jsou problémy v oblasti DKK, nejčastěji bolesti kolen, kyčlí i zad a také zvýšené riziko distorzí hlezenního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

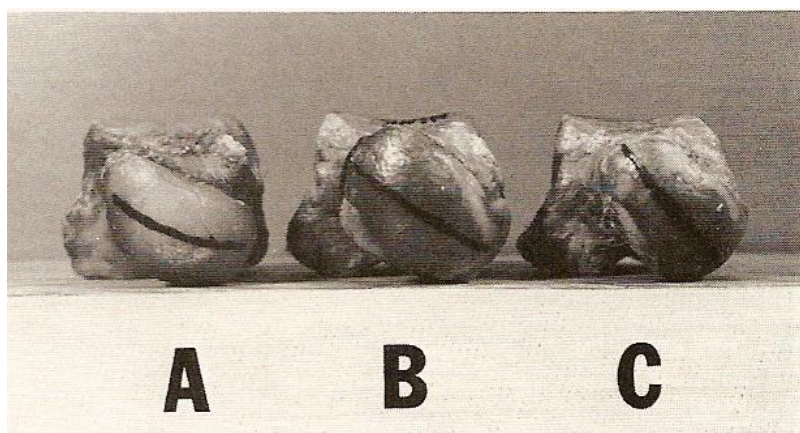
### 2.5.3.1.2 Varózní předonoží

*Varózní předonoží* (forefoot varus, FFvar, obrázek 7) je definováno jako strukturální abnormalita chodidla, která se vyznačuje předonožím v relativní inverzi, respektive v supinaci vzhledem k zánoží při nezatížené DK, když je subtalární kloub držen v neutrální pozici a TT kloub je uzamčený pomocí plantárního tlaku na 5. metatarz (Vařeka & Vařeková, 2009; Tis & Higbie, 1999). Kompenzační mechanismus je zajištěn pronací kalkaneu v subtalárním kloubu a plantární flexí a addukcí talu. Jinými slovy vzniká valgózní zánoží, které postupně může zapříčiňovat výrazné léze na vyšších etážích DK. Pokud je pronace ST kloubu nedostatečná, může být vynahrazena pronací v TT kloubu a PF prvního prstku (Vařeka & Vařeková, 2009). Podle Michauda (1997) způsobuje tato deformita horší patologie na vyšších etážích DK než varózní zánoží či valgózní předonoží.



**Obrázek 7** Varózní předonoží (Anonymous, 2007)

Příčiny vzniku tohoto typu chodidla jsou zřejmě strukturálního rázu. Uvádí se nejčastěji dvě. Jednou z nich je nedostatečná torze krčku talu do pronace během postnatálního vývoje (Mooney & Campbell, 2006). Většina dětí se rodí s 5° varózním předonožím díky intrauterinní pozici (McPoil et al., 1988). První rok po porodu je noha dítěte ve varózním postavení často ještě ve spojení se supinovaným předonožím. Během prvních 6 let života dochází k postupné pronaci krčku talu. Pokud tento proces neproběhne optimálně, osa krčku zůstává v inklinaci a tím vzniká varózní předonoží. Pokud naopak dojde k opačnému extrému, krček je v deklinačním postavení a dochází tak k valgóznímu předonoží (obrázek 8), (Deschamp, osobní sdělení 20.6.2013; Vařeka & Vařeková, 2009). Druhá příčina tkví ve změně měkkých tkání, které jsou například při nadměrné váze jedince vystaveny dlouhodobému výraznému stresu, na který se postupně adaptují (Deschamp, osobní sdělení 20.6.2013). Lufler et al. (2012) uvádějí, že příčina vzniku varózního předonoží leží spíše v oblasti změn v měkkých tkáních než ve strukturálně dané torzi krčku talu.



**Obrázek 8** Torzní postavení krčku talu

*A* – Deklinace krčku talu; *B* – normální postavení krčku talu; *C* – inklinace krčku talu.

Kompenzace FFvar může být úplná, částečná nebo žádná. Podle toho se varózní předonoží dělí na další podtypy (Valmassy, 1996). U *kompenzované varozity předonoží* (FFvarC) také dochází k výrazné hyperpronaci kalkaneu jako u varózního zánoží, ale tato pronace je během pozdního středního stoje a odrazu ještě výraznější, proto má i více destruktivní účinky než ostatní deformity nohy. Při hyperpronaci se posouvá osa ST kloubu blíže úponu m.tibialis, což způsobuje omezení supinace na konci švihové fáze a pokles schopnosti absorpce nárazu při kontaktu paty s podložkou. Částečně dochází ke kompenzaci formou zkrácení délky kroku a zvýraznění dorziflexe v HZK na konci švihové fáze (Vařeka & Vařeková, 2009). Při initial contact proběhne výrazná valgizace paty, která trvá až do začátku odrazu nohy, a to vede k výraznému poklesu mediálního oblouku nohy (Vařeka & Vařeková, 2008). Mezi další patologie patří například vznik kladívkových prstů, hallux limitus/rigidus, hallux abductovalgus, únavové zlomeniny metatarsů, útlak plantárních nervů, záněty, mikroruptury až ruptury Achillovy šlachy, stresové fraktury tibie, genua valga, patellofemorální syndrom, imitace útlaku kořene L5 a další.

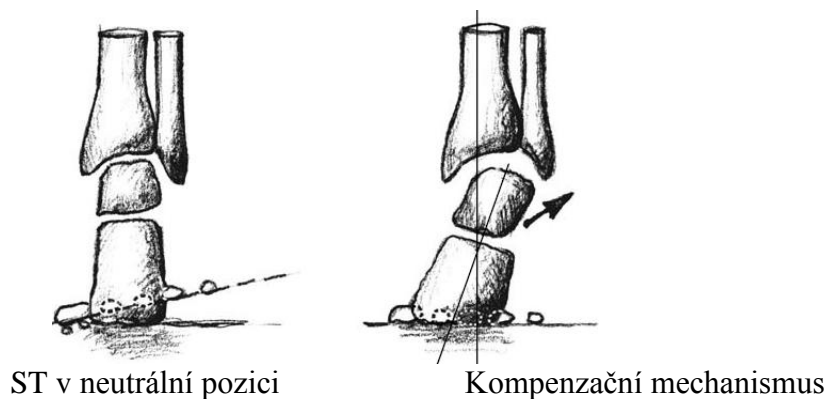
Pokud nedochází ke kompenzaci, jedná se o *nekompenzovanou varozitu předonoží*. Ta ve druhé polovině stojné fáze způsobuje přetěžování laterálního okraje nohy (pod hlavičkou 5. metatarzu) a při odrazu pak také mediálního okraje I. interfalangeálního skloubení (Vařeka & Vařeková, 2009).

### **2.5.3.1.3 Supinované předonoží**

Je nutné odlišit varózní předonoží od jemu klinicky podobného *supinovaného předonoží* (forefoot supinatus, FFsup). Hlavní rozdíl je v jejich etiologii. Nejčastěji se jedná o výraznou zevní rotaci špiček při retroverzním krčku femuru, méně často pak o funkční pes equinus. Tento typ je charakteristický deformitou měkkých tkání mizících při odstranění deformačních sil. Z hlediska jiné příčiny je nutné zvolit také jinou terapii než u FFvar a to je řešení primární příčiny ne kompenzací důsledků (Vařeka & Vařeková, 2013).

#### 2.5.3.1.4 Valgózní předonoží

*Valgózní předonoží* (forefoot valgus, FFval, obrázek 9) je podle studie McPoil et al. (1988) považováno za nejčastější typ chodidla v populaci. Příčinami této deformity nohy mohou být hyperpronace krčku talu, vrozená deformita kalkaneokuboidního kloubu nebo případná kompenzace nekompensované varozity zánoží. Pokud je ST kloub v neutrální pozici a TT kloub uzamčen tlakem na 5. metatarz zespodu, předonoží se nachází v pronaci vzhledem k zánoží.



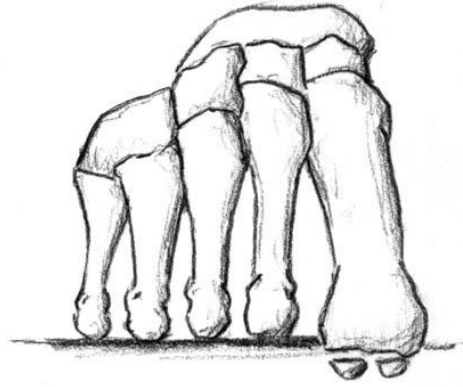
**Obrázek 9** Valgózní předonoží (Anonymous, 2007)

Existují dva podtypy, flexibilní forma a rigidní forma. *Flexibilní valgózní předonoží* je častějším podtypem valgózního předonoží a je charakteristické dostatečnou kompenzační supinací předonoží kolem osy TT kloubu, což umožňuje předonoží dosáhnout kontaktu s podložkou. Ale tato pronace v TT kloubu odemyká předonoží, které se tím stává méně odolné zatížení v období středního stoje a odrazu (Vařeka & Vařeková, 2009). Což se při zatížení může projevit například výrazným kolabsem mediálního oblouku (Vařeka & Vařeková, 2008). Dále často vzniká hallux limitus, návazně na něj hallux valgus, různé deformity prstů či bolestivé stavy plantární aponeurózy a další (Vařeka & Vařeková, 2009).

*Rigidní valgozita předonoží* je strukturální vada bez možnosti kompenzační supinace/inverze kolem dlouhé osy TT, která je klinicky pozorovaná jen vzácně (Anonymous, 2007). Během zatížení neprobíhá téměř žádná pronace v ST během prvotního kontaktu, naopak předonoží se jako první dotýká terénu svým mediálním okrajem. Poté následuje supinace zánoží k dosažení kontaktu laterálního předonoží s podložkou. Noha tak zůstává ve vysokém postavení, tzv. pes cavus, což postupně může způsobovat trvalou dorziflexi metatarsofalangeálních kloubů a podporovat vznik drápotivých a kladívkových prstů. Také dochází k dysfunkci obou tibiofibulárních kloubů a bolestem kolen a kyčlí s pozdějším rozvojem artrózy (Vařeka & Vařeková, 2009). Najjarine (n.d.) doplňuje, že vysoké postavení nohy při FFvalgR působí extrémní stres na peroneální svaly a ligamenta laterální strany hlezna, působí jejich elongaci, což je předpokladem laterální nestability hlezenního kloubu s tendencí k pronačním distorzím.

#### **2.5.3.1.5 Plantárně flektovaný I. prst**

*Plantárně flektovaný první prst* (plantarflexed first ray, PF1st, Obrázek 10) poznáme tak, že když je v odlehčení nohy ST kloub držen v neutrální pozici a TT kloub je uzamčen tlakem na 5. metatarz zesponu, hlavička prvního metatarsu prominuje více plantárně než ostatní metatarsy (Anonymous, 2007). Jedná se o vrozenou nebo získanou deformitu nohy, která může být i důsledkem jiných deformit chodidla, jako je nekompensované varózní zánoží anebo předonoží (Valmassy, 1995).



**Obrázek 10** Plantárně flektovaný I. paprsek (frontální pohled), (Anonymous, 2007)

Podle Michauda (1997) má vrozená deformita ze svého výchozího postavení stejný rozsah do plantární flexe i do dorzální flexe. Získaná deformita má z výchozí pozice výrazně větší rozsah do dorzální flexe než do plantární flexe a to kvůli svalovým zkrácením a oslabením, které jsou s touto deformitou spojeny.

*Flexibilní plantárně flektovaný I. paprsek* má plně zachovanou schopnost kompenzace jak v postavení PF1st tak i kolem dlouhé osy TT kloubu. Při nezatížené noze je mediální oblouk nožní klenby normální nebo zvýšený, ale po došlapu se oplošťuje. Při zatížení dochází k rychlé dorziflexi a supinaci prvního paprsku, což vede k přetížení mediální sezamské kůstky. Tato deformita může vést také ke vzniku hallux abductovalgus či hallux rigidus a to z důvodu nedostatečné pronace transverzotarzálního kloubu, který se tím stává nestabilním. K dalším problémům patří Mortonovo neuroma, bolestivé stavy plantární aponeurózy a další (Vařeka & Vařeková, 2009).

*Rigidní plantárně flektovaný I. paprsek* se vyskytuje u dětí ve věku mezi 7. a 15. rokem života a projevuje se tak, že při zatížení i v odlehčení zůstává chodidlo v kompenzačním supinačním postavení a mediální oblouk je stále stejný. Toto postavení odpovídá pes cavus a vznikají otlaky a exostózy pod metatarsy, deformity prstů a jiné patologie jako u rigidního valgózního předonoží (Vařeka & Vařeková, 2009).



#### 2.5.3.1.6 Valgózní zánoží

*Valgózní zánoží* (rearfoot valgus, RFval) jako primární deformita se vyskytuje velmi vzácně. Jedná se o hyperpronaci kalkaneu, která vzniká kongenitálně nebo jako poúrazový stav. Můžeme ji však pozorovat i při kompenzačních mechanismech varózního či supinovaného předonoží, valgózních kolen či jiných běžných odchylek. Fyziologicky se valgozita zánoží do určité míry vyskytuje současně v období fyziologické valgozity kolen, to je mezi 2. až 8. a 11. až 15. rokem (Vařeka & Vařeková, 2009).

#### 2.5.3.1.7 Pes equinus

*Pes equinus* patří spíše mezi ortopedické deformity, ale má vliv na DK z hlediska její funkce, proto zde bude zmíněna alespoň stručně.

Jedná se o deformitu v sagitální rovině, kdy při ST kloubu drženém v neutrální pozici a uzamčeném TT kloubu pasivním tlakem na 5. metatarz zespodu, je rozsah DF hlezenního kloubu menší než 10°. Příčinami této deformity mohou být vrozené kostní deformity nebo získané svalové zkrácení, například svalů lýtky z důsledku spastické svalové obrny, anebo kombinace obou u těžších postižení (Anonymous, 2007).

Při normální chůzi během její stojné fáze dochází k pasivní dorziflexi HZK přibližně v rozsahu 10°. *Pes equinus* však tuto DF nedovoluje v dostatečné míře a proto musí nastoupit kompenzační mechanismy. Jako první probíhá pronace v ST kloubu, která odemyká TT kloub a umožní tak DF předonoží vzhledem k zánoží, ale noha se stává nestabilní a poklesává mediální oblouk. Časem se kalkaneus dostává do PF a talus do strmého postavení, z čehož je zřejmé, že tato kompenzace má výrazně nepříznivé důsledky.

Pokud jde o *nekompenzovaný pes equinus*, jsou nutné kompenzace na vyšších etážích DK. Je to například hyperextenze v KOK a hyperlordóza bederní páteře při lehčích stupních deformity. U těžších stavů se kompenzace projeví naopak flexí kolenního i kyčelního kloubu a dotýčný chodí po špičkách, protože se pata nedostane po celou dobu krokového cyklu do kontaktu s podložkou (Vařeka & Vařeková, 2009).

### 2.5.3.2 Přehled dalších podiatrických paradigmat

Rootův koncept se od počátku potýkal a dodnes potýká jak s vyznavači této koncepce, tak s výraznou kritikou. Ani v současné době vědecké výzkumy zatím nevyvrátily Rootovu koncepci úplně, ale ani nebyly schopny vyřešit její nedostatky.

Kupříkladu někteří kritici vidí funkci nohy jako vysoce individuální, variabilní a složitou a tuto složitost chápou jako normální situaci, ne jako patologii. Nester (2009) uvádí, že spíše než nadále uplatňovat nedobře založený model typologie nohy, jehož podstatou je, aby všechny nohy splňovaly určitá kritéria pro mechanicky "ideální" nebo "normální" nohu, měli bychom přijmout variabilitu mezi chodidly jako příležitost rozvíjet individuálně specifické klinické modely funkce nohy. Na podkladě mnoha kritických názorů postupně vznikly další modely a paradigmat, které se snaží o vysvětlení funkce nohy z jiného pohledu.

#### 2.5.3.2.1 The neutral position of the subtalar joint

*The neutral position of the subtalar joint* je paradigma založené na Rootovém konceptu neutrální pozice ST kloubu, jak již bylo uvedeno výše. Podle toho Root sestavil 8 kritérií, podle kterých stanovil normu. Tento systém bere v potaz třídimenzionální strukturu muskuloskeletálního systému chodidla, což posléze postupně vedlo k rozvíjení systému klasifikace strukturálních anomálií (Petcu & Anca, 2012). Naproti tomu autoři Miller a McGuire (2000) uvádějí ve svém přehledu, že v literatuře neexistuje jednotná definice neutrální pozice ST kloubu, ani jednotný konsensus metody určení neutrální pozice, která by byla reliabilní a na které by se široká vědecká společnost shodla. Panují také neshody, jestli je neutrální pozice ST kloubu pozice, kdy je noha ve fázi ještě před propulzí, tudíž stále ještě v plném zatížení.

#### **2.5.3.2.2 Tissue stress theory**

*Tissue stress theory* byla zavedena McPoilem a Huntem v roce 1995, kteří vycházeli z nedostatků Rootovy koncepce jako je malá reliabilita měření a malý výskyt Rootova ideálního postavení chodidla v populaci. Teorie je postavena na tezi, že zatížení tkání musí být pro jedince tolerovatelné, jinak dochází k mechanickému přetížení, které se projeví například jako hyperpronace nohy vedoucí ke vzniku dalších patologií v rámci dolní končetiny (Vařeka & Vařeková, 2009).

#### **2.5.3.2.3 Sagittal plane facilitation theory**

*Sagittal plane facilitation theory* byla založena Howardem Dananbergem, který se zabýval analýzou funkčního hallux limitus a pes equinus jako funkční patomechaniky nohy, kdy není chodidlo schopno plně provést dorziflexi nutnou k dostatečné propulzi při chůzi, což vede dále ke kompenzačním patologickým procesům, jako je například plantární fascitida, hallux valgus a další (Petcu & Anca, 2012).

#### **2.5.3.2.4 Rotation equilibrium theory**

*Rotational equilibrium theory* vznikla v 80. letech pod vedením K. A. Kirbyho, který poukázal na důležitost orientace osy ST kloubu. Její průběh je měněn pronačním a supinačním momentem reakční síly podložky (Vařeka & Vařeková, 2009). Avšak toto je v rozporu s teorií pohyblivé osy ST kloubu a otázkou stále zůstává validita a reliabilita polohy této osy (Roosen, 2013).

### **2.5.3.2.5 Centre pressure theory**

Na práci Kirbyho navázal E. A. Fuller v roce 1999 svou koncepcí označovanou jako *Centre of pressure theory*. Ta se opírá o myšlenku, že nohu nepoškozují hyperpronace jako taková, ale to, co hyperpronaci brání a zastavuje ji. K tomu je nutné znát momenty sil, polohu působíště vektoru reakční síly podložky a polohu osy rotace, kterou je Kirbym určená osa ST kloubu. Fuller a Kirby později navzájem spojili tyto koncepce s koncepcí *Tissue stress theory* do jednoho *všeobecného modelu* (Vařeka & Vařeková, 2009).

### **2.5.3.2.6 Neuromechanical theory**

*Neuromechanical theory* neboli *Preffered movement pathway model* byl vyvinut Niggem et al. v roce 1999 a měl sloužit jako nový model pro kontrolu pohybu chodidla a DK. Hlavní myšlenkou je, že kompenzační ortézy nemají měnit skelet, ale mají přispívat ke změně vstupních informací do chodidla, které následně vedou ke změně napětí ve svalech. Změnu svalového tonusu následuje změna svalové aktivity s cílem tlumit vibrace působící na měkké tkáně a také zlepšit kontrolu pohybu v rámci dolních končetin (Roosen, 2013; Petcu & Anca, 2012).

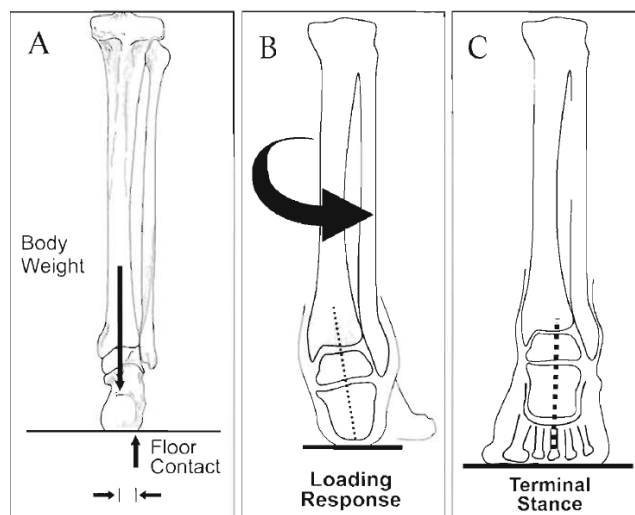
## **2.6 Funkční vztahy kloubů dolní končetiny a chodidla**

Klouby dolní končetiny jsou ve vzájemném funkčním vztahu a navzájem se svým postavením v rámci otevřeného a uzavřeného kinematického řetězce ovlivňují a dochází ke sdruženým pohybům (Vařeka & Vařeková, 2009; Véle, 2006). Je to dáno morfologickou strukturou kostí a kloubů dolní končetiny. To dokládá i Kapandji (1987), který uvádí, že rotace femuru má vliv až na tvar nožní klenby. V uzavřeném kinematickém řetězci vyvolává zevní rotace femuru supinaci nohy a vnitřní rotace femuru pronaci nohy, přičemž tento vztah funguje i obráceně. Děje se tak nepřímo přes

kolenní kloub, skrze horní a dolní tibiofibulární skloubení a hlezenní kloub. Při extenzi kolenního kloubu dochází k zevní rotaci tibie, což je dáno nestejným poloměrem zakřivení kondylů femuru a tibie a tím, že kondyly femuru mají více os otáčení. Naopak při flexi KOK je tibie rotována vnitřně, přitom se mediální kondyl femuru posouvá dopředu, zatímco laterální kondyl dozadu a laterální kondyl tibie se pohybuje ventrálně.

Tvar kloubních ploch hlezenního kloubu a rozdílný poloměr zakřivení mediální a laterální strany přední části kladky talu způsobuje, že plantární flexe a dorsální flexe HZK neprobíhají čistě jen v rovině sagitální. Dochází tak k propojení pohybu HZK a kloubů chodidla. Plantární flexe je spojena s inverzí nohy a dorzální flexe s everzí. Při každém pohybu se díky lig. talofibulare anterior et posterior pohybuje také fibula. Během PF se fibula tahem lig. talofibulare anterius pohybuje vpřed a mírně distálně do vnitřní rotace, při DF je v napětí lig. talofibulare posterius, které fibulu táhne opačným směrem (Dylevský, 2009; Bartoníček & Heřt, 2004). Kapandji (1987) ale uvádí, že pohyby v plochém proximálním tibiofibulárním skloubení sledují pohyby laterálního kotníku a fibula při plantární flexi rotuje naopak zevně.

V oblasti nohy v uzavřeném kinematickém řetězci během fáze postupného zatěžování dochází k pronaci kalkaneu (frontální rovina), což vyvolá vnitřní rotaci a addukci talu (transverzální rovina) a následně vnitřní rotaci tibie (Obrázek 11), (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Kapandji, 1987). Studie Pohl et al. (2007) ukázala, že tzv. „zřetězení“ (coupling) everze a inverze subtalárního kloubu s VR a ZR tibie je pevně vyjádřen při běhu, avšak při chůzi je jejich svázanost menší. Bylo zjištěno, že během krokového cyklu je v určité fázi tibie už zevně rotovaná, ale zánoží je stále v relativní everzi. Je však nutné brát v úvahu individuální variabilitu vnitřních i zevních faktorů ovlivňujících chůzi, jak poukázali Vařeka a Vařeková (2009). Ti vysvětlují větší míru zřetězených pohybů při běhu tím, že při něm působí větší momenty sil v kratším čase a také tím, že měkké tkáně reagují na rychlejší pohyb větším odporem než při pomalém pohybu.



**Obrázek 11** Funkční spřažení tibie, talu a kalkaneu během krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010)

*Body weight* – hmotnost těla; *floor contact* – kontakt s podložkou; *loading response* – postupné zatěžování; *terminal stance* – konečný stoj; *černá šipka* – pohyb tibie do vnitřní rotace.

Kontrolní funkci postavení ST na středonoží popisují autoři Perry a Burnfield (2010). Pokud je subtalární kloub v everzi, osy pohybů zánoží a středonoží jsou paralelní, což umožňuje větší pohyblivost TT sloužící k absorpci nárazu. Pokud je situace opačná jako na konci stojné fáze, kdy subtalární kloub přechází do inverze, osy kloubů jsou poté různoběžné, středonoží je uzamknuto a mění se v rigidní páku, která je použita k odrazu DK. Existují však výjimky. Studie Cornwall a McPoil (2007) ukázala, že až téměř v 19 % případů nedochází k tomuto kontrarotačnímu pohybu mezi zánožím a středonožím.

Z výše uvedených funkčních vztahů vyplývá, že vnitřní rotace tibie vyvolaná pronací zánoží během fáze postupného zatěžování (CKC) je spojená s flexí KOK, což slouží na začátku stojné fáze k tlumení nárazu. Femur je vnitřně rotován a dochází k anteverzii pánve (Vařeka & Vařeková, 2009; Vařeka, 2004; Kapandji, 1987). Výzkum Barton et al. (2012) také ukazuje přímou souvislost mezi zvětšeným rozsahem pohybu zánoží do everze a zvětšeným rozsahem pohybu femuru do addukce u zdravých osob.

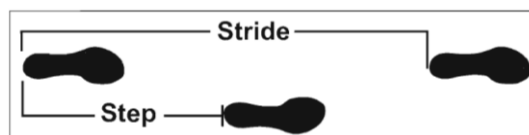
## 3 TEORIE CHŮZE

### 3.1 Definice chůze

Základní způsob lidské lokomoce po dvou dolních končetinách je chůze. Jedná se o přesun těla v prostoru z místa na místo sloužící k dosažení určitého cíle, k provedení základních životních potřeb, k sebeobsluze, k práci, zábavě a sportu, a k uskutečnění sociálního kontaktu. Tedy chůze je sociální bipedální lokomoce typická pro lidského jedince. Je to komplexní děj, při kterém se pohyby těla a končetin rytmicky opakují. Rytmus a charakter pohybů těla je shodný pro všechny lidi. Avšak je zároveň natolik individuálně odlišný, že je možné jedince podle jeho chůze identifikovat. Chůze je řízena centrálním nervovým systémem a vykonávána muskuloskeletálním systémem (Véle, 2006).

### 3.2 Krokový cyklus

Krokový cyklus (*gait cycle, GC*) představuje cyklicky se opakující děj, který začíná prvotním kontaktem paty s podložkou (*initial contact*) a končí opětovným položením paty téže dolní končetiny na podložku. Funkční jednotkou krokového cyklu je dvojkrok (*stride*), který se skládá ze dvou kroků (*step*), (Obrázek 12). Druhá končetina provádí tentýž cyklus, ale s polovičním časovým zpožděním, tudíž obě končetiny se plynule recipročně střídají a člověk se tak pohybuje v prostoru vpřed k vytyčenému cíli (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).



**Obrázek 12** Dvojkrok (stride) versus krok (step), (Perry & Burnfield, 2010)

*Stride* – dvojkrok; *step* – krok.

Krokový cyklus zahrnuje dva základní děje. Větší část, přibližně 60% krokového cyklu zaujímá *stojná fáze (stance)*, zbylých 40% krokového cyklu představuje *švihová fáze (swing)*. Přesné trvání těchto fází závisí na rychlosti chůze. Respektive při obvyklé rychlosti chůze  $1,36 \text{ m/s}^{-1}$  připadá na stojnou fázi 62% a na fázi švihovou 38% GC. Platí že, čím je chůze rychlejší, tím se poměrově zvětšuje doba trvání švihové fáze a zkracuje doba trvání stojné fáze (Kirtley, Whittle & Jefferson 1985; Rose & Gamble, 2006). Při stojné fázi se končetina dotýká podložky, ve švihové se pohybuje ve vzduchu. Při chůzi dochází ke střídání dvojí opory (*double support*) a jedné opory (*single support*), kdy při *double support* jsou obě končetiny v kontaktu s podložkou a při *single support* je jedna dolní končetina (DK) na podložce a druhá ve vzduchu. S rostoucí rychlostí chůze se postupně zkracuje trvání *double support* (fáze dvojí opory). Při úplném vymizení *double support* přechází chůze v běh (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007; Enoka, 2002).

### 3.2.1 Základní dělení krokového cyklu

Dělení krokového cyklu se postupně vyvíjelo až po dnešní terminologii, která se však do určité míry stále liší autor od autora, je tedy značně subjektivní. Pro přehled uvádím tři nejznámější.

Vaughan, Davis a O'Connor (1999) uvádějí tradiční 8 stupňovou nomenklaturu používanou dříve podle Cochran, která nejlépe popisovala chůzi u zdravých osob, ale nebyla vhodná pro popis GC u osob s nějakou patologickou odchylkou ovlivňující chůzi. Prvních 5 stupňů probíhá ve stojné fázi a 3 následně ve fázi švihové:

1. *Heel strike* – dopad paty na podložku
2. *Foot-flat* – celé chodidlo v kontaktu s podložkou
3. *Midstance* – střední stoj, druhá DK ve švihu mívá stojnou
4. *Heel-off* – počátek odlepení paty od podložky
5. *Toe-off* – zakončení stojné fáze, odlepení palce od podložky
6. *Acceleration* – zrychlení, začátek švihu
7. *Midswing* – střední fáze švihu



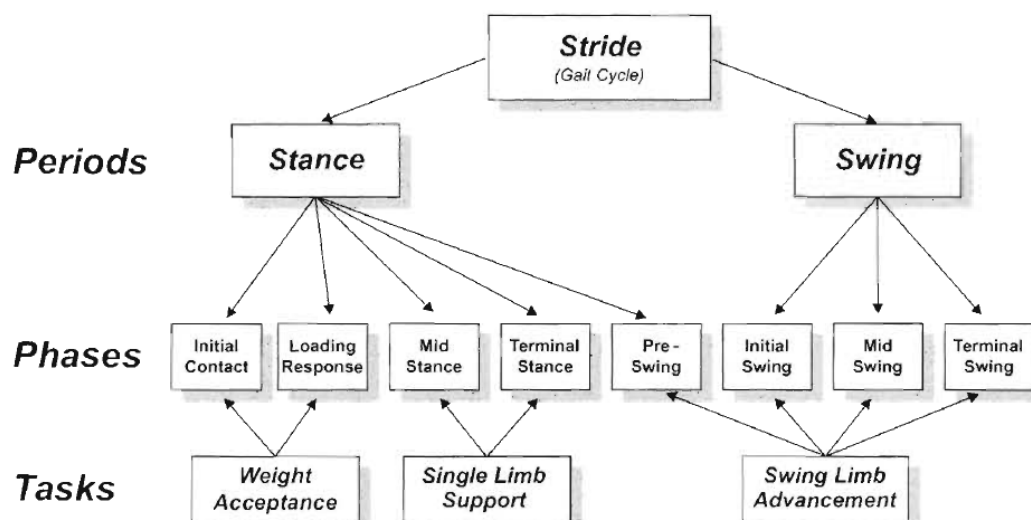
8. *Deceleration* – zpomalení, zakončení švihu

Whittle (2007) používá terminologii vyjadřující hlavní akce dolních končetin (DKK) probíhající během krokového cyklu a dělí je na 7 částí:

1. *Initial contact* – počáteční kontakt
2. *Opposite toe off* – odlepení palce druhé DK
3. *Heel rise* – zvedání paty
4. *Opposite initial contact* – počáteční kontakt druhé DK
5. *Toe off* – odlepení palce
6. *Feet adjacent* – míjení se s stojnou DK
7. *Tibia vertical* – vertikalizace tibie

Novou terminologii, která by se dala použít při popisování krokového cyklu nejen u zdravé populace, ale také u osob s nějakou patologií v chůzi, zavedli Perry a Burnfield (2010). Uvádějí rozdělení na 8 fází, z nichž 5 je ve stojné a 3 ve švihové fázi (Obrázek 13):

1. *Initial contact* (0-2% GC) – prvotní kontakt nohy s podložkou
2. *Loading response* (2-12% GC) – postupné zatěžování
3. *Mid-stance* (12-31% GC) – střední stoj
4. *Terminal stance* (31-50% GC) – konečný stoj
5. *Preswing* (50-62% GC) – předšvih
6. *Initial swing* (62-75% GC) – počáteční švih
7. *Mid-swing* (75-87% GC) – střední švih
8. *Terminal swing* (87-100% GC) – konečný švih



**Obrázek 13** Dělení krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010)

*Periods* – periody; *phases* – fáze; *tasks* – úkoly.

Autoři Perry a Adams (2006) poprvé uvádějí rozdělení krokového cyklu také na 3 funkční, úkolově zaměřené etapy: *weight acceptance*, akceptace zátěže, *single limb support*, opora jedné DK a *swing limb advancement*, posun dolní končetiny vpřed (Obrázek 13).

- ***Weight acceptance***

Je první a nejnáročnější etapou krokového cyklu, protože musí být zabezpečeny hned tři požadavky najednou. Jsou to 1) tlumení nárazu (*shock absorption*), 2) počáteční stabilita končetiny (*initial limb stability*) a 3) zachování průběhu (*preservation of progression*). Úkolem je rychlý přenos zatížení na končetinu, která je v nestabilním postavení. Tato etapa zaujímá dvě fáze GC (Perry & Burnfield, 2010):

1. *Initial contact (0-2% GC)*

Počáteční kontakt zahajuje GC. Jde o plynulé pokládání nohy na podložku a bezprostřední reakci na počáteční přenesení hmotnosti těla. Objektivně můžeme sledovat zhoupnutí paty a zpomalení dopadu.

## 2. *Loading response (2-12% GC)*

Tato fáze zakončuje období dvojí opory a plynule navazuje na počáteční kontakt, dokud se druhá DK neodlepí od země a nezačíná švihovou fází. Dochází k absorpci nárazu, postupnému přenesení zatížení na DK a zachování průběhu pohybu.

- ***Single limb support***

Etapa, která zahrnuje švihovou fází druhostranné končetiny a končí opětovným položením švihové končetiny na zem. Hlavním úkolem je plná opora 1 DK a stabilita v rovině sagitální i frontální při současném zachování průběhu pohybu. Obsahuje dvě fáze (Perry & Burnfield, 2010):

## 3. *Mid-stance (12-31% GC)*

Zvednutí chodidla švihové DK a její míjení se s stojnou DK způsobí plné přenesení váhy těla na stojnou DK za podmínky, že je zajištěna stabilita stojné končetiny a trupu.

## 4. *Terminal stance (31-50% GC)*

Konečný stoj, při kterém se odlepuje pata stojné DK od podložky při současném pokládání švihové DK na podlahu. Váha těla je přenesena na přední část chodidla stojné DK a musí zde být opět zajištěna stabilita trupu a DK.

- ***Swing limb advancement***

Příprava na švihovou funkci dolní končetiny začíná na konci její stojné fáze. Končetina během švihu vystřídá 4 různé postury, které jsou nutné pro tu každou fází ze 4 následujících (Perry & Burnfield, 2010):

## 5. *Pre-swing (50-62% GC)*

Předšvihová fáze zakončuje stojnou fází a tělo se připravuje opět na přechod z dvouoporové postury do jednooporové. Probíhá odlepení palce (*toe off*) původní stojné DK a zároveň initial contact původní švihové DK. Jedna DK se odlehčuje a na druhou se váha těla přenáší. To je spojené s dopředně zrychleným pohybem

(*acceleration*), který facilituje vznik a průběh švihů DK. Proto se tato fáze nazývá předšvihová.

#### 6. *Initial swing (62-75% GC)*

Zaujímá jednu třetinu švihu. Začíná zvednutím kontralaterální DK z podlahy a končí, když se tato končetina nachází těsně za stojnou DK, která je přibližně v mid-stance fázi.

#### 7. *Mid-swing (75-87% GC)*

Prostřední třetina švihu navazuje na initial swing a pokračuje až k poloze, kdy je chodidlo švihové končetiny před stojnou DK a tibií je ve vertikální poloze.

#### 8. *Terminal swing (87-100% GC)*

Konečná fáze švihu, která je ukončena dotekem švihové končetiny a země, a přípravou DK na stojnou fázi.

### **3.3 Kinematické parametry chůze**

Kinematika je odvozena z řeckého slova *kineo*, což znamená pohyb, a studuje a popisuje pohyb lidského těla bez ohledu na síly, které tento pohyb působí (Janura & Janurová, 2007). Kinematické parametry pohybu obecně určují relativní pohyby v rámci jednoho pohybového segmentu, který tvoří dvě sousední kosti spojené kloubem. Tyto pohyby lze vyjádřit různými veličinami. Kinematické parametry chůze udávají kvantitativní hodnoty polohy a pohybu vybraného segmentu v rámci pánve a DKK. Jsou to například rozsah pohybu kloubu, délka kroku, délka dvojkroku, rychlost chůze a další (Allard et al., 1997). Pohyby v kloubech DKK jsou popsány jako funkce úhlové rotace, která se primárně odehrává v rovině sagitální, ale také ve frontální a transverzální (Neumann, 2010).

Kinematické parametry chůze jsou na sobě určitým způsobem závislé a tak se mohou navzájem ovlivňovat. Mnoho studií například ukazuje vliv rychlosti chůze na její kinematické parametry, jako je délka kroku či dvojkroku a podobně (Allard et al., 1997; Kirtley et al., 1985), ale přesný vztah mezi těmito determinanty není znám pro nedostupnost přesných dat (Perry & Burnfield, 2010). Kirtley et al. (1985) ve své studii

uvádějí lineární vztah mezi rychlostí chůze, rytmem chůze a délkou kroku, a velikostí flexe v kolenním kloubu během dvojkroku ve stejné fázi. S rostoucí rychlostí roste flexe v kolenním kloubu. Review autorů Lelas et al. (2003) zase ukazuje, že rychlost chůze nemá prediktivní charakter pro určení kinematických parametrů chůze, oproti parametrům kinetickým.

### 3.4 Kinematická analýza chůze

Analýza chůze zahrnuje různé měřicí techniky, které popisují jednotlivé momenty a pohyby, které jsou stavebními kameny normální chůze. Kinematika zkoumá geometrii pohybu, tedy polohu těla či jeho segmentů v prostoru a v čase, bez ohledu na síly pohyb způsobující (Curran & Dananberg, 2005).

Kinematickou analýzu pohybu člověka můžeme rozdělit na dvě základní metody. *Kvalitativní metodu* subjektivního pozorování používanou v klinické praxi a *metodu kvantitativní* pro objektivizaci a přesné měření ve vědeckém výzkumu. Metody kinematické analýzy jsou například goniometrie, akcelerometrie, stroboskopie, optoelektronické systémy a další (Janura & Zahálka, 2004).

Winter tyto metody rozděluje podle způsobu určení sledované veličiny. Goniometrie a akcelerometrie určuje sledovanou veličinu přímo, kdežto kinematografie, videografie a optoelektronické zařízení určuje sledovanou veličinu pomocí zobrazení. Poloha těla nebo jeho segmentu v prostoru je u zobrazovacích kinematických systémů určována pomocí projekce předem určených anatomických bodů, které jsou před měřením označeny značkami (Svoboda & Janura, 2010). K určení polohy bodů se nejčastěji užívá kartézský souřadnicový systém, podle kterého systém mapuje polohu značek, což je důležité k získání základních kinematických veličin a k odvození dalších (Janura & Zahálka, 2004).

Při kinematické analýze chůze sledujeme dráhu (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení) a čas určitých bodů nebo segmentů lidského těla (Svoboda & Janura, 2010).

### 3.4.1 3D kinematická analýza

Kinematická analýza chůze může být ve formě dvou-dimenzionální (2D) rovinné nebo tří-dimenzionální (3D) prostorové. Mnoho dnešních měřicích systémů konvertuje 2D data z několika kamer do 3D dat, čímž umožní získání dat o pohybech, které se odehrávají ve více rovinách najednou. K tomu je potřeba videozáznam z minimálně dvou kamer (Osborough, osobní sdělení, 20.4.2013; Curran & Dananberg, 2005).

V současné době je pro potřeby komplexního hodnocení pohybu segmentů lidského těla využívána řada kinematických systémů Vicon MX - Vicon Motion Systems, OxfordMetricsGroup, London, Great Britain. Poloha segmentu v prostoru a čase je určována projekcí vybraných anatomických bodů lidského těla, na které jsou před měřením umístěny značky. Ty buď vysílají signál, který snímají speciální kamery (značky aktivní), nebo jsou pouze kontrastní vzhledem k pozadí, na kterém jsou připevněny (značky pasivní), (Svoboda & Janura, 2010).

Podle Janury a Zahálky (2004) je umístění kamer v laboratoři dáno konkrétním řešeným úkolem a také možnostmi pracoviště. Optimálně s kamery instalují tak, aby byl úhel mezi optickými osami kamer přibližně 90°.

Výhodou optoelektronických systémů je vysoká přesnost hodnocení polohy značek v prostoru a jejich komplexnost. Nevýhodou je jejich nemožnost použití mimo laboratorní podmínky z důvodu rušivých vlivů okolního prostředí (Svoboda & Janura, 2010). Dalším úskalím je označení bodů na těle pomocí značek (zevních markerů), které jsou upevněny na kůži nad vybraným anatomickým bodem. Při pohybu dochází k posunu kůže a měkkých tkání, což vede k chybě (Janura & Zahálka, 2004). Tzv. *absolutní chyba* je rozdíl mezi pohybem zevního markeru umístěného na kůži vzhledem ke kosti pod ním. Tzv. *relativní chyba* představuje relativní pohyb dvou markerů vůči sobě navzájem. Hodnota absolutní chyby se může pohybovat v rozmezí od několika milimetrů až po 40mm (Cappozzo et al., 1996). Pro minimalizaci chyb způsobených pohybem měkkých tkání se zevní markery umisťují na místa s nejmenší posunlivostí měkkých tkání vzhledem ke kosti.

Studie Benoit et al. (2006), která pomocí rentgenové stereofotogrammetrické analýzy zkoumala přesnost reference kožních značek v porovnání s nitrokostními markery během 3D videoanalýzy kolenního kloubu in vivo, ukázala, že kožní markery

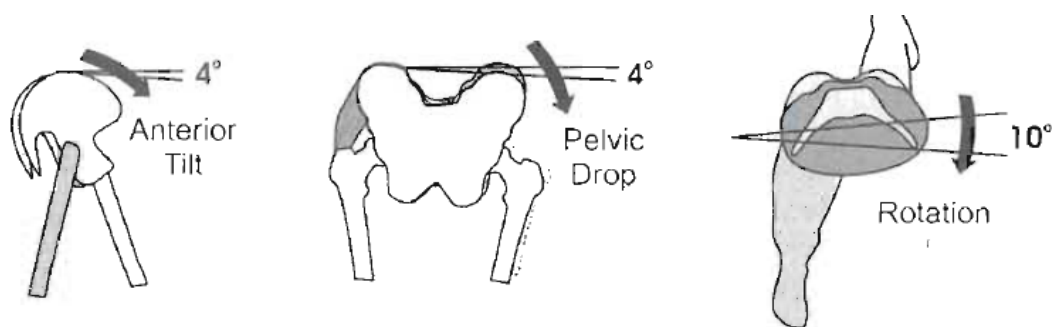
nerepresentují přesně skutečnou polohu anatomického bodu během jeho pohybu ve srovnání s nitrokostními značkami. Proto je při měření třeba počítat se standardní chybou a také s interindividuální variabilitou anatomických bodů lidského těla. Pro řešení a eliminaci těchto problémů s umístěním zevních kožních markerů bylo vytvořeno několik modelů, například Heidelberský model (2006), Oxfordský (2006) nebo Boloňský (2007), (Vařeka & Vařeková, 2009). Při kinematické analýze chůze byl také často problém určit přesný okamžik počátečního kontaktu nohy a odlepení palce. Proto se v posledních letech používá kombinace 3D videoanalýzy a silových plošin (Sutherland, 2002). Při použití pasivních značek může také dojít k chybě měření zapříčiněným tzv. falešnými markery, které vznikají působením odraženého světla v prostoru (Svoboda & Janura, 2010).

Hlavním a konečným cílem kinematické analýzy v laboratorních podmínkách je kromě pochopení funkce DK a motoriky celého lidského těla také využití výsledků v klinické praxi při vyšetřování a terapii konkrétního pacienta. Výsledky lze také použít v kriminalistice (Vařeka & Vařeková, 2009).

### **3.5 Kinematika pánve a kloubů dolní končetiny během chůze**

#### **3.5.1 Kinematika pánve**

Pánev se během chůze pohybuje ve všech třech rovinách pouze v malém rozsahu pohybu a hraje proto především podpůrnou roli pro kyčelní kloub. Anatomicky pánev v neutrálním postavení zaujímá  $10^\circ$  přední klopení pánve (anterior tilt). Celkový rozsah klopení pánve během chůze je  $4^\circ$  (Neumann, 2010; Perry & Burnfield, 2010). V rovině frontální dochází při chůzi k jednostrannému poklesu pánve (drop) dolů v celkovém rozpětí  $4^\circ$  na každé straně. Transverzální rovina pánve umožňuje rotaci pánve směrem dopředu (forward rotation, FR) a dozadu (backward rotation, BR), která se během krokového cyklu odehrává v celkovém rozsahu  $5^\circ$  FR a  $5^\circ$  BR (Obrázek 14), (Perry & Burnfield, 2010).



**Obrázek 14** Normální pohyby pánve v rovině sagitální, frontální a transverzální během dvojkroku (Perry & Burnfield, 2010)

*Anterior tilt* – přední klopení pánve; *pelvic drop* – pokles pánve na stranu; *rotation* – rotace pánve.

Při **initial contact (0-2% GC)** se pánev nachází v *neutrálním postavení* v sagitální rovině a *rotuje vpřed* v rovině transverzální na stranu nově vzniklé stojné DK (forward rotation), (Neumann, 2010; Perry & Burnfield, 2010).

Během **loading response (2-12% GC)** dochází k mírnému *klopení pánve dozadu* (posterior tilt), když se tělo pohybuje přes nataženou DK dopředu (období dvojí opory o DKK). Kontralaterální polovina pánve *poklesne* o 4° v rámci reakce na přenos váhy těla dopředu (Neumann, 2010; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007). Pánev *rotuje* v transverzální rovině směrem do neutrálního postavení, které dosáhne až v mid-stance fázi, a tím postupně vzniká vnitřní rotace v kyčelním kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

**Mid-stance fáze (12-31% GC)** zahrnuje *rotaci pánve* z přední rotace do *neutrální pozice* (Perry & Burnfield, 2010) a autor Neumann (2010) už v této fázi uvádí *přední klopení pánve* a *elevaci* kontralaterální poloviny pánve. V **terminal stance fázi (31-50% GC)** probíhá podle Perry a Burnfield (2010) v sagitální rovině *klopení pánve dopředu* a v rovině transverzální k *rotaci pánve dozadu*. Avšak Neumann (2010) zmiňuje probíhající *zadní klopení pánve*, které trvá až do toe off fáze.

V **pre-swing fázi (50-62% GC)** ipsilaterální polovina pánve *poklesne* o 4° (Perry & Burnfield, 2010). Tito autoři také píší, že se pánev opět mírně *klopí dozadu* během fáze opory o jednu DK. **Mid-swing fáze (75-82% GC)** je charakteristická *rotací pánve*



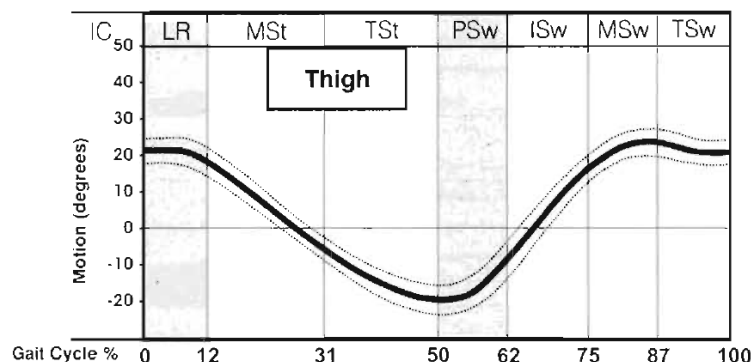
přes neutrální pozici směrem *dopředu*. V konečné fázi švihu **terminal swing (82-100% GC)** se uskuteční *naklopení pánve dopředu* a zároveň *rotace pánve dopředu* dosáhne vrcholové hodnoty 5°.

Tady se však autoři neshodují s údaji od Neumann (2010), který uvádí během **initial swing (62-75% GC)** a **mid-swing fáze (75-82% GC)** *klopení pánve dopředu* a *elevaci* její ipsilaterální poloviny a v **terminal swing (82-100% GC)** *klopení pánve směrem dozadu do neutrální pozice*.

### 3.5.2 Kinematika kyčelního kloubu

Kyčelní kloub (KYK) představuje spojení mezi tělem a dolní končetinou a má dobré předpoklady pro pohyb ve všech třech rovinách. Sagitální rovina skýtá největší rozsah pohybu, avšak s nevelkým svalovým zajištěním, naproti tomu frontální rovina nabízí menší rozsah pohybu, ale svalový systém disponuje značnými možnostmi. V transverzální rovině je aktivita přiměřeně malá v obou směrech a pohyb je úzce spojen s horizontální rotací pánve (Neumann, 2010; Perry & Burnfield, 2010).

Hlavními úkoly KYK je stabilizace DK ve stejné fázi a flexibilní ohyb a přenesení švihové DK nad zemí. Kyčelní kloub zaujme během dvojkroku dvě pozice, extenční postavení ve stejné fázi a flekční postavení ve fázi švihové. Celkový rozsah pohybu v sagitální rovině je 40°-48° (Obrázek 15). V rovině transverzální dosahuje celkový rozsah pohybu 8 ° (pro samostatný kyčelní kloub). Pokud se sečte s horizontální rotací pánve, která dosahuje 7,7 °, je celkový rozsah pohybu v této rovině 15 °. Ve frontální rovině se odehrává během krokového cyklu abdukce s maximem 5 ° a addukce s maximem 10 °. Kyčelní kloub se tedy pohybuje v této rovině v celkovém rozsahu 15 ° (Perry & Burnfield, 2010).



**Obrázek 15** Normální rozsah pohybu femuru vzhledem k vertikále v sagitální rovině během dvojkroku (Perry & Burnfield, 2010)

Normální volná chůze; *plná čára* – průměrné hodnoty úhlu pohybu ve stupních; *přerušovaná čára* – směrodatná odchylka. *IC* – initial contact; *LR* – loading response; *MSt* – mid stance; *TSt* – terminal stance; *PSw* – pre-swing; *ISw* – initial swing; *MSw* – mid-swing; *TSw* – terminal swing; *gait cycle* – krokový cyklus; *range of motion* – rozsah pohybu.

Během první fáze **initial contact (0-2% GC)** je kyčelní kloub v 20° flexi (vzhledem k vertikále) podle Perry a Burnfield (2010), jiný autor udává hodnotu *flexe* až 30 ° (Neumann, 2010). V dalších dvou rovinách je KYK v *neutrálním postavení*.

V následné fázi **loading response (2-12% GC)** je hodnota *flexe* v KYK udržována, pouze minimálně ztratí cca 3 ° směrem do extenze. KYK s postupným zatěžováním zaujímá 10° *addukci* díky kontralaterálnímu poklesu pánve a na konci této fáze dosahuje femur vrcholu *vnitřní rotace*.

**Mid-stance (12-31% GC)** je fází, kdy KYK výrazně zahajuje *extenzi* a v 27 % GC dosahuje *neutrální pozice*. Dochází též ke *zmenšování addukčního úhlu*.

V průběhu **terminal stance (31-50% GC)** pokračuje kyčelní kloub do *extenze* a to až 20 ° v okamžiku, kdy se druhostranná DK začne dotýkat podložky (Perry & Burnfield, 2010). Neumann (2010) popisuje maximální hodnotu extenze v KYK v této fázi jen 10 °.

Předšvihová fáze, **pre-swing (50-62% GC)** vykazuje pohyb KYK směrem do *flexe* do postavení 10° *extenze* a 0° *addukce*.

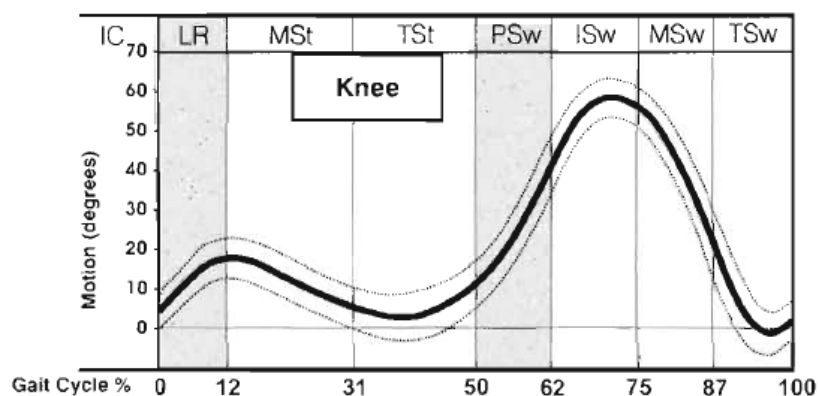
**Initial swing (62-75% GC).** KYK zahajuje zrychlený pohyb – švih, a dosahuje hodnoty  $15^\circ$  flexe. Femur *abdukuje* a krátce po odlepení palce od terénu (toe-off) dosahuje vrcholu  $5^\circ$  *abdukce* a *zevní rotace*.

V KYK se dále uskutečňuje zrychlený pohyb do *flexe* a na konci **mid-swing fáze (75-82% GC)** přibývá dalších  $10^\circ$  flexe, čímž je dosažen vrchol *flexe*  $25^\circ$ . Femur mění své postavení z *abdukce* směrem k *nulové pozici*.

Zakončení švihové fáze **terminal swing (82-100% GC)** proběhne jako excentricky brzděná flexe. Těsně před initial contact se postavení KYK koncentrickým působením svalů směrem do *extenze* zmenší na  $20^\circ$  *flexi* a v rámci roviny frontální je femur v *nulovém postavení* (Perry & Burnfield, 2010).

### 3.5.3 Kinematika kolenního kloubu

Kolenní kloub (KOK) je významným kloubem dolní končetiny. Ve stojné fázi chůze je nepostradatelný z hlediska absorpce nárazu a zajištění stability DK pro přenos váhy těla a při fázi švihové zajišťuje *flexi* DK, aby došlo k hladkému letu švihové končetiny nad zemí vpřed, a *extenzi* pro provedení nároku. Je také v úzké funkční koordinaci s kyčelním kloubem a hlezenním kloubem. Největší rozsah pohybu se odehrává v rovině sagitální (FL a EX), v ostatních rovinách je pohyb minimální (Obrázek 16).



**Obrázek 16** Normální rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině během dvojkroku (Perry & Burnfield, 2010)

*Plná čára* – průměrné hodnoty úhlu pohybu ve stupních; *přerušovaná čára* – směrodatná odchylka; *IC* – initial contact; *LR* – loading response; *MSt* – mid stance; *TSt* – terminal stance; *PSw* – pre-swing; *ISw* – initial swing; *MSw* – mid-swing; *TSw* – terminal swing; *gait cycle* – krokový cyklus; *range of motion* – rozsah pohybu.

KOK zaujme během dvojkroku dvakrát flekční a dvakrát extenční postavení, přičemž celkový rozsah pohybu nepřekročí 60 °. Přesná hodnota flexe a extenze se však liší studie od studie kvůli individuálním rozdílům, rozdílům v rychlosti chůze a použití značek pro rozlišení postavení DK. A také ne všechny studie zaznamenaly přesnou rychlost v čase ohybu KOK, tudíž nelze vypočítat přesný vztah mezi rozsahem pohybu v KOK a rychlostí chůze (Perry & Burnfield, 2010). Jiní autoři uvádějí lineární vztah mezi rychlostí chůze a velikostí flexe v koleni především během stojné fáze, avšak našli pouze slabý prediktivní charakter rychlosti chůze pro určení kinematických parametrů chůze (Lelas et al., 2003; Kirtley et al., 1985).

V rovině transverzální dochází k pohybu do zevní a vnitřní rotace tibie. Maximální celkový rozsah rotace tibie vůči femuru je 4-8 ° směrem do vnitřní rotace. Při plné extenzi kolenního kloubu je tibie pouze v mírné zevní rotaci, ze které pohyb do vnitřní rotace vychází. Rovina frontální skýtá maximální rozsah pohybu pouhých 6 °. Na abdukci připadají 4°, na addukci 2 ° (Perry & Burnfield, 2010).

Těsně před dopadem paty je kolenní kloub v plné *extenzi*, při **initial contact (0-2% GC)** pak přechází do cca 5° *flexe*, ale může variovat mezi 0 ° až 10 °. Velikost flexe v KOK závisí na rychlosti chůze. Čím vyšší rychlost, tím je větší FL při initial contact. V transversální rovině probíhá *zevní rotace* (ZR) tibie, která slouží k uzamčení kolenního kloubu pro stabilitu při prvním kontaktu chodidla a podložky.

Při **loading response (2-12% GC)** se zvětšuje rozsah *flexe* v závislosti na rychlosti. Například při rychlosti 1 m/s je flexe o 68% větší než při rychlosti 1,5 m/s. Tibie výrazně *vnitřně rotuje* (VR) a na konci této fáze je vůči femuru ve 4–8° VR. Také celá končetina je v maximální VR. Díky *everzi* v subtalárním kloubu (ST) dojde k odemčení kolene, které musí v této době funkčně zajistit absorpci nárazu.

Během středního stoje **mid-stance (12-31% GC)** dosáhne flexe svého vrcholu cca 20 ° (v rámci stojné fáze) a KOK začne ihned *extendovat*. S extenzí kolene je spojena *zevní rotace* femuru, pánve a tibie. Tibie však rotuje větší rychlostí než femur, a proto je ve výsledku v ZR vůči femuru, čímž uzamyká a stabilizuje KOK, který je nyní vystaven zatížení.

V první polovině trvání **terminal stance fáze (31-50% GC)** dosahuje KOK maximální *extenze* v rámci krokového cyklu, což odpovídá cca 5° flexi. Poté začne pomalu opět flektovat a při konečné stojné fázi druhostranné DK je v 10° *flexi*. Tibie je v relativní vnitřní rotaci vůči femuru (asi 1 °).

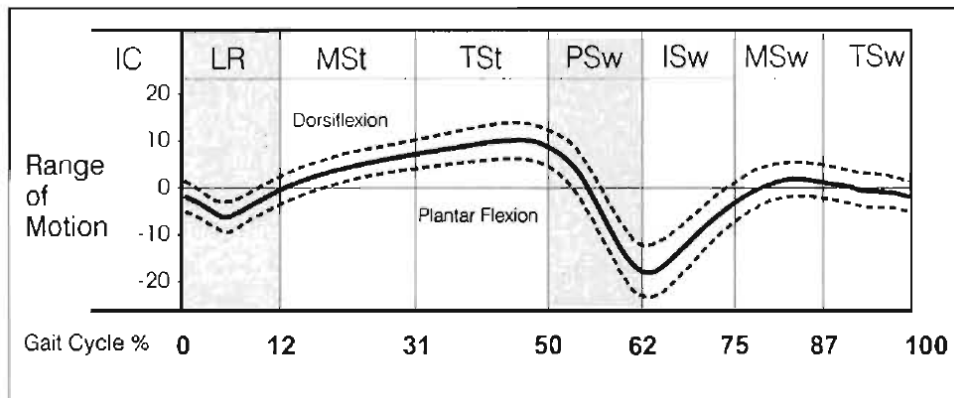
Kolenní kloub se začne rapidně pohybovat do *flexe* v počáteční fázi švihů, **pre-swing (50-62% GC)**, kdy je zahájena fáze dvojí opory. Na konci této fáze je KOK ve flexi 35- 40 °.

V **initial swing (62-75% GC)** pokračuje kolenní kloub v pohybu do *flexe* až do jejího vrcholu 60 ° v rámci celého krokového cyklu. Pánev, femur i tibie zahajují VR, která skončí až v loading response fázi.

V průběhu další fáze **mid-swing (75-82% GC)** KOK mění svůj pohyb směrem do *extenze*, která během **terminal swing (82-100% GC)** dosáhne nulové hodnoty a těsně před dopadem paty na podložku se přehoupne do 5° *flexe*. S extenzí kolene proběhne relativní ZR tibie k femuru. S flexí KOK je spojena VR tibie vůči femuru (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

### 3.5.4 Kinematika hlezenního kloubu

Během jednoho krokového cyklu zaujme hlezenní kloub (HZK) 4 různé pozice. Tři z nich proběhnou ve stejné fázi a jedna během fáze švihové. Jedná se vždy o určité postavení v rámci plantární flexe (PF) a dorzální flexe (DF). Celkový rozsah pohybu HZK během chůze dosahuje průměrně 25 °, z toho 15 ° připadá na PF a 10 ° na DF (Obrázek 17), (Perry & Burnfield, 2010).



**Obrázek 17** Normální rozsah pohybu hlezenního kloubu během dvojkroku (Perry & Burnfield, 2010)

*Plná čára* – průměrné hodnoty úhlu pohybu ve stupních; *přerušovaná čára* – směrodatná odchylka; *kladné hodnoty* – dorzální flexe, *záporné hodnoty* – plantární flexe; *IC* – initial contact; *LR* – loading response; *MSt* – mid stance; *TSt* – terminal stance; *PSw* – pre-swing; *ISw* – initial swing; *MSw* – mid-swing; *TSw* – terminal swing; *gait cycle* – krokový cyklus; *range of motion* – rozsah pohybu.

Na začátku kontaktu chodidla a podložky, to je při **initial contact (0-2% GC)**, je HZK téměř v *neutrálním postavení* nebo v mírné *dorziflexi*, velmi zřídka v mírné *plantární flexi*. Při dotyku paty a podložky zahajuje excentricky kontrolovanou plantární flexi.

Při **loading response (2-12% GC)**, kdy je zahájen přenos váhy těla na stojnou DK, dochází k *plantární flexi* (s vrcholem okolo 5°), tzv. „*první zhoupnutí*“, spojené s vnitřní rotací tibie a addukcí talu, které byly vyvolány pronací v subtalárním kloubu, tzv. *pantový mechanismus* (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

Jakmile je celé chodidlo na podložce během **mid-stance (12-31% GC)**, přechází hlezenní kloub do *dorziflexe* (5°), tzv. „*druhé zhoupnutí*“, kdy se tibie pohybuje dopředu přes zatížené chodidlo. Tibie zevně rotuje, což je spojeno se supinací v subtalárním kloubu.

**Terminal stance (31-50% GC)** je fází, kdy hlezenní kloub pokračuje do *dorziflexe* a dosahuje vrcholu 10° DF v cca 45% terminal stance a zůstává v tomto postavení až do posledních 5 % terminal stance. Ve stejné době se pata odlepuje od země a zvedá se do výše 3,5 cm.

**Pre-swing fáze (50-62% GC)** je zahájena aktivní *plantární flexí* HZK, tibie se dostává do *zevní rotace*. Nastává double support fáze, druhostranná DK v kontaktu s podložkou. Přenos váhy směrem na druhostrannou končetinu dovoluje přechod hlezenního kloubu z 10° DF do 10-15° PF během otáčení chodidla přes palec, který je poslední v kontaktu s podložkou.

Ve fázi **initial swing (62-75% GC)** ještě krátkou dobu HZK dovršuje *plantární flexi* a dosahuje její vrcholové hodnoty 15°. Poté zahajuje přechod z PF do neutrálního postavení pro zajištění dostatečné vzdálenosti chodidla od podložky, což je důležité pro přenesení chodidla nad zemí bez zadrhnutí či zakopnutí o palec.

Hlezenní kloub zpravidla dosahuje neutrální pozice již ze začátku **mid-swing fáze (75-82% GC)** a pokračuje do *mírné 2° dorziflexe*.

V **terminal swing fázi (82-100% GC)** je HZK v *nulovém postavení* nebo v *mírné dorziflexi*, podle Whittle (2007) eventuálně v *mírné plantární flexi*, připraven na počáteční kontakt paty s podložkou (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

### 3.5.5 Kinematika subtalárního kloubu

Subtalární kloub (ST) neboli talokalkaneální skloubení přispívá chodidlu pohyby v rovině frontální a transverzální. Šikmý průběh osy kloubu umožňuje provézt supinaci a pronaci nohy.

Při **initial contact (0-2% GC)** je ST mírně *supinován*. Po dopadu paty, přesněji laterálního výběžku hrbolu patní kosti na zem, dojde k jeho počáteční nepatrné pronaci, která bude narůstat s postupným pokládáním chodidla na podložku (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007). Podle autorů Perry a Burnfield (2010) je ST kloub v této fázi v *neutrálním postavení*.

**Loading response (2-12% GC)** se projevuje výraznou *pronací*, což vyvolá vnitřní rotaci tibie a addukci talu (obrázek 14, strana 36), (Perry & Burnfield 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007; Moseley et al., 1996).

Během **mid-stance (12-31% GC)** a **terminal stance (31-50% GC)** probíhá v subtalárním kloubu *supinace* a *zevní rotace tibie*, která přetrvává až do počáteční švihové fáze (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007). Avšak Perry a Burnfield (2010) uvádějí, že ST kloub zůstává v neměnné pozici pronace, která se mění v relativní supinaci až na konci terminal stance.

Ve fázi **pre-swing (50-62% GC)** je ST podle autorů Vařeka a Vařeková (2009) stále v *supinaci*. Podle jiných autorů zaujímá neutrální pozici, kterou udržuje v průběhu celé švihové fáze (Perry & Burnfield, 2010).

Po skončení kontaktu nohy s podložkou, **initial swing fáze (62-75% GC)**, calcaneus *pronuje* a noha tak zaujímá funkci v otevřeném kinematickém řetězci (Vařeka & Vařeková, 2009).

Při **Mid-swing fázi (75-82% GC)** ST kloub stále v *pronaci* a v **terminal swing (82-100% GC)** těsně před dopadem paty na podložku *supinuje* (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).



### 3.5.6 Kinematika transverzotarzálního kloubu

Transverzotarzální kloub (TT) je spojení mezi předonožím a zánožím a tvoří jej 2 klouby, talonavikulární a kuboideokalkaneální. Jeho funkcí je především absorpce nárazu při kontaktu chodidla s podložkou. Podle Perry a Burnfield (2010) se v tomto kloubu odehrává pouze DF maximálně do 5 ° a to během iniciálního kontaktu, během fáze jedné opory a mid-stance, kdy dojde ke snížení mediálního oblouku, což odpovídá DF.

Podle autorů Vařeka a Vařeková (2009) při **initial contact (0-2% GC)** v TT kloubu probíhá *mírná pronace* vzhledem k podložce, avšak *relativní supinace* vzhledem k subtalárnímu kloubu.

V **loading response (2-12% GC)** je TT stále *mírně pronován* vzhledem k podložce, zároveň *relativně supinován* vzhledem k subtalárnímu kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

**Mid-stance fáze (12-31% GC)** představuje období, kdy TT relativně *pronuje*, protože v zatížení není předonoží schopno úplně následovat zánoží do supinace, což pokračuje až do **terminal stance (31-50% GC)**.

Během **pre-swing (50-62% GC)** přetrvává v TT kloubu *relativní pronace*. Dochází tak k uzamknutí tohoto kloubu a noha se stává rigidní pákou využitelnou pro aktivní odraz.

Při **initial swing (62-75% GC)** a **mid-swing (75-82% GC)** fázi je transverzotarzální kloub maximálně *pronován* (Vařeka & Vařeková, 2009). Podle Whittle (2007) je však celé chodidlo v mírné supinaci.

**Terminal swing (82-100% GC)** fáze ukazuje průběh pohybu TT do *supinace* (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

## 4 CÍLE, VĚDECKÁ OTÁZKA A HYPOTÉZY

### 4.1 Cíle

#### Hlavní cíl:

Hlavním cílem této diplomové práce je analyzovat, zda má funkční klinický typ nohy vliv na kinematické parametry chůze u vybrané skupiny mladých zdravých mužů.

#### Dílčí cíle:

- Zhodnotit rozdíly mezi kinematickými parametry pánve během chůze u různých funkčních klinických typů chodidel.
- Zhodnotit rozdíly mezi kinematickými parametry kyčelního kloubu během chůze u různých funkčních klinických typů chodidel.
- Zhodnotit rozdíly mezi kinematickými parametry kolenního kloubu během chůze u různých funkčních klinických typů chodidel.
- Zhodnotit rozdíly mezi kinematickými parametry hlezenního kloubu během chůze u různých funkčních klinických typů chodidel.

### 3.2 Vědecká otázka, hypotézy

#### Vědecká otázka:

Liší se provedení chůze v pánvi a v kloubech dolní končetiny u zdravých osob v závislosti na různém funkčním typu nohy?

## **Hypotézy:**

- H<sub>01</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech pánve v sagitální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.
- H<sub>02</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech pánve v transverzální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.
- H<sub>03</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech pánve ve frontální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.
- H<sub>04</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kyčelního kloubu v sagitální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.
- H<sub>05</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kyčelního kloubu v transverzální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.
- H<sub>06</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kyčelního kloubu ve frontální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.
- H<sub>07</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kolenního kloubu v sagitální rovině mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.
- H<sub>08</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kolenního kloubu v transverzální rovině mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.

**H<sub>09</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kolenního kloubu ve frontální rovině mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.

**H<sub>010</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech hlezenního kloubu v sagitální rovině mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.

**H<sub>011</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech hlezenního kloubu v transverzální rovině mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.

Kritérium pro potvrzení hypotézy bude nalezení alespoň 1 statisticky významného rozdílu v některém z parametrů.

## 5 METODIKA

### 5.1 Charakteristika zkoumaného souboru

Zkoumaný soubor tvořilo 18 mužů, kteří byli studenty Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Průměrný věk byl  $23,2 \pm 1,9$  let, průměrná hmotnost byla  $77,8 \pm 8,1$  kg a průměrná výška byla  $181 \pm 5,1$  cm. Probandi vyplnili vstupní dotazník o zdravotním stavu (Příloha 3), na jehož základě byli vyloučeni ti jedinci, kteří měli traumatické poškození dolních končetin, pánve či páteře. Výzkumu se dále neúčastnily osoby se smyslovými a nervovým poškozením ani osoby duševně nemocné.

Všechny testované osoby byly před zahájením měření seznámeny s průběhem a podmínkami měření a podepsaly informovaný souhlas s využitím získaných údajů pro vědeckou práci. Design studie byl schválen etickou komisí FTK (Příloha 1). Měření proběhlo v rámci výzkumného grantu IGA FTK\_2011\_015: Vliv vybraných parametrů nohy na provedení chůze.

### 5.2 Výzkumná metoda

Analýza kinematických parametrů chůze byla provedena formou 3D-kinematické analýzy systémem Vicon MX (OxfordMetricsGroup, Oxford, Velká Británie) pomocí 7 infračervených kamer v synchronizaci se 2 silovými plošinami Kistler (Kistler Instrumente, Winterthur, Švýcarsko), které sloužily k určení fází krokového cyklu podle vektoru reakční síly podložky.

Systém se skládá z jednotky pro příjem analogových dat z kamer, ze sběrnice dat – MX systému, z počítače a jednotky pro příjem analogových dat ze silových plošin.

Pro získání měřených dat slouží software Vicon Nexus. Pro export dat a prezentaci výsledků jsme využili software Vicon Polygon.

### 5.3 Průběh měření

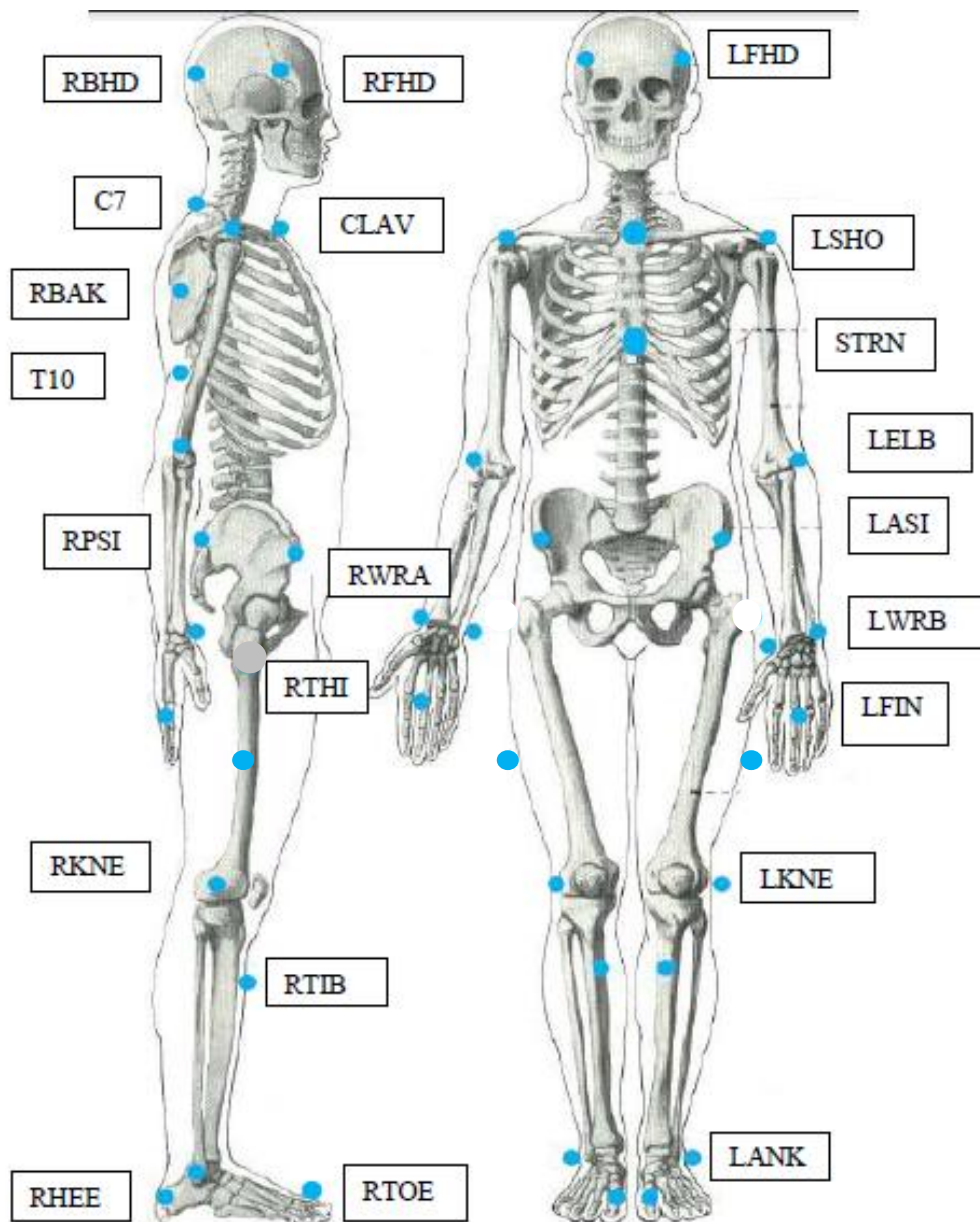
Kinematická 3D analýza probíhala na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v prostorách laboratoře Katedry přírodních věd v kinantropologii. Ve výzkumné laboratoři byly zajištěny dostatečné podmínky a prostor pro chůzi s cílem co nejvíce vyloučit rušivé faktory. Proband byl seznámen s průběhem i podmínkami měření, vyplnil vstupní dotazník a podepsal informovaný souhlas.

Před vlastní kinematickou analýzou chůze byl proband podroben antropometrickým měřením sloužícím pro individualizaci modelu (výpočty středů kloubů apod.). Byla odebrána výška, váha a funkční délka dolní končetiny (vzdálenost mezi malleolus medialis a spina iliaca anterior superior). Dále byla zaznamenána šířka ramene, šířka lokte, šířka zápěstí, vzdálenost mezi dorzální a palmární stranou ruky, vzdálenost mezi středem ramenního kloubu a acromionem, šířka kolene a šířka kotníku. Veškerá měření probíhala na bosu a pouze ve spodním prádle.

Bylo použito 35 reflexních značek, které odrážejí infračervené záření vysílané infračervenými kamerami, které jej zpětně zaznamenávají. Umístování zevních markerů prováděla vždy tatáž osoba, která označila vybrané segmenty těla podle modelu Full Body PlugInGait (Tabulka 1, Obrázek 18).

**Tabulka 1** Umístění značek podle modelu Full Body PlugInGait

Část těla	Bod	Popis
Hlava	Čelenka se 4 body je umístěna na hlavě tak, aby přední 2 body byly na spáncích (RFHD, LFHD) a zadní 2 body (RBHD, LBHD) byly ve stejné výšce jako přední.	
Trup	C7 T10 CLAV STRN RBAK	Processus spinosus C7 Processus spinosus T10 Fossa jugularis Processus xiphoideus Bod na pravé lopatce k určení strany subjektu
Horní končetiny	RSHO / LSHO RELB / LELB RWRA / LWRA RWRB / LWRB RFIN / LFIN	Pravý a levý acromion Pravý a levý epicondylus lateralis humeri Pravý a levý processus styloideus radii Pravý a levý processus styloideus ulnae Dactylion
Pánev	RASI / LASI RPSI / LPSI	Pravá a levá spina iliaca anterior superior Pravá a levá spina iliaca posterior superior
Dolní končetiny	RTHI / LTHI RKNE / LKNE RTIB / LTIB RANK / LANK RHEE / LHEE RTOE / LTOE	Pravý a levý střed stehna Pravý a levý epicondylus lateralis femoris Pravá a levá tibie Pravý a levý malleolus lateralis Pravá a levá pata Pravá a levá hlavička I. metatarzu



**Obrázek 18** Umístění zevních značek podle modelu Full Body PlugInGait (upraveno podle <http://skolaazdomu.wikispaces.com>)

*RFHD / LFHD* – pravá a levá přední značka hlavy; *RBHD / LBHD* – pravá a levá zadní značka hlavy; *C7* – processus spinosus C7; *T10* – processus spinosus T10; *CLAV* – fossa jugularis; *STRN* – processus xiphoideus; *RBAK* – pravá lopatka; *RSHO / LSHO* – pravý a levý acromion; *RELB / LELB* – pravý a levý epicondylus lateralis; *RWRA / LWRA* – pravý a levý processus styloideus radii; *RWRB / LWRB* – pravý levý processus styloideus ulnae; *RFIN / LFIN* – pravý a levý dactylion; *RASI / LASI* – pravá a levá spina iliaca anterior superior; *RPSI / LPSI* – pravá a levá spina iliaca posterior superior; *RTHI / LTHI* – pravý



a levý střed stehna; *RKNE / LKNE* – pravý a levý epicondylus lateralis femoris; *RTIB / LTIB* – pravá a levá tibia; *RANK / LANK* – pravý a levý malleolus lateralis; *RHEE / LHEE* – pravá a levá pata; *RTOE / LTOE* – pravá a levá hlavička prvního metatarsu.

Dále byla před měřením každého testovaného jedince provedena kalibrace prostoru, kamer, silových plošin a celého systému. Pro statickou kalibraci slouží kalibrační rámeček L – frame a pro dynamickou kalibraci se používá kalibrační tyč - wand.

Testovaná osoba byla nejprve nasnímana v klidovém stoji s následným přiřazením sledovaných bodů. Software provedl statickou kalibraci modelu a bodů, ke kterým byly přiřazeny segmenty těla.

Proband byl poté vyzván, aby se cvičně několikrát prošel vytyčenou trasou dlouhou 8 m v dosahu záběru 7 infračervených videokamer a zároveň přešel přes měřicí silové plošiny svou přirozenou chůzí tak, aby se vždy pata a celá ploška jedné DK položila na jednu měřicí plošinu a stejným způsobem i druhá DK na druhou plošinu. Silové plošiny byly zapuštěny mezi dřevěnými podlahovými deskami takovým způsobem, aby jejich okraje netrčely nad úroveň podlahy a neměly tudíž vliv na přirozený krokový cyklus. Po natrénování chůze a určení optimální vzdálenosti od plošiny tak, aby vždy vyšel nášlap na plošinu stejnou nohou a celou její plochou, bylo zahájeno vlastní testovací měření. Testované osoby chodily svou přirozenou rychlostí a u každé osoby bylo nasnímano minimálně 6 platných pokusů. Aby byl eliminován vliv rychlosti, tak pro statistické zpracování byly vybrány pouze pokusy, kdy se proband pohyboval rychlostí v rozmezí  $1,38 - 1,52 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Toto rozmezí bylo určeno před provedením výzkumu experimentálně.

Zjištění klinického funkčního typu nohy probíhalo po získání dat z kinematické analýzy. Probandi byli individuálně vyšetřeni jedním zkušeným rehabilitačním lékařem, který se touto problematikou dlouhodobě zabývá. Určení funkčního typu nohy dle Roota se provádí vleže na břiše, s nohama volně visícíma přes okraj lehátka. Proband flektuje kyčelní a kolenní kloub na nevyšetřované straně a umístí patu této končetiny do podkolenní jamky vyšetřované DK. Touto polohou je zajištěno neutrální postavení

vyšetřované DK v kyčelním kloubu a optimální pozice špičky nohy, která směřuje kolmo k zemi. Vyšetřující jednou rukou přiměřeně tlačí na 5. metatarz zesponu směrem do dorsiflexe, čímž nastavuje předonoží do neutrální polohy, respektive uzamyká transverzotarzální kloub. Druhou rukou palpjuje hlavicu talu na mediální a laterální straně tak, aby necítil její laterální hranice a dosáhl tím neutrálního postavení v subtalárním kloubu, jak popisuje Root. Vyšetřující v této poloze sleduje zadní aspekt paty a hodnotí její pozici vzhledem k ose dolní třetiny bérce a dále rovinu plochy pod hlavičkami metatarzů vzhledem k rovině plochy pod kalkaneem. Z tohoto vzájemného postavení vyšetřující určuje klinický funkční typ nohy.

Výzkumný vzorek tvořilo 18 probandů, přičemž každá dolní končetina se hodnotila samostatně. Do výzkumu byly zařazeny pouze základní funkční typy nohy – valgózní předonoží (n = 5), varózní předonoží (n = 20) a varózní zánoží (n = 11). Supinované předonoží bylo pro zjednodušení přiřazeno pod varózní předonoží. Plantárně flektovaný první paprsek byl ze stejného důvodu hodnocen jako valgózní předonoží. Ve výzkumu nebyly rozlišovány kompenzované a nekompenzované podtypy varózního předonoží a varózního zánoží, ani flexibilní a rigidní podtyp valgózního předonoží.

## **5.4 Zpracování dat**

Zpracování získaných dat bylo provedeno v programu Vicon Nexus. Nejprve jsme zpracovali jeden pokus klidového stoji pro určení neutrálního postavení v kloubech a poté minimálně šest pokusů přirozené chůze u každého probanda. Data poté byla exportována do programu Vicon Polygon, který umožnil prezentaci výsledků v podobě grafů. Pro úpravu číselných údajů byl použit program Microsoft Office Excel® 2007.

### 5.4.1 Sledované parametry kinematické analýzy chůze

Pro zjištění rozdílů v provedení chůze mezi různými funkčními typy chodidel jsme sledovali tyto úhlové parametry kinematické analýzy chůze, které byly odvozeny ze závislostí hodnot těchto úhlů na čase (Tabulka 2).

**Tabulka 2** Sledované kinematické parametry pánve a kloubů dolních končetin

Oblast	Zkratka	Popis měřeného kinematického parametru
<b>Pánev</b>	P_S_max	Maximální hodnota klopení pánve v sagitální rovině
	P_S_min	Minimální hodnota klopení pánve v sagitální rovině
	PR_S	Celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině
	P_F_max	Maximální hodnota úklonu pánve ve frontální rovině
	P_F_min	Minimální hodnota úklonu pánve ve frontální rovině
	PR_F	Celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině
	P_T_max	Maximální hodnota rotace pánve v transverzální rovině
	P_T_min	Minimální hodnota rotace pánve v transverzální rovině
	PR_T	Celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině

Oblast	Zkratka	Popis měřeného kinematického parametru
<b>Kyčelní kloub (KYK)</b>	H_F	Flexe KYK
	H_E	Extenze KYK
	HR	Celkový rozsah pohybu KYK v sagitální rovině
	H_F_max	Maximální hodnota abdukce/addukce KYK
	H_F_min	Minimální hodnota abdukce/addukce KYK
	HR_F	Celkový rozsah pohybu KYK ve frontální rovině
	H_T_max	Maximální hodnota rotace KYK v transverzální rovině
	H_T_min	Minimální rotace KYK v transverzální rovině
	HR_T	Celkový rozsah pohybu KYK v transverzální rovině

Oblast	Zkratka	Popis měřeného kinematického parametru
<b>Kolení kloub (KOK)</b>	K_max1	Maximální hodnota první flexe v KOK (tj. během stojné fáze)
	K_min1	Minimální hodnota první flexe v KOK (tj. během stojné fáze)
	K_max2	Maximální hodnota druhé flexe v KOK (tj. během švihové fáze)
	K_min2	Minimální hodnota druhé flexe v KOK (tj. během švihové fáze)
	KR	Celkový rozsah pohybu KOK v sagitální rovině
	K_F_max	Maximální hodnota abdukce/addukce KOK
	K_F_min	Minimální hodnota abdukce/addukce KOK
	KR_F	Celkový rozsah pohybu KOK ve frontální rovině
	K_T_max	Maximální hodnota rotace KOK v transverzální rovině
	K_T_min	Minimální hodnota rotace KOK v transverzální rovině
	KR_T	Celkový rozsah pohybu KOK v transverzální rovině

Oblast	Zkratka	Popis měřeného kinematického parametru
<b>Hlezenní kloub (HZK)</b>	A_PF1	První hodnota plantární flexe HZK (tj. ve stádiu postupného zatěžování)
	A_DF	Dorzální flexe HZK
	A_PF2	Druhá hodnota plantární flexe HZK (tj. na konci stoje)
	AR	Celkový rozsah pohybu HZK v sagitální rovině
	A_T_max	Maximální hodnota rotace HZK v transverzální rovině
	A_T_min	Minimální hodnota rotace HZK v transverzální rovině
	AR_T	Celkový rozsah pohybu HZK transverzální rovině

## **5.5 Statistické metody**

Statistické zpracování proběhlo v programu Statistica (verze 10, Stat-Soft, Inc., Tulsa, USA). Pro porovnání sledovaných parametrů u různých typů chodidel byl použit neparametrický Mann Whitney U test. Pro porovnání výsledků měřených kloubů dolní končetiny a pánve jsme použili průměrné hodnoty všech úhlových parametrů.

## 6 VÝSLEDKY

Položili jsme si otázku, jak se odlišuje provedení krokového cyklu v pánvi a kloubech dolní končetiny u osob s různým funkčním typem nohy. S využitím 3D kinematické analýzy jsme změřili základní úhlové parametry na pánvi a dolních končetinách. Pohyb v jednotlivých kloubech jsme testovali v rovině sagitální, frontální a transversální s výjimkou hlezenního kloubu, který jsme testovali pouze v rovině sagitální a transverzální. Kritériem pro zamítnutí nulové hypotézy je nutné dosáhnout statisticky významného rozdílu s hladinou významnosti  $p < 0,05$  minimálně u jednoho testovaného parametru.

### 6.1 Výsledky k vědecké otázce

*Liší se provedení chůze v pánvi a v kloubech dolní končetiny u zdravých osob v závislosti na různém funkčním typu nohy?*

Vědecká otázka byla řešená v 11 hypotézách ( $H_01 - H_011$ ). Výsledky pro ověření hypotéz vědecké otázky jsou uvedeny v tabulkách statistického hodnocení (Tabulka 3 – 13) a v tabulce popisné statistiky (Příloha 4). Byly použity průměrné hodnoty každého měřeného parametru. Statisticky významné rozdíly jsou v tabulkách zvýrazněny červeně. Vybrané hodnoty úhlových parametrů jsou znázorněny v grafické podobě (Graf 1 - 11).

#### 6.1.1 Výsledky k hypotéze $H_01$

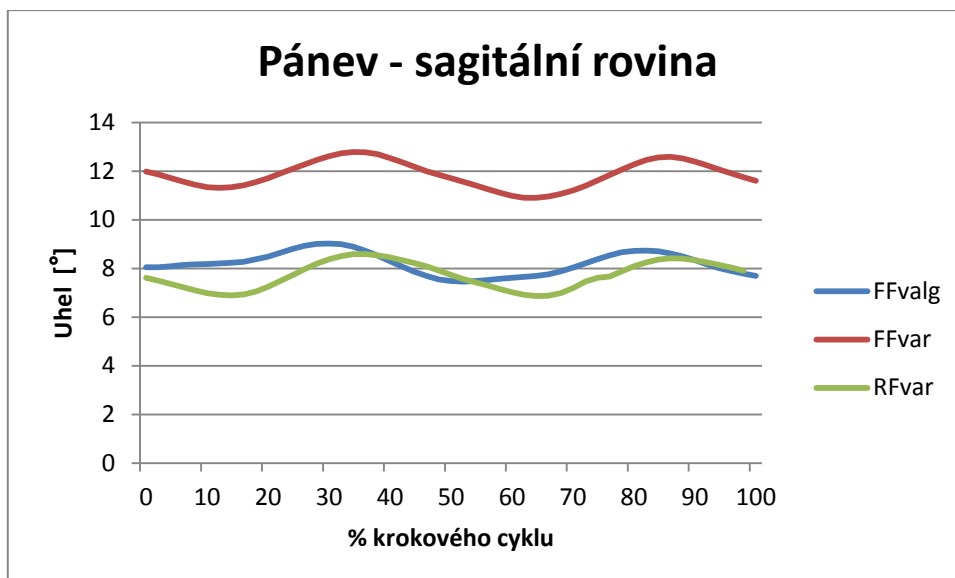
*$H_01$ : Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech pánve v sagitální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.*

Hypotéza  $H_01$  byla zamítnuta na základě třech statisticky významných rozdílů v úhlových parametrech pánve v sagitální rovině mezi valgózním předonožím (FFval) a varózním předonožím (FFvar) pro úhlové parametry *maximální hodnota klopení pánve v sagitální rovině* a *minimální hodnota klopení pánve v sagitální rovině*. Dále byly nalezeny statisticky významné rozdíly v úhlových parametrech pánve v sagitální rovině mezi varózním předonožím (FFvar) a varózním zánožím (RFvar) pro úhlový parametr *minimální hodnota klopení pánve v sagitální rovině* (Tabulka 3, Graf 1). Z Grafu 1 lze také vyčíst, že nejvýraznější rozdíl v provedení chůze je u funkčního typu nohy varózní předonoží (FFvar).

**Tabulka 3** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů pánve v sagitální rovině u různých typů nohou.

<b>Pánev – S</b>	<b>Hladina významnosti <math>p</math></b>		
<b>Parametr</b>	<b>FFval x FFvar</b>	<b>FFval x RFvar</b>	<b>FFvar x RFvar</b>
P_S_max	<b>0,042</b>	0,913	0,157
P_S_min	<b>0,029</b>	0,510	<b>0,003</b>
PR_S	0,192	1,000	0,197

*Pánev – S* - pánev v sagitální rovině; *FFval* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar*-varózní zánoží; *P\_S\_max* - maximální hodnota klopení pánve v sagitální rovině; *P\_S\_min* - minimální hodnota klopení pánve v sagitální rovině; *PR\_S* - celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině; *červený údaj* – statisticky významný rozdíl  $p < 0,05$ .



**Graf 1** Grafické vyjádření průměrných hodnot maximálního předního klopení a maximálního zadního klopení pánve.

*FFvalg* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží; *kladné hodnoty* – klopení pánve dopředu.

### 6.1.2 Výsledky k hypotéze $H_02$

*H<sub>02</sub>*: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech pánve v transverzální rovině během chůze mezi typy nohou FFvalg a FFvar, FFvalg a RFvar, FFvar a RFvar.*

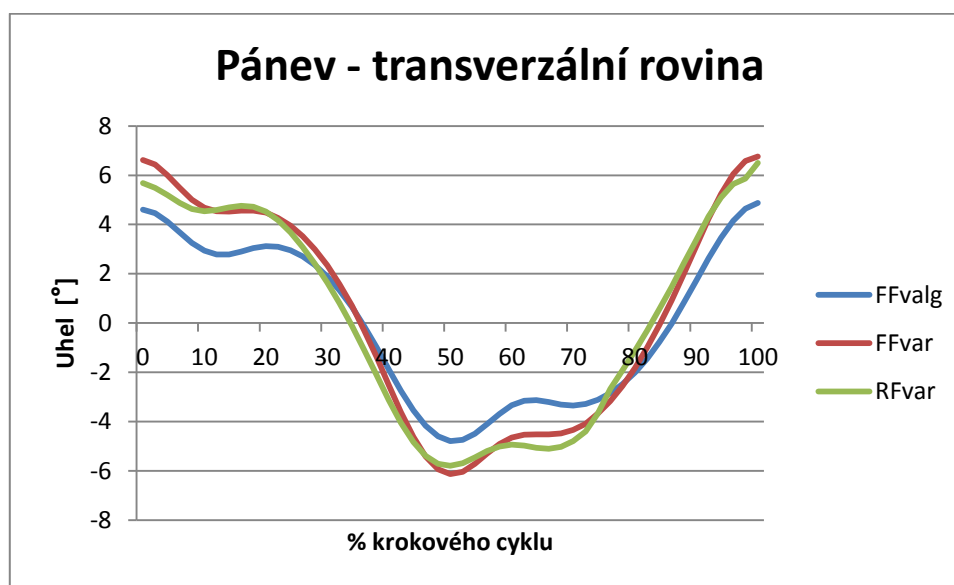
Hypotéza *H<sub>02</sub>* byla zamítnuta, neboť byl nalezen jeden statisticky významný rozdíl v úhlovém parametru *maximální hodnota rotace pánve v transverzální rovině (P\_T\_max)* a to mezi funkčními typy nohy valgózní předonoží (*FFvalg*) a varózní předonoží (*FFvar*), (Tabulka 4, Graf 2).



**Tabulka 4** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů pánve v transverzální rovině u různých typů nohou.

<b>Pánev - T</b>	<b>Hladina významnosti <i>p</i></b>		
<b>Parametr</b>	<b>FFval x FFvar</b>	<b>FFval x RFvar</b>	<b>FFvar x RFvar</b>
P_T_max	<b>0,042</b>	0,180	1,000
P_T_min	0,447	0,267	0,403
PR_T	0,129	0,221	0,951

*Pánev - T* – pánev v transverzální rovině; *FFval* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar*- varózní zánoží; *P\_T\_max* - maximální hodnota rotace pánve v transverzální rovině; *P\_T\_min* - minimální hodnota rotace pánve v transverzální rovině; *PR\_T* - celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině; *červený údaj* – statisticky významný rozdíl  $p < 0,05$ .



**Graf 2** Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální přední rotace a maximální zadní rotace pánve.

*Záporné hodnoty* – hodnoty rotace pánve dozadu; *kladné hodnoty* – hodnoty rotace pánve dopředu; *FFvalg* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží.

### 6.1.3 Výsledky k hypotéze $H_03$

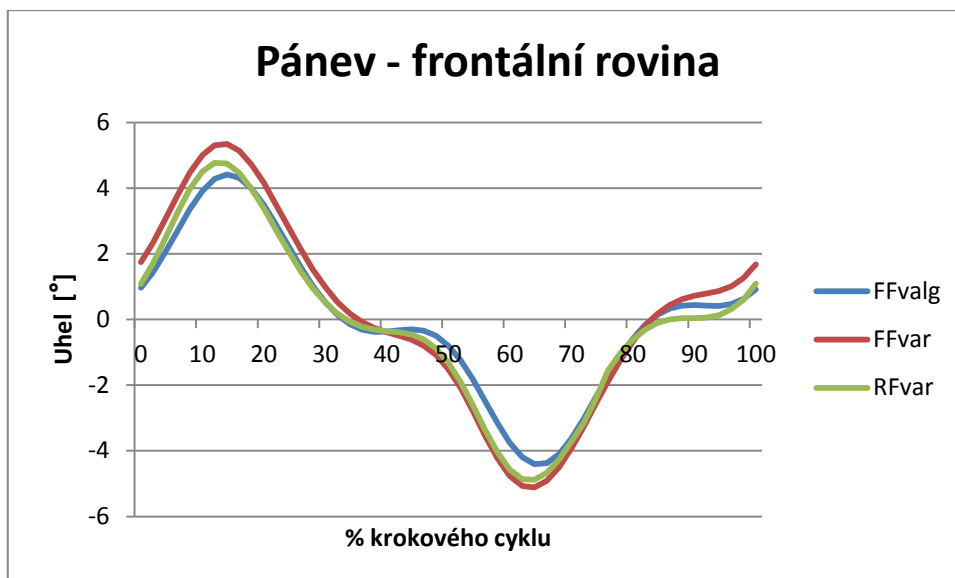
$H_03$ : *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech pánve ve frontální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.*

Hypotéza  $H_03$  byla potvrzena, neboť nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech pánve ve frontální rovině mezi sledovanými funkčními typy nohy (Tabulka 5, Graf 3).

**Tabulka 5** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů pánve ve frontální rovině u různých typů nohou.

<b>Pánev - F</b>	<b>Hladina významnosti <math>p</math></b>		
<b>Parametr</b>	<b>FFval x FFvar</b>	<b>FFval x RFvar</b>	<b>FFvar x RFvar</b>
P_F_max	0,371	0,583	0,476
P_F_min	0,488	0,743	0,761
PR_F	0,243	0,827	0,670

*Pánev - F* – pánev ve frontální rovině; *FFval* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží; *P\_F\_max* - maximální hodnota poklesu pánve ve frontální rovině; *P\_F\_min* - minimální hodnota poklesu pánve ve frontální rovině; *PR\_F* - celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině.



**Graf 3** Grafické vyjádření průměrných hodnot maximálního poklesu pánve na stejné straně a maximálního poklesu pánve na opačné straně než je kráčející DK.

*Záporné hodnoty* – hodnoty poklesu pánve na stejné straně; *kladné hodnoty* – hodnoty poklesu pánve na opačné straně; *FFvalg* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží.

#### 6.1.4 Výsledky k hypotéze $H_04$

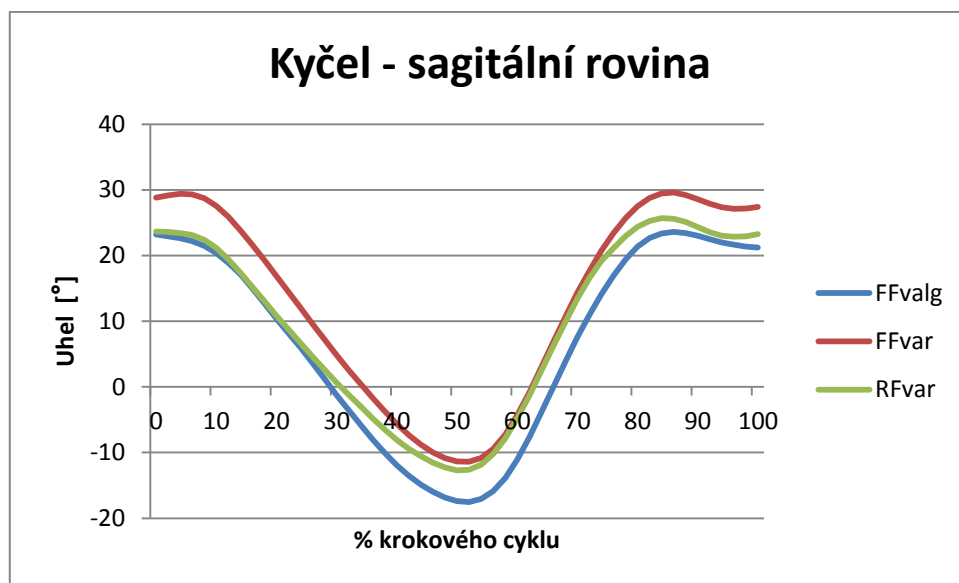
*H<sub>04</sub>*: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kyčelního kloubu v sagitální rovině během chůze mezi typy nohou FFvalg a FFvar, FFvalg a RFvar, FFvar a RFvar.*

Hypotéza *H<sub>04</sub>* byla potvrzena, neboť nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kyčelního kloubu v sagitální rovině mezi sledovanými funkčními typy nohy (Tabulka 6). Z grafu 4 je patrné, že u nohou s varózním předonožím se objevuje větší flexe v kyčelním kloubu a u nohou s valgózním předonožím větší extenze. Přestože žádný z rozdílů však není statisticky významný, jsou tyto tendence zajímavé a bylo by vhodné je ověřit na větším souboru.

**Tabulka 6** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kyčelního kloubu v sagitální rovině u různých typů nohou.

KYK - S	Hladina významnosti <i>p</i>		
	FFval x FFvar	FFval x RFvar	FFvar x RFvar
H_F	0,071	0,180	0,060
H_E	0,060	0,069	0,427
HR	0,668	0,441	0,359

*KYK - S* – kyčelní kloub v sagitální rovině; *FFval* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar*- varózní zánoží; *H\_F* – flexe v kyčelním kloubu; *H\_E* – extenze v kyčelním kloubu; *HR* – celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině.



**Graf 4** Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální flexe a maximální extenze v kyčelním kloubu.

*Záporné hodnoty* – hodnoty extenze KYK; *kladné hodnoty* – hodnoty flexe KYK; *FFvalg* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží.

### 6.1.5 Výsledky k hypotéze H<sub>05</sub>

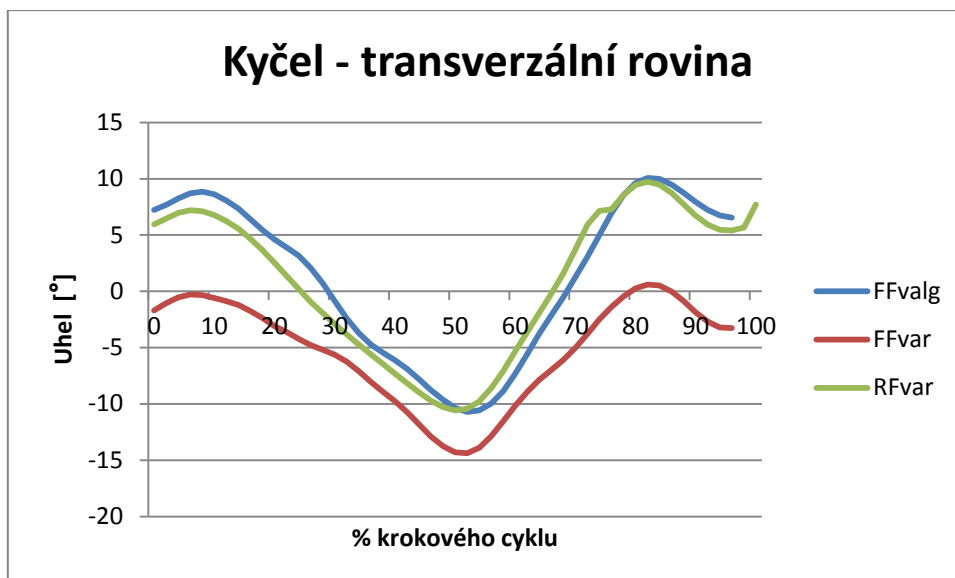
*H<sub>05</sub>: Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kyčelního kloubu v transverzální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.*

Hypotéza *H<sub>05</sub>* byla zamítnuta, protože byl nalezen jeden statisticky významný rozdíl v úhlovém parametru *celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině (HR\_T)* a to mezi funkčními typy nohy varózní předonoží (FFvar) a varózní zánoží (RFvar), (Tabulka 7, Graf 5).

**Tabulka 7** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kyčelního kloubu v transverzální rovině u různých typů nohou.

KYK - T	Hladina významnosti <i>p</i>		
	FFval x FFvar	FFval x RFvar	FFvar x RFvar
H_T_max	0,169	0,913	0,279
H_T_min	0,408	0,583	0,381
HR_T	0,060	0,377	<b>0,032</b>

*KYK – T* – kyčelní kloub v transverzální rovině; *FFval* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží; *H\_T\_max* – maximální hodnota rotace kyčelního kloubu v transverzální rovině; *H\_T\_min* – minimální hodnota rotace kyčelního kloubu v transverzální rovině; *HR\_T* – celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině; *červený údaj* – statisticky významný rozdíl  $p < 0,05$ .



**Graf 5** Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální vnitřní rotace a maximální zevní rotace v kyčelním kloubu.

*Záporné hodnoty* – hodnoty zevní rotace KYK; *kladné hodnoty* – hodnoty vnitřní rotace KYK; *FFvalg* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží.

### 6.1.6 Výsledky k hypotéze $H_06$

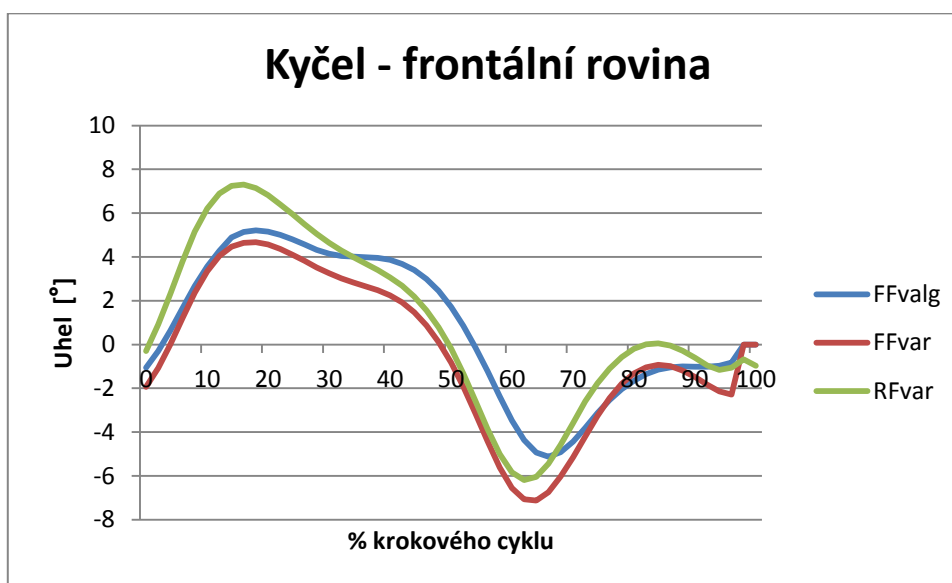
*H<sub>06</sub>*: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kyčelního kloubu ve frontální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.*

Hypotéza *H<sub>06</sub>* byla zamítnuta, neboť byl nalezen jeden statisticky významný rozdíl v úhlovém parametru *maximální hodnota abdukce/addukce kyčelního kloubu ve frontální rovině (H\_F\_max)* a to mezi funkčními typy nohy varózní předonoží (FFvar) a varózní zánoží (RFvar), (Tabulka 8, Graf 6).

**Tabulka 8** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kyčelního kloubu ve frontální rovině u různých typů nohou.

KYK - F	Hladina významnosti <i>p</i>		
	FFval x FFvar	FFval x RFvar	FFvar x RFvar
H_F_max	0,303	0,267	<b>0,005</b>
H_F_min	0,243	0,743	0,583
HR_F	0,974	0,180	0,157

*KYK – F* – kyčelní kloub ve frontální rovině; *FFval* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar*- varózní zánoží; *H\_F\_max* – maximální hodnota abdukce/addukce kyčelního kloubu ve frontální rovině; *HR\_F\_min* – minimální hodnota abdukce/addukce kyčelního kloubu ve frontální rovině; *HR\_F* – celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině; *červený údaj* – statisticky významný rozdíl  $p < 0,05$ .



**Graf 6** Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální abdukce a maximální addukce v kyčelním kloubu.

*Záporné hodnoty* – hodnoty abdukce KYK; *kladné hodnoty* – hodnoty addukce KYK; *FFvalg* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží.

### 6.1.7 Výsledky k hypotéze $H_07$

$H_07$ : *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kolenního kloubu v sagitální rovině mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.*

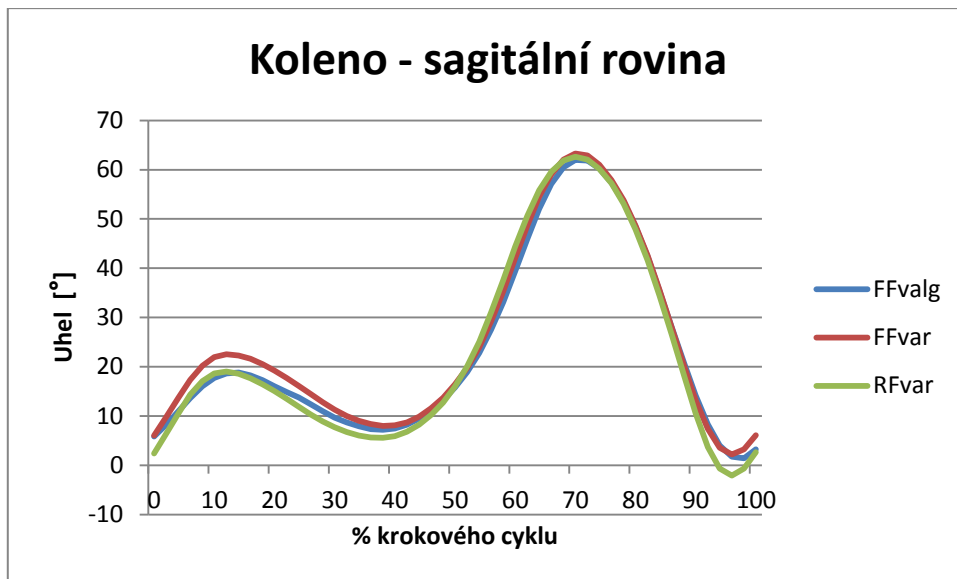
Hypotéza  $H_07$  byla potvrzena, neboť nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kolenního kloubu v sagitální rovině mezi sledovanými funkčními typy nohy (Tabulka 9, Graf 7).

**Tabulka 9** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kolenního kloubu v sagitální rovině u různých typů nohou.

KOK - S	Hladina významnosti $p$		
	FFval x FFvar	FFval x RFvar	FFvar x RFvar
K_max1	0,668	0,661	0,640
K_min1	0,668	0,510	0,113
K_max2	0,974	0,827	0,887
K_min2	0,974	0,320	0,261
KR	0,921	0,510	0,104

*KOK – S – kolenní kloub v sagitální rovině; FFval – valgózní předonoží; FFvar – varózní předonoží; RFvar- varózní zánoží; K\_max1 - maximální hodnota první flexe v KOK (tj. během stojné fáze); K\_min1 - minimální hodnota první flexe v KOK (tj. během stojné fáze); K\_max2 - maximální hodnota druhé flexe v KOK (tj. během švihové fáze); K\_min2 - minimální hodnota druhé flexe v KOK (tj. během švihové fáze); KR – celkový rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině.*





**Graf 7** Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální flexe a maximální extenze v kolenním kloubu.

*Záporné hodnoty* – hodnoty extenze KOK; *kladné hodnoty* – hodnoty flexe KOK; *FFvalg* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží.

### 6.1.8 Výsledky k hypotéze $H_{08}$

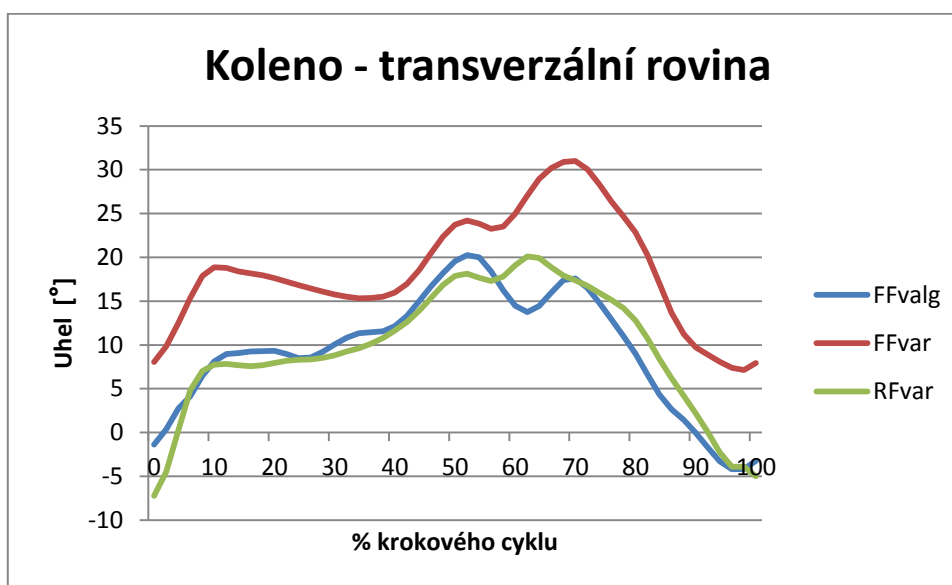
*H<sub>08</sub>*: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kolenního kloubu v transverzální rovině mezi typy nohou FFvar a FFval, FFvar a FFval, FFval a RFval.*

Hypotéza *H<sub>08</sub>* byla zamítnuta, neboť jsme našli jeden statisticky významný rozdíl v úhlovém parametru *minimální hodnota rotace kolenního kloubu v transverzální rovině (K\_T\_min)* a to mezi funkčními typy nohy varózní předonoží (FFvar) a varózní zánoží (RFvar), (Tabulka 10, Graf 8).

**Tabulka 10** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kolenního kloubu v transverzální rovině u různých typů nohou.

<b>KOK - T</b>	<b>Hladina významnosti <math>p</math></b>		
<b>Parametr</b>	<b>FFval x FFvar</b>	<b>FFval x RFvar</b>	<b>FFvar x RFvar</b>
K_T_max	0,488	0,913	0,359
K_T_min	0,192	0,661	<b>0,005</b>
KR_T	0,668	0,320	0,145

*KOK -T* - kolenní kloub v transverzální rovině; *FFval* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar*- varózní zánoží; *K\_T\_max* – maximální hodnota rotace kolenního kloubu v transverzální rovině; *K\_T\_min* – minimální hodnota rotace kolenního kloubu v transverzální rovině; *KR\_T* – celkový rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině; *červený údaj* – statisticky významný rozdíl  $p < 0,05$ .



**Graf 8** Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální vnitřní rotace a maximální zevní rotace v kolenním kloubu.

*Záporné hodnoty* – hodnoty zevní rotace KOK (přesněji tibie vzhledem k femuru); *kladné hodnoty* – hodnoty vnitřní rotace KOK (přesněji tibie vzhledem k femuru); *FFvalg* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží.

### 6.1.9 Výsledky k hypotéze $H_09$

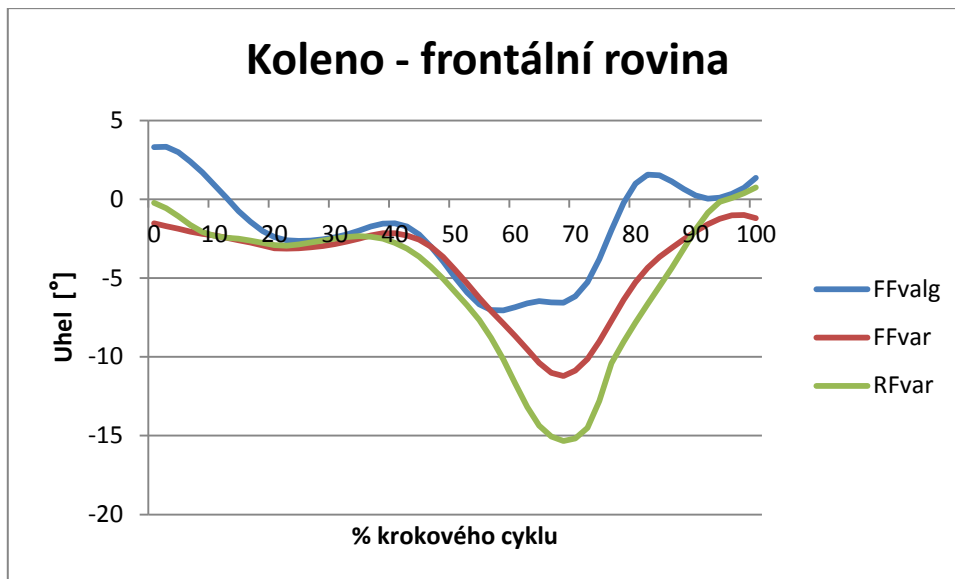
$H_09$ : *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kolenního kloubu ve frontální rovině mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.*

Hypotéza  $H_09$  byla potvrzena, neboť nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kolenního kloubu ve frontální rovině mezi sledovanými funkčními typy nohy (Tabulka 11, Graf 9).

**Tabulka 11** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kolenního kloubu ve frontální rovině u různých typů nohou.

KOK - F	Hladina významnosti $p$		
	FFval x FFvar	FFval x RFvar	FFvar x RFvar
K_F_max	0,336	0,145	0,583
K_F_min	0,336	0,267	0,157
KR_F	0,668	1,000	0,212

*KOK - F* – kolenní kloub ve frontální rovině; *FFval* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží; *K\_F\_max* – maximální hodnota abdukce/addukce kolenního kloubu ve frontální rovině; *K\_F\_min* – minimální hodnota abdukce/addukce kolenního kloubu ve frontální rovině; *KR\_F* – celkový rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině.



**Graf 9** Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální abdukce a maximální addukce v kolenním kloubu.

*Záporné hodnoty* – hodnoty addukce KOK; *kladné hodnoty* – hodnoty abdukce KOK; *FFvalg* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží.

### 6.1.10 Výsledky k hypotéze $H_{010}$

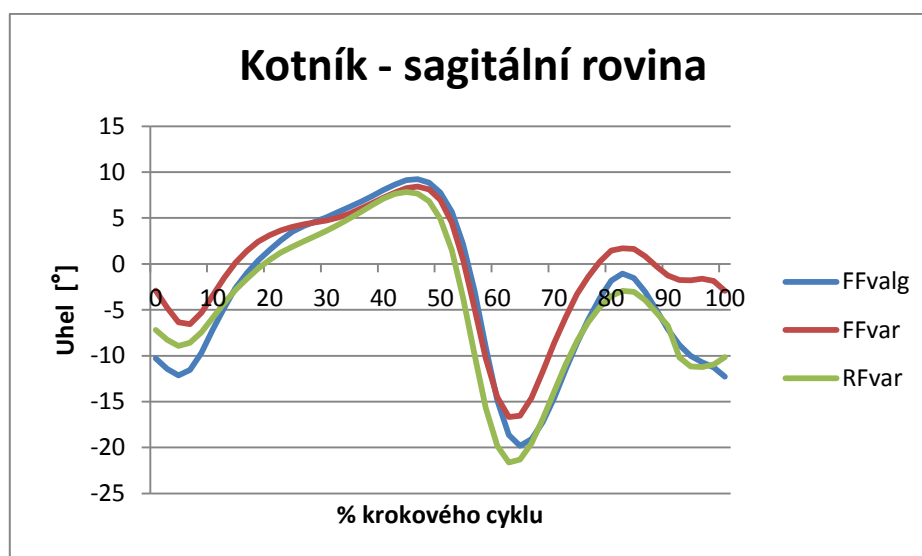
$H_{010}$ : *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech hlezenního kloubu v sagitální rovině mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.*

Hypotéza  $H_{010}$  byla zamítnuta, protože byl nalezen jeden statisticky významný rozdíl v úhlovém parametru *první hodnota plantární flexe hlezenního kloubu (tj. ve stádiu postupného zatěžování), (A\_PF1)* a to mezi funkčními typy nohy valgózní předonoží (FFval) a varózní předonoží (FFvar), (Tabulka 12, Graf 10).

**Tabulka 12** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů hlezenního kloubu v sagitální rovině u různých typů nohou.

HVK - S	Hladina významnosti <i>p</i>		
	FFval x FFvar	FFval x RFvar	FFvar x RFvar
A_PF1	<b>0,006</b>	0,180	0,066
A_DF	0,371	0,267	0,855
A_PF2	0,129	1,000	0,060
AR	0,083	0,743	0,145

*HVK – S* – hlezenní kloub v sagitální rovině; *FFval* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar*- varózní zánoží; *A\_PF1* - první hodnota plantární flexe hlezenního kloubu (tj. ve stádiu postupného zatěžování); *A\_DF* - dorzální flexe hlezenního kloubu; *A\_PF2* - druhá hodnota plantární flexe hlezenního kloubu (tj. ve stádiu postupného zatěžování); *AR* – celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině; *červený údaj* – statisticky významný rozdíl  $p < 0,05$ .



**Graf 10** Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální plantární flexe a maximální dorzální flexe v hlezenním kloubu.

*Záporné hodnoty* – hodnoty plantární flexe; *kladné hodnoty* – hodnoty dorzální flexe; *FFvalg* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží.

### 6.1.11 Výsledky k hypotéze $H_{011}$

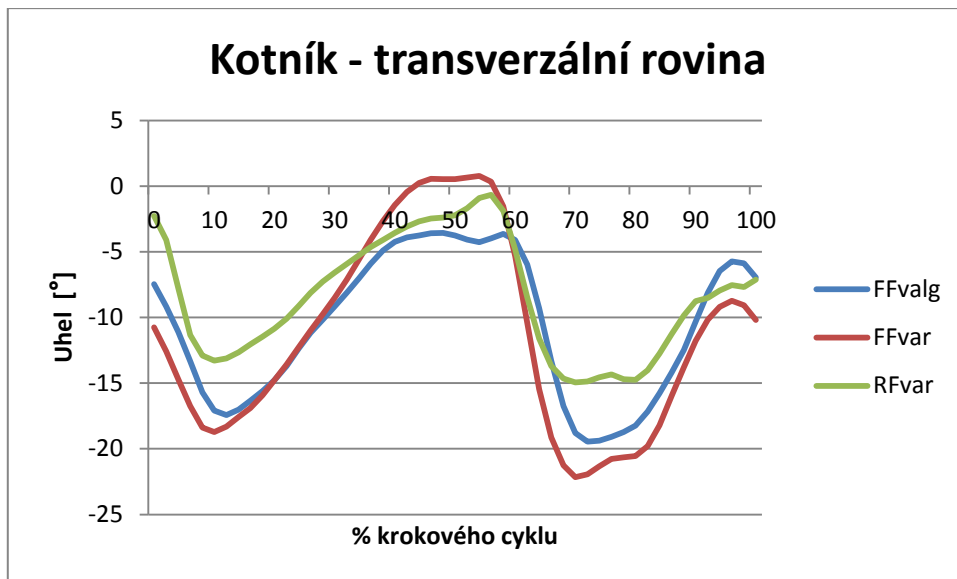
$H_{011}$ : *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech hlezenního kloubu v transverzální rovině mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.*

Hypotéza  $H_{011}$  byla potvrzena, neboť nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech hlezenního kloubu v transverzální rovině mezi sledovanými funkčními typy nohy (Tabulka 13, Graf 11).

**Tabulka 13** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů hlezenního kloubu v transverzální rovině u různých typů nohou.

<b>HZK - T</b>	<b>Hladina významnosti <math>p</math></b>		
<b>Parametr</b>	<b>FFval x FFvar</b>	<b>FFval x RFvar</b>	<b>FFvar x RFvar</b>
A_T_max	0,408	0,510	0,761
A_T_min	0,371	0,913	0,279
AR_T	0,071	0,320	0,555

$HZK - T$  – hlezenní kloub v transverzální rovině;  $FFval$  – valgózní předonoží;  $FFvar$  – varózní předonoží;  $RFvar$  – varózní zánoží;  $A_T_{max}$  – maximální hodnota rotace hlezenního kloubu v transverzální rovině;  $A_T_{min}$  – minimální hodnota rotace hlezenního kloubu v transverzální rovině;  $AR_T$  – celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu transverzální rovině.



**Graf 11** Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální supinace a maximální pronace v subtalárním kloubu.

*Záporné hodnoty* – hodnoty vnitřní rotace hlezenního kloubu; *kladné hodnoty* – hodnoty zevní rotace hlezenního kloubu; *FFvalg* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar* – varózní zánoží.

## 7 DISKUZE

Chůze je základní lokomoční stereotyp charakteristický pro každého jedince. Komplexnost její pohybové funkce klade vysoké nároky na znalost fází krokového cyklu a kineziologie pohybů segmentů těla v jednotlivých stádiích chůze (Kolář, 2009). Teprve pak je možné správně analyzovat a rozlišit nejrůznější poruchy vzniklé v pohybovém systému či na úrovni nervové soustavy a řešit je vhodnou terapií.

Noha je prvním článkem celého řetězce segmentů dolní končetiny, který jako jediný zprostředkovává přímý kontakt s podložkou. Musí zastat jak funkci statickou, být opornou bází těla, tak i funkci dynamickou, umožnit lokomoci. To na ni klade nárok být ve správné chvíli dostatečně rigidní a naopak v jiné chvíli zase dostatečně flexibilní (Dylevský, 2009). Noha má tedy nepostradatelnou úlohu pro stoj, chůzi i běh člověka. Počínaje absorpcí nárazu při došlapu, přes adaptaci na nerovnosti terénu až po vytváření impulsu pro pohyb vpřed (Scott, Menz & Newcombe, 2007). Bohatá propiocepce i senzitivní receptory začleňují nohu do významných struktur podílejících se na řízení a udržování rovnováhy. Noha funguje v kooperaci s ostatními klouby dolní končetiny v tzv. funkčním zřetězení. To potvrzují i autoři Souza et al. (2010), kteří zjistili silný vztah mezi vnitřní/zevní rotací tibie a vnitřní/zevní rotací KYK, a středně silný vztah mezi everzí/inverzí zánoží a vnitřní/zevní rotací KYK. Proto každá strukturální i funkční změna nohy, jakožto základní báze celého těla, bude mít značný vliv na všechny klouby končetin i na osový aparát. Neadekvátní nastavení jednotlivých pohybových segmentů postupně vede k nerovnoměrné distribuci svalového tonu a asymetrickému zatížení muskuloskeletálních struktur, na které postupně navazuje vznik kompenzačních patologií (Vařeka, 2004).

Proto je třeba věnovat pozornost veškerým změnám či poruchám ve struktuře i funkci chodidla. Pro klinickou praxi se zavedla typologie nohy, která se snaží zjednodušit anatomickou komplexnost nohy a odlišit normu od patologických stavů. Klasická typologie se zabývá pouze popisem nohy podle postavení nožní klenby. Rozlišuje nohu normální, plochou a vysoce klenutou. Nezabývá se však příčinou ani dynamickou složkou chodidla. V poslední době je plochá noha a vysoce klenutá častým objektem výzkumu a je zkoumán jejich vliv na kinematické parametry chůze (Buldt



et al., 2013). Z antropometrického hlediska se noha měří pomocí nejrůznějších indexů a například pomocí digitální formule se rozlišuje dle délky prstů noha egyptská, řecká a polynéská. Ani tato typologie však nezahrnuje funkci nohy na všech úrovních.

Dynamickou i statickou komplexní úlohu nohy zohledňuje Rootova koncepce klinického funkčního typu nohy, kterou Merton L. Root vypracoval v 50. a 60. letech minulého století. Tato typologie popisuje podle vzájemného postavení zánoží vůči předonoží při zatížení nohy i v odlehčení 3 základní typy nohy – valgózní předonoží, varózní předonoží a varózní zánoží. Root zavedl klinický pojem *neutrální pozice subtalárního kloubu*, kdy je hlavice talu za současného uzamknutí transverzotarzálního kloubu zatížením nebo pasivním tlakem na 5. metatarz zespodu v takovém postavení, že vyšetřující necítí výrazněji její hrany ani na laterální ani na mediální straně hlezenního kloubu (Lee, 2001). Root ji popsal jako pozici, kdy ST kloub není ani supinován ani pronován. To však některé pozdější studie zpochybnily. Neutrální pozice ST kloubu by měla být pozicí, která je funkčně optimální pro pohyby nohy, avšak to nebylo nikdy prokázáno, že to odpovídá Rootovému pojmu neutrální pozice ST kloubu (Harradine, Bevan & Carter, 2003). Chen et al (2008) provedli výzkum na lidských mrtvolách určených k výzkumu a zjistili, že neutrální pozice v pravém slova smyslu se nachází nejbližší při noze v 10° abdukci, 20° DF a 10° everzi.

V neutrálním postavení ST popsaném Rootem normální noha vypadá tak, že plantární kondyly kalkaneu jsou v rovině, všechny hlavičky metatarsů leží také v jedné rovině a tyto dvě roviny jsou rovnoběžné, tzn. v téže rovině. Dále ještě dolní třetina tibie musí být ve vertikálním postavení vůči chodidlu (zánoží) ve stojné fázi (Tiberio, 1988). Avšak normální chodidlo se podle autorů McPoil et al. (1988) vyskytuje jen v 17 % případů. Mimo jiné i proto byla Rootova koncepce vystavena velké kritice a její další nedostatky jsou diskutovány dodnes. Přesto je i v dnešní době nejlépe propracovaným modelem funkce nohy a v západním světě je hojně používaná v klinické praxi spolu se systémem funkčního kompenzačního ortézování. Cílem tohoto ortézování je předejít vlastním kompenzačním mechanismům DK, které mají negativní vliv na ostatní součásti pohybového aparátu (Eslami et al, 2006). Rootova práce byla postupně rozvíjena o další podtypy nohy.

Rootovy strukturální vnitřní deformity, jak je nazval, se projevují v různém postavení zánoží a předonoží a pokud si uvědomíme kineziologii a biomechaniku kloubů DK a funkční vztahy kloubů chodidla navzájem i v návaznosti na klouby celé dolní končetiny, lze dovodit patokineziologii a její důsledky. Různé funkční typy nohou se totiž vyznačují konkrétními odchylkami v časování a rozsahu pohybů zánoží během chůze a s tím souvisejícími postupnými poruchami ve vyšších etážích (Vařeka & Vařeková, 2009).

Cílem této studie v návaznosti na teoretické poznatky týkající se kineziologie a kinematiky kloubů pánve i dolní končetiny a typologie nohy bylo analyzovat, jestli má funkční klinický typ nohy vliv na kinematické parametry chůze u vybrané skupiny mladých zdravých mužů. V naší studii jsme porovnávali úhlové parametry pánve a kloubů dolní končetiny ve všech třech rovinách pohybu během přirozené chůze.

## **7.1 Diskuze k vědecké otázce**

Zajímalo nás, zda existuje rozdíl v kinematických parametrech krokového cyklu mezi jednotlivými typy nohy u zdravé populace. Z výsledků diskutovaných níže u jednotlivých hypotéz můžeme vidět, že některý funkční klinický typ nohy více či méně ovlivňuje provedení chůze v jednotlivých kloubech i v pánvi. Z výsledku lze orientačně říci, že ne vždy ve všech rovinách pohybu určitý typ nohy změní kinematiku pánve či kloubu dolní končetiny během chůze. Nejvýraznější rozdíly byly nalezeny u funkčního typu varózní předonoží a nejčastěji se jednalo o změny v provedení chůze v rovině transversální, ale byly zaznamenány i změny v ostatních dvou rovinách. Některé naše výsledky potvrdily teoretické poznatky, s jinými byly v rozporu. Vzhledem k malému vzorku probandů nelze naše výsledky brát dogmaticky. K potvrzení je třeba provést větší výzkum s rozsáhlejším vzorkem.

Zkoumaný soubor tvořilo 18 zdravých mladých mužů bez jakékoli poruchy či patologie, které by významně mohly ovlivnit průběh chůze. Hodnotili jsme každou dolní končetinu zvlášť, celkem tedy 36 nohou, z toho valgózní předonoží (FFval) zastupovalo 5 vzorků (13,9 %), varózní předonoží (FFvar) 20 vzorků (55,6 %) a varózní zánoží (RFvar) 11 vzorků (30,6 %). Tento nálezn se však neshoduje s mírou výskytu

uvedenou ve studii Vařeky a Vařekové (2008), kteří zjistili, že u mužů se nejčastěji vyskytuje typ varózní zánoží (46 %), a pak ostatní typy s podobnou relativní četností (17,2 %). U žen je nejčastějším typem valgózní předonoží (36,9 %). Antropometricky je rozdíl mezi muži a ženami především ve velikosti nohy, což může ovlivnit zpracování získaných kinematických dat. Proto jsme v naší studii měřili pouze muže. Z hlediska malého vzorku probandů, jsme už dále ve studii nerozlišovali kompenzovaný a nekompenzovaný podtyp u FFvar a RFvar, ani flexibilní a semiflexibilní podtyp u FFval. Supinované předonoží bylo zahrnuto do skupiny FFvar a flektovaný první paprsek byl zařazen do skupiny FFval.

Varózní předonoží jako nejpočetněji zastoupený typ nohy v našem výzkumu (55,6 %) je definováno jako strukturální abnormalita chodidla, která se vyznačuje předonožím v relativní inverzi, respektive v supinaci vzhledem k zánoží při nezatížené DK, když je subtalární kloub držen v neutrální pozici a TT kloub je uzamčený pomocí plantárního tlaku na 5. metatarz (Tis & Higbie, 1999). Kompenzace je zajištěna pronací až hyperpronací kalkaneu v subtalárním kloubu a plantární flexí a addukcí talu. Ta bývá u FFvar výraznější a prolongovaná. Vzniká kompenzační valgózní zánoží, které postupně může zapříčínovat výrazné léze na vyšších etážích DK. Excesivní pronace může vyvolat nárůst rotačního stresu na stejnostranný KYK a KOK s tendencí k laterální deviaci patelly (Lufler et al., 2012). Pokud je pronace ST kloubu nedostatečná, může být nahrazena pronací v TT kloubu a PF prvního paprsku (Vařeka & Vařeková, 2009). Jako příčiny bývají uváděny dvě, nejčastěji nedostatečná torze krčku talu do pronace během postnatálního vývoje do 6. roku života (Mooney & Campbell, 2006). Druhá příčina leží v měkkých tkáních a jejich adaptaci na dlouhodobou zátěž, například u obézních lidí. Lufler et al. (2012) uvádějí, že příčina vzniku varózního předonoží leží spíše v oblasti změn v měkkých tkáních než ve strukturálně dané torzi krčku talu. Ale bylo zjištěno, že rotace krčku talu má výrazný vliv na rozsah pohybu v ST kloubu ve všech třech rovinách. Konkrétně rozsah pohybu ST omezuje (Daniels, Smith & Ross, 1996).

Varózní zánoží bylo druhým nejčastějším typem nohy v našem vzorku (30,6 %) ačkoliv jsme podle Vařeky a Vařekové (2008) předpokládali, že bude ve skupině mužů typem převládajícím. Opět je nutné říci, že příčinou může být malý vzorek probandů.

Tento typ nohy se vyznačuje při ST kloubu v neutrální pozici a uzamčeném TT kloubu (pomocí plantárního tlaku na 5. metatarz) supinačním postavením celé nohy, přesněji kalkaneem v supinaci a patou ve varozitě. Rozlišují se dva typy, varozita zánoží a tibiální varozita, které se u tohoto typu nohy mohou vyskytovat společně, nebo jen jedna z nich (Munteanu & Bird, n.d.). Kompenzace je zajištěna na úrovni subtalárního kloubu formou výrazné pronace (tzv. hyperpronační syndrom), aby se mediální okraj zánoží a postupně i celé předonoží dostaly do kontaktu s podložkou. Při tom dochází i k plantární flexi a addukci talu, což má podobně jako FFvar negativní účinky na proximální segmenty DK, ale menší než u FFvar (Vařeka & Vařeková, 2009). Na kompenzaci se může podílet také úprava krokového cyklu, která je popsána Mooneyem a Campbelllem (2006) jako „abdukční twist“, který se vyznačuje zvětšenou rotací špiček zevně při chůzi. To umožňuje použít zevní okraj předonoží jako pivot, který má rychle při dopadu paty na zem umožnit následné zatížení mediální části předonoží v další fázi středního stoje.

Valgózní předonoží je podle studie McPoil et al. (1988) považováno za nejčastější typ chodidla v populaci, avšak v naší studii se vyskytovalo pouze u 13,9 %. Pokud je ST kloub v neutrální pozici a TT kloub uzamčen tlakem na 5. metatarz zespodu, předonoží se nachází v pronaci vzhledem k zánoží. Příčinami této deformity nohy může být hyperpronace krčku talu během intrauterinního vývoje, vrozená deformita kalkaneokuboidního kloubu nebo případná kompenzace nekompensované varozity zánoží. Valmassy (1996) uvádí rozdělení na dva podtypy - flexibilní a rigidní. Flexibilní má dostatečnou míru kompenzační supinace předonoží kolem podélné osy TT kloubu. To však mění nastavení nohy nevhodné pro odraz, protože tato pronace v TT kloubu odemyká předonoží, které je nestabilní. Michaud (1997) u flexibilního FFval ještě rozlišuje podtypy A, B1 a B2. Podtyp A má velký rozsah supinace v TT kloubu, což v důsledku vede k hyperpronačnímu syndromu se vznikem patologií popsaných u FFvar. Podtyp B1 má zvětšený rozsah do pronace v TT kloubu (až 6 °). To je kompenzováno akcentovanou supinací ST kloubu na začátku odrazu, až postupně nastane chronické supinační přetížení. Podtyp B2 se projevuje hypersupinací už na konci mid-stoje, což zvětšuje VR tibie a přetěžuje se m. peroneus longus. Rigidní forma FFval neumožňuje žádnou kompenzaci a noha má vysoký mediální oblouk se

supinovanou patou. Mimo jiné patologie a deformity v oblasti nohy, FFval rigidní negativně ovlivňuje funkci dolního i horního tibio-fibulárního skloubení, vede k bolestem laterální strany KOK i KYK, k laterální deviaci pánve během chůze a k chůzi o úzké bázi (Vařeka & Vařeková, 2009).

Chůze jako taková je typická pro každého jedince, i když má společné charakteristické děje a fáze, které probíhají u všech lidí. V souvislosti s chůzí a její interindividualitě byla v literatuře řešena otázka její symetrie/asymetrie v rámci levé a pravé DK. V roce 2000 provedli Sadeghi et al. přehledovou studii o symetričnosti a asymetričnosti chůze. Zjistili, že v literatuře převládá názor, že chůze je určitou měrou přirozeně asymetrická v rámci levé a pravé dolní končetiny a že je často vysvětlována lateralitou. Ta však byla některými studii vyvrácena, a tak tyto studie poukazují na nutnost dalšího výzkumu. Zda má stranová asymetrie vliv na úhlové parametry chůze zkoumali Forczek a Staszkiwicz (2012). Bylo prokázáno, že v největší míře má stranová asymetrie vliv na úhlové parametry v hlezenním kloubu, v menší míře pak i v kolenních a kyčelních kloubech, což bylo přisuzováno zřetězení změn z hlezenního kloubu do vyšších etáží v rámci kinematického řetězce dolní končetiny. V našem výzkumu jsme hodnotili každou DK nezávisle a tím jsme předešli řešení tohoto problému.

Věk je jedním z faktorů, které také mohou určitou mírou ovlivnit výsledky kinematické analýzy chůze. Pro náš výzkum jsme zvolili vzorek mladých osob a to z důvodu menší pravděpodobnosti výskytu degenerativních procesů v oblasti nohy a kloubů dolních končetin. S věkem se v oblasti chodidel objevují častěji pronační postavení či plochonoží, výskyt hallux valgus, snížení rozsahu pohybu v HZK a další změny postury chodidla v rámci jiného onemocnění, jako je diabetes mellitus, které mohou ovlivnit kinematiku chůze (Scott, Menz & Newcombe, 2007). Nedávné studie zkoumající rozdíl v kinematických parametrech kloubů chodidla a hlezenního kloubu pomocí kinematické analýzy chůze u zdravých mladých jedinců (průměrný věk 24,6 let) a starších osob (průměrný věk 65 let) nenašly žádný statisticky významný rozdíl mezi těmito dvěma skupinami (Legault, Chester & de Vries, 2012). Pro 3D kinematickou analýzu chůze u dětí je používán jiný model, který zohledňuje velikost a další faktory

dětské nohy, tudíž výsledky nejsou porovnatelné s těmi u dospělých (Alonzo-Vázquez et al., 2009).

Rychlost krokového cyklu je jedním z parametrů chůze, který odlišuje chůzi od běhu. Tudíž má také určitý vliv na kinematické parametry krokového cyklu. Mění se délka kroku, která s rostoucí rychlostí narůstá a snižuje se délka trvání krokového cyklu i doba stejné fáze. Co se týče úhlových parametrů pánve a dolních končetin během chůze, byl zjištěn rozdíl mezi velikostí úhlů flexe a extenze u kyčelního kloubu a hlezenního kloubu při různých rychlostech chůze. Naproti tomu výška zdvihu dolní končetiny během krokového cyklu se při změně rychlosti nemění (Borghese, Bianchi & Lacquaniti, 1996). To potvrzuje tvrzení Kirtleyho (1985), který píše, že s rostoucí rychlostí roste flexe v kolenním kloubu. Proto jsme v naší studii zvolili přirozenou klidovou chůzi, kterou si proband zvolil sám, která se ale pohybovala v určeném rozmezí mezi 1,38-1,52 m/s, které bylo standardizováno předem.

V našem výzkumu jsme se zabírali kinematickou analýzou chůze. V současné literatuře se v souvislosti s Rootovou funkční typologií nohy objevují studie především zkoumající vliv typu nohy na dynamické parametry chůze, například vliv typu nohy na rozložení tlaku u jednotlivých typů nohou, na reakční sílu podložky a další. Avšak vliv typu nohy na kinematické parametry celé dolní končetiny a pánve nejsou tak četné. Většinou se jedná o studie, které zkoumají kinematické zřetězení pouze mezi chodidlem a tibií, nebo mezi jednotlivými částmi nohy, či mezi jednotlivými klouby nohy navzájem a pevnost jejich funkční vazby (Cornwall & McPoil, 2007; Lundgren et al., 2008; Chang, Emmerik & Hamill, 2008). Jiné studie zkoumají funkční kinematické vztahy mezi tibií a femurem v KOK během chůze (Kozanek et al., 2009).

K našemu měření jsme použili nejmodernější dostupnou techniku, která umožňuje provést 3D kinematickou analýzu chůze. Počátky klinické analýzy chůze a měření úhlových parametrů kloubů DK při chůzi se datují od konce 19. století (Sutherland, 2002). Kinematická analýza od té doby prodělala velký rozvoj, největší však v posledních zhruba dvaceti letech. Postupně z dvou-dimenzionálního snímání pohybu se přešlo k tří-dimenzionálnímu, který snímá pohyb více než dvěma kamerami a umožňuje analyzovat pohyb ve všech jeho rovinách. Ještě v nedávné době se chodidlo hodnotilo pouze jako jeden rigidní segment. S nástupem moderních technik analýzy

chůze přišel i multisegmentální model chodidla, který zohledňuje komplexní pohyby nohy a umožňuje detailněji zkoumat funkci jejích jednotlivých skloubení v různých pohybových úkolech a situacích, což je nezbytné pro racionální terapii a ošetření nejruznějších poruch v oblasti nohy a hlezenního kloubu (Jenkyn & Nicol, 2007).

Současné technické vybavení umožňuje měření kinematiky pohybu s velkou přesností. Avšak i během kinematické analýzy chůze dochází k určitým odchýlkám v naměřených datech. Tyto odchylky se dají rozdělit na čtyři úrovně. Vnitřní faktory, které nelze ovlivnit, ale musí být započítány do celkového hodnocení dat, jsou na inter-individuální úrovni a intra-individuální úrovni. Vnější faktory, jež se musíme snažit co nejvíce eliminovat, jsou inter-terapeutické a intra-terapeutické (Schwartz, Trost & Wervej, 2004).

Jedním z vnějších faktorů jsou zevní markery umístěné na kůži probanda, které představují velký zdroj chyb při získávání dat. Při chůzi a jiných dynamických činnostech dochází ke kontrakci svalů, pohybu měkkých tkání, jejichž pohyb se přenáší na kůži, která se tomu svým pohybem různě přizpůsobuje. Proto pohyb značek na kůži není vždy shodný s pohybem vybraného anatomického bodu pod značkou. Bylo zjištěno, že rozdíl může být až okolo 20 mm a více (Curran & Dananberg, 2005). Často při snímání více kamerami se může stát, že světlo odrážené značkou je pak nasnímáno více kamerami a vznikne tak jakoby další, ale falešný bod, který poté software může zaměnit se skutečným a použít jej k zpracování dat.

Některé studie uvádí faktory, které nejvíce ovlivňují opakovatelnost měření. Autoři Carson et al. (2001) zjistili, že v oblasti kotníku a chodidla, za použití multisegmentálního modelu nohy pro analýzu krokového cyklu, rozdíly ve výsledcích testů jsou dány spíše než pohybem značek na kůži právě rozdílným umístěním značek v rámci opakovaného měření v rámci jednoho testujícího. Pro tibií to byly přibližně 2 ° a cca 3 ° pro hlezenní kloub. Pro reliabilitu mezi dvěma testujícími a mezi jednotlivými dny měření byla odchylka shodná, v porovnání se subjektivním umístěním značek jedním testujícím byla menší, nedosahovala více než 1 °. Během našeho měření umísťovala značky tatáž zkušená osoba a vyšetření typu nohy jeden zkušený lékař. Míra subjektivní nepřesnosti je faktor, který nelze zcela eliminovat.

## 7.2 Diskuze k hypotéze H<sub>01</sub>

Hypotéza H<sub>01</sub> zněla: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech pánve v sagitální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.* Po nalezení statisticky významných rozdílů byla zamítnuta. Našli jsme statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech (ÚP) *maximální hodnota klopení pánve v sagitální rovině a minimální hodnota klopení pánve v sagitální rovině* a to mezi typy nohy FFval a FFvar. Dále pak v úhlovém parametru *minimální hodnota klopení pánve v sagitální rovině* mezi funkčními typy nohy FFvar a RFvar.

Z grafu 1 (str. 71) můžeme vidět, že u varózního předonoží je výrazný rozdíl v ÚP pánve v sagitální rovině v porovnání s ostatními funkčními typy nohy. U FFvar je větší průměrná hodnota maximálního předního klopení pánve, ale také větší průměrná hodnota minimálního zadního klopení pánve během chůze. Jak je shrnuto v teoretické části, FFvar se vyznačuje předonožím v relativní inverzi, respektive v supinaci vzhledem k zánoží při nezatížené DK, když je ST kloub držen v neutrální pozici a TT kloub je uzamčený pomocí plantárního tlaku na 5. metatarz (Vařeka & Vařeková, 2009). Kompenzačním mechanismem této deformity nohy je rychlá a výrazná hyperpronace kalkaneu v ST kloubu a addukce a PF talu. Michaud (1997) dokonce uvádí, že tento typ nohy má horší vliv na vyšší etáže DK než FFval a RFvar. FFvar také ovlivňuje celkovou posturální stabilitu. Výzkumná zpráva autorů Cobb et al. (2004) ukázala, že čím výraznější je varózní deformita předonoží, tím větší je její vliv ve smyslu zhoršení posturální stability v sagitální i frontální rovině.

Pánev zaujímá v sagitální rovině v normální situaci 10° přední klopení. Pohyb v této rovině se děje při chůzi v maximálním rozsahu 4 °. Z výsledků naší analýzy můžeme u FFvar vidět, že pánev v klidovém základním postavení zaujímá průměrnou hodnotu 12,5 ° (SD 2,9 °) přední klopení. Rozsah celkového pohybu odpovídá normě. U FFval vidíme z Tabulky popisné statistiky (Příloha 4) sníženou průměrnou hodnotu základního anteverzního postavení pánve, která je 8,9 ° (SD 3,2 °), i celkového rozsahu pohybu, který je 2,9 ° (SD 0,9 °). Skupina osob s varózním zánožím má ještě o něco menší průměrnou hodnotu počáteční anteverze pánve než má skupina s FFval, 8,7 °



(SD 6,5 °), ale o něco vyšší průměrné hodnoty celkového rozsahu pohybu než FFval, zároveň však nižší než FFvar, a to 3,1 ° (SD 1,3 °).

Tato zvětšená počáteční antevertze pánve může být způsobena tím, že při chůzi u FFvar dochází k výraznější a rychlejší hyperpronaci zánoží, což vede k omezení supinace na konci švihové fáze a klesá také schopnost tlumit náraz při došlapu. V mid-stance dochází k biomechanickému konfliktu mezi pronací kalkaneu a zevní rotací tibie při extenzi KOK. Nedostatečná ZR tibie je kompenzována vnitřní rotací femuru (Vařeka & Vařeková, 2009). Ta má vliv na postavení pánve směrem do antevertze. Dle mého názoru to může být realizováno skrze krátkou svalovou smyčku mezi femurem a pánví, jejíž součástí je mimo jiné m. psoas, který provádí zevní rotaci femuru (Véle, 2006). Femur je však v tomto případě v kompenzační vnitřní rotaci, čímž je m. psoas napínán a může táhnout bederní páteř dopředu do zvýraznění bederní lordózy.

Perry a Burnfield (2010) poznamenávají, že pokud během krokového cyklu nastává větší antevertze pánve, musí zároveň nastat kompenzační zvýšení rozsahu flexe v kyčelním kloubu, aby byla zachována délka kroku. Což lze naším měřením potvrdit, i když ne se statistickou významností. Můžeme to porovnat v tabulce popisné statistiky (Příloha 4), kde průměrná hodnota flexe v kyčelním kloubu byla 29,9 ° (SD 6,0 °) u FFvar a u FFval byla pouze 24,8 ° (SD 1,9 °).

### 7.3 Diskuze k hypotéze H<sub>02</sub>

Hypotéza H<sub>02</sub> zněla: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech pánve v transverzální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.* Byla opět zamítnuta, neboť jsme našli statisticky významný rozdíl mezi typy nohy FFval a FFvar v jednom ÚP pohybu pánve v transverzální rovině a to v parametru *maximální hodnota rotace pánve v transverzální rovině.*

Z grafu 2 (str. 72) můžeme vyčíst že FFvar dosahuje vyšší průměrné maximální hodnoty přední a zadní rotace než u FFval. Rotační pohyby pánve v transverzální rovině během chůze u FFvar skupiny probandů mají největší průměrný celkový rozsah oproti oběma typům nohy, což můžeme vyčíst z tabulky popisné statistiky (Příloha 4). V normální situaci se celkový rozsah pohybu do přední a zadní rotace pánve udává 5 °

na každou stranu, celkem tedy 10 °. U FFvar vidíme, že průměrná hodnota celkového rozsahu pohybu vzrostla na 14,1 ° (SD 4,2 °). U FFval je průměrný celkový rozsah v normě 10,9 ° (SD 3,8 °). U skupiny s RFvar je tento parametr vyšší než je norma, ale zároveň je nižší než u FFvar.

Významný rozdíl v provedení rotací v pánvi v transversální rovině u typu nohy FFvar může být dán rovněž podobným biomechanickým procesem popsáním v diskuzi k první hypotéze. Může se také jednat o kompenzaci nerovnováhy vznikající při zkrácení kroku, které nastává jako kompenzační mechanismus omezené supinace zánoží na konci švihové fáze, jak uvádí Vařeka a Vařeková (2009).

### **7.4 Diskuze k hypotéze H<sub>03</sub>**

Hypotéza H<sub>03</sub> zněla: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech pánve ve frontální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.* Tato hypotéza byla potvrzena, neboť jsme nenašli ani jeden statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech pohybu pánve ve frontální rovině.

Toto zjištění se shoduje s teoretickými podklady, které neuvádí významné patologické odchylky ve frontální rovině pánve (Vařeka & Vařeková, 2009). Navíc pohyb pánve v této rovině během chůze je velmi malý (4 °). Z grafu 3 (str. 74) můžeme vyčíst, že se jednotlivé funkční typy nohy téměř vůbec neliší v kinematice pánve v průběhu chůze, což potvrzuje výše zmíněný názor.

### **7.5 Diskuze k hypotéze H<sub>04</sub>**

Hypotéza H<sub>04</sub> zněla: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kyčelního kloubu v sagitální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.* Byla potvrzena, neboť nebyl zjištěn žádný statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kyčelního kloubu v sagitální rovině mezi sledovanými funkčními typy nohy.

Z grafu 4 (str. 75) je patrné, že u nohou s varózním předonožím se objevuje větší flexe v kyčelním kloubu a u nohou s valgózním předonožím větší extenze. Přestože

žádný z rozdílů není statisticky významný, jsou tyto tendence zajímavé a bylo by vhodné je ověřit na větším souboru. Porovnáním normálních hodnot a naměřených hodnot z tabulky popisné statistiky (Příloha 4) můžeme tyto rozdíly vidět konkrétně. Celkový rozsah pohybu KYK v sagitální rovině je u všech funkčních typů v normě.

## 7.6 Diskuze k hypotéze H<sub>05</sub>

Hypotéza H<sub>05</sub> zněla: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kyčelního kloubu v transverzální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.* Hypotéza byla zamítnuta, protože byl nalezen jeden statisticky významný rozdíl v úhlovém parametru *celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině* a to mezi funkčními typy nohy varózní předonoží a varózní zánoží.

Normální hodnota celkového rozsahu pohybu KYK v transverzální rovině dosahuje 8 ° (Perry & Burnfield, 2010). Z tabulky popisné statistiky (Příloha 4) můžeme vyčíst, že v našem měření jsou průměrné hodnoty pro tento ÚP u všech typů chodidel podstatně vyšší. U skupiny s RFvar je průměrná hodnota nejvyšší (22,8 °, SD 8,5 °), u osob s FFval je téměř srovnatelná (22,6 °, SD 9,8 °), u FFvar nejnižší (16,2 °, SD 6,8 °).

Z grafu 5 (str. 77) vidíme, že neutrální pozice KYK u skupiny FFvar leží více v zevně rotačním postavení ve srovnání s dalšími dvěma typy nohy, ale zároveň se normě základního postavení blíží nejvíce. Ostatní dva typy nohy mají zvýrazněnou komponentu vnitřní rotace KYK a celkově vyšší rozsah pohybu rotace KYK. Z toho by se dalo usuzovat, že u FFval a RFvar by mohly být podobné kompenzační mechanismy, které by měly za následek právě zvětšení VR v KYK. To však úplně nekoreluje se skutečnými kompenzačními mechanismy. FFval přednostně využívá ke kompenzaci supinaci v TT kloubu, popřípadě v ST kloubu. Výjimečně podle Michauda (1997) může mít podtyp A podobné kompenzace jako FFvar, což by ve výsledku zvětšení VR v KYK mohlo vyvolat. Jelikož jsme v našem měření nohy nerozdělili dále do podtypů, nemůžeme tuto úvahu potvrdit ani vyloučit. RFvar využívá ke kompenzaci hyperpronaci ST kloubu, která vede ke snížení ZR tibie, která je vynahrazena vnitřní rotací femuru. Ale RFvar má menší negativní účinky než FFvar (Vařeka & Vařeková,

2009). Proto ani u tady toho typu nohy nevzniká logická návaznost na tuto změnu ÚP během krokového cyklu. Výsledky mohou být tudíž opravdu zkrácené malým souborem testovaných osob nebo z důvodu uvedeného výše.

## 7.7 Diskuze k hypotéze H<sub>06</sub>

Hypotéza H<sub>06</sub> zněla: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kyčelního kloubu ve frontální rovině během chůze mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.* Byla zamítnuta, neboť byl nalezen jeden statisticky významný rozdíl v úhlovém parametru *maximální hodnota abdukce/addukce kyčelního kloubu ve frontální rovině* a to mezi funkčními typy nohy varózní předonoží a varózní zánoží.

Z výsledků můžeme vidět, že RFvar má nejvíce shodný celkový rozsah pohybu KYK ve frontální rovině (3,9 °, SD 2,7 °) ze všech typů nohy v porovnání s normou (15 °). Avšak jeho průměrná maximální hodnota abdukce/addukce ve frontální rovině je oproti dalším dvěma skupinám vyšší, vůči FFvar je dokonce statisticky významně vyšší. Toto zvýraznění addukce u skupiny s RFvar (7,5 °, SD 2,2 °) během krokového cyklu není odchylkou od normální hodnoty (10 °). Naopak naše výsledky (Příloha 4; Graf 6, str. 78) ukazují, že RFvar se blíží co nejvíce normě, že v porovnání s FFvar je mezi nimi sice výrazný rozdíl, ale ten je dán výrazným snížením maximální hodnoty FFvar do addukce během chůze. Snížení průměrné hodnoty tohoto ÚP vykazuje i FFval, i když ne ve statisticky významném rozdílu vzhledem k RFvar, potažmo k normální hodnotě.

Jak jsme tedy zjistili, FFvar má nejnižší maximální hodnotu addukce KYK (5 °, SD 2,3 °). Vysvětlení snížení tohoto ÚP u FFvar nemá logickou návaznost z kineziologického ani biomechanického hlediska a je v rozporu s těmito poznatky. Spíše bychom tu očekávali možné mírné zvýšení addukce z důvodu vzniku valgózních kolen.

## 7.8 Diskuze k hypotéze H<sub>07</sub>

Hypotéza H<sub>07</sub> zněla: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kolenního kloubu v sagitální rovině mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval*

a *RFvar*, *FFvar* a *RFvar*. Hypotézu jsme potvrdili, neboť jsme nenalezli žádný statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kolenního kloubu v sagitální rovině mezi sledovanými funkčními typy nohy.

Normální hodnota celkového rozsahu flexe v kolenním kloubu během chůze je 60 °. Z tabulky popisné statistiky můžeme vyčíst, že u všech typů nohy je relativně s normou shodná, případně o málo vyšší. Také ostatní hodnoty po prozkoumání údajů v tabulce popisné statistiky (Příloha 4) a grafu 7 (str. 80) jsou srovnatelné s normálními hodnotami. V souladu s teoretickými poznatky jsme významné rozdíly v provedení chůze v KOK v sagitální rovině v rámci ÚP neočekávali. Bylo by možné očekávat jiné časování průběhu flexe, avšak tímto jsme se v našem výzkumu nezabývali.

## 7.9 Diskuze k hypotéze H<sub>08</sub>

Hypotéza H<sub>08</sub> zněla: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kolenního kloubu v transversální rovině mezi typy nohou FFvar a FFval, FFvar a FFval, FFval a RFvar*. Byla zamítnuta, neboť jsme našli jeden statisticky významný rozdíl v úhlovém parametru *minimální hodnota rotace kolenního kloubu v transversální rovině (K\_T\_min)* a to mezi funkčními typy nohy varózní předonoží (*FFvar*) a varózní zánoží (*RFvar*).

Normální hodnota celkového rozsahu pohybu v transversální rovině KOK je 4-8 °. Pohyb se děje převážně celý směrem do VR, zevní rotace se projeví během chůze jen málo. Z našich hodnot uvedených v tabulce popisné statistiky (Příloha 4) je zřejmé, že celkový rozsah pohybu KOK v transversální rovině je značně vyšší u všech typů nohy. Běžná odchylka od normy může být okolo 15 °, ale naše hodnoty ukazují odchylku daleko větší. To může nastat v závislosti na použitém modelu umístění značek a zvláště při rotačních pohybech může systém pozice značek vyhodnotit nesprávně, což se zřejmě stalo v tomto případě.

## 7.10 Diskuze k hypotéze H<sub>09</sub>

Hypotéza H<sub>09</sub> zněla: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech kolenního kloubu ve frontální rovině mezi typy nohou FFval a FFvar*,

*FFval* a *RFvar*, *FFvar* a *RFvar*. Byla potvrzena, neboť nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kolenního kloubu ve frontální rovině mezi sledovanými funkčními typy nohy.

I přesto, že nevyšly statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými funkčními typy nohy, můžeme v grafu 9 (str. 83) najít tendenci *RFvar* a *FFvar* k pohybu do větší addukce oproti normě a *FFval*. Nejvíce u *RFvar*. U nekompenzovaného *RFvar* bychom to mohli vysvětlit zvýšeným laterálním zatížením celého chodidla, které vyvolává velký stres na laterální kondyl tibie a femuru a vznikají genua vara a femur se tak dostává do zvětšené addukce (Munteanu & Bird, n.d.). Avšak tento typ nohy, který vzniká posttraumaticky nebo postoperačně, se v naší studii nevyskytuje, protože jsme vyloučili všechny osoby, které měly v minulosti traumatickou lézi nebo operaci DK. Jak u *FFvar* tak u *RFvar* jsme z teoretických poznatků neočekávali zvětšení pohybu do addukce během krokového cyklu. Z tabulky popisné statistiky (Příloha 4) vyčteme, že celkový rozsah pohybu KOK ve frontální rovině je také zvětšený a to u všech typů nohy v porovnání s normální hodnotou (6 °), nejvíce u skupin *FFval* (20,6 °, SD 10,6 °) a *RFvar* (20,6 °, SD 9,0 °). Hodnoty abdukce KOK jsou u všech typů přibližně shodné s normou. Výsledky mohou být ovlivněné procesem při měření a zpracování dat.

## 7.11 Diskuze k hypotéze H<sub>010</sub>

Hypotéza H<sub>010</sub> zněla: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech hlezenního kloubu v sagitální rovině mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar*. Byla zamítnuta, protože byl nalezen jeden statisticky významný rozdíl v úhlovém parametru *první hodnota plantární flexe hlezenního kloubu (tj. ve stádiu postupného zatěžování)*, (*A\_PFI*) a to mezi funkčními typy nohy valgózní předonoží (*FFval*) a varózní předonoží (*FFvar*).

Při prozkoumání tabulky popisné statistiky (Příloha 4) najdeme, že skupina s *FFval* má v porovnání s normální hodnotou první PF v HZK (5 °) a s průměrnou hodnotou u *FFvar* (6,5 °, SD 2,9 °) a *RFvar* (10,3 °, SD 5,3 °) nejvyšší průměrnou hodnotu toho ÚP (14,5 °, SD 4,9 °). Z teoretických základů jsme tuto změnu neočekávali, protože kompenzační mechanismy se více odehrávají na úrovni ST kloubu a to spíše ve frontální a transverzální rovině (Daniels, Smith & Ross, 1996). Důvodem

může být komplexnost pohybů v oblasti HZK a zvláště nohy. Ani pohyb v HZK se neděje čistě v sagitální rovině, poněvadž osa pohybu má šikmý průběh. A tak PF obsahuje také addukční a inverzní komponentu pohybu a DF zase abdukční a everzní. Rozsah dorzální flexe je u všech typů v normálním rozmezí. Maximální hodnota druhé PF u RFvar vykazuje tendenci k výraznějšímu rozdílu mezi RFvar (22,8 °, SD 6,5 °) a FFvar (17,3 °, SD 7,2 °) s tím, že u RFvar se jedná o zvětšení této hodnoty nad hranici normy (15°). Celkový rozsah pohybu HZK v sagitální rovině během chůze se blíží normě u všech tří typů.

## 7.12 Diskuze k hypotéze H<sub>011</sub>

Hypotéza H<sub>011</sub> zněla: *Není statisticky významný rozdíl v kinematických parametrech hlezenního kloubu v transverzální rovině mezi typy nohou FFval a FFvar, FFval a RFvar, FFvar a RFvar.* Byla potvrzena, neboť nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech hlezenního kloubu v transverzální rovině mezi sledovanými funkčními typy nohy.

Pohyby hlezenního kloubu v transversální rovině jsou komplexní povahy, je to jakási vnitřní a zevní rotace nohy (respektive supinace a pronace), na jejichž rozsahu se podílí především subtalární a transverzotarzální kloub, ale i ostatní drobná skloubení chodidla. Osy těchto kloubů jsou šikmé, proto nelze jejich pohyb vymežit striktně pouze do jedné roviny pohybu. Při chůzi se jedná o pohyb v uzavřených kinematických řetězcích, což předpokládá komplexní trojrozměrný pohyb. Z tohoto důvodu se zřejmě neprojevil žádný významný rozdíl v provedení chůze. Také musím dodat, že jsme snímali pohyb v hlezenním kloubu a použili pouze trojbodový model nohy pro umístění zevních značek. Při použití multisegmentálního modelu nohy by se po sečtení malých pohybů i v ostatních skloubeních nohy dala předpokládat určitá změna ÚP parametrů i v této rovině.

Shrnutím výše uvedených výsledků naší studie i výsledků jiných studií můžeme říci, že použití funkční klinické typologie nohy podle M. L. Roota má své opodstatnění v rehabilitační i podologické praxi a popsané kompenzační mechanismy na úrovni nohy fungují tak, jak jsou uvedeny v literatuře. Znalost typu nohy je důležitá pro zjištění

patologií v rámci celého muskuloskeletálního systému a navržení optimální terapie deformit nohou, kolen, kyčlí, pánve, páteře a ostatních kořenových kloubů. V souladu s tvrzením Vařeky (2004) každá dysfunkce jednoho segmentu se v důsledku řetězení funkčních poruch promítne do provedení pohybových stereotypů, včetně provedení chůze. Deformity v oblasti nohy ovlivňují výchozí posturu i následný pohyb v proximálních částech dolní končetiny, ale i ve vyšších segmentech těla, především v pánvi, páteři a kořenových kloubech horních končetin. To uvádí i Lewit (2003), který dodává, že přehlédnuté poruchy chodidla, jako klíčové oblasti pohybové soustavy s významnou aferentní funkcí, a poruchy v oblasti hlavičky fibuly i pánve bývají příčinou recidivujících potíží celého osového orgánu. Kinematické úhlové parametry jednotlivých kloubů během chůze by se měly posuzovat v korelaci s pohybem v ostatních vzdálenějších kloubech a segmentech těla, tak jak jsme se o to pokusili při vysvětlování výsledků našeho výzkumu. Jelikož se jedná o malý vzorek výzkumného souboru, nemůžeme s jistotou naše výsledky brát jako plně platné a reprezentativní pro širokou populaci.

V rehabilitační praxi můžeme využít výsledky naší studie pro uvědomění, že precizní vyšetření nohy a určení jejího funkčního typu je neodmyslitelnou součástí racionální terapie poruch muskuloskeletálního systému na všech úrovních. I když je k určení funkčního typu nohy potřeba velká míra praxe a zkušenosti, kterou běžný fyzioterapeut neovládá, měl by brát v úvahu tyto informace, mít alespoň základní orientaci v této problematice a použít ji ve své klinické praxi. Při kineziologickém vyšetření může orientačně vidět alespoň tendenci k určité deformitě podle Rootova systému a poté může odeslat pacienta ke specialistovi pro odborné vyšetření funkčního typu nohy. Bez toho nemůže být dlouhodobý rehabilitační plán úspěšný, jak jsme vysvětlili výše. Podmínkou je znalost odborné veřejnosti a zavedení teoretických i praktických poznatků do praxe lékařů a podiatrů. To však předpokládá více studií, které by přinesly přesvědčivější výsledky v této oblasti.

Pro další výzkum by bylo vhodné zařadit do měření větší vzorek testovaných osob, aby bylo možné zkoumat také podtypy základních funkčních typů nohy a jejich konkrétní vliv na provedení chůze. Za zvážení určitě stojí použití multisegmentálního modelu nohy, který by se mohl použít i při měření kinematických parametrů chůze



u celé DK, abychom mohli vidět detailněji funkční vztahy kloubů chodidla. Na základě získání přesnějších dat v odchylkách provedení chůze u různých funkčních typů nohy u zdravé populace bychom mohli dále pracovat na zavedení určitého vyšetřovacího schematického plánu, který by mohl sloužit v ordinaci fyzioterapeuta k rychlé orientaci v typologii a usnadnit mu odhalení tendencí k určitým vnitřním deformitám nohy, aby mohl v opodstatněných případech odeslat pacienta ke specialistovi, který by navrhl optimální formu terapie pomocí funkčního kompenzačního ortézování. Fyzioterapeut by pak v návaznosti na tuto terapii její působení doplnil svou racionální terapií a tím by byl zajištěn dlouhodobý výsledek v nápravě mnoha potíží a poruch v celém pohybovém aparátu.

## 8 ZÁVĚR

V našem výzkumu jsme si položili vědeckou otázku: Liší se provedení chůze v pánvi a v kloubech dolní končetiny u zdravých osob v závislosti na různém funkčním typu nohy? Tu jsme řešili v jednotlivých 11 nulových hypotézách, které zkoumaly pánev a jednotlivé klouby DK ve všech rovinách, s výjimkou hlezenního klouby, který byl zkoumán pouze ve dvou rovinách pohybu. Pro srovnání výsledků měřených kloubů dolní končetiny a pánve byly použity průměrné hodnoty každého měřeného úhlového parametru (ÚP). Hladina statistické významnosti byla stanovena na  $p < 0,05$ . Nalezli jsme statisticky významné rozdíly pouze u těchto konkrétních úhlových parametrů pánve a kloubů DK porovnávaných mezi jednotlivými funkčními typy nohy:

Pro pánev byly postaveny hypotézy  $H_{01}$ ,  $H_{02}$  a  $H_{03}$  pro rovinu sagitální, transverzální a frontální. Statisticky významné rozdíly byly nalezeny mezi FFval a FFvar v rovině sagitální pro parametr  $P\_S\_max$  a  $P\_S\_min$ . Dále mezi FFvar a RFvar pro parametr  $P\_S\_min$ . V rovině transverzální byl nalezen statisticky významný rozdíl mezi FFval a FFvar pro parametr  $P\_T\_max$ . Potvrdili jsme hypotézu  $H_{03}$ .

Pro kyčelní kloub byly řešeny hypotézy  $H_{04}$ ,  $H_{05}$  a  $H_{06}$  pro rovinu sagitální, transverzální a frontální. U KYK byl nalezen statisticky významný rozdíl pouze ve frontální rovině mezi FFvar a RFvar pro parametr  $H\_F\_max$ . A v rovině transverzální mezi FFvar a RFvar pro parametr  $HR\_T$ . Potvrdili jsme hypotézy  $H_{04}$  a  $H_{05}$ .

Pro kolenní kloub jsme řešili hypotézy  $H_{07}$ ,  $H_{08}$  a  $H_{09}$  pro rovinu sagitální, transverzální a frontální. U KOK byl nalezen jeden statisticky významný rozdíl v rovině transverzální mezi FFvar a RFvar pro parametr  $K\_T\_min$ . Hypotézy  $H_{07}$  a  $H_{09}$  byly potvrzeny.

Pro hlezenní kloub jsme postavili hypotézy  $H_{010}$  a  $H_{011}$  pro rovinu sagitální a transverzální. U HZK byl nalezen statisticky významný rozdíl pouze v rovině sagitální mezi FFval a FFvar pro parametr  $A\_PF1$ . Hypotéza  $H_{011}$  byla potvrzena.

Dílní cíle, které jsme si stanovili, jsme splnili a zodpověděli takto:

Na kinematické parametry pánve během krokového cyklu mají určitý vliv všechny tři funkční typy nohy. Nejčastěji varózní předonoží a nejvíce v sagitální rovině pohybu.

Na kinematické parametry kyčelního kloubu během chůze u různých funkčních klinických typů chodidel mají významný vliv FFvar a RFvar a to v rovině transverzální a frontální.

Na kinematické parametry kolenního kloubu během chůze u různých funkčních klinických typů chodidel mají vliv typy FFvar a RFvar, nejvíce v rovině transverzální.

Na kinematické parametry hlezenního kloubu během chůze u různých funkčních klinických typů chodidel mají významný vliv typy nohy FFval a FFvar v rovině sagitální.

Hlavní cíl diplomové práce byl také splněn. Analyzovali jsme vliv klinického funkčního typu nohy na kinematické parametry chůze u vybrané skupiny mladých zdravých mužů a zjistili jsme, že celkově kinematické parametry chůze ovlivňuje varózní předonoží, které má tedy nejvíce negativní účinky na pohybový aparát. Také jsme potvrdili, že většina námi získaných údajů odpovídá teoretickým předpokladům.

## 9 SOUHRN

Chůze je základní pohybový stereotyp umožňující lidskou lokomoci. Je charakteristická pro každého jedince, ale její průběh je v určitých rysech stejný pro všechny lidi. Slouží k dosažení určeného cíle, k sebeobsluze, k práci, zábavě a sportu, a také k uskutečnění sociálního kontaktu. Je to složitý komplexní děj, při kterém se pohyby segmentů těla a končetin rytmicky opakují. Začátkem celého kinematického řetězce dolní končetiny je noha, která má funkci statickou, ale i dynamickou. Její složitá struktura a komplexní funkce je předmětem výzkumů. V klinické praxi byly pro zjednodušení a možnost odlišit normu od patologických odchylek zavedeny nejrůznější typologie nohy. Mnohé však nohu nevidí v celém kontextu její dvojí funkce.

Funkční typologie nohy založená M. L. Rootem je dodnes nejlépe propracovaným konceptem zohledňujícím statickou i dynamickou funkci nohy, na jehož podkladě pak vznikl i systém funkčního kompenzačního ortézování.

Hlavním cílem diplomové práce bylo analyzovat, zda má funkční klinický typ nohy vliv na kinematické parametry chůze u vybrané skupiny zdravých mužů. Výzkumný soubor zahrnoval 18 mužů, studentů Fakulty tělesné kultury, jejichž průměrný věk byl  $23,2 \pm 1,9$  let. Každou dolní končetinu jsme hodnotili zvlášť. Provedli jsme 3D kinematickou analýzu chůze pomocí kamerového systému Vicon MX. Poté byly nohy na základě vyšetření zkušeným lékařem rozděleny do tří skupin podle funkčního typu nohy: valgózní předonoží (FFval,  $n = 5$ ), varózní předonoží (FFvar,  $n = 20$ ) a varózní zánoží (RFvar,  $n = 11$ ). Analyzovali jsme rozdíly v úhlových parametrech pánve a jednotlivých kloubů dolní končetiny ve všech třech rovinách pohybu mezi jednotlivými typy nohy.

Nejvíce statisticky významných rozdílů v kinematických parametrech bylo nalezeno u pánve v rovině sagitální pro dva parametry mezi FFval a FFvar a v rovině transverzální pro jeden parametr mezi FFvar a RFvar. U ostatních kloubů vždy došlo ke změně alespoň v jedné rovině pohybu a alespoň v jednom úhlovém parametru. Největší vliv na kinematické parametry měl typ FFvar. Závěrem lze tedy říci, že funkční typ nohy má vliv na kinematické parametry chůze a je potvrzen předpoklad (negativních) účinků kompenzačních mechanismů u jednotlivých funkčních typů nohy.

## 10 SUMMARY

Walking is the basic movement stereotype allowing human locomotion. It is characteristic for an each person but its course is in the some respects identical for all people. It serves for achieving the intended goals, for self-care, work, recreation and sport, as well as the implementation of social contact. It is a complicated complex process in which the movements of the segments of the body and legs rhythmically repeated. At the beginning of the kinematic chain of the lower leg is the foot that has static but also dynamic function. Its complex structure and function is under investigation. In clinical practice, for reasons of simplicity and the ability to distinguish pathological deviations from the norm introduced various typologies of the feet. Many, however foot don't see in the entire context of its dual function.

Functional typology of the feet based on M. L. Root approach is still the best to elaborate a concept that takes into account both static and dynamic function of the foot, on the basis of which it was also developed a system of functional compensatory orthoses.

The main objective of this thesis was to analyze whether the functional clinical type of the foot impact on kinematic gait parameters in a selected group of healthy men. The research sample included 18 men, students of the Faculty of Physical Culture, whose average age was  $23.2 \pm 1.9$  years. Each leg was evaluated separately. We conducted a 3D kinematic gait analysis using a camera Vicon MX system. After the feet were under examination by an experienced physician divided into three groups according to the foot type: forefoot valgus (FFval,  $n = 5$ ), forefoot varus (FFvar,  $n = 20$ ) and rearfoot varus (RFvar,  $n = 11$ ). We analyzed the differences in the angular parameters of the pelvis and lower extremity joints in all three planes of movement between different foot types.

The most statistically significant differences in kinematic parameters were found in the pelvis in the sagittal plane for the two parameters between FFval and Ffvar, and one parameter in the transverse plane among FFvar and RFvar. The other joints always change in at least one plane of motion and at least in one angular parameter. The biggest influence on the kinematic parameters had type FFvar. In conclusion, the functional

type of foot has an effect on the kinematic parameters of gait and the presumption of (negative) effects of compensatory mechanisms in each functional foot types.

## 11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Allard, P., et al. (1997). *Three-dimensional analysis of human locomotion*. 1. Vyd., Chichester: John Wiley & Sons, UK.
- Alonzo-Vázquez, A., et al. (2009). Kinematic assessment of paediatric forefoot varus. *Gait & posture*, 29, 214-219.
- Anonymous (2007). *The five most common pathomechanical foot types (rearfoot varus, forefoot varus, equinus, plantarflexed first ray, forefoot valgus)*. *Footmaxx*. Retrieved 26.6.2013 from World Wide Web [www.wefixfeet.ca/images/pdf/footdeformities.pdf](http://www.wefixfeet.ca/images/pdf/footdeformities.pdf)
- Anonymous (2013). *Kostra lidského těla*. Retrieved 10.7.2013 from World Wide Web <http://skolaazdomu.wikispaces.com/Op%C4%9Brn%C3%A1+soustava>
- Barton, Ch. J., et al. (2012). The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Clinical Biomechanics*, 27, 702-705.
- Bartoníček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf Jessenius.
- Benoit, D. L., et al. (2006). Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait and posture*, 24, 152-164.
- Borghese, L. A., Bianchi, & L., Lacquaniti, F. (1996). Kinematic determinants of human locomotion. *Journal of physiology*, 494(3), 863-879.
- Buldt, A. K., et al. (2013). The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait and posture*, in press.
- Cappozzo, A., et al. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical biomechanics*, 11(2), 90-100.

- Carson, M. C., et al. (2001). Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *Journal of biomechanics*, 34, 1299-1307.
- Cobb, S. C., et al. (2004). The effect of forefoot varus on postural stability. *Journal of Orthopaedic & sports physical therapy*, 34(2), 79-85.
- Cornwall, M. W., & McPoil, T. G. (2007). Inter-relationship between rearfoot and midfoot frontal plane motion during walking. *The foot*, 17, 126-131.
- Curran, S. A., & Dananberg, H. J. (2005). Future of gait analysis. A podiatric medical perspective. *Journal of the american podiatric medical association*, 95(2), 130-142.
- Čihák, R. (2006). *Anatomie I*. 2. upravené a doplněné vydání, Praha: Grada Publishing.
- Daniels, T. L., Smith, J. W., & Ross, T. J. (1996). Varus malalignment of the talar neck. Its effect on the position of the foot and on subtalar motion. *Journal of bone and joint surgery*, 78-A(10), 1559-1567.
- Dunġl, P. (1989). *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicentrum.
- Dunġl, P., et al. (2005). *Ortopedie*. 1 vyd., Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. 1. vyd., Praha: Grada Publishing.
- Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of human movement*. 3. Vyd., Leeds: Human Kinetics, UK.
- Eslami, M., et al. (2006). Effect of foot wedge positions on lower-limb joints, pelvis and trunk angle variability during single-limb stance. *The foot*, 16, 208-213.
- Forczek, W., & Staszkievicz, R. (2012). An evaluation of symmetry in the lower limb joints during the able-bodied gait of women and men. *Journal of human kinetics*, 35, 47-57.



- Harradine, P. D., Bevan, L. S., & Carter, N. (2003). Gait dysfunction and podiatric therapy – Part 1: Foot-based models and orthotic management. *British journal of podiatry*, 6(1), 5-11.
- Hillstrom, H. J., et al. (2013). Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. *Gait and posture*, 37, 445-451.
- Chang, R., Emmerik, R. V., & Hamill, J. (2008). Quantifying rearfoot–forefoot coordination in human walking. *Journal of Biomechanics*, 41, 3101-3105.
- Janura, M., & Janurová, E. (2007). *Fyzikální základ biomechaniky*. 1. vyd., Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1. vyd., Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury.
- Jenkyn, T. R., & Nicol, A. C. (2007). A multi-segment kinematic model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking. *Journal of biomechanics*, 40, 3271-3278.
- Kapandji, I. A. (1987). *The physiology of the joints: annotated diagram sof the mechanics of the human joints. Volum 2: Lower limb*. 5.vyd., London: Churchill Livingstone.
- Kirby, K. A. (2000). Biomechanics of the normal and abnormal foot. *Journal of the american podiatric medical association*, 90 (1), 1-5.
- Kirby, K. A. (2002). *Foot and Loir extremity biomechanics II: Precision intricast Newsletter, 1997-2002*. USA: Precision intricast, Inc.
- Kirtley, C., Whittle, M. W., & Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of biomedical engineering*, 7 (4), 282-288.
- Kolář, P., et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd., Praha: Galén.

- Kozanek, M., et al., (2009). Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait. *Journal of biomechanics*, 42, 1877-1884.
- Lee, W. E. (2001). Podiatric biomechanics. An historical appraisal and discussion of the Root model as a clinical system of approach in the present context of theoretical uncertainty. *International journal of podiatric biomechanics*, 18(4), 555-684.
- Legault, M. D, Chester, V. L., & de Vries, G. (2012). Multisegment foot kinematics during walking in younger and older adults. *Journal of clinical medicine research*, 4(4), 259-266.
- Lelas, J. L., et al. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait and posture*, (17), 106-112.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. zcela přepracované vydání, Praha: Sdělovací technika, spol. s r.o.
- Lufler, R. S., et al. (2012). Anatomical origin of forefoot varus malalignment. *Journal of the american podiatric medical association*, 102 (5), 390-395.
- Lundgren, P., et al. (2008). Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking. *Gait and posture*, 28, 93-100.
- McPoil et al. (1988). A survey of foot types in normal females between the ages of 18 and 30 years. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 9, 406-409.
- Michaud, T. C. (1997). *Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care*. Newton Massachusetts: Thomas C. Michaud.
- Miller, M., & McGuire, J. (2000). Literature reveals no consensus on subtalar neutral. *Biomechanics*, 7, 63-74.
- Mooney, J., & Campbell, R. (2006). General foot disorders. In D. Lorimer, et al., *Neale's disorders of the foot* (pp. 89-164), Edinburg: Elsevier.

- Moseley, L., et al. (1996). Three-dimensional kinematic of the rearfoot during the stance phase of walking in normal young adult males. *Clinical biomechanics*, 11(1), 39-45.
- Munteanu, S., & Bird, A. (n.d.). *Rearfoot varus*. Retrieved 6.4.2007 from World Wide Web <http://www.latrobe.edu.au/podiatry/documents/podbiopdfs/rearfootVarus.pdf>
- Najjarine, A. (n.d.). Inversion sprain, lateral pain, forefoot valgus deformity and orthotic therapy. *Superior Biomechanics Newsletter 13*. Retrieved 6.5.2013 from World Wide Web [http://superiorbiomechanics.com/pdf/B2B\\_AUS\\_Issue13.pdf](http://superiorbiomechanics.com/pdf/B2B_AUS_Issue13.pdf)
- Nester, Ch. J. (2009). Review. Lessons from dynamic cadaver and invasive bone pin studies: do we know how the foot really moves during gait? *Journal of foot and ankle research*, 18 (2), 1-7.
- Netter, F. H. (2005). *Anatomický atlas člověka*. 2. rozšířené vydání, Praha: Grada Publishing.
- Neumann, D. A. (2010). *Kinesiology of the musculoskeletal system. Foundations for rehabilitation*. 2. Vyd., Missouri: MOSBY Elsevier, USA.
- Pectu, D., & Anca, C. (2012). Foot functioning paradigms. *The publishing house the Romanian academy*, 14 (3), 212–217.
- Perry, J., & Adams, J. M. (2006). Gait analysis: clinical decision making. In Rose, J., & Gamble, J. G., *Human walking*. 3. vyd., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, USA.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis. Normal and pathological function*. 2. vyd., Thorofare: SLACK Incorporated, USA.
- Pohl, M. B. (2007). Forefoot, rearfoot and shank coupling: Effect of variations in speed and mode of gait. *Gait and posture*, 25, 295-302.

- Přidalová, M., Janura, M., & Elfmark, M. (2002). Footscan - analýza tlakových sil v oblasti kontaktu nohy s podložkou. Diagnostika pohybového systému - metody, vyšetření, primární prevence, prostředky pohybové terapie. *Sborník V. mezinárodní konference v oboru funkční antropologie a zdravotní tělesné výchovy*.
- Razeghi, M., & Batt, M. E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait and posture, 15*, 282 – 291.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking*. 3. vyd., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, USA.
- Roosen, P. (2013). *Critical appraisal of current concepts in podiatry*. Učební materiál. Belgium, Gent University.
- Root, M L., et al. (1971). *Biomechanical examination of the foot*. Volume 1. Los Angeles: Critical Biomechanics Corporation.
- Sadeghi, H., et al. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and posture, 12*, 34-45.
- Scott, G., Menz, H. B., & Newcombe, L. (2007). Age-related differences in foot structure and gait. *Gait and posture, 26*, 68-75.
- Schwartz, M. H., Trost, J. P., & Wervej, R. A. (2004). Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait and posture, 20*, 196-203.
- Sutherland, D. H. (2002). The evolution of clinical gait analysis. Part II kinematics. *Gait and posture, 16*, 159-179.
- Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 17*(1), 26-31.
- Tiberio, D. (1988). Pathomechanics of structural foot deformities. *Physical therapy, 68*, 1840-1849.

- Tis, L. L., & Higbie, E. J. (1999). Function analysis: Static forefoot varus lacks dynamic correlate. *Biomechanics*.
- Valmassy, R. L. (1995). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: C. V. Mosby.
- Vařeka, I. (2004). Pronace/everze v subtalárním kloubu vyvolaná flexí v kolenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11(4), 163-168.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3), 94-102.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2008). The height of the longitudinal foot arch assessed by Chippaux-Šmirák index in the compensated foot types according to Root. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica* 38(1), 35-41.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. 1. vyd., Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. *Kineziologie, patokineziologie a funkční typologie nohy*. Retrieved 20.6.2013 from Word Wide Web: [www.biomechanika.pohybu.upol.cz](http://www.biomechanika.pohybu.upol.cz)
- Vaughan, CH. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of human gait*. 2. Vyd. Cape Town: Kiboho Publishers, South Africa.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vyd., Praha: TRITON.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction*. 4. vyd., Butterworth: Heinemann, Elsevier, USA.

## 12 SEZNAM ZKRATEK

- Aj. – a jiné
- BR – rotace pánve dozadu (backward rotation)
- Cca – přibližně
- CKC – uzavřený kinematický řetězec (closed kinematic chain)
- 2D – dvou-dimenzionální
- 3D – tři-dimenzionální
- DF – dorzální flexe
- DK – dolní končetina
- DKK – dolní končetiny
- FR – rotace pánve dopředu (forward rotation)
- GC – krokový cyklus (gait cycle)
- HZK – hlezenní kloub
- KOK – kolenní kloub
- KYK – kyčelní kloub
- lig. – ligamentum
- m. – musculus
- OKC – opened kinematic chain
- PF – plantární flexe
- pp. – strany
- SD – směrodatná odchylka
- ST – subtalární
- Str. – strana
- Tj. – to je
- TT – transverzotarzální kloub
- Tzv. – tak zvaný
- ÚP – úhlový/é parametr/y
- VR – vnitřní rotace
- Vyd. – vydání
- ZR – zevní rotace

## 13 SEZNAM GRAFŮ

<b>Graf 1</b> Grafické vyjádření průměrných hodnot maximálního předního klopení a maximálního zadního klopení pánve .....	72
<b>Graf 2</b> Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální přední rotace a maximální zadní rotace pánve .....	73
<b>Graf 3</b> Grafické vyjádření průměrných hodnot maximálního poklesu pánve na stejné straně a maximálního poklesu pánve na opačné straně než je kráčející DK .....	75
<b>Graf 4</b> Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální flexe a maximální extenze v kyčelním kloubu .....	76
<b>Graf 5</b> Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální vnitřní rotace a maximální zevní rotace v kyčelním kloubu .....	78
<b>Graf 6</b> Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální abdukce a maximální addukce v kyčelním kloubu .....	79
<b>Graf 7</b> Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální flexe a maximální extenze v kolenním kloubu .....	81
<b>Graf 8</b> Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální vnitřní rotace a maximální zevní rotace v kolenním kloubu.....	82
<b>Graf 9</b> Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální abdukce a maximální addukce v kolenním kloubu.....	84
<b>Graf 10</b> Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální plantární flexe a maximální dorzální flexe v hlezenním kloubu.....	85
<b>Graf 11</b> Grafické vyjádření průměrných hodnot maximální supinace a maximální pronace v subtalárním kloubu.....	87

## 14 SEZNAM TABULEK

<b>Tabulka 1</b> Umístění značek podle modelu Full Body PlugInGait.....	63
<b>Tabulka 2</b> Sledované kinematické parametry pánve a kloubů dolních končetin .....	67
<b>Tabulka 3</b> Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů pánve v sagitální rovině u různých typů nohou .....	71
<b>Tabulka 4</b> Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů pánve v transverzální rovině u různých typů nohou .....	73
<b>Tabulka 5</b> Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů pánve ve frontální rovině u různých typů nohou .....	74
<b>Tabulka 6</b> Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kyčelního kloubu v sagitální rovině u různých typů nohou.....	76
<b>Tabulka 7</b> Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kyčelního kloubu v transverzální rovině u různých typů nohou.....	77
<b>Tabulka 8</b> Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kyčelního kloubu ve frontální rovině u různých typů nohou.....	79
<b>Tabulka 9</b> Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kolenního kloubu v sagitální rovině u různých typů nohou.....	80
<b>Tabulka 10</b> Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kolenního kloubu v transverzální rovině u různých typů nohou.....	82
<b>Tabulka 11</b> Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kolenního kloubu ve frontální rovině u různých typů nohou.....	83
<b>Tabulka 12</b> Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů hlezenního kloubu v sagitální rovině u různých typů nohou.....	85
<b>Tabulka 13</b> Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů hlezenního kloubu v transverzální rovině u různých typů nohou.....	86



## 15 SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obrázek 1</b> Inklinací úhel kyčelního kloubu (upraveno podle Neumann, 2010).....	13
<b>Obrázek 2</b> Artrokinematika kolenního kloubu během extenze v OKC (Neumann, 2010) .....	16
<b>Obrázek 3</b> Kostí a klouby nohy (Netter, 2005) .....	19
<b>Obrázek 4</b> Klasická typologie nohou (Dungl, 1989).....	23
<b>Obrázek 5</b> Varózní zánoží (Anonymous, 2007) .....	25
<b>Obrázek 6</b> Tibiální varozita (Munteanu & Bird, n.d.).....	26
<b>Obrázek 7</b> Varózní předonoží (Anonymous, 2007) .....	27
<b>Obrázek 8</b> Torzní postavení krčku talu .....	28
<b>Obrázek 9</b> Valgózní předonoží (Anonymous, 2007).....	30
<b>Obrázek 10</b> Plantárně flektovaný I. paprsek (frontální pohled zepředu), (Anonymous, 2007) .....	32
<b>Obrázek 11</b> Funkční sprážení tibie, talu a kalkaneu během krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010).....	38
<b>Obrázek 12</b> Dvojkrok (stride) versus krok (step), (Perry & Burnfield, 2010) .....	39
<b>Obrázek 13</b> Dělení krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010) .....	42
<b>Obrázek 14</b> Normální pohyby pánve v rovině sagitální, frontální a transverzální během dvojkroku (Perry & Burnfield, 2010) .....	48
<b>Obrázek 15</b> Normální rozsah pohybu femuru vzhledem k vertikále v sagitální rovině během dvojkroku (Perry & Burnfield, 2010).....	50
<b>Obrázek 16</b> Normální rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině během dvojkroku (Perry & Burnfield, 2010) .....	52
<b>Obrázek 17</b> Normální rozsah pohybu hlezenního kloubu během dvojkroku (Perry & Burnfield, 2010).....	54
<b>Obrázek 18</b> Umístění zevních značek podle modelu Full Body PlugInGait (upraveno podle <a href="http://skolaazdomu.wikispaces.com">http://skolaazdomu.wikispaces.com</a> ) .....	64

## 16 PŘÍLOHY

### **Příloha 1** Informovaný souhlas

#### **Informovaný souhlas**

**Studie:** Kinematická a dynamická analýza chůze u osob ve věku 20-30 let

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

Já, níže podepsaný souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.

Byl jsem podrobně informován o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.

Porozuměl jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.

Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.

Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Datum:

Datum:

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřené touto studií

## Příloha 2 Vyjádření etické komise



**Fakulta tělesné kultury  
Univerzity Palackého  
tř. Míru 115  
OLOMOUC**

### **Vyjádření Etické komise FTK UP**

**Složení komise:** PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.  
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 31.10.2011 byl projekt diplomové práce autorky  
**Bc. Jitky Marenčákové**

s názvem

#### **Vliv klinického typu nohy na kinematické parametry krokového cyklu**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 46/2011

dne: 11.11.2011.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

**Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

za EK FTK UP

PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.

předsedkyně

### Příloha 3 Vstupní dotazník o zdravotním stavu

#### **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 jste některá z těchto onemocnění?**

dětská mozková obrna

nejsem si vědom, že bych prodělal nějaká z uvedených onemocnění

**2. Vyskytly se u Vás problémy s páteří, byl(-a) jste někdy léčen(-a) na rehabilitaci, absolvoval 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 nebo byl jste v minulosti léčen 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 plicí** (astma, chronická bronchitida, rozedma plic, časté virózy či angíny, nevdušnost plic)
- Onemocnění plicí** (astma, chronická bronchitida, rozedma plic, časté virózy či angíny)
- Onemocnění nervové** (epilepsie, migréna a jiné záchvatovité 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, žlučnickové koliky, žlučnickové 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**
- Jiné choroby, které chcete lékaři sdělit**
- Nejsem si vědom, 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 jste někdy hospitalizován, operován, 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

NE

**14. Operace:**

ANO – jaké

NE

**15. Další skutečnosti, které byste rád sdělil:**

**Příloha 4** Tabulka popisné statistiky

<b>Typ nohy</b>	<b>FF val</b>		<b>FFvar</b>		<b>RFvar</b>	
<b>Parametr</b>	<b>P</b>	<b>SD</b>	<b>P</b>	<b>SD</b>	<b>P</b>	<b>SD</b>
P_S_max	8,9	3,2	12,5	2,9	8,7	6,5
P_S_min	7,4	3,7	11,6	2,9	5,6	5,2
PR_S	2,9	0,9	3,5	0,8	3,1	1,3
P_T_max	5,6	1,6	7,8	2,6	7,0	3,9
P_T_min	-5,3	2,5	-6,4	3,0	-6,8	4,1
PR_T	10,9	3,8	14,1	4,2	13,8	5,0
P_F_max	4,5	1,1	5,4	1,6	4,9	1,2
P_F_min	-4,6	1,2	-5,2	1,7	-5,1	2,1
PR_F	9,1	1,8	10,6	2,7	10,0	2,6
H_F	24,8	1,9	29,9	6,0	26,1	2,8
H_E	-17,9	4,2	-11,6	6,0	-13,0	5,3
HR	42,7	4,5	41,5	5,2	39,1	6,2
H_T_max	10,7	6,1	1,1	23,6	11,8	9,7
H_T_min	-11,8	4,1	-15,0	19,8	-11,0	4,1
HR_T	22,6	9,8	16,2	6,8	22,8	8,5
H_F_max	6,2	2,2	5,0	2,3	7,5	2,2
H_F_min	-5,9	1,5	-7,3	2,4	-6,4	3,5
HR_F	12,1	2,1	12,4	3,7	13,9	2,7
K_max1	40,0	8,1	40,8	5,5	43,7	10,1
K_min1	6,3	3,8	7,6	4,7	5,1	3,9
K_max2	63,0	5,1	62,4	7,8	62,8	8,6
K_min2	1,2	4,1	2,3	7,6	-0,2	7,8
KR	63,1	7,1	61,3	4,3	65,7	8,4
K_T_max	22,8	7,2	33,9	24,5	23,7	11,3
K_T_min	-6,9	6,1	3,9	18,4	-11,0	8,9
KR_T	29,6	8,5	30,0	13,3	34,6	10,3

Typ nohy	FF val		FFvar		RFvar	
	P	SD	P	SD	P	SD
K_F_max	7,7	8,6	2,7	4,4	1,9	3,2
K_F_min	-12,9	13,3	-14,4	10,0	-18,8	9,3
KR_T	20,6	10,6	17,1	7,2	20,6	9,0
A_PF1	-14,5	4,9	-6,5	2,9	-10,3	5,3
A_DF	9,9	2,4	8,9	3,7	8,4	2,6
A_PF2	-21,6	2,6	-17,3	7,2	-22,8	6,5
AR	32,1	1,8	26,4	7,1	31,2	7,5
A_T_max	-0,6	8,3	4,5	18,2	4,1	7,1
A_T_min	-21,7	11,5	-25,7	12,6	-18,9	11,0
AR_T	21,1	4,5	30,1	14,9	23,0	11,2

*FFval* – valgózní předonoží; *FFvar* – varózní předonoží; *RFvar*- varózní zánoží; *P\_S\_max* - maximální hodnota klopení pánve v sagitální rovině; *P\_S\_min* - minimální hodnota klopení pánve v sagitální rovině; *PR\_S* - celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině; *P\_T\_max* - maximální hodnota rotace pánve v transverzální rovině; *P\_T\_min* - minimální hodnota rotace pánve v transverzální rovině; *PR\_T* - celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině; *P\_F\_max* - maximální hodnota poklesu pánve ve frontální rovině; *P\_F\_min* - minimální hodnota poklesu pánve ve frontální rovině; *PR\_F* - celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině; *H\_F* – flexe v kyčelním kloubu; *H\_E* – extenze v kyčelním kloubu; *HR* – celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině; *H\_T\_max* – maximální hodnota rotace kyčelního kloubu v transverzální rovině; *H\_T\_min* – minimální hodnota rotace kyčelního kloubu v transverzální rovině; *HR\_T* – celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině; *H\_F\_max* – maximální hodnota abdukce/addukce kyčelního kloubu ve frontální rovině; *HR\_F\_min* – minimální hodnota abdukce/addukce kyčelního kloubu ve frontální rovině; *HR\_F* – celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině; *K\_max1* - maximální hodnota první flexe v KOK (tj. během stojné fáze); *K\_min1* - minimální hodnota první flexe v KOK (tj. během stojné fáze); *K\_max2* - maximální hodnota druhé flexe v KOK (tj. během švihové fáze); *K\_min2* - minimální hodnota druhé flexe v KOK (tj. během švihové fáze); *KR* – celkový rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině; *K\_T\_max* – maximální hodnota rotace kolenního kloubu v transverzální rovině; *K\_T\_min* – minimální hodnota rotace kolenního kloubu v transverzální rovině; *KR\_T* – celkový rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině; *K\_F\_max* – maximální hodnota abdukce/addukce kolenního kloubu ve



frontální rovině;  $K_{F\_min}$  – minimální hodnota abdukce/addukce kolenního kloubu ve frontální rovině;  $KR_F$  – celkový rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině;  $A_{PF1}$  - první hodnota plantární flexe hlezenního kloubu (tj. na konci stoje);  $A_{DF}$  - dorzální flexe hlezenního kloubu;  $A_{PF2}$  - druhá hodnota plantární flexe hlezenního kloubu (tj. ve stádiu postupného zatěžování);  $AR$  – celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině;  $A_{T\_max}$  - maximální hodnota rotace hlezenního kloubu v transverzální rovině;  $A_{T\_min}$  - minimální hodnota rotace hlezenního kloubu v transverzální rovině;  $AR_T$  - celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu transverzální rovině.