

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

## **Zapojení nohy v průběhu krokového cyklu**

Diplomová práce  
(bakalářská)

Autor: Hana Hájková, Fyzioterapie  
Vedoucí práce: Mgr. Jitka Kozáková  
Olomouc 2010

**Jméno a příjmení autora:** Hana Hájková

**Název bakalářské práce:** Zapojení nohy v průběhu krokového cyklu

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie

**Vedoucí bakalářské práce:** Mgr. Jitka Kozáková

**Rok obhajoby:** 2010

**Abstrakt:**

Tato bakalářská práce se zabývá významem nohy při chůzi. Popisuje kineziologii a funkci nohy. Poukazuje na propojení nohy s posturálním systémem. Definuje krokový cyklus a uvádí používané možnosti jeho dělení dle různých autorů. Dále popisuje změny aktivity svalů a změny pohybu kloubů v jednotlivých fázích krokového cyklu. Součástí této práce je kazuistická studie analýzy chůze, která srovnává provedení chůze osoby s poruchou funkce nohy a osoby se zdravou nohou pomocí kinematické a dynamické analýzy. Výsledky analýzy potvrzují, že porucha funkce nohy má vliv na provedení krokového cyklu.

**Klíčová slova:** Noha, chůze, kinematická analýza, dynamická plantografie.

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

**Autor's first name and surname:** Hana Hájková

**Title of the bachelor's thesis:** Participation of the foot during gait cycle

**Department:** Department of Physiotherapy

**Supervisor:** Mgr. Jitka Kozáková

**The year of presentation:** 2010

**Abstract:**

The bachelor thesis deals with the importance of the foot during gait cycle. It describes kinesiology and function of the foot. It refers to a connection of the foot with the postural system. It defines a gait cycle and presents its possible division used by the different authors. It describes changes of muscle activities and joint movement in different phases of the gait cycle. A casuistical study of the gait analysis is a part of the work too. It compares a walk realization by a person with the foot function defect and with a healthy foot using kinematic and dynamic analysis. The results confirm the influence of the foot function defect on a realization of the gait cycle.

**Keywords:** Foot, gait, kinematic analysis, pedobarography.

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

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Jitky Kozákové a uvedla všechny použité literární zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 29. dubna 2010

.....

Děkuji Mgr. Jitce Kozákové za odborné vedení bakalářské práce, za ochotu, spolupráci a za cenné rady při zpracování této práce.

## OBSAH

<b>1 ÚVOD</b> .....	<b>8</b>
<b>2 CÍL</b> .....	<b>9</b>
<b>3 PŘEHLED POZNATKŮ</b> .....	<b>10</b>
<b>3.1 Kineziologie nohy</b> .....	<b>10</b>
3.1.1 Struktura nohy.....	10
3.1.2 Funkce nohy.....	18
3.1.3 Fylogeneze a ontogeneze nohy .....	19
<b>3.2 Chůze</b> .....	<b>20</b>
3.2.1 Definice chůze .....	20
3.2.2 Rozdělení krokového cyklu .....	21
3.2.3 Pohyby kloubů a aktivita svalů dolní končetiny při chůzi.....	24
3.2.4 Charakteristiky lidské chůze .....	27
3.2.5 Ontogeneze chůze .....	29
<b>3.3 Noha - klíčový článek posturálního systému</b> .....	<b>31</b>
<b>3.4 Analýza chůze</b> .....	<b>32</b>
<b>4 METODIKA</b> .....	<b>33</b>
<b>4.1 Kazuistika</b> .....	<b>33</b>
4.1.1 Charakteristika měřených osob.....	33
<b>4.2 Kinematická analýza chůze</b> .....	<b>36</b>
<b>4.3 Dynamická plantografie</b> .....	<b>36</b>
<b>5 VÝSLEDKY</b> .....	<b>38</b>
<b>5.1 Dynamická plantografie</b> .....	<b>38</b>
5.1.1 Relativní doba kontaktu jednotlivých částí nohy.....	38
5.1.2 Maximum tlaku.....	39
5.1.3 Celkové zatížení jednotlivých částí nohy .....	39
<b>5.2 Kinematická analýza chůze</b> .....	<b>40</b>
<b>6 DISKUZE</b> .....	<b>42</b>
<b>7 ZÁVĚR</b> .....	<b>45</b>
<b>8 SOUHRN</b> .....	<b>47</b>
<b>9 SUMMARY</b> .....	<b>48</b>

<b>10 REFERENČNÍ SEZNAM.....</b>	<b>49</b>
<b>11 PŘÍLOHY.....</b>	<b>54</b>

# 1 Úvod

V této práci jsem se zaměřila na význam nohy při chůzi. V průběhu vývoje se úchopová funkce nohy změnila v opěrnou a lokomoční. Noha má schopnost přizpůsobit se terénu, každý krok začíná noha jako flexibilní struktura připravena na nerovnosti povrchu, poté se mění v rigidní strukturu přenášející hmotnost a zpětnou propriocepcí se podílí na posturální stabilizaci (Dungl, 2005). Noha je tedy významným orgánem lokomoce. Problematika chůze a krokového cyklu mne zaujala, protože chůze je považována za nejběžnější způsob pohybu a tvoří nezbytnou součást každodenního života. Z vývojového hlediska je opěrná funkce nohy relativně mladá, proto jsou její poruchy časté a měla by se jim věnovat pozornost. Následně mohou ovlivnit i vyšší etáže pohybové soustavy a vést k fixování náhradních pohybových vzorů jedince (Toppischová & Šnoplová, 2008).

Problematika vlastního krokového cyklu je velmi obsáhlá. Pro ověření získaných teoretických poznatků o noze a krokovém cyklu je součástí této práce kazuistická studie analýzy chůze. Tato studie potvrdila důležitost optimální funkce nohy v průběhu krokového cyklu.



## **2 Cíl**

Hlavním cílem této bakalářské práce je na základě nejnovějších poznatků a kazuistické studie zhodnotit zapojení nohy při chůzi.

Dílčí cíle:

- ozřejmit nezbytnost optimální funkce nohy při chůzi,
- ověřit získané poznatky pomocí analýzy chůze.

## 3 Přehled poznatků

### 3.1 Kineziologie nohy

Noha označuje akrální část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Tvoří ji 26 kostí a její struktura je komplikovaná (Maršáková & Jelen, 2007).

#### 3.1.1 Struktura nohy

##### Kosti nohy

Kostru nohy tvoří 7 kostí zánártních (*ossa tarsi*), 5 nártních (*ossa metatarsi*), 14 článků prstů (*phalanges*) a 2 sezamské kůstky (*ossa sesamoidea*) (viz obr. 1) (Čihák, 2006).

##### Zánártní kosti

Patří zde sedm kostí nepravidelného tvaru: talus (kost hlezenní), *calcaneus* (kost patní), *os naviculare* (kost loďkovitá), *ossa cuneiformia* (tři kosti klínové) a *os cuboideum* (kost krychlová) (Dylevský, 2009).

Hlavní oddíl talu se nazývá *corpus tali*, z něj proximálně vybíhá *trochlea tali*, která slouží pro skloubení s kostmi bérčovými. Toto skloubení se označuje jako horní zánártní kloub – *articulatio* (dále *art.*) *talocruralis*. Pro spojení s *os naviculare* vybíhá *corpus tali* v *collum tali* a následně v *caput tali*. Zespodu talu jsou tři kloubní plošky pro spojení s kostí patní – *art. subtalaris* (Borovanský et al., 1976).

*Calcaneus* je největší zánártní kost. Na dorzální straně se nachází *facies articularis talaris posterior, media et anterior*, které odpovídají kloubním plochám talu. Pro podepření talu slouží *sustentaculum tali*, které vybíhá z vnitřní strany. Pro spojení s *os cuboideum* je na distálním konci *facies articularis cuboidea*. Skloubení patní a krychlové kosti se nazývá *art. calcaneocuboidea* (Čihák, 2006).

*Os naviculare* leží na palcové straně nohy a kromě spojení s talem se kloubí s kostmi klínovými – *art. cuneonavicularis* (Dylevský, 2009).

*Ossa cuneiformia* zahrnuje tři kosti, které jsou proximálně v kontaktu s *os naviculare* a distálně s nártními kostmi. Největší z nich je *os cuneiforme mediale*, distálně se nachází kloubní plošky pro I. a II. metatarz. Nejmenší *os cuneiforme intermedium* se distálně kloubí s II. metatarzem. *Os cuneiforme laterale* se distálně

stýká s III. metatarzem a malou plochou i s II.metatarzem. Laterálně se stýká s os cuboideum – art. cuneocuboidea (Borovanský et al., 1976; Čihák, 2006).

Os cuboideum se nachází na malíkové straně nohy. Distálně má kloubní plošky pro IV. a V.metatarz. Pro skloubení s kostí patní slouží proximální zvlněná plocha (Dylevský, 2009).

#### Kosti nártní

Mezi kosti nártní patří 1.–5. metatarz. Na každém z metatarzů popisujeme proximálně basis, corpus a distálně caput. Skloubení zánártních kostí s kostmi nártními tvoří articulationes (dále art.) tarsometatarsales. Spojení bazí sousedních nártních kostí se nazývá art intermetatarsales (Doubková & Linc, 2006; Čihák, 2006).

#### Kosti prstů

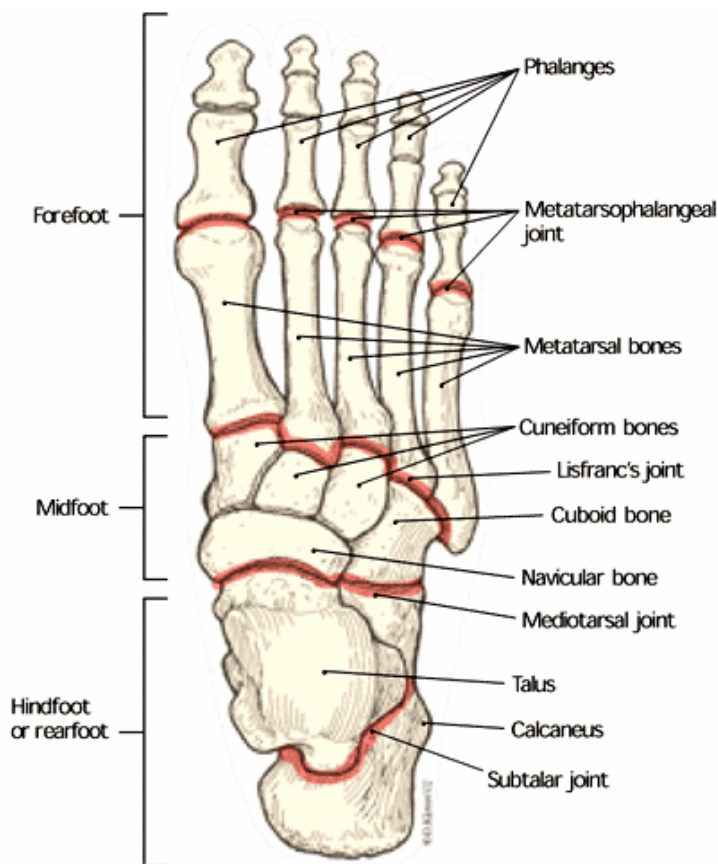
Každý prst tvoří phalanx proximalis, media et distalis s výjimkou palce, který nemá phalanx media. (Čihák, 2006).

Na každém článku popisujeme basis, corpus a caput. Báze proximálního článku se kloubí s hlavicí metatarsu, čímž vznikají art. metatarsophalangeae. Klouby mezi jednotlivými články prstů se nazývají art. interphalangeae pedis (Čihák, 2006).

#### Sezamské kůstky

Tyto malé kůstky oválného tvaru se vyskytují po stranách metatarzofalangeálního (dále MTP) kloubu palce. Dále se mohou vyskytovat i pod MTP kloubem 2. a 5. prstu (Borovanský et al.,1976; Čihák, 2006).

**Obrázek 1.** Kostra nohy (Gore & Spencer, 2004)



### **Kloubní spojení a ligamentózní aparát nohy**

Noha obsahuje mnoho skloubení, která jsou zpevněna kloubními pouzdry a ligamentózním aparátem. Důležitá jsou ligamenta zpevňující talokrurální kloub, jehož kloubní pouzdro je velmi slabé a volné. Postavení talu je stabilizováno rozsáhlými vazivovými strukturami. Vnitřní postranní vaz - ligamentum (dále lig.) deltoidem tvoří čtyři části, které se vějířovitě rozbíhají: pars tibionavicularis, pars tibiotalaris anterior, pars tibiocalcanearis a pars tibiotalaris posterior. Zevní postranní vaz (lig. collaterale laterale) obsahuje 3 části, z nichž nejvýznamější je lig. talofibulare anterius (Čihák, 2006; Véle, 1997; Dylevský, 2009).

Subtalární kloub má krátké a poměrně tenké kloubní pouzdro. Zpevňují jej tři vazy: lig. talocalcaneum laterale et mediale a lig. talocalcaneum interosseum (Dylevský, 2009).

A. talocalcaneonaviculare zpevňují lig. calcaneonaviculare plantare a lig. bifurcatum. Lig. bifurcatum tvoří dva vazivové pruhy na dorzální straně kloubu,

upínající se z calcaneu na os naviculare a os cuboideum. Lig. bifurkatum je považováno za klíč Chopartova kloubu (Dylevský, 2009).

Chopartův kloub je štěrbiná a. talonavicularis a a. calcaneocuboidea. Tvarem připomíná položené písmeno S. Chopartův kloub je důležitý pro pružnost nohy a chirurgické zákroky (Čihák, 2006).

Kloubní pouzdra a. cuneonavicularis a a. intercuneiformes jsou krátká a tuhá, zesilují je podélné i příčné vazy. Art. tarsometatarsales (Lisfrankův kloub) mají také krátká a tuhá kloubní pouzdra, jsou zesílena dorzálními i plantárními vazy. Tato funkční řada má omezenou pohyblivost, jde především o drobné vzájemné posuny artikulujících kostí (Čihák, 2006; Dylevský, 2009).

Liniemi Chopartova a Lisfrancova kloubu je noha rozdělena na tři funkční oddíly: 1. Zánoží tvoří talus a calcaneus. 2. Středonoží tvoří os cuboideum, os naviculare a ossa cuneiformia. 3. Předonoží tvoří metatarzy a články prstů (Vařeka & Vařeková, 2003).

Interfalangeální klouby mají tenká kloubní pouzdra, která jsou na dorzální straně srostlá se šlachami extenzorů. Po stranách jsou tyto klouby zesíleny kolaterálními vazy (Čihák, 2006; Dylevský, 2009).

## **Svalový aparát nohy**

Svaly podílející se na funkci nohy se dají rozdělit na dlouhé (zevní) svaly a krátké (vnitřní) svaly nohy (viz obr. 2a, 2b) (Véle, 2006).

### Skupina dlouhých svalů nohy

Véle (2006) tuto skupinu dále dělí na přední a zadní skupinu svalů lýtkových. Přední skupinu tvoří svaly provádějící extenzi a pronaci nohy. Skupina zadních svalů se podílí na plantární flexi a supinaci nohy (Doubková & Linc, 2006).

Skupina předních svalů lýtkových:

1. M. tibialis anterior
2. M. extensor digitorum longus
3. M. extensor hallucis longus
4. M. fibularis longus
5. M. fibularis brevis

Skupina zadních svalů lýtkových:

1. M. triceps surae
2. M. plantaris
3. M. tibialis posterior
4. M. flexor digitorum longus
5. M. flexor hallucis longus

Skupina krátkých svalů nohy

Tyto svaly zajišťují pevnost a pružnost klenby nohy. Podélně i příčně probíhající hluboké drobné svaly prstů zpevňují příčnou klenbu, tlumí nárazy při dopadu paty a dodávají silový impulz k odrazu (Gross et al., 2005).

Mezi krátké svaly patří:

1. M. extensor digitorum brevis
2. M. flexor digitorum brevis
3. M. quadratus plantae
4. Mm. Lumbricales pedis I-IV
5. Mm. Interossei pedis
6. M. extensor hallucis brevis
7. M. abductor hallucis
8. M. flexor hallucis brevis
9. M. adductor hallucis (Véle, 2006).

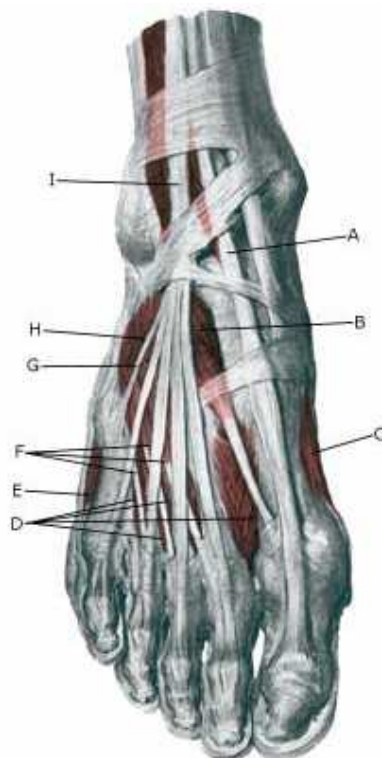
**Obrázek 2a.** Svaly nohy z plantární strany (Anonymous, 2010a)

- A. M. flexor hallucis brevis
- B. M. flexor digitorum brevis
- C. M. abductor hallucis
- D. M. abductor digiti minimi
- E. M. flexor digiti minimi brevis
- F. Mm. lumbricales



**Obrázek 2b.** Svaly nohy z dorzální strany (Anonymous, 2010a)

- A. M. extensor hallucis longus
- B. M. extensor hallucis brevis
- C. M. abductor hallucis
- D. Mm. interossei dorsales
- E. M. abductor digiti minimi
- F. M. extensor digitorum brevis
- G. Tendo m. peronei tertii
- H. M. extensor digitorum brevis
- I. M. extensor digitorum longus



## **Klenba nohy**

Na noze rozeznáváme příčnou a podélnou klenbu. Mediální část podélné klenby tvoří proximomediální paprsek, který je tvořen talem, os naviculare, ossa cuneiformia a třemi mediálními metatarzy. Laterální část podélné klenby tvoří distolaterální paprsek, skládá se z kalkaneu, os cuboideum a dvou laterálních metatarzů. Oba paprsky jsou proximálně blízko sebe a distálně se vějířovitě rozbíhají. V proximální části došlo k zastavení vývojové pronace. V distální části se oba paprsky dostávají vedle sebe jako výsledek úplného pronatorního zkrutu (Dylevský, 2009; Vařeka & Vařeková, 2008, 2009).

Vnitřní, zevní i příčný oblouk se sbíhají do tří pilířů (opěrných bodů): hrbol patní kosti, hlavička prvního metatarzu a hlavička pátého metatarzu. Noha se tedy neopírá celou plochou o podložku (Dylevský, 2007, 2009). Tento tradiční statický popis je v dnešní době již překonán. Vhodnější je přirovnání nožní klenby ke střeše či štaflím. Tento model lépe poukazuje na schopnost odolávat dynamickým změnám při chůzi (Vařeka & Vařeková, 2009).

Při zatížení se mění vzájemné postavení jednotlivých segmentů nohy. Dochází k oploštění mediálního i laterálního oblouku podélné klenby. Přední oblouk se také oploští a zároveň rozšíří. Zánoží se pronuje, předonoží se oproti svému původnímu postavení také pronuje, ale méně než zánoží, proto je předonoží oproti zánoží v relativní supinaci. Tímto dochází k torzi v transversotarzálním kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Klenba nohy je důležitá pro ochranu měkkých tkání plosky nohy a pro pružné našlapování. Udržení podélné a příčné klenby závisí na tvaru kostí a jejich spojení, pružnosti vazů a pružném napětí svalů, jejichž činnost je řízena centrálním nervovým systémem (Dylevský, 2007; Maršáková & Jelen, 2007).

Při normálním zatížení nejsou aktivovány svaly klenby, ty mají hlavní význam v průběhu jejího vývoje. Elektromyografické studie potvrzují, že k aktivaci těchto svalů dochází při zvýšeném zatížení, k tomuto zatížení však při chůzi nedochází. Zkušenosti však ukazují, že bez aktivního svalového zajištění se obě klenby bortí (Maršáková & Jelen, 2007). Vařeka & Vařeková (2009) poukazují na význam svalové aktivity při poruše funkce kostí či vazů, která postupem času vede k přetížení vazů a hypermobilitě kloubů. Začnou se zapojovat svaly, jejichž zvýšená aktivita má tuto



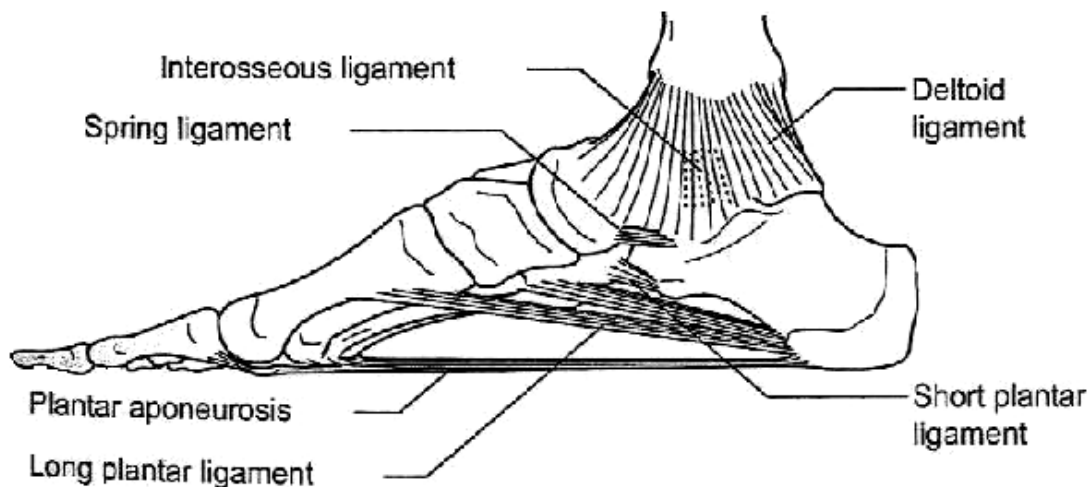
situaci zachránit. Význam svalové aktivity pro udržení klenby není zanedbatelný ani při neporušených kostních a vazivových strukturách. Jako příklad může posloužit vznik ploché nohy při periferní paréze.

Hlavní ligamenta dle Watkins (2006), která udržují nožní klenbu, jsou: lig. plantare longum, lig. calcaneocuboideum plantare, lig. calcaneonaviculare plantare, lig. talocalcaneare, lig. deltoideum a plantární aponeuróza (viz obr 3).

Vařeka & Vařeková (2009) uvádějí přehled svalů ovlivňujících klenbu nohy. Tyto svaly dělí na:

1. svaly akcentující mediální oblouk podélné klenby:
  - m. tibialis posterior,
  - m. peroneus longus,
  - m. flexor hallucis longus,
  - m. abductor hallucis,
2. svaly redukující zakřivení mediálního oblouku:
  - m. tibialis anterior (bývá označován i za sval akcentující mediální oblouk),
  - m. triceps surae,
3. svaly akcentující laterální oblouk:
  - m. peroneus longus at brevis,
  - m. abductor digiti minimi,
4. svaly redukující laterální oblouk:
  - m. peroneus tertius,
  - m. extensor digitorum longus,
  - m. triceps surae

**Obrázek 3.** Ligamenta udržující klenbu nožní (Lorimer, 2006)



### 3.1.2 Funkce nohy

Dungl (2005) považuje lidskou nohu za složitou strukturu, která slouží jako spojení těla s okolním prostředím. Noha má velkou schopnost adaptace na nerovnosti terénu díky vnitřním svalům, které jej proprioceptivně vnímají. Vnější svaly nohy se podílejí na posturální stabilizaci ve stoji, která je doprovázena neustálým nepatrným kolísáním mezi supinací, pronací, flexí a extenzí nohy. Tyto pohyby nohy jsou zajišťovány především horním a dolním zánártním kloubem. Horní zánártní kloub je pohyblivější, odehrává se v něm plantární a dorzální flexe nohy. Dorzální flexe značí pohyb planty k bérce, plantární flexe naopak pohyb planty opačným směrem. Pohyb v horním zánártním kloubu je ve skutečnosti složitější. Dorzální flexe je provázena abdukcí a pronací, plantární flexe addukcí a supinací (Vařeka & Vařeková, 2009). V dolním zánártním kloubu se odehrává everze a inverze. Everze je popisována jako abdukce spojená s pronací, inverze naopak jako addukce spojená se supinací. (Véle, 1997, 2006; Dylevský, Kubálková & Navrátil, 2001). Tato terminologie je však nejednotná a mezi autory se liší (Vařeka & Vařeková, 2009). Vařeka & Vařeková (2003) uvádí pojmy inverze a everze pro pohyby nohy v otevřeném řetězci, supinaci a pronaci pro pohyby nohy v uzavřeném řetězci.

Funkce nohy je jedním z rozhodujících kritérií pro posturální stabilizaci ve stoji a v průběhu lokomoce. Noha nese hmotnost těla a zároveň umožňuje přesun hmotnosti při chůzi. Příčná i podélná klenba chrání měkké tkáně plosky, umožňuje pružný nášlap

a tlumí nárazy. Během chůze přenáší noha svalovou sílu pro odraz (Toppischová & Šnoplová, 2008; Maršáková & Jelen, 2007; Votava, 2002; Mašek, 2006).

Noha je relativně rigidním podpůrným orgánem, zároveň je schopna nahradit chápavou funkci u dětí s nevyvinutými horními končetinami. V poslední řadě je noha považována za „periferní srdce“ pro žilní návrat (Dungl, 2005; Mašek, 2006).

Lidská noha dokáže odolávat velkému zatížení. Např. při maratónském běhu činí zátěž na jednu nohu až 2 500 tun, u skokana do dálky působí na tělo při odrazu síla jedné tuny (Larsen, 2005).

### **3.1.3 Fylogeneze a ontogeneze nohy**

#### **Fylogeneze nohy**

Začátek vývoje lidské nohy se datuje před více než 350 milióny let. Vznik bipedální lokomoce způsobil dramatické změny ve struktuře nohy. Před 300 milióny let se vyvinuly dvě proximální tarzální kosti - calcaneus a talus. Před 65-55 milióny let se u našich předků objevila ucelená struktura nohy s pěti metatarzy a pěti funkčními prsty. To je odlišovalo od jiných savců, např. kopytníků (jeden metatars u koně, dva u ovce,...). Zkameněliny nohy jsou velmi vzácné, ale poukazují na úchopovou funkci nohy našich předků. První důkaz o noze, která se podobá dnešní se objevuje před méně než dvěma milióny let. Již je přítomen krátký talus, jednoduchá, ale pevná příčná i podélní klenba, klouby středonoží, které jsou schopny se uzamknout, aby změnilly zanártní kosti v pevnou páku, která může přenést sílu vytvořenou lýtkovými svaly na palec a vyvolat jeho odraz. Noha je relativně mladou strukturou. Podobně je i opěrná funkce nohy relativně mladá. Toto vysvětluje, proč je noha tak náchylná k poruchám (Klenerman, Wood & Griffin, 2006).

Toppischová a Šnoplová (2008) popisují při vývoji od úchopové nohy k dnešní spirální a klínový princip. Dle spirálního principu se kulovitá klenba přebudovala na spirální - pata se otočila o 90°, patní kost zmohtněla a palec se uložil rovně dopředu. Klínový princip využívá principu římského vítězného oblouku, kdy mají kameny tvar klínu a jsou poskládány do tvaru kulatého oblouku. Tímto se dosáhne stability, kdy oblouk nese sám sebe. Klínový princip se projevuje hlavně v dynamice. S rostoucí zátěží se klíny ještě silněji do sebe vklíní a zajišťují stabilitu. Zaklínění klenby drží díky protichůdné torzi přední a zadní části nohy, zadní část je otočena ven, přední dovnitř.

## **Ontogeneze nohy**

Již ve čtvrtém týdnu prenatalního vývoje vznikají základy dolních končetin. V šestém týdnu nejsou nohy nic víc než z páteře rašící pupeny. V osmém týdnu se formují chodidla a na dolních končetinách začíná osifikace. Ta probíhá proximodistálním směrem, jako první se osifikuje calcaneus. Noha se začíná pronovat a přechází z přímého postavení do dorzální flexe. Na konci osmého týdne jsou plantární plochy nohou postaveny proti sobě. Na konci 11. týdne se dostávají nohy do neutrálního postavení. Většina kloubních spojení, včetně kotníků je vytvořena v devátém týdnu prenatalního vývoje. V jedenáctém týdnu jsou na noze patrné drobné, málo vyvinuté prsty. Základní uspořádání a znaky lidské nohy vznikají ve velmi malém měřítku, noha není větší než několik milimetrů (Nilsson & Hamberger, 2008; Hourová, Králíčková & Uher, 2007; Vařeka & Vařeková, 2009; Wolpert, 1994).

Zvláště v prvním roce života prodělává noha dítěte dynamický rozvoj. Ve 4. trimenonu je dítě schopno samostatného stoje a stává se bipedálním jedincem. Chodidlo se dostává do kontaktu s podložkou a dochází ke změně jeho funkce. Chodidlo zprostředkovává kontakt s podložkou, ale má zatím funkci úchopovou, schopnost se aktivně přidržovat podložky. Chodidlo slouží také jako „display“, vnímá exterocepci i propiocepci (Tošnerová, 2000).

Na rozdíl od dospělého má novorozenec nohu v everzi. Další odlišností je vysoké postavení paty, protože kalkaneus ještě není posunut pod talus. Plochá noha přetrvává až do třetího roku života, poté se vyvíjí nožní klenby na základě diferenciací svalové funkce. Novorozenec má také odlišnou kvalitu tkání, větší podíl vody, větší elasticitu a plasticitu (Tošnerová, 2000).

## **3.2 Chůze**

### **3.2.1 Definice chůze**

Chůze představuje nejběžnější způsob pohybu a tvoří nezbytnou součást každodenního života. Chůzi je možné definovat jako rytmický, vzájemný pohyb dolních končetin, kde je vždy jedna noha v kontaktu s podložkou. Chůzi můžeme také popsat jako pád následovaný reflexem, který posune dolní končetinu dopředu, aby byla udržena rovnováha (Trew & Everett, 1997).

Chůze se skládá z neustálého opakování kroků v krokovém cyklu. Jeden krokový cyklus začíná úderem paty a končí opětným úderem stejnostranné paty (Trew, 1997; Kirtley, 2006).

Každý krok začíná noha jako flexibilní struktura a dokončuje jej jako rigidní páka, udržující bilanci těla (Dungl, 2005).

### 3.2.2 Rozdělení krokového cyklu

Krokový cyklus se dělí na dvě fáze: stojnou a švihovou. Stojná fáze je doba, po kterou je noha v kontaktu s podložkou, tato fáze zajišťuje stabilitu chůze a je nezbytná pro správnou fázi švihovou. Stojná fáze tvoří 62% krokového cyklu. Zbývajících 38% krokového cyklu tvoří švihová fáze, zahájena odlepením nohy od podložky. Během této fáze se švihová končetina přesouvá před stojnou, takže dochází k pohybu vpřed (Adams & Perry, 2006; Trew & Everett, 1997).

Stojná a švihová fáze se dále dělí na jednotlivé subfáze. Tyto subfáze se liší názvem, který jim přidelil autor, ale časově jsou ekvivalentní.

**Véle** (2006) rozlišuje tyto hlavní fáze:

1. švihová fáze – noha není v kontaktu s podložkou
2. opěrná fáze – noha je v kontaktu s podložkou
3. fáze dvojí opory – odvíjení špičky stojné nohy a kontakt paty švihové nohy (obě nohy jsou v kontaktu s podložkou)

**Sutherland** et al.(1988) dělí krokový cyklus na stojnou fázi (stance phase) a švihovou fázi (swing phase), které dále dělí:

Stojná fáze:

1. počáteční dvojoporová fáze (initial double support)
2. jednooporová fáze (single limb stance)
3. druhá dvojoporová fáze (second double support)

Švihová fáze:

1. počáteční švih (initial swing)
2. mezišvih (mid-swing)
3. konečný švih (terminal swing)

**Vaughan** (1992) uvádí následující dělení (viz obr. 4):

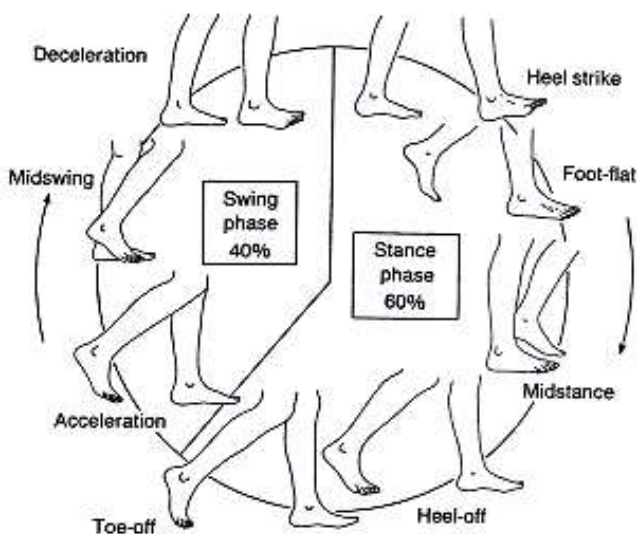
Stojná fáze:

1. úder paty (heel strike)
2. kontakt nohy (foot flat)
3. mezistoj (midstance)
4. odvinutí paty (heel-off)
5. odraz palce (toe-off)

Švihová fáze:

1. zrychlení (acceleration)
2. mezišvih (midswing)
3. zpomalení (deceleration)

**Obrázek 4.** Dělení krokového cyklu (Vaughan, 1992)



Podobné dělení krokového cyklu uvádí **Trew** (1997) (viz obr. 5):

Stojná fáze:

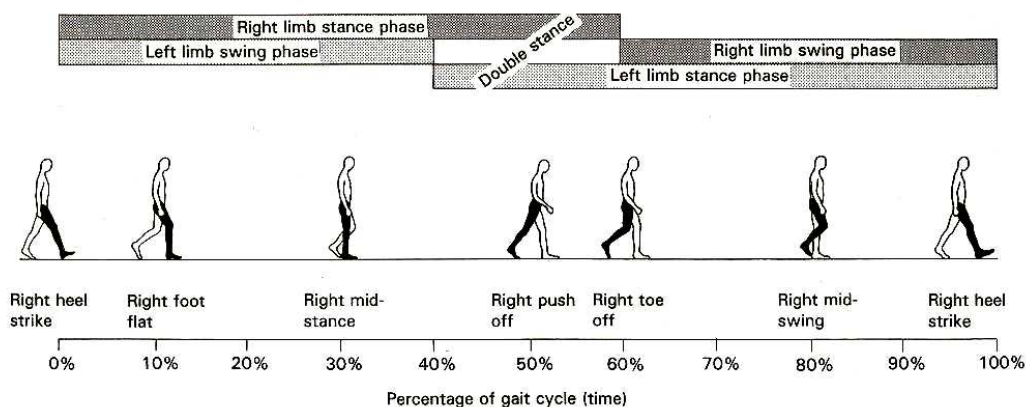
1. úder paty (heel strike)
2. kontakt nohy (foot flat)
3. mezistoj (midstance)

4. odraz (push off)

Švihová fáze:

1. zrychlení (acceleration)
2. mezišvih (midswing)
3. zpomalení (deceleration)

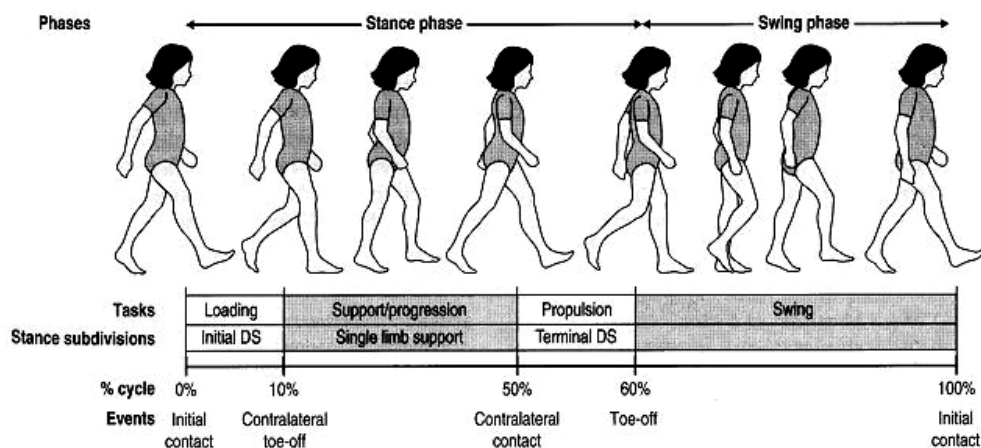
**Obrázek 5.** Krokový cyklus (Trew, 1997)



**Kirtley (2006)** popisuje tři klíčové události, které odpovídají třem „zhoupnutím kotníku“ (ankle rockers) během chůze (viz obr. 6):

1. zatížení (loading)
2. opora/přenos zatížení (support/progression)
3. propulze/švih (propulsion/swing)

**Obrázek 6.** Dělení krokového cyklu (Kirtley, 2006)



V dostupné literatuře se nejčastěji objevuje toto dělení (**Whittle, 1996; Bronstein, Brandt & Woollacott, 1996; Perry, 1992, 2006**):

Stojná fáze:

1. počáteční kontakt (initial contact) - 0 %
2. zatěžování (loading response) - 0–10 % (0-12%)
3. mezistoj (mid-stance) - 10–30 % (13-30%)
4. konečný stoj (terminal stance) - 30–50 % (31-49%)
5. předšvihová fáze (pre-swing) - 50–60 % (50-62%)

Švihová fáze:

1. počáteční švih (initial swing) - 60–73 % (63-74%)
2. mezišvih (mid-swing) - 73–87 % (75-87%)
3. konečný švih (terminal swing) - 88–100 %

### **3.2.3 Pohyby kloubů a aktivita svalů dolní končetiny při chůzi**

#### **Počáteční kontakt (initial contact)**

Počáteční kontakt zahajuje stojnou fázi. Druhostranná končetina je také v kontaktu s podložkou, čímž vzniká pozice dvojí opory. Protože se těžiště nachází nejnižší, je tato fáze nejvíce stabilní. Kyčelní kloub je přibližně v 30° flexi. Začínají se kontrahovat m. gluteus maximus a m. ischiocrurales, které zahajují extenzi kyčelního kloubu. Extenze je dokončena ve chvíli počátečního kontaktu druhostranné končetiny. Kolenní kloub je téměř v plné extenzi, ale v okamžiku počátečního kontaktu se začíná flektovat. Mm. ischiocrurales zabraňují excentrickou kontrakcí hyperextenzi v kolenním kloubu. Hlezenní kloub je v neutrálním postavení (90°) díky aktivitě m. tibialis anterior, který zároveň kontroluje pohyb do pasivní plantární flexe, k níž dochází po počátečním kontaktu. Pasivní plantární flexi brzdí také m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus. V subtalárním kloubu dochází k pronaci, v transverzotarzálním kloubu probíhá relativní supinace. Vzhledem k podložce však předonoží pronuje (Whittle, 1996; Trew & Everett, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009).



### **Zatěžování (loading response)**

V této fázi se hmotnost přenáší na stojnou končetinu a pánev se rotuje k této končetině. Během fáze zatěžování se začíná kyčelní kloub extendovat díky koncentrické kontrakci m. gluteus maximus a m. ischiocrurales. Kolenní kloub se téměř z plné extenze flektuje do 15°, tento pohyb je doprovázen excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris, která brzdí flexi a absorbuje náraz. V hlezenním kloubu dochází k plantární flexi. Díky excentrické kontrakci m. tibialis anterior se noha pomalu dostává do kontaktu s podložkou. Pronace v subtalárním kloubu vyvolá pantovým mechanismem addukci talu a vnitřní rotaci bérce. Společná flexe kolena, plantární flexe v hlezenním kloubu a pronace zánoží hraje významnou roli pro tlumení nárazů při došlapu (Perry, 1992; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle 1996; Adams & Perry, 2006).

### **Mezistoj (mid-stance)**

Během této fáze přechází druhostranná končetina do fáze švihové. Těžiště celého těla se nachází nejvýše, tato fáze je tedy nejméně stabilní. Kyčelní kloub je dále extendován. Extenzory kyčelního kloubu přestávají být aktivní a konečné extenze je dosaženo setrvačností a gravitací. V této fázi je důležitá činnost musculus gluteus medius a m. tensor fasciae latae. Tyto abduktory kyčelního kloubu stabilizují pánev a minimalizují její kontralaterální pokles. Během mezistoje dochází k flexi kolenního kloubu, následně se však začne extendovat díky kontrakci musculus quadriceps femoris. Tato extenze je doprovázena zevní rotací bérce a abdukci talu. V hlezenním kloubu se mění plantární flexe v dorzální za současné excentrické kontrakce musculus triceps surae. V subtalárním kloubu dochází k supinaci, příčinou je částečné odlehčení paty. V transverzotarzálním kloubu dochází k relativní pronaci (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996; Adams & Perry, 2006; Trew & Everett, 1997).

### **Konečný stoj (terminal stance)**

V konečném stoju se hmotnost těla přenáší před stojnou končetinu. Kyčelní kloub je stále extendován. Maximální extenze je dosaženo ve fázi počátečního kontaktu protilehlé dolní končetiny. Pro stabilizaci pánve je neustále potřebná aktivita abduktorů kyčelního kloubu. Vrchol extenze kolenního kloubu nastává v okamžiku odlepení paty. Zvyšuje se aktivita musculus triceps surae, který zabraňuje hyperextenzi kolena

a následně zahajuje flexi kolenního kloubu. V okamžiku odlepení paty je dosaženo maximální dorzální flexe v hlezenním kloubu, poté zahajuje m. triceps surae plantární flexi. Tibie se zevně rotuje a předonoží supinuje. Musculus tibialis posterior působí inverzi nezbytnou ke stabilizaci nohy. Dochází k odlepení paty, ale prsty zůstávají na podložce. Metatarzophalangeální klouby jsou v extenzi (Whittle, 1996; Adams & Perry, 2006).

### **Předšvihová fáze (pre-swing)**

Předšvihová fáze zakončuje stojnou fázi. Kontakt kontralaterální nohy zprostředkovává fázi dvojí opory. Kyčelní kloub je stále v extenzi (10-20°). Poté dochází k rychlé flexi kyčelního kloubu. Z této extendované pozice je hlavním flexorem musculus adductor longus. Napomáhá mu musculus rectus femoris. Ve fázi počátečního kontaktu druhostranné končetiny se začíná kolenní kloub flektovat. Musculus rectus femoris brzdí excentrickou kontrakcí rychlý nástup flexe v kolenním kloubu. Od okamžiku počátečního kontaktu druhostranné končetiny po odraz palce dochází k plantární flexi v hlezenním kloubu zásluhou musculus triceps surae. Metatarsophalangeální klouby jsou v extenzi, což způsobuje napínání plantární fascie. V subtalárním kloubu pokračuje supinace, té napomáhá tah m. triceps surae. V transversotarzálním kloubu pokračuje relativní pronace (Perry, 1992; Whittle 1996; Vařeka & Vařeková, 2009; Adams & Perry, 2006).

### **Počáteční švih (initial swing)**

Jakmile noha opustí podložku, kyčelní kloub se dále flektuje (20°). Flexe v kolenním kloubu vyplývá z flexe v kyčelním kloubu, protože se dolní končetina chová jako kyvadlo. Při flexi v kyčelním kloubu odchází k pasivní flexi v kloubu kolenním. Po odrazu palce dochází k 25° plantární flexi v hlezenním kloubu. Poté ustává aktivita musculus triceps surae a začíná se kontrahovat musculus tibialis anterior, aby mohlo dojít k dorzální flexi v hlezenním kloubu, která umožní zvednutí nohy od podložky. Po ztrátě kontaktu dochází v subtalárním kloubu k pronaci, díky aktivitě m. extensor digitorum longus. Transversotarzální kloub je maximálně pronován (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996; Adams & Perry, 2006).

### **Mezišvih (mid-swing)**

Švihová dolní končetina se dostává před stojnou. V této fázi je rozhodující flexe v kyčelním kloubu ( $20^\circ$ ) a neutrální pozice kotníku. Flexe v kyčelním kloubu je dosaženo silnou kontrakcí musculus iliopsoas. Protože dolní končetina funguje jako dvojité kyvadlo, není nutná svalová aktivita k flexi kolene. Po dosažení  $60-70^\circ$  flexe v kolenním kloubu dochází opět k extenzi. Tibie se během této fáze dostává do vertikálního postavení. Musculus tibialis anterior udržuje hlezenní kloub v neutrálním postavení. Lehká supinace předonoží přetrvává až do fáze počátečního kontaktu (Perry, 1992; Whittle 1996; Adams & Perry, 2006; Trew & Everett, 1997).

### **Konečný švih (terminal swing)**

V kyčelním kloubu zůstává  $25^\circ$  flexe. V rámci přípravy na počáteční kontakt se aktivují m. gluteus maximus a m. adductor magnus. Před počátečním kontaktem se kolenní kloub více či méně plně extenduje. Tato extenze je z velké části pasivní. Kontrakce hamstringů zabraňuje náhlé hyperextenzi kolene na konci této fáze. Dochází k nárůstu aktivity musculus tibialis anterior a tím k supinaci v subtalárním kloubu. V transverzotarzálním kloubu dojde před dopadem paty také k supinaci (Whittle, 1996; Vařeka & Vařeková, 2009; Adams & Perry, 2006).

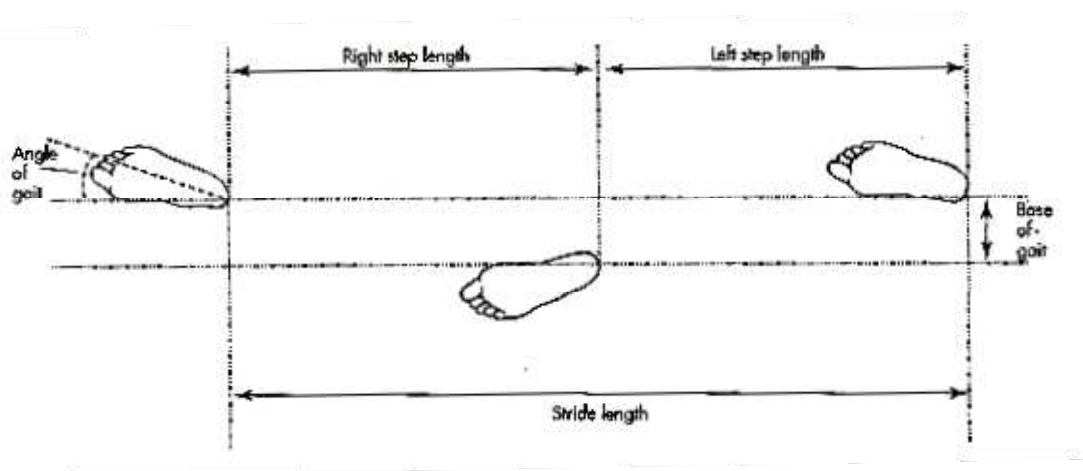
### **3.2.4 Charakteristiky lidské chůze**

Délka kroku (step length) je charakterizována jako vzdálenost mezi kontaktem paty jedné dolní končetiny a kontaktem paty druhé (viz obr. 7). Dvojnásobek délky kroku tvoří délku dvojkroku (stride length). Délka kroku a dvojkroku závisí na několika faktorech, např. na délce dolních končetin, stáří osoby a rychlosti chůze. Krátká délka končetin, rostoucí věk a klesající rychlost chůze tyto parametry zkracuje (Trew & Everett, 1997; Kirtley, 2006).

Úhel chodidla (foot angle) popisuje míru vytočení nohy zevně nebo vtočení dovnitř. V případě vtočení nohy dovnitř je úhel negativní, při vytočení nohy zevně naopak pozitivní. Většina populace chodí s pozitivním úhlem chodidla až do  $30^\circ$ . Tento úhel závisí především na velikosti rotace v kyčelním kloubu, v menší míře na rotaci mezi tibií a femurem (Trew & Everett, 1997).

Trew (1997) dále popisuje šířku kroku nebo dvojkroku (step or stride width), což je vzdálenost mezi dvěma chodidly a měří se obvykle od středů pat. Valmassy (1996) místo šířky kroku používá termín „báze chůze“ (base of gait). Tato vzdálenost je individuální, ale v průměru se pohybuje okolo 7cm. Zajímavé je, že při pomalé chůzi se má šířka kroku tendenci zvětšovat, zatímco u rychlé chůze se obvykle zmenšuje.

**Obrázek 7.** Charakteristiky chůze (Valmassy, 1996)



Rychlost chůze můžeme vypočítat podílem dráhy a času ( $v = s/t$ ). Každý má svou přirozenou rychlost chůze, která je neustále přizpůsobována vnějším podmínkám (Kirtley, 2006).

Počet kroků za minutu se nazývá kadence, neboli rytmus. Kadence závisí na délce dolních končetin, stejně jako je tomu u kyvadlových hodin. Delší dolní končetiny mají pomalejší kadenci, kratší naopak rychlejší. Ženy mají v průměru kratší dolní končetiny než muži, proto mají tendenci k rychlejší kadenci. U malých dětí je kadence ještě rychlejší než u žen, s dospíváním klesá (Kirtley, 2006).

Opěrná plocha je definována jako plocha kontaktu lidského těla s podložkou (Janura & Janurová, 2007). Dle Vařeky (2002) je opěrná plocha (Area of Support) částí

plochy kontaktu (Area of Contact), která je využita k vytvoření opěrné báze. Opěrná plocha je tedy menší než plocha kontaktu.

Opěrná báze (Base of Support) je útvar vytvořený spojením krajních bodů opěrné plochy (Janura & Janurová, 2007). Toto tvrzení je nutné chápat v souvislosti s výše upřesněným pojmem opěrné plochy (Vařeka, 2002).

Těžiště (Centre of Mass) označuje působíště tíhové síly, která působí na hmotné těleso. Při stoji spojném se vzpřímenou hlavou a horními končetinami volně spuštěnými podél těla se těžiště nachází ve výšce druhého až třetího křížového obratle, asi 4 – 6 cm před promotoriem. Těžiště lze stanovit jako průměr COM všech segmentů. Těžiště se při chůzi pohybuje sinusově nahoru a dolů. Laterální výchylka těžiště má také sinusový průběh (Vařeka & Vařeková, 2009; Janura, 2007; Valmassy, 1996).

Center of Gravity (COG) je průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze. Ve statické poloze se COG musí nacházet v opěrné bázi (Vařeka, 2002; Vařeka & Vařeková, 2009).

Kirtley (2006) definuje Centre of Pressure (COP) jako průměr všech tlakových sil působících na plochu nohy. Při chůzi se COP pohybuje od laterální strany paty přes hlavičky prvního a druhého metatarzu až k poslednímu článku palce nohy.

### **3.2.5 Ontogeneze chůze**

Lidské embryo se začíná pohybově projevat už v prenatálním období. Sonograficky lze první spontánní pohyby pozorovat koncem 6. embryonálního týdne. Kolem 8.týdne prenatálního období jsou založeny téměř všechny svaly a mohou se rozvíjet motorické vzorce, které jsou geneticky dané (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 1996).

Na začátku extrauterinního života není novorozenec schopen funkčně spojit několik segmentů. Není schopen cíleně zpevnit trup, takže nemá společné těžiště všech segmentů trupu, má pouze úložnou plochu a nemá tedy opěrnou bázi. Bez opěrné báze nemá dítě pevný bod. Novorozenec potřebuje pevný bod, aby mohl provést cílený pohyb a přesun těžiště. Dítě musí nejdříve zorganizovat svůj segmentový systém, nalézt jeho společné těžiště a zajistit si opěrnou bázi, tím i pevný bod (Vařeka & Dvořák, 1999).

První pokus o lokomoci se nazývá plazení. Objevuje se kolem 4. měsíce. Dítě se střídavě opírá o lokty a tahá za sebou trup, dolní končetiny se účastní jen nepatrně. Plazení přechází do plíživého pohybu. Trup se opírá menší plochou a dolní končetiny se

začínají aktivně podílet na tomto pohybu. Dalším stupněm je lezení (8.-9.měsíc), při kterém již není trup v kontaktu s podložkou, zůstává však stále v horizontální poloze. Na lezení se podílejí všechny končetiny, opěrnými body jsou ruce a kolena. Současně probíhají pokusy o stoj s oporou a bipedální chůzi s oporou (Véle, 2006; Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 1996).

Pro pohyb dolních končetin je nutná stabilizace pánve. Pánev představuje „stabilní bod“. Od tohoto bodu se postupně diferencuje pohyb směrem kaudálním a kraniálním. Pohyb v kyčelním kloubu je důležitý pro první kroky, probíhající bez odvíjení plosky a dorzální flexe v hlezenním kloubu. Dítě zpočátku našlapuje na celá chodidla (Faladová & Nováková, 2009).

Posturálně zajištěná bipedální chůze bez vnější opory jde ruku v ruce se stabilizovanou posturou na jedné noze alespoň po dobu 2-3 sekund (Véle, 2006).

Dungl (2005) srovnával chůzi dětí ve věku 1, 3 a 6 let. Charakter dětské chůze se mění s věkem jako odraz neuromuskulárního i kostně-kloubního aparátu. Okolo jednoho roku začíná dítě samostatně chodit. Jedná se o chůzi o široké bázi, kdy noha dopadá na podložku celým chodidlem. Chybí tedy iniciální kontakt, avšak odvíjení nohy je již vyvinuto. Ve švihové fázi dochází k větší flexi kyčle i kolene a chybí dorzální flexe v hlezenním kloubu. Při došlapu je noha v plantární flexi. Celá dolní končetina je v zevní rotaci. Kroky jsou rychlé a velmi krátké. Lokty jsou ve flekčním postavení a není vyvinut reciproční pohyb paží.

U tříletého dítěte je fyziologická chůze podobná dospělé. Chůze je o užší bázi a kadence je pomalejší. Krok začíná došlápnutím na patu, objevuje se dorzální flexe v hlezenním kloubu. Vyvíjí se reciproční pohyb ramenou a paží (Dungl, 2005).

Šestileté dítě chodí dospělým způsobem. Tohoto typu chůze je dosaženo po nastolení optimální aktivity svalů kolem hlezenního kloubu. Elektromyografií je prokázána fyziologická aktivita musculus vastus medialis, musculus gluteus maximus, musculus triceps surae, mediálních i laterálních flexorů kolena i svalů předního oddílu bérce (Dungl, 2005).

### 3.3 Noha - klíčový článek posturálního systému

Hluboký stabilizační systém chodidla bývá zřetězen s hlubokým stabilizačním systémem trupu. Pokud nalezneme trigger point na chodidle, je v mnoha případech přítomna blokáda hlavičky fibuly, trigger point v musculus biceps femoris, musculus rectus femoris, musculus rectus abdominis, musculus erector trunci, extenzorech krční páteře a musculus sternocleidomastoideus, to může vést k předsunutému držení. Pokud funkčně vyřadíme dolní končetiny (pacient se posadí), může napětí v dorzálních svalech šíje zmizet, napětí pak má původ v dolních končetinách, nejčastěji v chodidle (Lewit & Lepšíková, 2008).

Pružnost klenby nohy můžeme přirovnat k páteři. Stabilizace členité klenby nohy je zajišťována automatickou svalovou aktivitou. Stabilizaci klenby zajišťují především flexory prstů. Při rovnovážném stoji jsou nejvíce aktivní svaly nohy v porovnání se svaly stehna či trupu, z čehož vyplývá důležitost chodidla při klidovém stoji (Lewit & Lepšíková, 2008).

Porucha pohybové funkce nohy je spojená se změnou pohybového stereotypu a přenáší se do vyšších etází pohybové soustavy. Dinsdale (2009) zkoumal vliv postavení nohy na oblast pánve a dolní části bederní páteře. Hyperpronace nohy může způsobit syndrom m. gluteus medius, dysfunkci sacroiliakálního kloubu nebo bolest v oblasti lumbosacrálního přechodu. Během stojné fáze by měla noha zůstat stabilní, aby zajistila kvalitní oporu. Porucha stabilizace nohy v důsledku hyperpronace naruší funkci svalů stabilizujících pánev, zvláště m. gluteus medius. Dochází k oslabení a hypotonii těchto svalů, což vede k instabilitě pánve, která je často kompenzována jejím nadměrným pohybem při chůzi. Stabilizátory pánve jsou často v palpačně citlivé a ischiokrurální svaly v hypertonu. Oboustranná hyperpronace může způsobit zvětšení bederní lordózy a útlak příslušných struktur. Terapie by měla být zaměřena na ovlivnění příčiny, nikoli příznaků.

Chodidlo se řadí mezi jednu z nejvýznamějších propioceptivních oblastí. Není tedy náhodné, že má úzký vztah k posturálním funkcím – postavení osového orgánu, stoji a lokomoci (Dvořák, 2007).

Zásadní význam pro pochopení kineziologie nohy má znalost hlavních mechanismů. Flexe v koleni je spojena s vnitřní rotací bérce, a naopak extenze v koleni s vnější rotací bérce. Pantový mechanismus subtalárního kloubu představuje spojení

pronace kalkaneu s vnitřní rotací bérce, a naopak spojení supinace kalkaneu s vnější rotací bérce. Dalším mechanismem je spojení supinace kalkaneu s uzamčením transverzotarzálního kloubu, pronace kalkaneu je spojena s jeho odemknutím (Vařeka & Vařeková, 2008).

### **3.4 Analýza chůze**

Chůzi můžeme subjektivně hodnotit pomocí pozorování, které se používá běžně v klinické praxi v rámci diagnostiky poruch funkce pohybového aparátu. K objektivizaci a kvantifikaci vybraných parametrů chůze lze využít biomechanické metody. Mezi hlavní metody jednoznačně patří kinematická a dynamická analýza chůze (Baker, 2006; Janura & Zahálka, 2004; Tošnerová, Soukup, Jílek & Martiník, 2003).

Kinematická analýza se zabývá vzájemným pohybem jednotlivých segmentů těla. Měřené veličiny jsou dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení) a čas (Gage, 1991). Možný způsob dělení kinematických metod uvádí Janura a Zahálka (2004):

- Goniometrie
- Akcelerometrie
- Stroboskopie
- Systémy pracující na elektromagnetickém principu
- Systémy využívající akusrické senzory
- Optoelektrické systémy

Dynamická analýza se zabývá měřením silových parametrů pomocí tenzometrických či piezoelektrických plošin. Mezi dynamické metody řadí Janura (n.d.):

- dynamometrii (výstupem je velikost maximální síly),
- dynamografii (výstupem je závislost síly na čase),
- pedobarografii (výstupem je rozložení tlakových sil).

Dynamická plantografie je metoda, využívající tlakové plošiny s vysokou hustotou tlakových senzorů pro měření rozložení tlaku pod ploskou při chůzi. V České republice jsou v současné době využívány systémy Emed, Footscan a Baropodometer (Vařeka, 2009).



## 4 Metodika

Zapojení nohy při chůzi jsme ozřejmili pomocí rešerše aktuální dostupné literatury a ověřili pomocí kazuistické studie analýzy chůze. V rámci kazuistické studie jsme srovnali provedení chůze osoby s poruchou funkce nohy a osoby se zdravou nohou pomocí kinematické a dynamické analýzy.

### 4.1 Kazuistika

#### 4.1.1 Charakteristika měřených osob

##### Proband s poruchou funkce nohy

K.A., 61 let, žena.

Výška 162 cm, hmotnost 62,5 kg.

##### *Anamnéza*

**NO:** Pacientka uvádí pouze bolest v bederní oblasti páteře při dlouhém stojí. Bolest je tupá a bez propagace.

**OA:** operace hallux valgus (dále HV) na levé dolní končetině (2008), luxace obou hlezten (cca před 20 lety).

**RA:** bezvýznamná

**SA a PA:** starobní důchod, kdysi chodívala do Sokola

**FA:** neguje

**AA:** neguje

##### *Vyšetření stoje*

Ze zadu: Spina iliaca posterior superior i hřeben lopaty pánevní je na pravé straně níže. Kontury hamstringů i mm. glutei jsou na obou stranách stejné. Podkolenní rýhy dolních končetin nedosahují rozdílné výšky. Kontura m. triceps surae na obou stranách bez asymetrie. Na pravé straně je patrné valgózní postavení paty. Pravé remeno je výrazně níže, vpravo také menší teile a lehce odstátá lopatka.

Zepředu: Spina iliaca anterior superior na pravé straně níže. Pravá dolní končetina oproti levé v zevní rotaci. Patella je na obou stranách ve stejné výšce. Břicho mírně

vyklenuté, pupek lehce vtažený bez deviací do stran. Klíční kosti jsou v horizontále. Ramena lehce v protrakci.

Z boku: Pánev je v antevertzi. V oblasti hrudní páteře nacházíme zřetelné oploštění páteře. Hlava je v předsunutém držení, v krční páteři můžeme pozorovat tzv. „vdoví hrb“.

#### *Vyšetření nohy*

Levá i pravá noha je antického typu s kompenzovaným varózním zánožím. Prsty na obou nohou nejsou kladívkovité. I. MTP kloub levé nohy je kongruentní, na pravé noze je dislokovaný. Na levé noze je patrný HV.

Aspekce hyperkeratóz: Hyperkeratózy jsou patrné na levé i pravé noze v oblasti hlaviček metatarsů a také na laterální straně paty.

Palpace reflexních změn: Reflexní změny byly přítomny pouze na pravé noze v oblasti hlaviček 2. a 3. metatarsu.

Rozsah pohybu talocrurálního kloubu: pravá: S<sub>A</sub> 15-0-40, levá: S<sub>A</sub> 25-0-45

Funkční délka dolních končetin: levá: 85cm, pravá: 85cm

Dynamické zkoušky:

Trendelenburgův test - pozitivní

Výpon na špičky (5sec) - zvládá

Dřep (hýždě na paty) - nezvládá

Preference DK: silná preference pravé dolní končetiny.

Preference HK: preference pravé horní končetiny

#### **Kontrolní proband**

H.H., 22 let, žena

Výška 167 cm, hmotnost 58 kg

#### *Anamnéza*

**NO:** Proband neguje jakékoliv obtíže

**OA:** Bezvýznamná

**RA:** bezvýznamná

**SA a PA:** studentka, pravidelná sportovní aktivita 2x týdně (aerobic, heat, kolečkové brusle, běh)

**FA:** neguje

**AA:** neguje

#### *Vyšetření stoje*

Zezadu: Spina iliaca posterior superior i hřeben lopaty pánevní na obou stranách stejně vysoko. Kontury hamstringů i mm. glutei jsou na obou stranách bez asymetrie. Podkolenní rýhy dolních končetin nedosahují rozdílné výšky. Kontura m. triceps surae na obou stranách bez asymetrie. Lopatky i ramena jsou ve stejné výšce.

Zepředu: Spina iliaca anterior superior vpravo uložena stejně vysoko jako v levo. Špičky prstů směřují vpřed. Patella je na obou stranách ve stejné výšce. Pupek tažen nahoru, bez deviace do stran. Klíční kosti jsou v horizontále.

Z boku: Pánev je v lehké anteverzii. Hlava zaujímá mírné předsunuté držení.

#### *Vyšetření nohy*

Levá i pravá noha jsou antického typu. Prsty na obou nohou jsou ve fyziologickém postavení. I. MTP kloub levé i pravé nohy je kongruentní, bez HV.

Aspekce hyperkeratóz: Hyperkeratózy nejsou patrné na levé ani pravé noze.

Palpace reflexních změn: Nejsou přítomny žádné reflexní změny

Rozsah pohybu talocrurálního kloubu: pravá: S<sub>A</sub> 25-0-45, levá: S<sub>A</sub> 20-0-45

Funkční délka dolních končetin: 87cm, levá: 87cm

Dynamické zkoušky:

Trendelenburgův test : negativní

Výpon na špičky: vydrží ve výponu déle než 5 sekund

Dřep: vydrží ve dřepu s hýžděmi na patách déle než 5 sekund

Preference DK: preference pravé dolní končetiny.

Preference HK: preference pravé horní končetiny

## 4.2 Kinematická analýza chůze

Kinematické parametry chůze jsme sledovali pomocí 7 infračervených kamer (Vicon MX, Oxford Metrics Inc., Oxford). Měření probíhalo bez obuvi a ve spodním prádle. Před vlastním měřením jsme testovanou osobu zvážili, změřili tělesnou výšku a délku dolních končetin. Dále jsme změřili šířku hlezna, kolena, ramene, lokte, zápěstí a dlaní na horních a dolních končetinách. Poté jsme pomocí 35 reflexních značek označili sledované segmenty (Full body PlugInGait model):

- Hlava: čelenka se 2 značkami na laterální straně čela (RFHD, LFHD) a na laterální straně temena (LBHD, RBHD).
- Trup: fossa jugularis (CLAV), processus xiphoideus (STRN), processus spinosus C7 (C7) a Th10 (T10), pravá lopatka (RBAK, k odlišení stran).
- Horní končetiny: acromion (LSHO, RSHO), epicondylus lateralis humeri (LELB, RELB), processus styloideus radii (LWRA, RWRA), processus styloideus ulnae (LWRB, RWRB), daktylion (LFIN, RFIN).
- Páneve: spina iliaca anterior superior (LASI, RASI), spina iliaca posterior superior (LPSI, RPSI).
- Dolní končetiny: trochanter major femoris (LTHI, RTHI), epicondylus lateralis femoris (LKNE, RKNE), tibie (LTIB, RTIB), malleolus lateralis (LANK, RANK), pata (LHEE, RHEE), hlavička 2. metatarsu (LTOE, RTOE).

Po umístění reflexních značek byla testovaná osoba vyzvána k chůzi svým přirozeným způsobem. Po několika cvičných neměřených pokusech bylo nasnímáno pět pokusů. Systém Vicon MX je synchronizován s tenzometrickými plošinami, které nám umožní určit jednotlivé krokové cykly a jejich fáze.

Hodnotili jsme vybrané kinematické parametry pánve a dolních končetin:

- pohyby v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině.
- pohyb pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině.

## 4.3 Dynamická plantografie

Velikosti a distribuci tlaku na kontaktu nohy při chůzi jsme měřili pomocí plošiny Footscan. Probandi byli opět instruováni k chůzi svým přirozeným způsobem. Měření probíhalo bez obuvi. Po 2 cvičných pokusech následovaly čtyři pokusy měřené.

Porovnávali jsme průměrné hodnoty základních parametrů: % Contact [%], Max P [N/cm] a Impulse [Ns/cm].

% Contact [%] (= Contact/Stance phase\*100%) – relativní doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze

Max P [N/cm] – maximum tlaku v dané oblasti

Impulse [Ns/cm] – celkové zatížení dané oblasti (integrál ze závislosti tlaku na čase)

## 5 Výsledky

Zabývali jsme se otázkou do jaké míry se liší průběh a provedení krokového cyklu u osoby, u které jsme na základě anamnézy vyloučili onemocnění vlivňující chůzi (Kon) a osoby po operaci hallux valgus na levé dolní končetině (HVDKop) a s hallux valgus na pravé dolní končetině (HVDK).

### 5.1 Dynamická plantografie

#### 5.1.1 Relativní doba kontaktu jednotlivých oblastí nohy vzhledem k trvání stojné fáze

U osoby s HV jsme zjistili bilaterální asymetrii v délce zatížení jednotlivých částí nohou. U HVDKop byla relativní doba kontaktu delší v oblasti 5. metatarzu (viz tab.1).

**Tabulka 1.** Srovnání relativní doby kontaktu levé a pravé nohy u osoby s poruchou funkce nohy

Kontakt %	Toe 2-5	Meta 1	Meta 2	Meta 3	Meta 4	Meta 5	Midfoot	Heel Medial	Heel Lateral
HVDKop	30,25	70,75	80,25	83	81,5	72	64	44,5	50,25
HVDK	32,5	76,5	82,25	83,25	79,75	55,25	62,25	52	50

Legenda (tabulka 1-8)

HVDKop – noha po operaci hallux valgus

HVDK – noha s hallux valgus

Kon – průměr pravé a levé nohy osoby bez poruchy funkce nohy

PruHV, HVop – průměr nohy s hallux valgus a nohy po operaci hallux valgus

KonL – levá noha bez poruchy funkce

KonP – pravá noha bez poruchy funkce

Toe 2-5 – 2.-5.prst

Meta 1 – 1.metatarz

Meta 2 – 2. metatarz

Meta 3 – 3. metatarz

Meta 4 – 4. metatarz

Meta 5 – 5. metatarz

Midfoot – středonoží

Heel medial – mediální strana paty

Heel lateral – laterální strana paty

Délka relativního kontaktu HVDKop a HVDK byla v průměru delší v oblasti 1. metatarzu ve srovnání s Kon (viz tab. 2).

**Tabulka 2.** Srovnání relativní doby kontaktu jednotlivých oblastí u měřených osob

Kontakt %	Toe 2-5	Meta 1	Meta 2	Meta 3	Meta 4	Meta 5	Midfoot	Heel Medial	Heel Lateral
Kon	34,5	54,75	78,25	81,875	79,875	65,625	50,125	54,875	51,375
PruHV, HVop	31,4	73,6	81,3	83,1	80,6	63,6	63,1	48,3	50,1

### 5.1.2 Maximum tlaku

Zjistili jsme asymetrii maxima tlaku mezi HVDKop a HVDK. U HVDK jsme našli větší maximum tlaku v oblasti mediální s laterální strany paty a 1. metatarzu. U HVDKop jsme naměřili větší maximum tlaku v oblasti 3., 4. a 5. metatarzu (viz tab.3).

**Tabulka 3.** Srovnání maxima tlaku u osoby s poruchou funkce nohy

<b>MaxP (N/cm)</b>	Toe 2-5	Meta 1	Meta 2	Meta 3	Meta 4	Meta 5	Midfoot	Heel Medial	Heel Lateral
HVDKop	0,25	0,60	1,80	2,53	1,75	0,93	0,65	0,80	0,70
HVDK	0,23	1,08	1,60	1,25	1,08	0,35	0,65	1,43	1,18

### 5.1.3 Celkového zatížení jednotlivých částí nohy

U Kon jsme zjistili asymetrii celkového zatížení mezi levou a pravou nohou. Hodnoty celkového zatížení byly větší na levé noze v oblasti 1. metatarzu a paty (viz tab 4).

**Tabulka 4.** Srovnání celkového zatížení levé a pravé nohy u kontrolní osoby

<b>Impuls (Ns/cm)</b>	Toe 2-5	Meta 1	Meta 2	Meta 3	Meta 4	Meta 5	Midfoot	Heel Medial	Heel Lateral
KonL	0,00	0,20	0,35	0,45	0,38	0,15	0,08	0,35	0,38
KonP	0,05	0,15	0,30	0,35	0,38	0,18	0,10	0,18	0,20

U Kon jsme naměřili větší hodnoty celkového zatížení v oblasti 1. metatarzu a paty ve srovnání s HVDKop. U HVDKop byl naopak více zatížen 5. metatarz (viz tab. 5).

**Tabulka 5.** Srovnání celkového zatížení kontrolní osoby a nohy po operaci HV

<b>Impuls (Ns/cm)</b>	Toe 2-5	Meta 1	Meta 2	Meta 3	Meta 4	Meta 5	Midfoot	Heel Medial	Heel Lateral
HVDKop	0,00	0,18	0,45	0,63	0,48	0,23	0,23	0,15	0,13
KonL	0,00	0,20	0,35	0,45	0,38	0,15	0,08	0,35	0,38

U HVDK jsme sledali větší celkové zatížení v oblasti 1.metatarzu a paty ve srovnání s Kon. Oblast 5. metatarzu byla naopak více zatížena u Kon oproti HVDK (viz tab. 6).

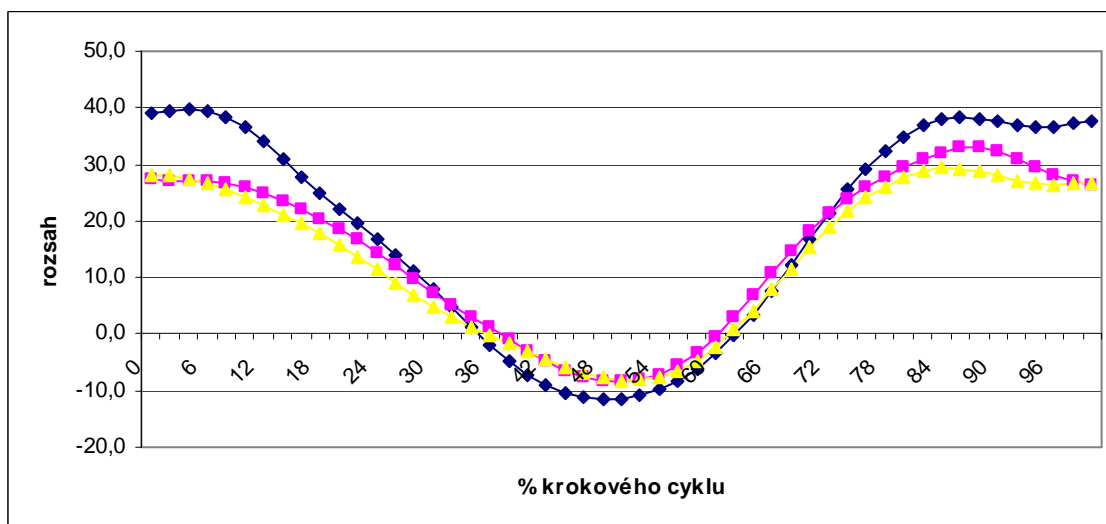
**Tabulka 6.** Srovnání celkového zatížení kontrolní osoby a nohy s HV

Impuls (Ns/cm)	Toe 2-5	Meta 1	Meta 2	Meta 3	Meta 4	Meta 5	Midfoot	Heel Medial	Heel Lateral
HVDK	0,03	0,30	0,45	0,38	0,35	0,10	0,18	0,28	0,23
KonP	0,05	0,15	0,30	0,35	0,38	0,18	0,10	0,18	0,20

## 5.2 Kinematická analýza chůze

V kyčelním kloubu jsme naměřili větší rozsah pohybu v sagitální rovině u Kon ve srovnání s HVDK a HVDKop (viz graf 1).

**Graf 1.** Porovnání flexe a extenze v kyčelním kloubu měřených osob

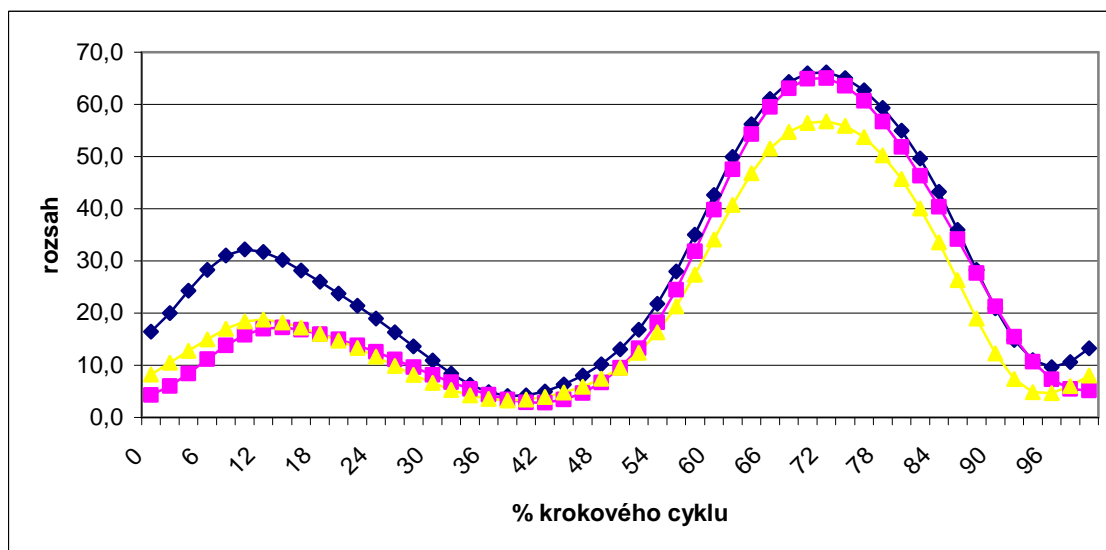


Legenda: ◆ Kontrolní osoba ■ Noha po operaci HV ▲ Noha s HV

Rozsah pohybu v kolenním kloubu byl také větší u Kon. Nejvýraznější rozdíl byl partný ve velikosti flexe, která u Kon dosahuje větších hodnot ve srovnání s HVDK (viz graf 2).



**Graf 2.** Porovnání flexe a extenze v kolenním kloubu měřených osob



Legenda: ◆ Kontrolní osoba ■ Noha po operaci HV ▲ Noha s HV

Při porovnání velikosti rozsahu pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině jsme nezjistili významné rozdíly mezi Kon, HVDKop a HVDK (viz tab 7).

**Tabulka 7.** Porovnání rozsahu pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině

	Kon	HVDKop	HVDK
rozsah pohybu	-32,5	-28,7	-27,1

U rozsahu pohybu pánve jsme naměřili největší rozdíl v rovině transverzální. U Kon je rozsah pohybu v transverzální rovině větší v porovnání s HVDKop a HVDK (viz tab.8).

**Tabulka 8.** Porovnání rozsahu pohybu pánve měřených osob v sagitální, frontální a trasverzální rovině

	Kon	PruHV, HVop
Sagitální	-3,7	-3,0
Frontální	-7,2	-7,2
Tranzverzální	-11,2	-7,8

## 6 Diskuze

Lidská noha je svou strukturou a funkcí pro člověka stejně typická jako struktura a funkce ruky (Vařeka & Vařeková, 2003). Jelikož je noha relativně mladou strukturou, je i opěrná funkce nohy relativně mladá. Z tohoto důvodu je noha náchylná k poruchám.

Nohu lze také přirovnat k páteři. Stabilita jednotlivých obratlů je zajišťována hlubokým stabilizačním systémem, který jen málo podléhá naší vůli. Pokud by tato automatická aktivita chyběla, tah povrchovějších dlouhých svalů by mohl vyvolat posun jednotlivých obratlů vůči sobě. Při poruchách funkce hlubokého stabilizačního systému přebírají tedy dlouhé svaly jeho funkci a dochází k vzniku trigger pointů (Lewit & Lepšíková, 2008).

Podobně je i klenba nohy zajišťována automatickou svalovou aktivitou, tzv. hlubokým stabilizačním systémem nohy. Hluboký stabilizační systém chodidla bývá zřetězen s hlubokým stabilizačním systémem trupu. Z tohoto tvrzení vyplývá důležitost optimální funkce nohy v rámci celé pohybové soustavy jedince. Neřešená porucha funkce nohy může vést k rozvoji deformit a změně postavení proximálních segmentů pohybové soustavy s následnou změnou pohybových vzorů (Maršáková & Jelen, 2007).

Teoretické poznatky, poukazující na nezbytnost optimální funkce nohy při chůzi, jsme se pokusili ověřit kinematickou a dynamickou analýzou chůze. Nalezli jsme odlišnosti ve způsobu provedení krokového cyklu u osoby s poruchou funkce a bez ní.

Při srovnání délky zatížení jednotlivých částí nohy jsme zjistili, že oblast 5. metatarzu u nohy po operaci HV byla déle zatížena oproti noze s HV. Také maximum tlaku bylo menší v oblasti 1. metatarzu u nohy po operaci ve srovnání s nohou s HV. U nohy po operaci HV jsme v porovnání s kontrolní osobou naměřili menší celkové zatížení v oblasti 1. metatarzu. Toto snížení hodnot délky kontaktu, maxima tlaku i celkového zatížení může být způsobeno podvědomým „šetřením“ 1. metatarzu po operaci.

Když jsme porovnali symetrii maxima tlaku u nohy s HV a nohy po operaci HV, zjistili jsme zvýšené hodnoty v oblasti 3., 4. a 5. metatarzu u nohy po operaci. U nohy s HV byly hodnoty větší v oblasti paty a 1. metatarzu, což odpovídá hodnotám impulsu

daných oblastí. To, že 1. metatarz na noze po operaci není tolik zatěžován se musí někde kompenzovat, v tomto případě v oblasti 3., 4. a 5. metatarzu.

Při porovnání kontrolní osoby s nohou s HV jsme zjistili větší hodnoty celkového zatížení v oblasti paty a 1. metatarzu. 1. metatarz je zatížen podstatně déle i u nohy s HV.

Na tuto skutečnost poukazuje i Janura, Svoboda, Gregorková, Elfmark & Petrová (2007), kteří zkoumali změny u juvenilní formy HV. Z toho vyplývá, že celkové zatížení je sice větší, ale rozloží se prodloužením doby zatížení dané oblasti.

Při zhodnocení výsledků kinematické analýzy chůze jsme také zaznamenali odlišnosti mezi měřenými osobami. Janura, Cabell, Svoboda, Kozáková & Gregorková (2008) popisují menší hodnotu maxima extenze a větší hodnotu maxima flexe v kyčelním kloubu u osob s juvenilní formou HV. V našem měření byl celkově snížen rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině u osoby s HV, což může být způsobeno rozdílným věkem měřených osob (Kon 22let, HV 61 let). Ze stejného důvodu jsme pravděpodobně naměřili obdobné výsledky i v kolenním kloubu.

V hlezenním kloubu se rozsah pohybu v sagitální rovině nijak nelišil u měřených osob. Janura, Cabell, Svoboda, Kozáková & Gregorková (2008) došli k závěru, že u juvenilní formy HV je větší plantární flexe v porovnání s kontrolní skupinou na počátku stojné fáze, v následujících fázích krokového cyklu se však hodnoty neliší.

Při porovnání rozsahu pohybu pánve jsme našli větší hodnoty v rovině tranzverzální u kontrolní osoby. Spojitost můžeme hledat v kyčelním kloubu. U kontrolní osoby dosahoval rozsah pohybu v kyčelním kloubu větších hodnot, což má vliv i na rotaci pánve. Při menším rozsahu v kyčelním kloubu v sagitální rovině je menší rozsah pohybu pánve v rovině tranzverzální. Další faktor, který může hrát roli je zvýšené napětí flexorů kyčelního kloubu, které se mnohdy vyskytuje u osob s HV. Zvýšené napětí flexorů kyčelního kloubu omezuje pohyb ve směru extenze a následně i rozsah rotace pánve v tranzverzální rovině (Kozáková, 2007).

Z výsledků vyplývají změny kinematických i dynamických parametrů chůze u osoby s HV oproti osobě bez poruchy funkce nohy. Je zřejmé, že při porovnání pouze dvou osob nemůžeme získat objektivní výsledky. Každý jedinec má svá specifika v provedení chůze a kontrolní osobu nemůžeme brát jako přísnou normu, což se nám ve výsledcích potvrdilo. Největší rozdíly jsme zjistili při porovnání hodnot celkového

zatížení jednotlivých částí nohy. U kontrolní osoby by se dalo předpokládat, že nalezneme symetrii celkového zatížení mezi levou a pravou nohou. V našem měření byly však hodnoty celkového zatížení výrazně vyšší (až okolo 30%) v oblasti paty a 1. metatarzu na levé noze. Tato asymetrie může mít původ v dominanci levé dolní končetiny nebo také v chybě při zpracování dat. Následné porovnání kontrolní osoby s osobou s HV nám pak může přinést zkreslené a nepřesné výsledky.

Pro dosažení objektivních výsledků by bylo vhodné doplnit tuto kazuistickou analýzu o podrobnější výzkum, s cílem eliminovat faktory zkreslující výsledky (např. větší počet měřených osob, přibližně stejný věk osob, více měřených pokusů,...).

Dle mého názoru však můžou tyto výsledky upozornit na fakt, že pouze operativní léčba bez následné cílené rehabilitace nemusí normalizovat funkci nohy. Je tedy potřeba obnovit funkci nohy a znovu ji zařadit do funkce proximálních segmentů.

## 7 Závěr

Na základě analýzy chůze jsme našli odlišnosti v provedení krokového cyklu u osoby s poruchou funkce nohy ve srovnání s osobou se zdravou nohou. Porucha funkce nohy ovlivňuje stereotyp chůze.

Při dynamické analýze chůze jsme zaznamenali rozdíly v hodnotách délky zatížení, tlaku a celkového zatížení jednotlivých částí nohy.

Rozdíly v délce kontaktu jednotlivých částí nohy:

- noha po operaci HV byla zatěžována delší dobu v oblasti 5. metatarzu oproti noze s HV,
- průměrné zatížení nohy po operaci a nohy s HV bylo delší v oblasti 1. metatarzu oproti noze bez poruchy funkce nohy

Srovnání hodnot maxima tlaku:

- maximum tlaku bylo větší v oblasti mediální i laterální strany paty a 1. metatarzu u nohy s HV oproti noze po operaci,
- maximální tlak byl větší v oblasti 3., 4. a 5. metatarzu u nohy po operaci proti noze s HV.

Srovnání hodnot celkového zatížení:

- u osoby bez poruchy funkce nohy byly zaznamenány větší hodnoty celkového zatížení v oblasti paty a 1. metatarzu na levé noze oproti pravé,
- u osoby s HV jsme shledali menší hodnoty celkového zatížení v oblasti 1. metatarzu operované nohy ve srovnání s levé nohou bez poruchy funkce a naopak
- u osoby s HV jsme shledali větší celkové zatížení v oblasti 1. metatarzu, 5. metatarzu a paty u nohy s HV oproti pravé noze bez poruchy funkce.

Dále jsme našli odlišnosti v kinematických parametrech dolních končetin v rovině sagitální a v rozsahu pohybu pánve v rovině tranzverzální:

- u osoby s HV jsme zjistili menší rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině
- maximum flexe v kolenním kloubu dosahuje vyšších hodnot u osoby bez poruchy funkce nohy oproti dolní končetině s HV

- nezjistili jsme výrazné rozdíly mezi osobou s poruchou funkce nohy a osobou bez poruchy funkce v rozsahu pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině
- u osoby bez poruchy funkce nohy jsme naměřili větší rozsah rotace pánve oproti osobě s poruchou funkce nohy.

Výsledky analýzy potvrzují, že porucha funkce nohy má vliv na zatížení různých částí nohy a také na proximální segmenty pohybové soustavy.

## 8 Souhrn

Bakalářská práce poukazuje na význam nohy při chůzi, shrnuje její kineziologii a funkci. V průběhu vývoje se úchopová funkce nohy změnila v opěrnou. Noha je tedy významným orgánem lokomoce. Chůze je považována za nejběžnější způsob pohybu, při kterém se současně zapojují klouby dolních a horních končetin i celé páteře. Porucha funkce nohy se nezdá promítá do vyšších etází pohybové soustavy a může tedy ovlivnit i provedení chůze. Změny provedení chůze u osoby s poruchou funkce nohy jsme ozřejmili kazuistikou studií analýzy chůze. Při dynamické analýze chůze jsme se zaměřili na délku trvání kontaktu, maximum tlaku a celkové zatížení jednotlivých částí nohy. Pomocí kinematické analýzy jsme sledovali pohyb v jednotlivých segmentech dolních končetin v sagitální rovině a rozsah pohybu pánve ve všech rovinách v průběhu krokového cyklu.

## **9 Summary**

The bachelor work refers to the importance of the foot during the gait cycle, resumes kinesiology and function of the foot. In the course of evaluation the holding function of the foot was changed into the supporting one. The foot is an important organ of the movement. Walking is considered to be the most common way of movement. Joints of lower and upper limbs and a spine are involved in it at the same time. A foot function defect often influences higher levels of a musculoskeletal system and it can influence a walking performance. Changes of walking performance of a person with the foot function defect were made clear using a casuistical study of the gait analysis. Using a dynamic gait analysis we concentrated on a time of contact, maximum of pressure and impuls parameters of different parts of the foot. Using a kinematic gait analysis we observed movement of separate segments of the lower extremities in the sagittal plane and range of motion of a pelvis in all planes during the gait cycle.



## 10 Referenční seznam

Anonymous (2010a). *Bleeding in the muscle in the foot*. Retrieved 17. 4. 2010 from the World Wide Web: <http://www.sportnetdoc.com/injury/04-25.htm>

Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4:3. Retrieved 10. 4. 2010 from the World Wide Web: <http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/4>

Borovanský, L. et al. (1976). *Soustavná anatomie člověka I*. Praha: Avicenum

Bronstein, A. M., Brandt, T., & Woollacott, M. (1996). *Clinical disorders of balance, posture and gait*. London: Arnold

Čihák, R. (2006). *Anatomie I*. Praha: Grada

Dinsdale, N. (2009). How abnormal foot motion can be a major contributor to lower back and pelvic problems. *SportEX dynamics*, 19, 11-14.

Doubková, A., & Linc, R. (2006). *Anatomie pro bakalářský studijní program fyzioterapie I.díl*. Praha: Karolinum

Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada

Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada

Dylevský, I. (2007). *Základy funkční anatomie člověka*. Praha: Manus

Dylevský, I., Kubálková, L., & Navrátil, L. (2001). *Kineziologie, kinezioterapie, fyzioterapie*. Praha: Manus

Faladová, K., & Nováková, T. (2009). Posturální strategie v průběhu motorického vývoje. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 116-119.

Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. New York: Mc Keuth Press

Gore, A. I., & Spencer, J. P. (2004). The newborn foot. *American Family Physician.*, 2, 865-872. Retrieved 16. 4. 2010 from the World Wide Web: <http://www.aafp.org/afp/2004/0215/p865.html>

Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton

Hourová, M., Králíčková, M., & Uher, P. (2007). *Vývoj miminka před narozením*. Praha: Grada

Janura, M. (n.d). *Metody biomechanického výzkumu*. Retrieved 20.4. 2010 from the World Wide Web: [http://www.upol.cz/fileadmin/user\\_upload/FTK-dokumenty/Katedra\\_biomechaniky/Metodybiomechanickehovyzkumu.pdf](http://www.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-dokumenty/Katedra_biomechaniky/Metodybiomechanickehovyzkumu.pdf)

Janura, M. (2007). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého

Janura, M., & Janurová, E. (2007). *Fyzikální základ biomechaniky*. Olomouc: Univerzita Palackého

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

Janura, M., Cabell, L., Svoboda, Z., Kozakova, J., & Gregorkova, A. (2008). Kinematic Analysis of Gait in Patients with Juvenile Hallux Valgus Deformity. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 3, 390-398.

Janura, M., Svoboda, Z., Gregorková, A., Elfmark, M., & Petrová, D. (2007). Zatížení chodidla při chůzi osob s juvenilní formou hallux valgus. *Med Sport Boh Slov*, 16, 68-77.

Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis*. New York : Elsevier

- Klenerman, L., Wood, B., & Griffin, N. L. (2006). *The human foot: A companion to clinical studies*. London : Springer
- Kozáková, J. (2007). *Kinematická analýza chůze u osob s valgózním palcem*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Lékařská fakulta, Olomouc.
- Laesen, Ch. (2005). *Zdravá chůze po celý život*. Olomouc: Poznání
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo-významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 99-104.
- Lorimer, D. L., French, G., O'Donnell, M., Burrow, J. G. & Wall, B. (2006). *Neale's disorders of the foot*. Edinburgh: Churchill Livingstone
- Maršáková, K., & Jelen, K.(2007). Vliv tvaru vložek na distribuci tlaku při interakci s nohou. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 31-33.
- Mašek, K. (2006). Podiatrie, obor hodný pozornosti. *Sanquis*, 43, 22-23.
- Nilsson, L., & Hamberger, L. (2008). *Těhotenství týden po týdnu*. Praha: Svojtka & Co., s.r.o.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. USA: McGraw-Hill
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking*. Philadelphia: Williams & Wilkins
- Sutherland, D. H., Olshen, R. A., Biden, E. N., & Wyatt, M. P. (1988). *The development of mature walking*. London : Mac Keith Press
- Tichý, M. (2000). *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. Praha: Triton
- Toppischová, M., & Šnoplová, A. (2008). Funkce nohy. *Bolest*, 2, 109-111.

Tošnetová, V., Soukup, T., Jílek, M., & Martiník, K. (2003). Analýza stoje a chůze: Současnost, perspektivy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1*, 9-10.

Tošnerová, V. (2000). Rehabilitace nohy z vývojového hlediska a některé poúrazové stavy u dětí. *Rehabilitácia, 4*, 231-234.

Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human movement*. New York : Churchill Livingstone

Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (1996). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada

Valmassy, R. L. (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St.Louis: C.V.Mosby

Vařeka, I. (2009). *Dynamická plantografie*. Retrieved 17. 4. 2010 from the World Wide Web: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/>

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

Vařeka, I., & Vařeková, R. (2008). Srovnání výskytu funkčních typů nohy u mužů a žen. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2*, 57-62.

Vařeka, I., & Vařeková R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 3*, 94-102.

Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I.část)-Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 4*, 115-121.

Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Těžiště a ontogeneze lidské motoriky. In Z. Hanelová, & H. Válková (Eds.), *Pohyb a zdraví: mezinárodní konference organizovaná Fakultou tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci* (pp. 545-547). Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.

Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Conner, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign (IL) : Human Kinetics

Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton

Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada

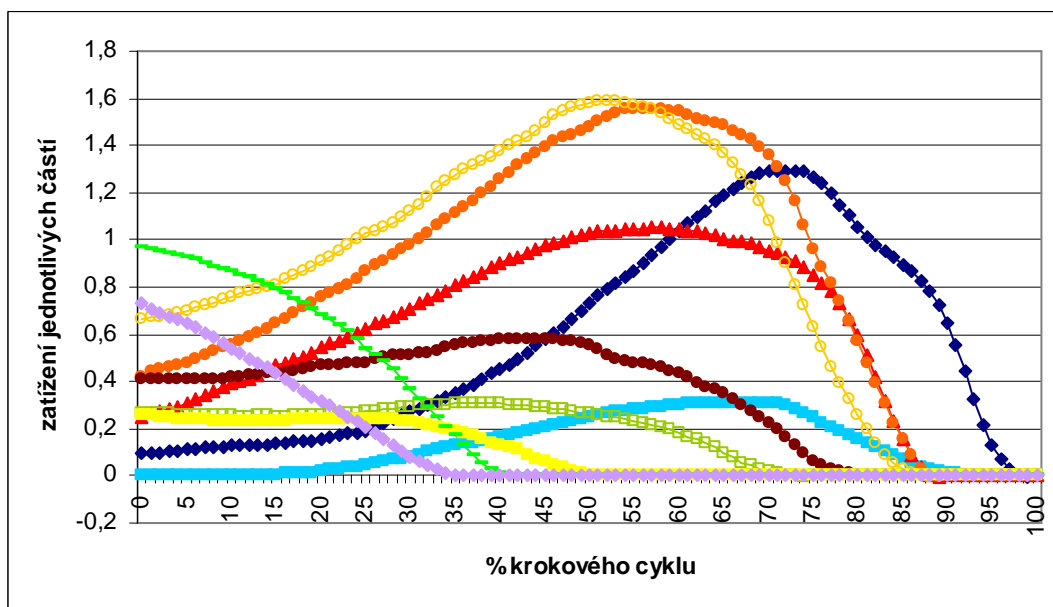
Votava, J. (2002). Chodidlo a jeho vztahy. Pohled kineziologický, rehabilitační, myoskeletální a jiné. *Pohybové ústrojí, 1+2*, 45-49.

Whittle, M. W. (1996). *Gait analysis: an introduction*. Oxford : Butterworth-Heinemann

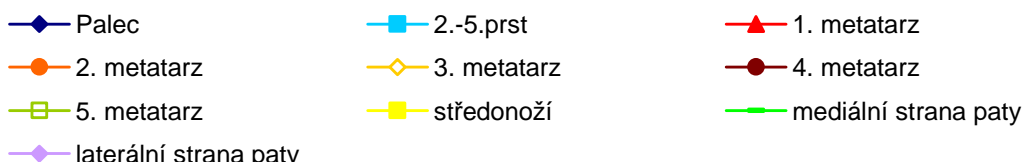
Wolpert, L. (1994). *Triumf embrya*. Praha: Academia

## 11 Přílohy

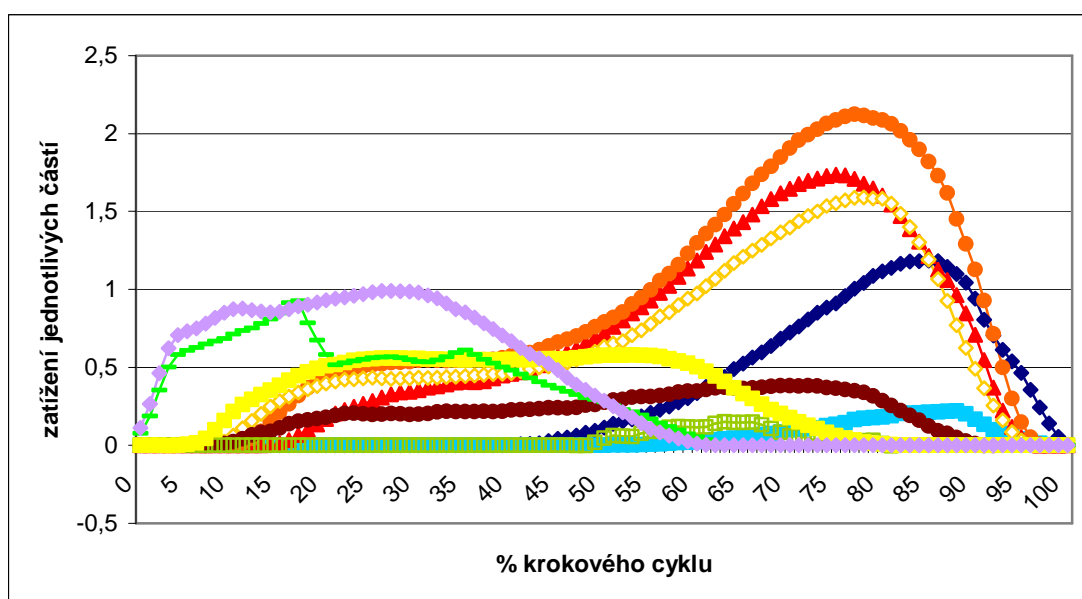
**Příloha 1.** Zatížení jednotlivých částí nohy v průběhu dvojkroku u kontrolní osoby



Legenda (příloha 1. - 3.)



**Příloha 2.** Zatížení jednotlivých částí nohy v průběhu dvojkroku u nohy s hallux valgus



**Příloha 3.** Zatížení jednotlivých částí nohy v průběhu dvojkroku u nohy po operaci hallux valgus

