

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**VLIV MORFOLOGICKÝCH PARAMETRŮ NOHY NA REAKČNÍ SÍLU
PODLOŽKY PŘI CHŮZI**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Petra Walachová, tělesná výchova a sport

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

Olomouc 2013

Bibliografická identifikace

| | |
|---------------------------------|--|
| Jméno a příjmení autora: | Bc. Petra Walachová |
| Název diplomové práce: | Vliv morfologických parametrů nohy na reakční sílu podložky při chůzi |
| Pracoviště: | Katedra přírodních věd v kinantropologii |
| Vedoucí: | Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D. |
| Rok obhajoby: | 2013 |

Abstrakt:

Cílem práce bylo objasnit vliv vybraných morfologických parametrů na reakční sílu podložky při chůzi. Diplomová práce se zabývá vlivem různého typu nohy na reakční sílu podložky při chůzi. K měření jsme využili dvě silové plošiny Kistler. Výzkumný soubor tvořilo 27 mužů, studentů Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, průměrný věk 23,2 let. U každého z probandů bylo naměřeno 5 pokusů chůze. Z naměřených dat byly získány časové a silové parametry jednotlivých složek reakční síly podložky. Dále byl od každé z měřených osob získán otisk nohy (plantogram). Podle vybraných parametrů nohy byli probandi rozděleni do skupin a byly porovnávány jednotlivé parametry získané ze silových plošin mezi těmito skupinami. Zjistili jsme, že úhlové parametry (úhel nohy, paty a palce) ovlivňují dynamičnost provedení chůze a rychlost přenosu zatížení z paty na předonoží. Výsledky vyplývající z typologie nohy ukazují na větší zatížení u nohou s tendencí k plochonoží.

Klíčová slova: dynamografie, chůze, typologie nohy, indexové metody, úhlové parametry

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Bc. Petra Walachová

Title of the master thesis: The influence of morphological variables of the foot on ground reaction force during gait

Department: Department of Natural Science in Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2013

Abstract:

The aim of the study was to clarify the impact of chosen morphological parameters on the ground reaction force in human gait. The thesis is concerned about various foot type impacts on the ground reaction force in human gait. Two force platforms Kistler were used for the measurement. 27 male students (average age 23.2 years) of Faculty of Physical Culture of Palacky University in Olomouc participated in this study. Five attempts of each subject's gait were recorded. From recorded data were acquired time and force parameters of individual components of ground reaction force. Foot print (plantogram) was obtained from each subject. Subjects were divided into groups according to the chosen anthropometric parameters. Particular parameters acquired from force platforms were drawn a comparison between these groups. We concluded, that angular parameters (foot, heel and big toe angles) affect dynamic character of gait performance and a velocity of load transfer from heel on a forefoot. The results following from a foot typology show on higher load in feet with flat-foot tendency.

Keywords: dynamography, human gait, foot typology, index methods, angular parameters

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 všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 22. dubna 2013

.....

Děkuji vedoucímu práce Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D., za odbornou pomoc, individuální přístup, ochotu a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce.

OBSAH

| | | |
|----------|--------------------------------------|-----------|
| 1 | ÚVOD | 8 |
| 2 | PŘEHLED POZNATKŮ | 9 |
| 2.1 | Stavba a funkce nohy..... | 9 |
| 2.1.1 | Anatomie nohy..... | 9 |
| 2.1.1.1 | Kostra nohy..... | 10 |
| 2.1.1.2 | Klouby nohy..... | 10 |
| 2.1.1.3 | Nožní klenba..... | 10 |
| 2.1.2 | Funkce nohy..... | 12 |
| 2.1.3 | Typologie nohy..... | 13 |
| 2.1.3.1 | Antropologické typy nohy..... | 13 |
| 2.1.3.2 | Klasické klinické typy nohy..... | 14 |
| 2.1.3.3 | Indexové metody..... | 15 |
| 2.2 | Chůze a krokový cyklus..... | 19 |
| 2.2.1 | Chůze..... | 19 |
| 2.2.2 | Krokový cyklus..... | 20 |
| 2.2.2.1 | Fáze krokového cyklu..... | 21 |
| 2.2.2.2 | Časoprostorové parametry..... | 24 |
| 2.3 | Analýza chůze..... | 28 |
| 2.3.1 | Přehled metod..... | 29 |
| 2.3.2 | Dynamická analýza chůze..... | 29 |
| 2.3.2.1 | Reakční síla podložky při chůzi..... | 31 |
| 3 | CÍLE A HYPOTÉZY | 36 |

| | | |
|-----------|----------------------------------|-----------|
| 3.1 | Hlavní cíl | 36 |
| 3.2 | Dílčí cíle..... | 36 |
| 3.3 | Hypotézy..... | 36 |
| 4 | METODIKA | 38 |
| 4.1 | Charakteristika souboru..... | 38 |
| 4.2 | Metody měření | 39 |
| 4.3 | Průběh měření | 39 |
| 4.4 | Zpracování dat..... | 40 |
| 4.5 | Statistické zpracování dat | 44 |
| 5 | VÝSLEDKY | 45 |
| 5.1 | Úhel paty..... | 45 |
| 5.2 | Úhel palce | 46 |
| 5.3 | Úhel nohy..... | 47 |
| 5.4 | Index Chippaux-Šmiřák..... | 48 |
| 5.5 | Index Sztritzler-Godunov | 50 |
| 6 | DISKUSE | 53 |
| 7 | ZÁVĚRY | 58 |
| 8 | SOUHRN..... | 59 |
| 9 | SUMMARY..... | 60 |
| 10 | REFERENČNÍ SEZNAM | 62 |
| 11 | PŘÍLOHY | 67 |

1 ÚVOD

Lidská chůze je jedním z nejzákladnějších pohybových úkolů, které jsme se naučili. Zároveň představuje nejběžnější způsob pohybu a je automatickou součástí našeho každodenního života. Teprve v případě zranění, onemocnění, únavy nebo čehokoliv týkajícího se abnormalit, si většinou začínáme uvědomovat, jak moc jsme omezeni v porozumění tohoto biomechanického komplexu (Rose & Gamble, 2006).

Chůze, jako jedna z nejdůležitějších pohybových činností, poutá pozornost v mnoha výzkumech a stala se předmětem mnoha studií. Pro každého jedince je velmi individuální a osobní, s variacemi podle věku a pohlaví (Dungl, 2005; Vaverka & Elfmark, 2006).

Noha jako taková slouží ke spojení těla a okolního prostředí a pomáhá udržovat vzpřímený postoj. Na začátku každého kroku se při kontaktu s podložkou přizpůsobí jejímu tvaru a mění se v rigidní strukturu, přenášející hmotnost a udržující tělesnou rovnováhu. „Normální noha je pružná, s plantigrádním došlapem, vytvořenou podélnou a příčnou klenbou, současně i dostatečně rigidní, udržující svůj tvar v zatížení, s fyziologickým rozsahem pohybu v jednotlivých kloubech“ (Dungl, 2005, 1071).

Přidalová, Janura a Elfmark (2002) uvádějí jako základní faktory ovlivňující morfologické parametry nohy genetické dispozice, chronické přetěžování, zatěžování bez dostatečné kompenzace a anatomicky nevhodnou obuv. Změnou morfologických parametrů dochází ke změně schopností nohy reagovat na podněty, čímž je ovlivněna její funkce ve smyslu pružnosti, plastičnosti a reaktivnosti a dochází ke změnám velikosti a směrů sil, které v oblasti chodidla působí.

V naší práci jsme se zabývali, pomocí dynamografie, zkoumáním vlivů typu nohy dle indexových metod a úhlových parametrů nohy na reakční sílu podložky při chůzi.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Stavba a funkce nohy

Lidská noha je důležitý orgán, který slouží ke kontaktu těla s terénem, při lokomoci ve stoje (Maršáková & Jelen, 2007). Jako bazální článek lidského těla je také „...významným senzitivním čidlem a její stav se významně odráží v demonstraci posturální aktivity“ (Přidalová & Riegrová, 2006, 163).

Stav a funkce nohy jsou ovlivněny genetickými predispozicemi, adekvátní fyzickou zátěží, vhodnou pohybovou aktivitou, ale také anatomicky vhodnou a kvalitní obuví. V průběhu fylogenetického vývoje se lidská noha změnila v nosnou strukturu. Tvoří ji 26 kostí, které jsou uspořádány v tarsus – zánártí, metatarsus – nárt a phalanges – články prstů (Dylevský, 2009). „Délka metatarzů spolu s délkou článků prstů podmiňuje rozdílné tvary nohou“ (Přidalová & Riegrová, 2006, 163). Podle zevního tvaru rozlišujeme nohu antickou, egyptskou a kvadratickou, podle délky metatarzů a délky prstních článků rozdělujeme tyto typy do subtypů podle metatarzální, falangeální a metatarzofalangeální převahy (Přidalová & Riegrová).

2.1.1 Anatomie nohy

Z anatomického hlediska označuje termín noha (pes) část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Základní uspořádání má stejné jako ruka, ale vzhledem ke své funkci jsou v její anatomii četné rozdíly (Dylevský, 2009). Noha je tvořena třemi funkčními oddíly: zadní oddíl je tvořen dvěma velkými tarzálními kostmi, střední oddíl pěti malými tarzálními kostmi a přední oddíl je tvořený kostmi nártními a články prstů. Při zjednodušeném dělení na dvě části odděluje transverzotarzální kloub zánoží od předonoží (Maršáková & Jelen, 2007; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.1.1 Kostra nohy

Kostra nohy (ossa pedis) je tvořena třemi oddíly: zánártí (tarsus), nárt (metatarsus) a články prstů (phalanges) (Dylevský, Kubálková, & Navrátil, 2001).

Kostru nohy tvoří:

- **tarzální kosti:** hlezenní (talus), patní (calcaneus), člunková (os naviculare), krychlová (os cuboideum), klínovité (ossa cuneiformia),
- **metatarzální kosti:** nártní (ossa metatarsalia),

články prstů: články prstů (phalanges) (Doskočil, 1997; Dylevský, 2009a).

2.1.1.2 Klouby nohy

Pro lokomoční funkci dolní končetiny je nezbytné, aby noha plnila statické (nosné) i dynamické (lokomoční funkce), proto musí být dostatečně ohebná a rigidní. Pružnost nohy zajišťuje tvar jednotlivých kostí, jejich vzájemné spojení vazivovými strukturami a fixace nožních kleneb svalovým aparátem nohy a bérce (Dylevský, 2009; Velé 2006).

Klouby nohy: horní zánártní/hlezenní kloub (articulatio talocruralis), dolní zánártní/hlezenní kloub (articulatio subtalaris), Chopartův kloub (articulatio tarsi transversa), Lisfrankův kloub (articulatio tarsometatarsalis), articulationes intermetatarsales, metatarzofalangové klouby (articulationes metatarsophalangeales) (Doskočil, 1997; Dylevský, 2009a).

2.1.1.3 Nožní klenba

„Nožní klenba je výsledkem vývoje daného pronatorního zkrutu nohy, který se na úrovni zánoží (kalkaneus a talus) zastavil ve vertikále a v oblasti hlaviček metatarzů dosáhnul horizontály“ (Vařeka & Vařeková, 2009, 43). Noha má tři základní opěrné body – hrbol patní kosti, hlavičku prvního metatarzu a hlavičku pátého metatarzu.

Mezi těmito body je vytvořena příčná a podélná klenba, které chrání měkké tkáně plosky nohy a umožňují pružný nášlap (Dylevský, 2009; Přidalová & Riegrová, 2006).

Nožní klenba se začíná vytvářet koncem prvního roku života, kdy dítě začíná samostatně chodit a formování nožní klenby je ukončeno kolem 6. roku života. Od té doby by měla noha fyziologicky fungovat jako noha dospělého jedince (Doskočil 1997; Dylevský 2009; Přidalová & Riegrová, 2006).

Přetěžováním nohy různými způsoby dochází k poklesu podélné i příčné klenby a hyperpronačnímu postavení nohy. Na různé typy poranění pohybového aparátu je nejvíce náchylná noha plochá, která bývá jednou z příčin netraumatických bolestí nohou, klenby, pat, achilovek, holení, kolen a dolní části zad (Mašek, 2006).

Lewit a Lepšíková (2008) srovnávají lidskou nohu a nožní klenbu, díky její pružnosti, s páteří. Klenba je členitá, skládá se z 12 kostí, jejichž stabilizace si vyžaduje automatickou svalovou činnost.

Příčná klenba nohy

Příčná klenba se nachází mezi hlavičkami 1. – 5. metatarzu. Podchycuje ji tzv. šlašitý třmen, který je pro udržení obou kleneb nožních rozhodující. Pro příčnou klenbu je důležitý musculus peroneus longus a musculus adductor hallucis (Doskočil, 1997; Dylevský, 2009).

Podélná klenba nohy

Podélná klenba je výrazně vytvořena na vnitřním (tzv. palcový podélný paprsek) okraji nohy, na zevním (tzv. malíkový podélný paprsek) je podstatně nižší. Pro podélnou klenbu jsou důležité musculus tibialis anterior a posterior, musculus hallucis longus a musculus flexor digitorum longus (Doskočil, 1997; Medek, 2003).

Dylevský (2009a) a Medek (2003) uvádějí 3 složky, na kterých je udržení podélné i příčné klenby závislé. Jsou to: kostní složka tvořená kostmi nohy, jejich tvarem a uspořádáním, vazivová složka tvořená ligamentózním aparátem a svalová složka, jejíž úloha je hlavně při dynamickém zatížení nohy.

Maršáková a Jelen (2007) došli k závěru, že udržení příčné i podélné klenby nohy je velmi důležité pro udržení bipedální lokomoce, protože chrání měkké tkáně plosky nohy a umožňuje pružný nášlap. Dylevský (2009) dodává, že jsou obě nohy udržovány jak pasivně, tak aktivně. Pasivně tvarem a architektonikou kostí, klouby a vazy a aktivně pomocí svalstva nohy a bérce.

2.1.2 Funkce nohy

Lidská noha je považována za zprostředkovatele styku těla s terénem. Její hlavní funkcí je zajištění stabilního stoje, lokomoce a tlumení mechanických rázů. Ty se přes nohu přenášejí až na páteř. Proto je třeba věnovat velkou pozornost kvalitní obuvi, která může tyto škodlivé rázy tlumit (Véle, 2006).

Votava (2002) zdůrazňuje význam celého pohybového ústrojí, jehož součástí chodidlo je. Jen díky pohybovému ústrojí můžeme projevovat svou aktivitu. Dle Votavy má samotné chodidlo významné funkční vztahy v rámci dolní končetiny i celého těla a je důležitým předpokladem pro zachování rovnováhy ve stoji, při chůzi a dalších odvozených pohybech.

Maršáková a Jelen (2007) uvádí jako hlavní funkce nohy funkci senzitivní, opěrnou a lokomoční.

Mašek (2006) uvádí 4 funkce nohy:

- je tlumičem pro pohlcení energie dopadu,
- stabilizuje a koordinuje stoj,
- přenáší svalovou sílu pro odraz,
- je považována za „periferní srdce“ pro žilní návrat.

Dále Mašek (2006, 23) dodává, že „...jakákoliv porucha postavení nohy znamená i poruchu některé nebo všech uvedených funkcí nohy“.

2.1.3 Typologie nohy

Ve světě je nejrozšířeněji používána Rootova funkční typologie nohy (Root, Orien, Weed, & Hughes, 1971). Tuto metodu, která je založena na biomechanických principech funkce nohy, především na provázanosti pohybů v kloubech dolní končetiny, vytvořil Root, když se mu podařilo propojit své znalosti biomechaniky nohy a klinické zkušenosti s poznatky a nálezy svých předchůdců, již před několika desetiletími. I přesto je u nás stále téměř neznámá (Klementa, 1987; Vařeka & Vařeková, 2009).

Dle Razeghiho a Batta (2002) lze typy nohy klasifikovat pomocí metod:

- kvalitativních na základě subjektivního vizuálního posouzení,
- které pracují s antropometrickými hodnotami,
- které pracují s parametry na základě otisku nohy (footprint, indexy nohy),
- radiografického hodnocení.

2.1.3.1 Antropologické typy nohy

Antropologická typologie nohy je velmi jednoduchá, ale málo vypovídající o anatomii a funkci. V dnešní době je již překonaná klinicky validnějšími typologiemi, které anatomii i funkci nohy zohledňují (Vařeka & Vařeková, 2009).

Egyptská noha

Tento typ nohy se vyskytuje u většiny evropské populace (Klementa, 1987). Nejdelší z prstů je palec a ostatní prsty se postupně zkracují. Vzhledem k prvnímu paprsku má tento typ sklon ke vzniku hallux valgus a hallux rigidus (Vařeka & Vařeková, 2009). Je charakterizována velkou plochou doteku prstů, tedy i minimálním rizikem lokálního přetížení části nosných elementů nohy. Egyptská noha má dobré předpoklady k odrazovým aktivitám a dlouhodobé dynamické i statické zátěži (Kučera, Korbelář, Čermák, Havrda, & Hrazdírová, 1995).

Řecká noha (antická)

Má výrazně menší (až poloviční) dotekovou plochu než noha egyptská. Dominující jsou 1. a 2. nebo 2. a 3. prst. Také řecká noha má předpoklady pro vysoké výkony, ale vyžaduje pečlivější výběr forem zátěže, dávkování, volby obuvi i terénu cvičení. Velký význam zde mají jednorázové, ale také dlouhodobé kompenzační procesy (Kučera et al., 1995).

Kvadratická noha

Tento typ nohy má téměř obdélníkový tvar, kdy jsou první tři prsty prakticky v rovině. V Evropě se vyskytuje pouze u 9 % populace (Vařeka & Vařeková, 2009).

Kučera et al. (1995) uvádí, že z výkonnostního hlediska je tento typ nohy nejméně příhodný a prognosticky nepříznivý. Na rozdíl od nohy egyptské a řecké tady nepracuje systém nohy jako celek pohromadě, ale každý element izolovaně.

2.1.3.2 Klasické klinické typy nohy

Klasická klinická typologie, která je založena na konceptu tripodií nožní klenby, rozeznává 3 základní typy: noha plochá, normální a vysoká (Vařeka & Vařeková, 2009). Přestože tuto typologii považujeme za již překonanou, stále je u nás velmi rozšířená a prakticky jako jediná používaná jak u dětí, tak u dospělých (Medek, 2003). Případně bývá tato typologie kombinovaná s antropologickou typologií.

Plochá noha

Medek (2003) uvádí, že jde o poměrně častou deformitu, která může vznikat v každém věku a vede k obtížím, které snižují schopnost pacienta snášet zejména statické zatížení.

Plochá noha dospělých je deformitou nohy, při které dochází:

- ke snížení podélné klenby nožní – mluvíme o tzv. ploché noze,

- ke snížení příčné klenby nožní – pak jde o příčně plochou nohu,
- ke snížení podélné i příčné klenby nožní – kombinovaný stav obou předchozích.

Vařeka a Vařeková (2009) zdůrazňují rozdíl mezi podélně a příčně plochou nohou, protože příčně plochou nohu často provází i lehčí stupně vysoké nohy. Dále dodávají, že součástí těžších stupňů podélně ploché nohy je valgozita paty.

Medek (2003) rozděluje plochou nohu obecně na vrozenou a získanou. Příčinou vrozené ploché nohy bývá nejčastěji strmý talus a koalice tarzálních kostí. Plochá noha získaná vzniká v průběhu života člověka a můžeme ji rozdělit podle příčin vycházejících z poruchy kostní, vazivové nebo svalové složky klenby nožní nebo kombinací těchto příčin.

Plochá noha je v současnosti velmi často vyskytujícím se jevem (Kocjan & Kotarski 2005), avšak u studentů je její výskyt spíše ojedinělý (Puszałowska-Lizis & Kwolek, 2011).

Vysoká noha

Pro vysokou nohu jsou charakteristické abnormální podélné nožní klenby, přičemž je příčná klenba buď snižená nebo zborcená (Klementa, 1987).

Jedná se většinou o vrozenou deformitu nohy, při které se střed chodidla nedotýká vůbec terénu nebo jen zčásti, pak je vahou těla zatěžováno hlavně předonoží a pata (Přidalová & Riegrová, 2006).

2.1.3.3 Indexové metody

Ke snímání otisků chodidel a určování typologie nohy nám slouží plantografie (podografie), která je objektivní, časově nenáročná a relativně jednoduchá. Při hodnocení plantogramů se využívají nejčastěji tzv. indexové metody (Klementa, 1987; Přidalová & Riegrová, 2006)

Metoda Chippaux-Šmířák

Tuto metodu popisuje Klementa (1987) jako metodu, kdy se při hodnocení využívá poměru mezi nejužším a nejširším místem plantogramu a měří se vzdálenost okrajů otisků na kolmici k laterální tečně plantogramu (Obrázek 1). Podle autora jsou u nohy ploché a normálně klenuté procentuální hodnoty číselným vyjádřením poměru mezi nejužším a nejširším místem plantogramu, u nohy vysoké o velikost mezery mezi otisknutou patní a přední částí plantogramu v cm. Výsledky pod 45 % přiřazujeme noze normálně klenuté, nad 45 % noze ploché.

Noha plochá (v %)

1. stupeň 45,1–50 mírně plochá
2. stupeň 50,1–60 středně plochá
3. stupeň 60,1–100 silně plochá

Noha vysoká (v cm)

1. stupeň 0,1–1,5 mírně vysoká
2. stupeň 1,6–3,0 středně vysoká
3. stupeň 3,1 a výše velmi vysoká

Noha normálně klenutá (v %)

1. stupeň 0,1–25,0
2. stupeň 25,1–40,0
3. stupeň 40,1–45,0

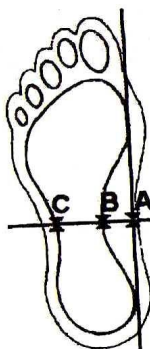


Obrázek 1. Metoda hodnocení klenby nohy Chippaux-Šmířák (upraveno dle Kopecký, 2004)

Metoda Sztriter-Godunov

Tuto indexovou metodu uvádí Kasperczyk in Kopecký (2004) jako metodu, kdy je k hodnocení klenby použit tzv. index „Ky“, na jehož základě je následně klasifikována nožní klenba. Vzájemný poměr BC ku AC (Obrázek 2) představuje číselnou hodnotu indexu „Ky“, podle nějž můžeme dělit nohu na vysokou, normální a podélně plochou takto:

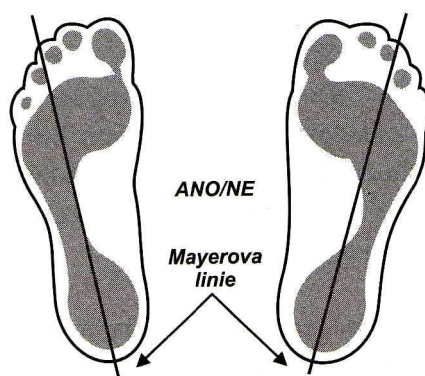
- vysoká noha: 0,00–0,25
- normálně klenutá: 0,26–0,45
- plochá noha: I. stupeň: 0,46–0,49
II. stupeň: 0,50–0,75
III. stupeň: 0,76–1,00



Obrázek 2. Metoda hodnocení klenby nohy Sztriter-Godunov (upraveno dle Kopecký, 2004)

Mayerova Metoda

Tato metoda je z hlediska vyhodnocení a zpracování jednodušší než dvě dříve uvedené (Chippaux-Šmiřák a Sztritzer-Godunon). K vyhodnocení plantogramu se využívá „Mayerova linie“, která vychází ze středu na nejširší části otisku paty a dotýká se vnitřního okraje otisku čtvrtého prstu a slouží k diagnostice klenby nohy (Obrázek 3). Pokud tuto přímkou překrývá otisk střední části nohy, jedná se o podélnou klenbu nohy (Pugarčič in Kopecký, 2004).



Obrázek 3. Mayerova metoda hodnocení klenby nohy (upraveno dle Přidalové & Riegrové, 2006)

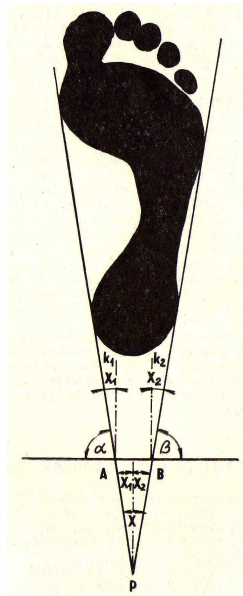
Diagnostikou stavu nožní klenby pomocí plantografických metod se ve své práci zabýval Kopecký. Za pomoci tří plantografických metod: Chippaux-Šmiřák, Mayera a Sztriter-Godunov a 1 257 probandů došel k následujícím výsledkům:

- normální klenbu nohy má podle metody Chippaux-Šmiřák 85 %, podle Mayera 42,7 % a podle Sztriter-Godunov 45,2 % probandů,
- plochou nohu podle metody Chippaux-Šmiřák 5,9 %, podle Mayera 47,6 % a podle metody Sztriter-Godunov 36,6 % probandů,
- vysokou klenbu podle metody Chippaux-Šmiřák 9,1 % a podle Sztriter-Godunov 8,7 % probandů. Podle metody Mayera nelze vysokou nohu diagnostikovat.

Kopecký (2004) došel k závěru, že dosažené výsledky podle uvedených plantografických metod se od sebe významně statisticky liší. Zdůrazňuje proto (2004, 27) „...nutnost správné volby plantografické metody při diagnostice nožní klenby a její hodnocení pro účely prevence či následnou léčbu příslušné deformity nožní klenby“.

Metoda měření úhlu nohy z plantogramu

Klementa (1987) uvádí metodu měření úhlu z plantogramu, při níž měříme úhel mezi tečnami vnitřního a vnějšího okraje plantogramu (Obrázek 4). Tato metoda je rychlá a přesná.



Obrázek 4. Metoda měření úhlu nohy (Klementa, 1987, 25)

2.2 Chůze a krokový cyklus

Stejně tak jako každá osobnost je jedinečná, tak i vzorec chůze je pro každého jedince jedinečným. I přesto existují základní charakteristiky a principy lidské bipedální chůze, které jsou společné a na jejichž základě lze rozlišit „normální“ a patologický stav. Zhodnocení chůze můžeme provádět jak v kinematické, tak kinetické oblasti (Chao & Cahalan, 1990; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.2.1 Chůze

Za nejběžnější způsob lokomoce považuje Véle (2006) chůzi, která zahrnuje působení dolních i horních končetin. Whittle (1996) dodává, že užívání obou končetin slouží k provádění opory a propulze. Kirtley (2006) zdůrazňuje při definování chůze

střídání fáze zatížení a nezatěžování končetin. Chůze je považována za jednu z nejméně univerzálních a komplexních lidských činností. Jedná se tedy o komplex motorických dovedností, které jsou řízeny propojenými drahami z mozkové kůry, které vedou ke svalům. Chůze je výsledkem integrace biomechanických, neurofyziologických a řídicích procesů (Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000). Velmi důležitou roli zastávají svaly, které představují aktivní sílu, jež je nutná jak k zahájení pohybu, tak ke zrychlení i zpomalení rychlosti pohybu končetiny. Nesmí být opomenut ani vliv vnějších sil. Působení tíhové a setrvačné síly, které jsou ovlivněny hmotností segmentů těla, vyvolává reakční síly. Jako nejvýznamnější se jeví reakční síla podložky ve stejné fázi krokového cyklu (Perry, 2004). Rose a Gamble (1994) uvádí, že pro realizaci chůze musí existovat trvalá reakční síla a opakující se pohyb končetin, který zahrnuje změnu funkce končetiny z opěrné na pohybovou v určitém směru. Již Sanders, Inman a Eberhart (1953) považovali za hlavní úkol chůze pohyb těžiště prostorem s co nejmenším energetickým výdejem. Vařeka a Vařeková (2009, 58) uvádí, že „...z hlediska energetické ekonomiky chůze je tedy žádoucí co nejvíce omezit přeměny energie“. Nejvíce energetický výdej ovlivňuje rotace pánve, náklon pánve, flexe v kolenním kloubu ve stejné fázi, součinnost chodidla, hlezenního a kolenního kloubu, laterální posun pánve a flexe v kyčelním kloubu (Svoboda, 2008).

2.2.2 Krokový cyklus

Krokový cyklus, nebo také dvojkrok zahrnuje krok každé končetiny a je považován za základní jednotku chůze. V rámci dvojkroku dochází k přenesení hmotnosti, dále pak k překonání fáze, kdy je v kontaktu s podložkou pouze jedna končetina a posun dolní končetiny vpřed. Jako začátek krokového cyklu byl stanoven počáteční kontakt s podložkou a konec při opětovném počátečním kontaktu s podložkou u té samé končetiny. Chůze je považována za opakující se cyklický pohyb (Perry, 2004; Svoboda, 2008). Vařeka a Vařeková (2009) však upřesňují, že žádný cyklický pohyb nemůže být při svém opakování proveden zcela shodně. Svoboda upozorňuje na časté využití vyjadřování parametrů chůze pomocí % krokového cyklu, kdy 0 % znázorňuje první počáteční kontakt a 100 % tedy následující počáteční kontakt. Dle Whittla (1997) lze krokový cyklus definovat jako interval mezi dvěma stejně opakujícími se jevy během chůze.

2.2.2.1 Fáze krokového cyklu

Krokový cyklus každé končetiny lze rozlišit do dvou základních fází s ohledem na to, zda se jedná o situaci, kdy je/není chodidlo v kontaktu s podložkou na stojnou (oporovou) fázi a švihovou (bezoporovou) fázi. Dále můžeme rozlišit fázi jedné opory a fázi dvojí opory.

Při jednooporové fázi je v kontaktu s podložkou pouze jedna končetina. Jednooporová fáze na jedné končetině trvá stejnou dobu jako švihová fáze na končetině kontralaterální. U zdravé populace trvá stojná fáze zhruba 60 % krokového cyklu, zatímco zbývajících 40 % zaujímá fáze švihová (Svoboda, 2008). Gage (1991) a Whittle (1996) uvádí, že každá perioda dvojí opory představuje asi 10 %. Objevuje se však i stanovisko, že stojná fáze zaujímá 62 %, a zbývajících 38 % tvoří fáze švihová (Perry, 2004). Olsson (1990) zdůrazňuje, že při zkoumání chůze hraje velmi důležitou roli i rychlost chůze. Čím je chůze pomalejší, tím více se prodlužuje stojná fáze a zkracuje švihová fáze. V případě rychlejší chůze je situace přesně opačná (Perry). Vařeka a Vařeková (2009) vysvětlují, že v případě, kdyby švih končetiny neustále probíhal stejně dlouhým (časově i vzdálenostně) volným kyvadlovým pohybem, bylo by znemožněno změnit frekvenci kroků a rychlost chůze. Velé (2006) dodává, že jedinci vyššího věku mívají delší kroky s menší frekvencí kroků a jedinci menšího věku mívají kratší kroky s rychlejší frekvencí kroků.

Rozdělením krokového cyklu do několika fází se zabývala řada autorů (Kirtley, 2006; Sutherland, 1988; Vařeka & Vařeková, 2009; Wernick & Volpe, 1996). Svoboda (2008) uvádí nejčastější rozdělení krokového cyklu v souladu s autory Perry (2004) a Rose a Gamble (1994) a zdůrazňuje jeho výhodu ve všestranném využívání. Proto se k uvedenému rozdělení přikláníme i v naší práci. S výčtem jednotlivých fází připojujeme jejich anglické ekvivalenty s příslušnou procentuální hodnotou charakteristickou pro danou fázi.

Stojná fáze zahrnuje:

- počáteční kontakt (initial contact, 0 %),
- stádium zatěžování (loading response, 0–10 %),
- mezistoj (midstance 10–30 %),

- koncový stoj (terminal stance, 30–50 %),
- přešvih (preswing, 50–60 %).

Švihová fáze zahrnuje:

- počáteční švih (initial swing, 60–73 %),
- mezišvih (midswing, 73–87 %),
- koncový švih (terminal swing, 87–100 %).

Charakteristika jednotlivých fází krokového cyklu

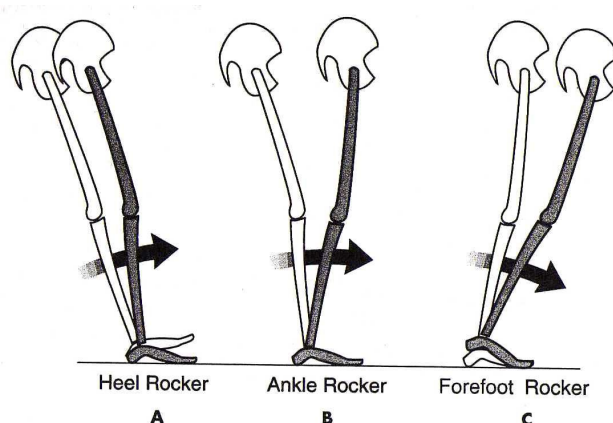
Jednotlivé fáze krokového cyklu znázorňuje Obrázek 6.

Počáteční kontakt je charakterizován jako jednoznačně identifikovatelný okamžik, kdy se chodidlo sledované končetiny dotkne podložky. Mluvíme o začátku krokového cyklu (Svoboda, 2008). Těžiště se v této fázi nachází nejnižší, proto se jedná o nejvíce stabilní fázi. Kyčelní kloub se nachází v asi 30° flexi, zatímco kolenní kloub při počátečním kontaktu přechází z téměř plné extenze do flexe (Whittle, 1996).

Stádium zatěžování se shoduje s fází dvojí opory mezi počátečním kontaktem a odrazem palce na kontralaterální končetině. Chodidlo je pokládáno na podložku v plantární flexi hlezenního kloubu, přičemž reakční síla podložky se rapidně zvyšuje a její vektor má směr vzhůru a vzad (Whittle, 1996). Zhoupnutí paty (tzv. heel rocker, Obrázek 5) napomáhá zachování postupu vpřed a absorpci nárazů. Chodidlo a bérce nohy přecházejí přes patu až do dosažení stabilní polohy, tedy do momentu, kdy je chodidlo v plném kontaktu s podložkou (Gage, 1991; Perry, 2004; Wernick & Volpe, 1996).

Mezistoj je první částí jednooporové fáze, ve které je celé chodidlo v kontaktu s podložkou. Tato fáze končí odrazem paty. Reakční síla podložky zaujímá místo před hlezenním kloubem, což způsobuje dorziflexi, proti které působí plantární flexory. Objevuje se zhoupnutí v kotníku (tzv. ankle rocker, Obrázek 5), které kontroluje polohu reakční síly podložky vzhledem ke kloubům dolní končetiny (Gage, 1991; Perry, 1992; Svoboda, 2008; Wernick & Volpe, 1996). Svoboda upozorňuje, že termín mezistoj bývá používán i k popisu okamžiku, kdy švihová končetina mívá stojnou končetinu.

Koncový stoj je vymezen odrazem (odlepením) paty jedné končetiny od podložky a dotykem podložky kontralaterální končetiny. Při odlepení paty dosahuje hlezenní kloub maximální dorzální flexe. Těžiště se v této fázi přesouvá před opěrnou bázi, zvyšuje rychlost a pohybuje se směrem dolů ke švihové končetině. V této fázi se objevuje zhoupnutí předonoží (tzv. forefoot rocker, Obrázek 5) a dochází ke zrychlení (Gage, 1991; Svoboda, 2008; Perry 1992; Wernick & Volpe, 1996; Whittle, 1996).



Obrázek 5. Zhoupnutí paty (heel rocker), zakopnutí v kotníku (ankle rocker), zhoupnutí předonoží (forefoot rocker), (Wernick & Volpe, 1996, 34)

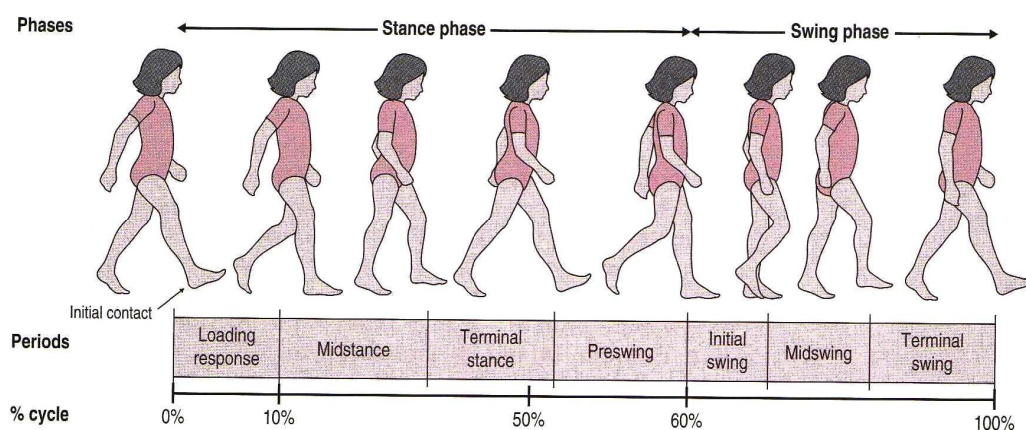
Předšvih je charakterizován odlehčením zatížené končetiny a rapidním přenosem tělesné hmotnosti na kontralaterální končetinu. Tato fáze je vymezena kontaktem kontralaterální končetiny a odrazem palce. Jedná s o druhou fázi dvojí opory v krokovém cyklu a současně o přípravu na švihovou fázi. Kyčelní kloub přechází z extenze (10–20°) do rychlé flexe. Ve fázi počátečního kontaktu kontralaterální končetiny dochází v kolenním kloubu ke flexi (Perry, 2004; Svoboda, 2008; Whittle 1996).

Počáteční švih je první fází krokového cyklu, kdy není končetina v kontaktu s podložkou a zaujímá třetinu švihové fáze. Začíná odrazem palce a přechází v mezišvih v momentu, kdy se švihová a stojná končetina mívají. Kyčelní kloub pokračuje ve flexi. Flexe v kolenním kloubu vyplývá z flexe v kyčelním kloubu a dosahuje svého maxima. Při flexi v kyčelním kloubu dochází k pasivní flexi v kolenním kloubu, protože se dolní končetina chová jako kyvadlo. V hlezenním kloubu dochází k plantární flexi (25°)

a následně k dorzální flexi, která umožní zvednutí nohy od podložky (Svoboda, 2008; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996).

Z **mezišvih** do koncového švihů dochází v momentě, kdy je švihová končetina rovnoběžně s vertikálou. Švihová končetina se tedy dostává před stojnou končetinu. Kyčelní kloub se nachází ve flexi (20°), stejně tak i kolenní kloub, hlezenní kloub je v neutrální pozici. Jakmile se kolenní kloub dostane do $60\text{--}70^\circ$ flexe, následuje opět extenze (Perry, 1992; Svoboda, 2008; Whittle 1996).

V **koncovém švih** zůstává kyčelní kloub v 25° flexi a kolenní kloub se nachází v maximální extenzi – ta je však z velké části pasivní. Cílem této fáze je zaujmutí optimální polohy pro následující počáteční kontakt (Svoboda, 2008; Whittle, 1996).



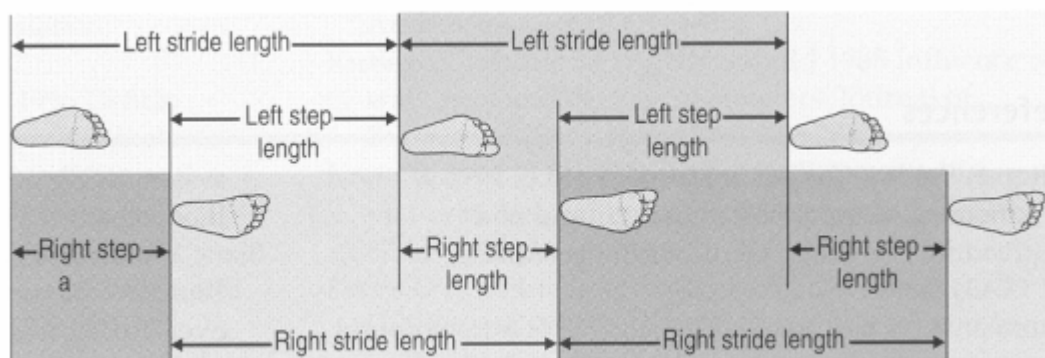
Obrázek 6. Rozdělení krokového cyklu (Perry, 1992 in Kirtley, 2006)

Legenda: Initial contact – počáteční kontakt, Loading response – stádium zatěžování, Midstance – mezistoj, Terminal stance – koncový stoj, Preswing – přešvih, Initial swing – počáteční švih, Midswing – mezišvih, Terminal swing – koncový švih, Phases – fáze, Stance phase – stojná fáze, Swing phase – švihová fáze.

2.2.2.2 Časoprostorové parametry

Za hlavní parametry chůze považuje Whittle (1996) čas krokového cyklu, délku kroku a rychlost chůze. Kirtley (2006) přidává navíc i šířku kroku nebo úhel chodidla (Obrázek 7).

Lze rozlišit délku kroku a délku dvojkroku. Délka kroku je vymezena vzdáleností mezi dvěma chodidly při počátečním kontaktu ve směru pohybu. Délka dvojkroku je vymezena vzdáleností mezi místem kontaktu paty na začátku a na konci krokového cyklu (Gage, 1991; Svoboda, 2008). Svoboda uvádí, že nejčastěji je posuzováno trvání krokového cyklu (dvojkroku) nebo trvání kroku.



Obrázek 7. Parametry krokového cyklu dle Kirtleyho (2006, 33)

Legenda: left stride length – délka dvojkroku počínajícího levou končetinou, left step length – délka levého kroku, right length – délka pravého kroku, right stride length – délka dvojkroku počínající pravou končetinou

Pohyb v kloubech při chůzi – úhlové parametry

Svoboda (2008) uvádí jako nejčastěji hodnocené úhlové parametry v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu, popřípadě stanovení polohy pánve. Autor dodává, že je možné popisovat i pohyb trupu nebo paží. Svoboda v souladu s Kirtleym (2006) upozorňuje na úmluvu založenou na anatomické poloze člověka při stoji, kdy jsou všechny segmenty v neutrálním postavení (hodnota úhlových parametrů je 0°). Pohybům v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu i v dalších rovinách se věnuje řada autorů (Chao & Cahalan, 1990; Perry, 2004; Whittle, 1996).

Hlezenní kloub

Hlavním cílem hlezenního kloubu při pohybu je pohyb těla vpřed. Během jednoho krokového cyklu se hlezenní kloub dostává dvakrát do plantární a dvakrát do dorzální flexe. Hlezenní kloub se při prvním kontaktu s podložkou objevuje

v neutrálním postavení, tzn., že bérce a chodidlo svírají úhel 90° . Zatížení paty způsobuje plantární flexi, chodidlo se začíná přibližovat k podložce s malým zpožděním v důsledku začínající dorsální flexe v hlezenním kloubu. Na konci zatěžování se nachází hlezenní kloub opět v neutrálním postavení. Bérce nohy je rovnoběžný s vertikálou. Na začátku jednooporové fáze přechází z neutrálního postavení k dorzální flexi, jejíž maximální hodnota je zhruba 10° . Stabilitu pro posunutí působí síly z patní části na předonoží zajišťuje kontakt paty i předonoží s podložkou. Hlezenní kloub se při fázi předšvihů dostává do plantární flexe kolem 18° , současně se bérce a chodidlo pohybují vpřed přes opěrnou plochu. Při švihové fázi přechází hlezenní kloub z plantární flexe opět do neutrálního postavení, ve kterém setrvává do konce krokového cyklu (Perry, 2004; Svoboda 2008).

Nejčastěji sledovanými pohyby v hlezenním kloubu jsou dle Svobody (2008):

- maximální plantární flexe ve stádiu zatěžování,
- maximální dorzální flexe v koncovém stoji během stlačení předonoží,
- maximální plantární flexe v závěru stojné fáze.

Kolenní kloub

Neutrálním postavením segmentů dolní končetiny u kolenního kloubu se rozumí situace, kdy je mezi bérce nohy a stehnem úhel 180° . V případě, je-li úhel menší, lze hovořit o flexi v kolenním kloubu. Na samotném počátku krokového cyklu se nachází kolenní kloub v mírné flexi kolem 5° . V průběhu stádia zatěžování se flexe zvyšuje a své maximální hodnoty dosahuje na konci této fáze (asi 18°). Při prvním kontaktu se nachází působí síly podložky na patě a vektor prochází v blízkosti středu kolenního kloubu. Při zatěžování směřuje výsledná reakční síla podložky za kolenní kloub. Na počátku jednooporové fáze se hodnoty flexe v kolenním kloubu snižují. Mezi 36–42 % krokového cyklu se kolenní kloub přibližuje hodnotám plné extenze, asi 3° flexe. Pohyb dále pokračuje flexí. Ve švihové fázi se nejprve projevuje flexe v kolenním kloubu, díky níž je švihové končetině umožněno posunutí před tělo bez kontaktu s podložkou – zakopnutí. Flexe v kolenním kloubu dosahuje maximálních hodnot kolem 60° . Na konci počátečního švihů dochází k extenzi v kolenní kloubu

a poloha segmentů bérce nohy a stehna se přibližuje neutrálním hodnotám (Perry, 2004; Svoboda, 2008).

V kolenním kloubu je nejčastěji hodnocena:

- maximální hodnota flexe ve stojné fázi krokového cyklu,
- maximální hodnota flexe ve švihové fázi krokového cyklu (Svoboda, 2008).

Kyčelní kloub

Pohyby v kyčelním kloubu jsou posuzovány na základě změn úhlu, který v sagitální rovině svírá segment těla a vertikální linie. Neutrální postavení je definováno při rovnoběžné poloze stehna a vertikály, tzn., že svírají úhel 0° . Kladné hodnoty představují flexi v kyčelním kloubu, záporné extenzi. Od začátku kontaktu až do konce stádia zatěžování se kyčelní kloub nachází ve výrazné flexi kolem 30° . Teprve v závěru zatěžování, v průběhu mezistoje a koncového stoje, přechází kyčelní kloub do extenze, jejíž maximální hodnota je v závěru koncového stoje kolem 15° . Při přešvihů dochází k flexi v kyčelním kloubu v důsledku realizace kroku a vysunutí končetiny vpřed. Během počátečního švihu a mezišvihu se hodnoty pohybují kolem 35° ve flexi a v koncovém stoji kolem 30° ve flexi. Kyčelní kloub zůstává v této poloze až do začátku následujícího krokového cyklu (Perry, 2004; Svoboda 2008).

Nejčastěji je pohyb v kyčelním kloubu hodnocen z hlediska:

- maximální flexe ve švihové fázi
- maximální extenze ve stojné fázi (Svoboda, 2008).

Při hodnocení chůze nesmí být opomíjeny pohyby v oblasti pánve, rotace trupu, pohyby paží, ani pohyby těžiště těla. Svoboda (2008, 44) uvádí, že „pro potřeby analýzy chůze je pánev většinou definována pomocí tří bodů, kterými jsou pravá a levá spina iliaca anterior superior a pátý bederní obratel“. Tyto body umožňují hodnocení rotace pánve v transverzální rovině, náklon pánve v sagitální rovině a úklon pánve ve frontální rovině (Svoboda). Současná horizontální rotace trupu a pánve v opačných směrech pomáhá vytvářet bezproblémový a efektivní mechanismus, který působí jako protiváha

působící gravitace. Švih správnou paží pomáhá vytvořit správnou rotaci v oblasti trupu, a proto i více efektivní vzorec chůze. Švihový pohyb paží v opačném smyslu než příslušné dolní končetiny tedy plní pasivní a vyvažovací funkci. Těžiště těla se v průběhu krokového cyklu posouvá dvakrát směrem vzhůru v 25 a 75 % krokového cyklu. Posun těžiště je patrný i v transverzální rovině (Chao & Cahalan, 1990; Véle, 2006). V průběhu krokového cyklu dosahuje nejvyšších hodnot společné těžiště nad podložkou ve fázi střední opory a nejnižších hodnot ve fázi dvojí opory (Vařeka & Vařeková, 2009). Gage (1991) dodává, že společné těžiště těla získává kinetickou energii ze setrvačné síly švihové končetiny a ze zrychlení uděleného extenzory kyčelního kloubu nové oporné dolní končetiny.

2.3 Analýza chůze

I když má každý z nás jedinečný vzorec chůze, existují určité atributy, které jsou u zdravé populace relativně konzistentní (Chao & Cahalan, 1990). Jak uvádí Vařeka a Vařeková (2009, 108), cílem analýzy chůze je „...nejen pochopení funkce dolní končetiny a celého motorického systému, ale také využití získaných výsledků v klinické praxi při diagnostice a léčbě konkrétního pacienta“. Analýzu chůze lze dle Fullera (1996) rozlišit v několika oblastech:

- stanovení velikosti sil,
- hodnocení pohybu,
- hodnocení svalové aktivity,
- stanovení spotřeby kyslíku.

Svoboda (2008) se zabýval problematikou hodnocení chůze člověka. Autor poukazuje na možnost hodnocení pomocí subjektivního pozorování i pomocí kvantitativních metod. Protože je spolehlivost hodnocení na základě subjektivních informací od pacienta či samotného subjektivního pozorování (kvalitativní hledisko) nízká (Olsson, 1990), je doporučeno hodnocení kvantifikovat (Chao & Cahalan, 1990; Svoboda, 2008), a tedy i objektivizovat. Lord a Kelvin in Olsson (1990) byli toho názoru, že pokud lze určitá skutečnost vyjádřit čísly, vypadá to, že o dané problematice

je něco známo, avšak pokud skutečnost vyjádřit čísly nelze, poukazuje to pouze na nedostatečné povědomí. K objektivnímu posouzení slouží kvantitativní metody pro analýzu pohybu (Janura & Zahálka, 2008).

2.3.1 Přehled metod

Pohybovou činnost lze analyzovat na několika úrovních závislých na cílech analýzy a možnostech technických podmínek pracoviště (Janura & Zahálka, 2004). Analýzu chůze lze provádět z hlediska kinematického i dynamického (Svoboda, 2008). Pokud je předmětem sledování pohyb bez ohledu na příčinu síly, která by pohyb způsobovala, jedná se o metodu kinematickou. Pokud však chceme sledovat působení síly na daný pohyb, jedná se o metodu dynamickou (Janura & Zahálka). Kinetická (dynamická) metoda poskytuje náhled do příčin sledovatelných kinematických ukazatelů pohybu (Meglan & Todd, 1994). Fuller (1996) dodává, že pro monitorování určitého pokroku je kinetická (dynamická) analýza vhodnější, nežli kinematická. Vzhledem k zaměření práce se budeme věnovat metodě dynamické.

Biomechanika popisuje dva základní typy sil, a to síly vnější a vnitřní. Vnější síly vychází z přímého kontaktu těla s podložkou a z tíhové síly, zatímco vnitřní síly zahrnují sílu způsobenou svaly, šlachami nebo silami, které jsou patrné na kontaktní ploše kloubu ve vazivové struktuře uvnitř kosti (Chao & Cahalan, 1990).

2.3.2 Dynamická analýza chůze

Měřením sil a taktéž i veličin, které lze z těchto sil odvodit (tlak), se zabývá dynamická analýza. Nejčastěji je měřena reakční síla podložky (ground reaction force) na silových plošinách, tzv. dynamografie a rozložení a velikost tlaku na kontaktu chodidla s podložkou (Svoboda, 2008; Vaverka & Elfmark, 2006).

Důležitým mezníkem pro hodnocení držení těla byl rozvoj v oblasti silových plošin (tzv. force platform nebo force plate). Velmi rozšířené je využití silové plošiny Kistler (Olssen, 1990). Pomocí silové plošiny lze měřit celkovou sílu, kterou působí chodidlo na podložku. Přestože je noha jakožto jediná část těla v kontaktu se silovou

plošinou, síly, které jsou přenášeny chodidlem, pochází z celkové hmotnosti i z momentu setrvačnosti lidského těla (Whittle, 1996).

Výhody a limity silových plošin

Výhodou silových plošin je, že záznam je získáván přímo v průběhu měření, díky tomu může být v relativně krátké době vyšetřena spousta jedinců. Navíc jsou získané hodnoty velmi přesné (Vaverka & Elfmark, 2006). Autoři Olssen (1990) a Whittle (1996) však upozorňují na nevýhodu silových plošin. Je totiž třeba, aby bylo probandu znemožněno zaměřit se na určité místo (tzv. targeting) a zabránit tak zkreslení výsledku měření. Wearing, Urry a Smeathers (2000) došli ve své studii k závěru, že vizuální zaměření probandů na cíl o rozměrech 30 x 24 cm², pod nímž byla ukryta silová plošina o rozměrech 60 x 90 cm², nemělo vliv na výstupní parametry reakční síly podložky. K podobnému závěru došli i Grabiner, Feurbach, Lundin a Davis (1995). Limitem silové plošiny je i skutečnost, že nedokáže stanovit velikost této síly v různých částech chodidla (Whittle, 1996). Problematické současně je, že existuje velká řada hodnocených proměnných na silové plošině, které se liší autor od autora, a prozatím nebyla nalezena žádná standardizovaná metoda (Vaverka & Elfmark).

Rozložení tlaků na kontaktu chodidla s podložkou

Silové plošiny neumožňují zkoumat oblasti chodidla odděleně. Tento handicap odstraňuje měření tlaku na kontaktu chodidla s podložkou, která poukazuje na závislost velikosti tlaku v daných oblastech na čase. Rozlišit velikost tlaků lze barevně nebo pomocí izobary (Svoboda, 2008). Whittle (1996) dodává, že měření tlaku pod chodidlem má svůj význam u jedinců, u kterých je možné riziko zvýšeného tlaku v některých částech chodidla.

Přetížení jednotlivých oblastí se může zrychlovat s rychlostí chůze, a to především na patě, prvním metatarsu, laterálním předonoží a palci (Kirtley, 2006). Vliv na velikost tlaku na kontaktu chodidla s podložkou má i obuv. Burnfield, Few, Mohamed a Perry (2004) došli k závěru, že tlak je vyšší při hodnocení na boso oproti hodnocení v obuvi. Stejný trend je patrný u mládeže, stejně tak i u starších jedinců.

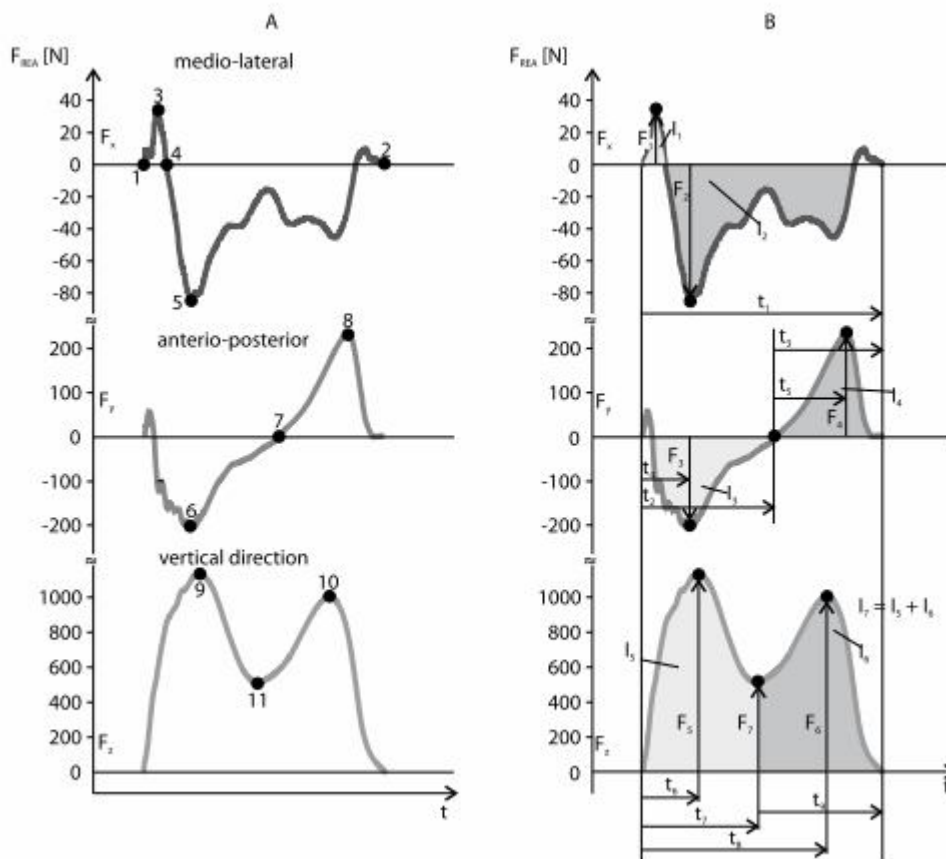
Měření tlaku na kontaktu chodidla s podložkou je možné prostřednictvím komerčních tlakových plošin nebo pomocí speciálních vložek do bot (tlakové stélky). Jejich využití je však omezeno pouze na měření vertikální složky reakční síly podložky a nevýhodou je ve srovnání se silovými plošinami nižší přesnost. Jejich využití je tedy limitováno při měření v předozadním a mediolaterálním směru. Uvedené omezení lze kompenzovat pomocí systému, který zachycuje změny pomocí kamery (Kirtley, 2006; Rouhani, Crevoisier, & Aminian, 2010; Winter, 2004).

Svoboda (2008) doplňuje, že analýzou časových aspektů odvalu lze zjistit detailní a velmi užitečné informace o dynamice odvalu.

2.3.2.1 Reakční síla podložky při chůzi

Dle Newtonova třetího zákona, podložka vyvolává reakční sílu stejné velikosti, avšak opačného směru, než na ní působí chodidlo (Chao & Cahalan, 1990; Olsson, 1990). Reakční sílu podložky Meglan a Todd (1994) definují jako odpověď na svalovou činnost a váhu těla promítnutou skrz chodidlo.

Silová plošina umožňuje určit vektor této reakční síly, který může být rozložen do tří složek – vertikální, předozadní (anteroposteriorní) a mediolaterální (Obrázek 8). Hodnoty mohou být určeny z každé z těchto složek (Chao & Cahalan, 1990; Olsson, 1990; Vaverka & Elfmark, 2006). Záznam vertikální složky reakční síly podložky jako východiska pro hodnocení z hlediska timingu krokového cyklu znázorňuje Obrázek 8. Výstup měření může být popsán devíti veličinami. Tři složky silového vektoru, které jsou vzájemně kolmé, jsou označeny jako F_x , F_y a F_z . Působíště silového vektoru reakční síly podložky (tzv. centre of pressure, COP) vzhledem k počátku vztažné soustavy plošiny popisují tři prostorové souřadnice x , y , z . Vzhledem k počátku soustavy jsou určeny další tři kolmé složky, momenty síly M_x , M_y a M_z (Svoboda, 2008). Jako nejdůležitější se Whittlemu (1996) jeví následující parametry - tři složky vektoru reakční síly, souřadnice x a y popisující působíště vektoru reakční síly a moment síly vzhledem k vertikální ose.



Obrázek 8. A – Klíčové body reakční síly podložky F_x , F_y , F_z (t) pro jeden krok (A); B – Závislost síly na čase reakční síly podložky F_x , F_y , F_z (t), (Vaverka & Elfmark, 2006, 537)

Vařeka a Vařeková (2009, 57) upozorňují, že „síla svalů jako vnitřní síla systému není v zásadě schopna sama vyvolat pohyb segmentového systému v prostoru, je pouze schopna změnit vzájemné postavení segmentů. Pohyb systému v prostoru, změnu jeho polohy, jsou schopny vyvolat pouze vnější síly“. Pokud pomíneme účinek gravitace a moment setrvačnosti, vektor reakční síly má tendenci způsobovat rotaci v kloubech dolní končetiny, která musí být kontrolována vazy a/nebo svaly. Míru rotace popisuje moment síly, který je ve své podstatě prostorový, avšak při chůzi je obvykle hodnocen pouze moment síly v sagitální rovině. Reakční síla podložky způsobuje vnější pohyby okolo kloubu. Lze tedy konstatovat, že prostřednictvím reakční síly vyvolává vlastní síla svalů pohyb. Vnitřní moment, který tvoří svaly a vazy, vyrovnává působení reakční síly. Z vnějších momentů síly můžeme usuzovat na vnitřní momenty síly, které popisují svalovou aktivitu produkovanou v kloubu (Chao & Cahalan, 1990).

Vertikální složka reakční síly

Vertikální složka je charakterizována neustálým působením gravitační síly a silami, které se snaží s touto silou vyrovnat při každém kroku (Cook, Farell, Carey, Gibbs, & Wiger, 1997).

Velikost vertikální složky je ovlivněna řadou faktorů, jako je fáze krokového cyklu, tělesná hmotnost, tělesné proporce, styl chůze, koordinace a rovnováha a v neposlední řadě i rychlost chůze (Cook et al., 1997; White, Agouris, Selbie, & Kirkpatrick, 1999). Od okamžiku počátečního kontaktu chodidla s podložkou vertikální složka rapidně stoupá a dosahuje svého maxima kolem 112 % tělesné hmotnosti v 25 % krokového cyklu. Rychlost přenesení zatížení na končetinu charakterizuje sklon křivky vertikální složky reakční síly. Velikost vertikální složky během fáze plného chodidla na podložce je zhruba 93 % tělesné hmotnosti, zatímco při odlepení paty od podložky se zvyšuje na 110–115 % (v 80 % krokového cyklu), (Chao & Cahalan, 1990).

Předozadní (anteroposteriorní) složka reakční síly

Při počátečním kontaktu chodidla s podložkou (začátek krokového cyklu) působí předozadní složka směrem dozadu (křivka má záporné hodnoty) – tím zpomaluje tělo v mezistoji. Po dosažení maximální velikosti síly směrem dozadu dochází ke zvyšování velikosti anteroposteriorní složky reakční síly a přibližuje se k neutrální hodnotě. Po dosažení maximální velikosti síly směrem dopředu (křivka má kladné hodnoty) dochází k rychlému poklesu hodnoty síly až k nulovým hodnotám, kdy chodidlo opouští podložku. Ve stejné fázi se tedy objevují dvě proti sobě působící části – decelerace a akcelerace. Decelerace je charakterizována jako brzdící síla, která působí směrem dozadu a představuje záporné hodnoty u křivky, zatímco akcelerace je silou zrychlující, jež působí směrem vpřed a jejíž hodnoty křivky se pohybují v rozsahu kladných hodnot (Chao & Cahalan, 1990; Svoboda, 2008).

Mediolaterální složka reakční síly

Mediolaterální složka se nejprve projevuje v mediálním směru, při velikosti kolem 8 % tělesné hmotnosti. Následně se její působení obrací a po většinu stojné fáze má směr laterální, taktéž při velikosti kolem 8 % tělesné hmotnosti. V závěrečné části stojné fáze působí opět v mediálním směru (Chao & Cahalan, 1990). Svoboda (2008) dodává, že protože je tato složka více variabilní, bývá při dynamických analýzách chůze velmi často opomíjena.

Působíště reakční síly (centre of pressure, COP)

Kromě reakční síly podložky je pro hodnocení posturální stability při chůzi velmi důležitá proměnná působíště reakční síly podložky (Winter, 2004). Působíště reakční síly je umístěno v rovině podložky, z čehož vyplývá, že vertikální souřadnice je rovna nule. Souřadnice v předozadním a mediolaterálním směru mají variabilní hodnotu. Změny v přenášení zatížení chodidla z mediální na laterální stranu nebo z paty na špičku lze vyjádřit pomocí trajektorie působíště reakční síly (Svoboda, 2008). COP lze měřit pomocí silové plošiny. Představuje průměrnou hodnotu rozdělených působíšť reakční síly pod oběma chodidly v případech, jsou-li obě v kontaktu s podložkou nebo pod jedním chodidlem, které je v kontaktu (Winter, 2004).

COP se na začátku stojné fáze pohybuje na patě krátce mediálním směrem, následně přechází na laterální stranu chodidla. Protože přecházíme přes laterální stranu chodidla, trvá tato část trochu déle. Ve fázi koncového švihů a předšvihů je COP opět navraceno do mediální části chodidla (první a druhý metatarzus). V samotném závěru se COP dostává až na palec (Svoboda, 2008).

Variabilita, objektivita (reprodukovatelnost), reliabilita a validita měření reakční síly podložky

Předmětem řady studií se stalo hodnocení velikosti reakční síly podložky ve vztahu k rychlosti a způsobu lokomoce, tzn. během chůze v různých rychlostech (Masani, Kouzaki, & Fukunaga, 2002; White, Agouris, Selbie, & Kirkpatrick, 1999) i běhu při různé intenzitě zatížení (Cavanagh & Lafortune, 1980; Keller et al., 1996; Munro, Miller, & Fuglevand, 1987). Reakční síla podložky je hodnocena u dětí,

dospívajících, dospělých i starších jedinců. Nebyly nalezeny žádné signifikantní rozdíly mezi muži a ženami ve vztahu velikosti reakční síly podložky k rychlosti chůze či běhu (Keller et al., 1996).

Reakční sílu podložky lze dle Giakase a Baltzopoulou (1997) zhodnotit pomocí analýzy časové domény či analýzy frekvenční domény. Jako vhodnější pro srovnání normálních a patologických posturálních stabilit při chůzi, stejně tak porovnání stavu před a po intervenci, autoři doporučují analýzu frekvenční domény, která umožňuje kvantifikovat závislost síly na čase. Oscilace sil je tedy platnějším ukazatelem, nežli izolované parametry časové domény, jako je maximální síla.

Reprodukovatelnost měření chůze u dětí i dospělých je možné zajistit pomocí různých rychlostí chůze a taktéž i vybranými parametry reakční síly podložky. Změny lze hodnotit v rámci hodnoceného subjektu (intraindividuální změny) i z hlediska časových změn ze dne na den. Jako měřítko reprodukovatelnosti lze využít koeficient variace. K získání konzistentních výsledků je dostačující využití tří záznamů ze silové plošiny při třech různých rychlostech. Jako nejvíce reliabilní se jeví vertikální složka reakční síly podložky, a to konkrétně parametr maximální síla (vertical peak force) v koncovém stoji – F_{Z3} a s tím korespondující čas t_{Z3} . Výsledky studií rovněž naznačují větší asymetrie u parametrů reakční síly podložky v horizontální rovině (White, Agouris, Selbie, & Kirkpatrick, 1999).

Problematikou variability reakční síly podložky během chůze v různých rychlostech u dospělých jedinců se zabývali Masani, Kouzaki a Fukunaga (2002). Autoři došli k závěru, že existuje trend zvyšování variability s narůstající rychlostí ze 3 do 8 hm/h u vertikální složky F_Z a mediolaterální složky F_X , zatímco variabilita pro předozadní složku F_Y vlivem různé rychlosti je minimální. Výsledky této studie poukazují na fakt, že existuje optimální rychlost pro neuromuskulární lokomoční systém ve specifických podmínkách, který je rovněž i nejvíce stabilní. To však neznamená, že systém vytvořený pro specifické podmínky musí nutně fungovat v podmínkách odlišných, proto lze konstatovat, že systém posturální stability při chůzi je výsledkem specifických adaptací.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem diplomové práce je posoudit vliv vybraných morfologických parametrů nohy na reakční sílu podložky při chůzi.

3.2 Dílčí cíle

Stanovili jsme si tyto dílčí cíle:

1. Posoudit vliv úhlu paty na reakční sílu podložky při chůzi.
2. Posoudit vliv úhlu palce na reakční sílu podložky při chůzi.
3. Posoudit vliv úhlu nohy na reakční sílu podložky při chůzi.
4. Posoudit vliv typu nohy dle indexu Chippaux-Šmírák na reakční sílu podložky při chůzi.
5. Posoudit vliv typu nohy dle indexu Sztritzler-Godunov na reakční sílu podložky při chůzi.

3.3 Hypotézy

H₁: Parametry reakční síly podložky se u skupin s různým úhlem paty liší.

H₂: Parametry reakční síly podložky se u skupin s různým úhlem palce liší.

H₃: Parametry reakční síly podložky se u skupin s různým úhlem nohy liší.

H₄: Parametry reakční síly podložky se u skupin s různým typem nohy dle indexu Chippaux-Šmírák liší.

H₅: Parametry reakční síly podložky se u skupin s různým typem nohy dle indexu Sztritzler-Godunov liší.

Kritériem pro potvrzení hypotézy bude statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ alespoň u tří parametrů.

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Soubor probandů tvořilo 27 mužů (Tabulka 1) – studentů fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Průměrný věk probandů je 23,2 let, průměrná výška 182,6 cm a průměrná hmotnost 79,6 kg.

Všichni probandi byli před samotným měřením seznámeni s průběhem a cílem měření, souhlasili s účastí na výzkumu a podepsali souhlas pro využití získaných dat pro výzkumné účely.

Výzkumné měření a zpracování dat probíhalo na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Tabulka 1. Charakteristika souboru (n=27)

| Proměnná | n | M | Min | Max | SD |
|----------|----|-------|-------|-------|-----|
| Věk | 27 | 23,2 | 19,4 | 28,4 | 2,5 |
| Výška | 27 | 182,6 | 171,0 | 192,0 | 5,2 |
| Hmotnost | 27 | 79,6 | 65,0 | 103,0 | 9,3 |

Legenda: n – rozsah souboru, M – aritmetický průměr, Min – minimum, Max – maximum, SD - směrodatná odchylka

Tabulka 2. Rozdělení výzkumného souboru do skupin

| | Skupina | Počet plantogramů | Rozpětí hodnot | Průměr | Typ nohy |
|------------|---------|-------------------|----------------|--------|--------------------------|
| Úhel paty | 1 | 19 | 0,0–6,0 | 4,48 | – |
| | 2 | 35 | 6,1–12,0 | 7,57 | – |
| Úhel palce | 1 | 23 | (-13,0)–0,0 | -4,23 | mírně varózní postavení |
| | 2 | 31 | 0,1–11,0 | 4,95 | mírně valgózní postavení |
| Úhel nohy | 1 | 23 | 8,0–17,0 | 14,93 | – |
| | 2 | 31 | 17,1–22,0 | 18,83 | – |
| Index CH-S | 1 | 15 | 0,1–25,0 | 17,84 | normální 1. stupně |
| | 2 | 33 | 25,1–40,0 | 32,68 | normální 2. stupně |
| | 3 | 6 | 40,1–45,0 | 42,71 | normální 3. stupně |
| Index S-G | 1 | 9 | 0,0–0,3 | 0,25 | vysoká |
| | 2 | 22 | 0,31–0,45 | 0,38 | normálně klenutá |
| | 3 | 23 | 0,46–1,5 | 0,60 | plochá 2. stupně |

Legenda: CH-S – Chippaux-Šmiřák, S-G – Sztritzer-Godunov

4.2 Metody měření

Dynamické parametry chůze byly zjišťovány pomocí silových plošin Kistler (Kistler Instrumente, Winthertour, Švýcarsko). Výstupem měření je vektor reakční síly podložky.

4.3 Průběh měření

Před samotným měřením byl každý proband změřen a zvážen. Následné měření probíhalo bez obuvi. Každý z probandů měl několik zkušebních neměřených pokusů, po kterých následovalo u každého 5 měřených pokusů. Měření bylo zopakováno vždy po týdnu. Tedy celkem bylo analyzováno 10 pokusů chůze.

4.4 Zpracování dat

Plantografie

Pro získání morfologických parametrů nohy byl použit podograf tvořený dvěma plastovými deskami. Vrchní deska je tvořena gumovou síťkovanou membránou, spodní je odolná plastová. Před provedením otisku je membrána ze spodní části potřená přiměřeným množstvím inkoustu, mezi desky je přiložen čistý bílý papír formátu A3 a následně se desky uzavřou. Po každém otisku je nutné membránu očistit.

Při snímání otisku se proband posadí na židli, položí současně obě nohy na horní desku podografu a bez jakéhokoliv pohybu nohou se postaví tak, aby došlo k plnému zatížení obou chodidel, díky kterému se barva otiskne na papír. Poté se proband opatrně posadí a zvedne nohy z podografu, aby se otisk nepoškodil.

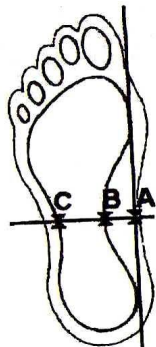
Pro zpracování parametrů nohy ze získaných plantogramů byl použit software vytvořený na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Na všech plantogramech byly vyznačeny morfologické body (Obrázek 10), na základě kterých bylo získáno vyhodnocení délek, šířek a indexů. Jedná se o nejproximálnější bod paty, střed 2. prstu, nejdistančnější bod zánoží, nejdistančnější bod předonoží, vrchol nohy, nejlaterálnější bod zánoží, nejlaterálnější bod předonoží, nejlaterálnější bod malíku, nejmediálnější bod zánoží, nejmediálnější bod předonoží, nejmediálnější bod palce, nejjužší místo – mediální bod, nejjužší místo – laterální bod, nejproximálnější bod středonoží, vrchol vyklenutí předonoží, bod v polovině středonoží, pata – přímá šířka laterální, přímá šířka mediální a vysoká noha.

Po zpracování zadaných bodů a získání výsledných parametrů jsme v naší práci hodnotili následující:

- úhel paty – úhel osy paty vzhledem k ose chodidla,
- úhel palce – úhel mezi mediální spojnicí nohy a tečnou palce,
- úhel nohy – úhel mezi mediální a laterální spojnicí nohy,
- index dle Chippaux-Šmiřáka,

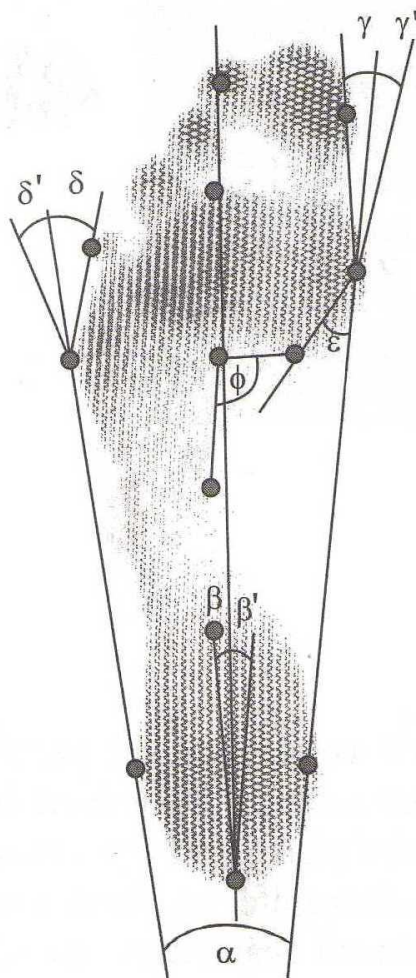
$$I = (\text{šířka nohy v nejužším místě})/(\text{šířka nohy v nejširším místě}) \\ \times 100 \%$$

- index dle Sztritzer-Godunova (Obrázek 9).



$$I = (BC)/(AC)$$

Obrázek 9. Metoda hodnocení klenby nohy Sztriter-Godunov (upraveno dle Kopecký, 2004)



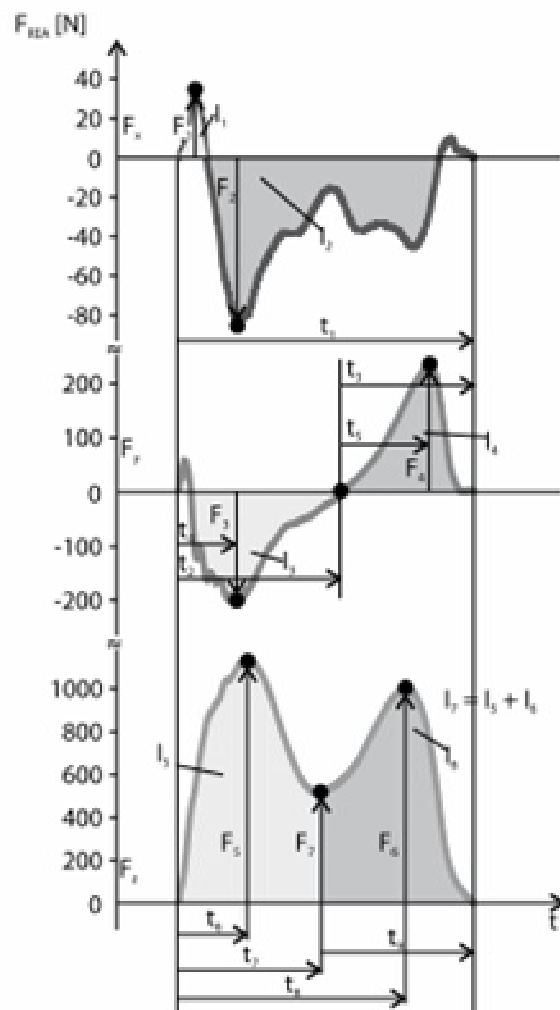
Obrázek 10. Determinace jednotlivých úhlů na chodidle (Přidalová & Riegrová, 2006, 178)

Legenda: α – úhel nohy, β – úhel paty směrem k laterální straně chodidla (valgózní postavení paty), β' – úhel paty směrem k mediální straně chodidla (varózní postavení paty), γ – úhel palce směrem k laterální straně chodidla (valgózní postavení palce), γ' – úhel palce směrem k mediální straně chodidla (varózní postavení palce), δ – úhel malíku směrem k mediální straně chodidla (valgózní postavení malíku), δ' – úhel malíku směrem k laterální straně chodidla (varózní postavení malíku), ε – Clarkův úhel, Φ – úhel předonoží.

Dynamografie

Data získaná ze silových plošin byla zpracována v programu MATLAB.

Silová plošina umožňuje určit vektor reakční síly, který může být rozložen do tří složek – mediolaterální (x), anteroposteriorní (y) a vertikální (z). Dynamografické parametry (časové, reakční síla a impulsy síly) jsou znázorněné na Obrázku 11.



Obrázek 11. Dynamografické parametry měřené při chůzi (Vaverka & Elfmark, 2006, 537)

Legenda: F_{REA} – reakční síla podložky, x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, z - vertikální směr, F_x – mediolaterální složka, F_y – anteroposteriorní složka, F_z – vertikální složka.

Časové parametry: t_1 – celkový čas stejné fáze, t_2 – čas brzdící fáze (y), t_3 – čas akcelerační fáze (y), t_4 – čas maximální síly v brzdící fázi (y), t_5 – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y), t_6 – čas maximální síly v brzdící fázi (z), t_7 – čas minima síly ve středním a koncovém stoji (z), t_8 – čas maximální síly v akcelerační fázi (z), t_9 – čas od lokálního minima síly do konce stejné fáze (z).

Reakční síla a impulsy síly: F_1 – maximální síla mediální (x), F_2 – maximální síla laterální (x), F_3 – maximální síla v brzdící fázi (y), F_4 – maximální síla v akcelerační fázi (y), F_5 – maximální síla v brzdící fázi (z), F_6 – maximální síla v akcelerační fázi (z), F_7 – minimum síly v mezistoji a koncovém stoji (z), I_1 – silový impuls mediální (x), I_2 – silový impuls laterální (x), I_3 – silový impuls v brzdící fázi (y), I_4 – silový impuls v akcelerační fázi (y), I_5 – silový impuls v brzdící fázi (z), I_6 – silový impuls v akcelerační fázi (z), I_7 – celkový silový impuls (z).

4.5 Statistické zpracování dat

Statistické zpracování dat bylo provedeno v programu STATISTICA (verze 10). U všech sledovaných parametrů byla provedena základní popisná charakteristika (aritmetický průměr, minimální a maximální hodnota, směrodatná odchylka). Pro porovnání sledování byl použit Mann Whitney U test. Stanovení významnosti rozdílů bylo posuzováno na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ alespoň u tří parametrů.

5 VÝSLEDKY

Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky jsou uvedeny pouze u parametrů, kde byl mezi sledovanými skupinami nalezen statisticky významný rozdíl. Hodnoty ostatních parametrů jsou uvedeny v přílohách.

5.1 Úhel paty

Měřené subjekty byly rozděleny do dvou skupin podle úhlu paty: skupina 1 - úhel od 0 do 6°, skupina 2 – úhel od 6,1 do 12°. Přehled průměrů a směrodatných odchylek u sledovaných parametrů, kde byl mezi skupinami zjištěn statisticky významný rozdíl, jsou uvedeny v tabulce 3.

Tabulka 3. Porovnání hodnot časových a silových parametrů u skupin s různým úhlem paty

| Úhel paty | 1 | | 2 | | P |
|-----------|--------|------|--------|------|-------|
| Parametr | Průměr | SD | Průměr | SD | |
| t1 | 1,24 | 0,05 | 1,21 | 0,05 | 0,000 |
| t4 | 15,0 | 1,66 | 14,2 | 1,67 | 0,006 |
| F4 | 24,4 | 3,04 | 23,3 | 3,05 | 0,038 |
| F6 | 121,9 | 6,58 | 118,6 | 7,52 | 0,011 |
| I3 | -7,2 | 1,01 | -6,8 | 1,02 | 0,013 |
| I4 | 6,7 | 0,98 | 6,2 | 1,09 | 0,013 |
| I5 | 52,9 | 3,62 | 50,9 | 4,18 | 0,006 |
| I7 | 107,6 | 4,86 | 104,0 | 4,15 | 0,000 |

Legenda: y – anteroposteriorní směr, z – vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, 1 – rozpětí hodnot úhlu paty 0–6°, 2 – rozpětí hodnot úhlu paty 6,1–12°, p – hladina statistické významnosti, t1 - celkový čas stejné fáze, t4 – čas maximální síly v brzdící fázi (y), F4 – maximální síla v akcelerační fázi (y), F6 - maximální síla v akcelerační fázi (z), I3 – silový impuls v brzdící fázi (y), I4 – silový impuls v akcelerační fázi (y), I5 – silový impuls v brzdící fázi (z), I7 – celkový silový impuls (z).

Časové parametry

Při porovnání sledovaných skupin byly nalezeny statisticky významné rozdíly v parametrech celkový čas stojné fáze a čas maximální síly v brzdící fázi (y). Oba parametry jsou větší u osob s menším úhlem paty.

Silové parametry

Při porovnání obou skupin byly nalezeny statisticky významné rozdíly v 6 z 12ti silových parametrů: silový impuls v brzdící fázi (y), silový impuls v akcelerační fázi (y), maximální síla v akcelerační fázi (y), maximální síla v akcelerační fázi (z), silový impuls v brzdící fázi (z) a celkový silový impuls (z). U skupiny s menším úhlem paty je větší maximum síly i silový impuls v brzdící i akcelerační fázi.

5.2 Úhel palce

Mezi skupinami s mírně varózním postavením palce (úhel od -13° do 0°) a mírně valgózním postavením palce (úhel od $0,1^\circ$ do 11°) byly zjištěny statisticky významné rozdíly u třech časových parametrů a jednoho silového (Tabulka 4).

Tabulka 4. Porovnání hodnot časových a silových parametrů u skupin s různým úhlem palce

| Úhel palce | 1 | | 2 | | p |
|------------|--------|------|--------|------|-------|
| | Průměr | SD | Průměr | SD | |
| t2 | 57,4 | 3,15 | 55,9 | 2,97 | 0,007 |
| t3 | 42,6 | 3,15 | 44,1 | 2,97 | 0,007 |
| t5 | 30,7 | 2,91 | 32,4 | 3,44 | 0,002 |
| I3 | -7,3 | 0,98 | -6,9 | 1,04 | 0,041 |

Legenda: y – anteroposteriorní směr, z – vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, 1 – mírně varózní postavení, 2 – mírně valgózní postavení, p – hladina statistické významnosti, t2 – čas brzdící fáze (y), t3 - čas akcelerační fáze (y), t5 – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y), I3 – silový impuls v brzdící fázi (y).

Časové parametry

Mezi skupinou s mírně varózním a mírně valgózním postavením palce jsme zjistili statisticky významné rozdíly v těchto parametrech: čas brzdící fáze (y), čas akcelerační fáze (y) a čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y). U skupiny s větším úhlem palce je větší čas akcelerační fáze a čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi.

Silové parametry

U silových parametrů jsme zjistili statisticky významný rozdíl pouze u silového impulsu v brzdící fázi (y). Tento parametr je větší u osob s menším úhlem palce.

5.3 Úhel nohy

Statisticky významný rozdíl byl zjištěn mezi skupinami s rozpětím úhlu nohy od 8 do 17° a od 17,1 do 22° u časových i silových parametrů (Tabulka 5).

Tabulka 5. Porovnání hodnot časových a silových parametrů u skupin s různým úhlem nohy

| Úhel nohy | 1 | | 2 | | p |
|-----------|--------|------|--------|------|-------|
| | Průměr | SD | Průměr | SD | |
| t1 | 1,24 | 0,04 | 1,21 | 0,05 | 0,005 |
| t2 | 56,0 | 2,72 | 57,1 | 3,42 | 0,019 |
| t3 | 44,0 | 2,72 | 42,9 | 3,42 | 0,019 |
| F5 | 123,4 | 5,61 | 120,1 | 7,33 | 0,003 |
| I4 | 6,6 | 1,04 | 6,2 | 1,06 | 0,029 |

Legenda: y – anteroposteriorní směr, z – vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, 1 – rozpětí hodnot úhlu nohy 8–17°, 2 – rozpětí hodnot úhlu nohy 17,1–22°, p – hladina statistické významnosti, t1 - celkový čas stojné fáze, t2 – čas brzdící fáze (y), t3 – čas akcelerační fáze (y), F5 – maximální síla v brzdící fázi (z), I4 – silový impuls v akcelerační fázi (y).

Časové parametry

Při rozdělení výsledků úhlů nohy do dvou skupin dle rozpětí hodnot od 8 do 17° a od 17,1 do 22° jsme zjistili statisticky významné rozdíly u následujících časových parametrů: celkový čas stojné fáze, čas brzdící fáze (y) a čas akcelerační fáze (y). Skupina s menším úhlem nohy dosahovala vyšších hodnot v celkovém čase stojné fáze a v čase akcelerační fáze.

Silové parametry

U silových parametrů jsme zjistili statisticky významný rozdíl pouze u dvou parametrů, a to maximální síla v brzdící fázi (z) a silový impuls v akcelerační fázi (y). Oba parametry jsou větší u osob s menším úhlem nohy.

5.4 Index Chippaux-Šmiřák

Statisticky významné rozdíly mezi skupinou s normální nohou 1., 2. a 3. stupně dle Chippaux-Šmiřáka jsme zjistili téměř ve všech parametrech (Tabulka 6), avšak mezi skupinami 1 a 2 byl pouze jeden statisticky významný rozdíl.

Tabulka 6. Porovnání hodnot časových a silových parametrů u skupin s různým typem nohy dle indexu Chippaux-Šmirák

| CH-S | 1 | | 2 | | 3 | | P | | |
|------|--------|------|--------|------|--------|------|-------|-------|-------|
| | Průměr | SD | Průměr | SD | Průměr | SD | 1 x 2 | 1 x 3 | 2 x 3 |
| t4 | 14,0 | 1,31 | 14,6 | 1,69 | 15,9 | 2,10 | 0,087 | 0,010 | 0,076 |
| t7 | 48,0 | 2,57 | 48,5 | 2,99 | 50,2 | 2,07 | 0,462 | 0,010 | 0,071 |
| t8 | 77,8 | 1,44 | 78,1 | 1,34 | 79,7 | 1,11 | 0,433 | 0,003 | 0,001 |
| t9 | 52,0 | 2,57 | 51,5 | 2,99 | 49,8 | 2,07 | 0,462 | 0,010 | 0,071 |
| F3 | -21,5 | 2,34 | -21,3 | 3,14 | -23,5 | 2,55 | 1,000 | 0,046 | 0,046 |
| F4 | 23,0 | 2,38 | 23,4 | 2,62 | 29,2 | 2,68 | 0,326 | 0,000 | 0,000 |
| F5 | 117,7 | 6,52 | 122,8 | 6,00 | 123,4 | 8,72 | 0,002 | 0,079 | 0,951 |
| F6 | 120,3 | 7,03 | 119,1 | 6,84 | 128,6 | 5,33 | 0,447 | 0,001 | 0,000 |
| I3 | -7,1 | 1,07 | -6,9 | 1,00 | -7,8 | 0,93 | 0,442 | 0,061 | 0,011 |
| I4 | 6,1 | 1,10 | 6,3 | 0,95 | 7,9 | 0,60 | 0,678 | 0,000 | 0,000 |
| I5 | 51,0 | 2,95 | 51,9 | 4,31 | 54,7 | 2,87 | 0,488 | 0,003 | 0,034 |
| I7 | 106,2 | 4,30 | 105,2 | 5,00 | 109,2 | 3,81 | 0,377 | 0,086 | 0,014 |

Legenda: CH-S – Chippaux-Šmirák, y – anteroposteriorní směr, z – vertikální směr, SD - směrodatná odchylka, 1 – skupina s normálním typem nohy 1. stupně, 2 – skupina s normálním typem nohy 2. stupně, 3 – skupina s normálním typem nohy 3. stupně, p – hladina statistické významnosti, t4 – čas maximální síly v brzdící fázi (y), t7 – čas minima síly ve středním a koncovém stoji (z), t8 – čas maximální síly v akcelerační fázi (z), t9 – čas od lokálního minima síly do konce stejné fáze (z).

F3 – maximální síla v brzdící fázi (y), F4 – maximální síla v akcelerační fázi (y), F5 – maximální síla v brzdící fázi (z), F6 – maximální síla v akcelerační fázi (z), I3 – silový impuls v brzdící fázi (y), I4 - silový impuls v akcelerační fázi (y), I5 – silový impuls v brzdící fázi (z), I7 – celkový silový impuls (z).

Časové parametry

Mezi 1. a 3. stupněm normálního typu nohy byly statisticky významné rozdíly nalezeny v následujících parametrech: čas maximální síly v brzdící fázi (y), čas minima síly ve středním a koncovém stoji (z), čas od lokálního minima síly do konce stejné fáze (z) a čas maximální síly v akcelerační fázi.

Při porovnání 2. a 3. stupně normálního typu nohy byly nalezeny statisticky významné rozdíly v parametru čas maximální síly v akcelerační fázi (z).

Mezi normálním typem nohy 1. a 2. stupně nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly.

Všechny zmiňované parametry, kromě času od lokálního minima síly do konce stejné fáze, jsou největší u skupin s normálním typem nohy 3. stupně.

Silové parametry

V případě porovnání 1. a 2. stupně normálního typu nohy byl zjištěn statisticky významný rozdíl pouze u maximální síly v brzdící fázi (z).

Při porovnání 1. a 3. stupně nohy se ukázaly statisticky významné rozdíly v parametrech maximální síla v brzdící fázi (y), maximální síla v akcelerační fázi (y), silový impuls v akcelerační fázi (y), maximální síla v akcelerační fázi (z) a silový impuls v brzdící fázi (z).

Při porovnání 2. a 3. stupně nohy byly nalezeny statisticky významné hodnoty v 7 ze 14ti silových parametrů: maximální síla v brzdící fázi (y), maximální síla v akcelerační fázi (y), maximální síla v akcelerační fázi (z), silový impuls v akcelerační fázi (y), silový impuls v brzdící fázi (y), silový impuls v brzdící fázi (z) a celkový silový impuls (z).

Skupina s normálním typem nohy 3. stupně dosahovala nejvyšších hodnot u všech silových parametrů.

5.5 Index Sztritzer-Godunov

Mezi skupinami s vysokou nohou, normálně klenutou nohou a plochou nohou 2. stupně dle Sztritzer-Godunova jsme zjistili statisticky významné rozdíly v časových i silových parametrech (Tabulka 7).

Tabulka 7. Porovnání hodnot časových a silových parametrů u skupin s různým typem nohy dle indexu Sztritzler-Godunov

| S-G | 1 | | 2 | | 3 | | p | | |
|-----------|--------|------|--------|------|--------|------|-------|-------|-------|
| | Průměr | SD | Průměr | SD | Průměr | SD | 1 x 2 | 1 x 3 | 2 x 3 |
| t4 | 13,9 | 1,50 | 14,4 | 1,37 | 15,0 | 2,01 | 0,153 | 0,040 | 0,211 |
| t7 | 48,2 | 2,77 | 48,0 | 3,15 | 49,3 | 2,43 | 0,695 | 0,107 | 0,030 |
| t8 | 77,4 | 1,52 | 78,0 | 1,53 | 78,6 | 1,09 | 0,124 | 0,004 | 0,083 |
| t9 | 51,8 | 2,77 | 52,0 | 3,15 | 50,7 | 2,43 | 0,695 | 0,107 | 0,030 |
| F4 | 21,9 | 1,88 | 23,5 | 2,65 | 24,9 | 3,48 | 0,012 | 0,000 | 0,075 |
| F5 | 116,6 | 7,08 | 122,3 | 6,47 | 123,1 | 6,01 | 0,011 | 0,003 | 0,632 |
| I4 | 5,8 | 1,09 | 6,4 | 0,92 | 6,7 | 1,12 | 0,061 | 0,011 | 0,238 |

Legenda: S-G – Sztritzler-Godunov, y – anteroposteriorní směr, z – vertikální směr, SD - směrodatná odchylka, 1 – skupina s vysokou nohou, 2 – skupina s normálně klenutou nohou, 3 - skupina s plochou nohou 2. stupně, p – hladina statistické významnosti, t4 – čas maximální síly v brzdící fázi (y), t7 – čas minima síly ve středním a koncovém stoji (z), t8 – čas maximální síly v akcelerační fázi (z), t9 – čas od lokálního minima síly do konce stojné fáze (z). F4 – maximální síla v akcelerační fázi (y), F5 – maximální síla v brzdící fázi (z), I4 – silový impuls v akcelerační fázi (y).

Časové parametry

Mezi vysokým typem nohy a druhým stupněm ploché nohy byly nalezeny statisticky významné rozdíly v parametrech čas maximální síly v brzdící fázi (y) a čas maximální síly v akcelerační fázi (z) a mezi normálně klenutou nohou a plochou nohou 2. stupně v parametrech čas minima síly ve středním a koncovém stoji (z) a čas od lokálního minima síly do konce stojné fáze (z).

V časových parametrech nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly v porovnání vysokého typu nohy s normálně klenutou nohou.

Všechny zmiňované parametry, kromě času od lokálního minima síly do konce stojné fáze, jsou největší u skupiny s plochou nohou 2. stupně.

Silové parametry

V silových parametrech byly zjištěny statisticky významné rozdíly mezi vysokou nohou a normálně klenutou nohou v parametrech maximální síla v akcelerační fázi (y) a maximální síla v brzdící fázi (z).

Statisticky významné rozdíly mezi vysokým typem nohy a plochou nohou 2. stupně byly nalezeny v následujících parametrech: maximální síla v akcelerační fázi (z), maximální síla v brzdící fázi (z) a silový impuls v akcelerační fázi (y).

V případě porovnání normálně klenuté nohy s plochou nohou 2. stupně v silových parametrech nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly.

Všechny parametry jsou největší u osob s plochou nohou 2. stupně.

6 DISKUSE

Reakční síla podložky je v podstatě odpovědí na svalovou činnost a hmotnost těla promítnutou skrz chodidlo. Díky silovým plošinám můžeme určit vektor reakční síly, který můžeme rozdělit do tří složek – vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální, kdy ze všech těchto složek mohou být určeny výsledné hodnoty (Chao & Cahalan, 1990; Olsson, 1990; Vaverka & Elfmark, 2006). Velikost vertikální složky je ovlivněna řadou faktorů: fáze krokového cyklu, tělesná hmotnost, tělesné proporce, styl chůze, koordinace a rovnováha a rychlost chůze (Cook et al, 1997; White, Agouris, Selbie, & Kirkpatrick, 1999). Vertikální složka je charakterizována neustálým působením gravitační síly a silami, které se s gravitační silou snaží při každém kroku vyrovnat (Cook et al., 1997). Anteroposteriorní složka působí při počátečním kontaktu chodidla s podložkou směrem dozadu a křivka má záporné hodnoty. Po dosažení maximální síly směrem dozadu dochází ke zvyšování velikosti této složky a přibližuje se k neutrální hodnotě. Po dosažení maximální velikosti síly směrem dopředu má křivka kladné hodnoty a dochází k rychlému poklesu hodnoty síly až k nulovým hodnotám, kdy chodidlo opouští podložku (Chao & Cahalan; Svoboda, 2008).

Vliv úhlu paty, palce a nohy na reakční sílu podložky

Úhel paty

Whittle (1996) uvádí, že úhel paty má vliv na počáteční kontakt s podložkou při chůzi (tzv. initial contact). Jde o začátek krokového cyklu a je charakterizován jako okamžik, kdy se chodidlo sledované končetiny dotkne podložky (Svoboda, 2008).

V naší práci jsme zjišťovali, jaký je vliv úhlu paty na reakční sílu podložky při chůzi. Došli jsme k závěru, že u parametrů, kde byl mezi skupinami s různým úhlem paty nalezen rozdíl, byla hodnota vždy větší u skupiny s menším úhlem paty. Rozdíly ukazují zejména na větší sílu v akcelerační fázi (vertikální i anteroposteriorní složka). Hodnoty impulsů naznačují vyšší celkové zatížení u skupiny s menším úhlem paty v průběhu celé stojné fáze. Můžeme říci, že u probandů zařazených do skupiny s menším úhlem paty (0–6°) docházelo k dynamičtější chůzi a k většímu zatěžování paty a předonoží.

Úhel palce

Postavení palce může v zásadě rozlišovat na valgózní a varózní. Valgózní postavení palce nastává při vyosení palce směrem k laterální tečně, varózní postavení palce vyosením palce směrem k mediální tečně (Hegerová, 2000). Dle výzkumu Grundyho et al. (1975) dochází v případě malé síly působící prsty na podložku k přesunu tlaku na palec a první prst nohy.

V naší práci jsme zjišťovali, jaký má vliv úhel palce na reakční sílu podložky při chůzi. Na základě studie jsme zjistili, že úhel palce ovlivnil s výjimkou silového impulsu v brzdící fázi pouze časové parametry. U skupiny č. 2, tedy s valgózním palcem, dochází k pomalejšímu přesunu zatížení na předonoží. Podobné výsledky můžeme najít také pro osoby s deformitou hallux valgus (Janura, Svoboda, Gregorková, Elfmark, & Petrová, 2007). Tito autoři našli u osob s hallux valgus (jednostranný i oboustranný) delší dobu kontaktu na mediální i laterální části paty. Tento výsledek, podobně jako naše studie ukazuje na pomalejší přesun zatížení z paty na předonoží.

U skupiny s varózním palcem nastává maximum předozadní složky v akcelerační fázi dříve než u skupiny s valgózním palcem, tedy tendence je opačná.

Úhel nohy

Úhel nohy je úhel mezi směrem pohybu a osou chodidla, měřený ve stupních (Whittle, 1996). Úhel nohy souvisí s nožní klenbou, která jej ovlivňuje při kontaktu s podložkou (Chuckpain, Nunley, Mall, & Queen, 2008). Noha s nižší klenbou je flexibilnější a schopnější větší absorpce než noha s vysokou klenbou.

Na základě získaných dat jsme zjišťovali, jak ovlivňuje úhel nohy reakční sílu podložky při chůzi. U skupiny s menším úhlem nohy jsme došli k závěru, že tyto osoby tráví méně času na patě a více času na předonoží, což je dáno trváním brzdící akcelerační fáze.

V naší studii jsme předpokládali, že se parametry reakční síly podložky u skupin s různým úhlem paty, u skupin s různým úhlem palce a u skupin s různým úhlem nohy liší, což se nám ve všech případech potvrdilo. Hypotézy 1, 2 a 3 tedy potvrzujeme.

Vliv klenby na reakční sílu podložky

Klenba nožní vznikla vývojem pronatorního zkrutu nohy, který se zastavil na úrovni zánoží ve vertikále a v oblasti hlaviček metatarzů dosáhnul horizontály (Vařeka & Vařeková, 2009). Kučera (1997) uvádí, že pokud má být těleso stabilní, musí být podepřeno ve třech bodech a těžiště musí být mezi těmito body. Tři základní opěrné body nohy jsou – hrbol patní kosti, hlavička prvního metatarsu a hlavička pátého metatarsu. Mezi těmito body se vytváří dva typy klenby – příčná a podélná. Klenba slouží k ochraně měkké tkáně plosky nohy a umožňuje pružný nášlap (Dylevský, 2009; Kučera, 1997; Přidalová & Riegrová, 2006).

Stav abnormálního snížení nebo úplného vymizení podélné klenby nožní označujeme jako plochou nohu (*pes planovalgus*). Příčina tzv. plochonoží může být jak vrozená, tak získaná, např. porušením poměru mezi velikostí zátěže a nosností nohy, neprocvičováním a nedostatkem odpočinku nohou, nošením nevhodné obuvi v kombinaci s chůzí po tvrdém terénu, nadváhou, ochablostí svalů, vazů, svalovou disbalancí nebo strukturálními kloubními poruchami (Dungl, 2005; Přidalová & Riegrová, 2006).

Plochonoží je charakteristické nadměrnou everzí kalkanea, zvětšenou pružností až hypermobilitou, nerovnoměrným rozložením tlaku, přidruženými deformitami – např. *hallux valgus* (Přidalová & Riegrová, 2006).

Vysoká noha (*pes excavatus*, *pes cavus*) je deformita, pro kterou je charakteristické výrazné vyklenutí podélné klenby nožní a noha nemá ve stoji žádný kontakt mezi středonožím a podložkou, není příliš schopna absorbovat nárazy. Příčinou mohou být vrozené dispozice, záněty na chodidlech nebo nevhodná malá obuv (Dylevský, 2009; Kubát, 1985).

Diagnostikou nožní klenby pomocí tří plantografických metod – Chippaux-Šmiřák, dle Mayera a Sztritzter-Godunov se zabýval Kopecký (2004). Výzkumný soubor tvořilo 1 257 probandů a u každého bylo provedeno vyhodnocení pomocí všech zmíněných metod. Z dosažených výsledků vyplynula velká variabilita. Kopecký (2004) došel např. k závěru, že normální klenbu nohy má podle metody Chippaux-Šmiřák 85 % probandů, dle Mayera 42,7 % a dle metody Sztritzter-Godunov 45,2 %. Plochou nohu zjistil na základě metody Chippaux-Šmiřák u 5,9 %, dle Mayera

u 47,6 % a podle Sztritzler-Godunov u 36,6 % probandů. U dosažených výsledků je zřejmé, že jsou u nich statisticky významné rozdíly. Výjimkou jsou téměř shodné výsledky u vysoké nohy dle metody Mayera a Chippaux-Šmiřák a u normálně klenuté nohy dle metody Mayera a Sztritzler-Godunov, kde nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly. Na základě výsledků však nejde jednoznačně určit, která z metod diagnostikuje klenbu nohy nejpřesněji.

U nás je stále nejrozšířeněji používaná klasická klinická typologie nohy, která je založena na konceptu tripodií nožní klenby a dělí nohu na plochou, normální a vysokou a ačkoliv bývá tato typologie považována za již překonanou, stále se u nás jako jediná používá jak u dětí, tak u dospělých (Medek, 2003; Vařeka & Vařeková, 2009), případně bývá kombinovaná s antropologickou typologií. Ve světě je však nejrozšířeněji používaná Rootova funkční typologie (Root et al., 1971), která je založena na biomechanických principech funkce nohy a na provázanosti pohybů v kloubech dolní končetiny (Klementa, 1987).

Nejnovější studie zdůrazňují pro správné a přesné stanovení typu nohy nutnost využití rentgenové metody (Wilken, Rao, Saltzman, & Yack, 2010; Levinger, Murley, Barton, Cotchett, McSweeney & Menz, 2010).

V naší práci jsme se zabývali, pomocí dynamografie, zkoumáním vlivů typu nohy na reakční sílu podložky při chůzi. Pro hodnocení klenby nohy jsme využili indexové metody Chippaux-Šmiřák a Sztritzler-Godunov.

Metoda Chippaux-Šmiřák

Metodu Chippaux-Šmiřák popsal Klementa (1987) jako metodu, při které se využívá při hodnocení poměr mezi nejužším a nejširším místem plantogramu a měří se vzdálenost okrajů otisků na kolmici k laterální tečně plantogramu. Výsledné hodnoty pod 45 % označují normálně klenutou nohu, výsledky nad 45 % nohu plochou.

V naší studii jsme mezi skupinami 1 a 2, tedy s normálním typem nohy 1. a 2. stupně zjistili pouze jeden významný rozdíl. Můžeme tedy říci, že z hlediska celkového zatížení se tyto dvě skupiny neliší. Skupina 3 (normální typ 3. stupně) se vyznačuje větším celkovým zatížením jak v brzdící, tak v akcelerační fázi. Ze získaných výsledků vyplývá, že u skupiny 1 dochází k plynulejšímu pohybu

a u skupiny 3 k důraznějšímu. U skupiny 3 můžeme navíc pozorovat určité zpoždění pohybu (na začátku tráví více času na patě).

Metoda Sztritzer-Godunov

Jak uvádí Kasperczyk in Kopecký (2004), můžeme na základě této metody dělit nohu na vysokou, normální a podélně plochou.

Na základě naší studie byly mezi skupinami 1 a 2 (s vysokou a normálně klenutou nohou) a skupinami 2 a 3 (s normálně klenutou nohou a plochou nohou 2. stupně) nalezeny pouze 2 významné rozdíly. U skupiny 2 oproti skupině 1 byla zjištěna větší velikost síly v akcelerační fázi a v 1. polovině vertikální fáze. Skupina 3 se opět projevuje větším zatížením vzhledem ke skupině 1, zejména v akcelerační fázi.

V naší studii jsme předpokládali, že se parametry reakční síly podložky u skupin s různým typem nohy dle indexu Chippaux-Šmiřák i dle indexu Sztritzer-Godunov liší. Vzhledem k tomu, že jsme jako kritérium pro potvrzení hypotézy stanovili nalezení alespoň tří významných rozdílů, tak hypotézy 4 a 5 potvrzujeme, avšak liší se pouze u některých skupin.

7 ZÁVĚRY

Na základě výsledků studie jsme došli k následujícímu závěru, že vybrané antropometrické parametry ovlivňují zatížení nohy při chůzi:

- u osob s úhlem paty od 0–6° dochází v akcelerační fázi k většímu zatížení předonoží. Velikosti silových impulsů v brzdící fázi naznačují také větší zatížení v brzdící fázi. U této skupiny tedy dochází k dynamičtější chůzi než u skupiny s úhlem paty 6,1–12°,
- ve skupině s mírně varózním postavením palce dochází k delší brzdící fázi - přenos zátěže na předonoží trvá déle než ve skupině s mírně valgózním postavením palce. U skupiny s mírně varózním postavením palce dochází k delší době kontaktu na patě a k rychlejšímu přenosu síly na předonoží,
- skupina s úhlem nohy od 8–17° tráví méně času na patě a více na předonoží, což je dáno trváním brzdící akcelerační fáze,
- při rozdělení do skupin dle indexu Chippaux-Šmirák jsme zjistili, že u skupiny s normální nohou 3. stupně dochází k většímu zatížení jak v brzdící, tak v akcelerační fázi než u skupin s normálním typem nohy 1. a 2. stupně. Mezi skupinami s normálním typem 1. a 2. stupně jsme došli k závěru, že z hlediska celkového zatížení se tyto dvě skupiny téměř neliší,
- dle indexu Sztritzer-Godunov dochází u skupiny s plochou nohou 2. stupně k většímu zatížení při odrazu a v brzdící fázi než u skupin s vysokou a normálně klenutou nohou. Zjistili jsme, že skupina s normálně klenutou nohou se liší od skupiny s vysokou nohou pouze velikostí síly v akcelerační fázi a v 1. polovině vertikální fáze.

8 SOUHRN

Teoretická část diplomové práce obsahuje poznatky z oblasti anatomie nohy, funkce a typologie nohy, chůze a krokového cyklu a přehled metod analýzy chůze.

Výzkumný soubor tvořilo 27 mužů, studentů Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Průměrný věk probandů byl 23,2 let, průměrná výška 182,6 cm a průměrná hmotnost 79,6 kg. U všech probandů jsme naměřili 5 pokusů chůze. Z naměřených dat jsme získali časové a silové parametry jednotlivých složek reakční síly podložky. Pro stanovení indexů a úhlových parametrů nohy jsme pomocí plantogramu zhotovili u každého probanda 2 otisky pravé nohy a 2 otisky levé nohy. Podle vybraných morfologických parametrů byli probandi rozděleni do skupin a byly porovnávány jednotlivé parametry získané ze silových plošin mezi těmito skupinami.

Cílem diplomové práce bylo posoudit vliv úhlu paty, úhlu palce, úhlu nohy a typů nohy dle indexů Chippaux-Šmiřák a Sztritzler-Godunov na reakční sílu podložky při chůzi.

Ze získaných výsledků jsme zjistili, že u skupiny osob s menším úhlem paty ($0-6^\circ$) je chůze dynamičtější než u skupiny s větším úhlem paty ($6,1-12^\circ$). Dále ze studie vyplynulo, že u skupiny s mírně varózním postavením palce trvá přenos zátěže na předonoží déle než u skupiny s mírně valgózním postavením palce. U skupiny s menším úhlem nohy ($8-17^\circ$) byla doba kontaktu na patě kratší a doba kontaktu na předonoží delší než u skupiny s větším úhlem nohy ($17,1-22^\circ$).

Typ nohy se projevil zejména ve velikosti zatížení. Při analýze naměřených dat dle indexu Chippaux-Šmiřák jsme zjistili, že u osob s normální nohou 3. stupně dochází k většímu zatížení v brzdící i akcelerační fázi než u skupin s normální nohou 1. a 2. stupně. Zatížení mezi skupinami s normálním typem nohou 1. a 2. stupně se liší jen minimálně. Dle indexu Sztritzler-Godunov dochází k většímu zatížení při odrazu i v brzdící fázi u skupiny s plochou nohou 2. stupně ve srovnání se skupinami s vysokou a normálně klenutou nohou. Skupina s normálně klenutou nohou se liší od skupiny s vysokou nohou pouze velikostí síly v akcelerační fázi (anteroposteriorní složka) a v 1. polovině stojné fáze (vertikální složka).

9 SUMMARY

The theoretical part of the thesis contains knowledge of the anatomy and function of foot, foot typology, human gait, gait cycles and gait analysis methods.

The tested group consisted of 27 male students of Faculty of Physical Culture of Palacky University in Olomouc. Average age of the subjects is 23.2 years, average height is 182.6 cm and average weight is 79.6 kg. Five attempts of each subject's gait were recorded. From recorded data were acquired time and force parameters of individual components of ground reaction force. For foot index and angular parameter determination were acquired 2 prints of right foot and 2 prints of left foot by plantogram. Subjects were divided into groups according to the chosen parameters. Particular parameters acquired from force platforms were drawn a comparison between these groups.

The aim of the study was to assess the impact of foot, heel and big toe angle and foot type on the ground reaction force in human gait according to the index of Chippaux-Šmiřák and Sztritzer-Godunov.

From acquired results we found out that in a group with smaller heel angle ($0-6^\circ$) is gait more dynamical than in a group with larger heel angle ($6.1-12^\circ$). From the study also follows that in a group with a mild varus deviation of a big toe is load transfer on a forefoot longer than in a group with a mild valgus deviation of a big toe. There was a shorter contact time on a heel and a longer contact time on a forefoot in a group with smaller foot angle ($8-17^\circ$) in comparison with a group with a larger foot angle ($17.1-22^\circ$).

A foot type was noticeable mainly in a magnitude of load. We found out that in subjects with a normal foot type of third-degree is a higher load in a deceleration phase and even in an acceleration phase than in groups with normal foot type of first or second-degree when analysing recorded data according to the index of Chippaux-Šmiřák. There are minimal differences in a magnitude of load between groups with normal foot type of first and second-degree. There is a higher load when taking-off even in a deceleration phase in a group with a flat foot of second degree in comparison with a group with high or normal arch according to the index of Sztritzer-Godunov. A group with a normal arch differs from a group with a high arch

in a force magnitude in acceleration phase (anteroposterior component) and in a first half of stance phase (vertical component).

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Blažková, P. (1999). Problematika objemových změn nohou působením definovaného zatížení u předškolních dětí a školní mládeže. In H. Válková, & Z. Hanelová (Ed.). *Pohyb a zdraví – Movement and health* (pp. 111–115). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Burnfield, J. M., Few, C. D., Mohamed, O. S., & Perry, J. (2004). The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics*, 19, 78–84.
- Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13, 397–406.
- Cook, T. M., Farrell, K. P., Carey, I. A., Gibbs, J. M., & Wiger, G. E. (1997). Effect of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. *Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy*, 25(4), 236–244.
- Doskočil, M. (1997). *Systematická, topografická, a klinická anatomie II. Pohybový aparát končetin*. Praha: Karolinum – nakladatelství Univerzity Karlovy.
- Dungl, P. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I., Kubálková, L., & Navrátil, L. (2001). *Kineziologie, kinezioterapie a fyzioterapie*. Praha: Manus.
- Dylevský, I. (2009). *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Praha: Triton.
- Dylevský, I. (2009a). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Giakas, G., & Baltzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait & Posture*, 5, 189–197.
- Grabiner, M. D., Feuerbach, J. W., Lundin, T. M., & Davis, B. L. (1995). Visual guidance to force plates does not influence ground reaction force variability. *Journal of Biomechanics*, 28(9), 1115–1117.

- Chao, E. Y. S., & Cahalan, T. D. (1990). Kinematics and kinetics of normal Gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in Rehabilitation* (pp. 45–63). New York: Churchill Livingstone.
- Chuckpaiwong B., Nunley, J. A., Mall, N. A., & Queen, R. M. (2008). The effect of type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & Posture*, 28, 405–411.
- Fuller, E. A. (1996). Computerized gait evaluation. In R. L., Valmasy (Ed.), *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities* (pp. 192–205). St. Louis: C. V. Mosby.
- Janura, M., Svoboda, Z., Gregorková, A., Elfmark, M., & Petrová, D. (2007). Zatížení chodidla při chůzi osob s juvenilní formou hallux valgus. *Medicina Sportiva Bohemica & Slovaca*, 16(2), 68–77.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G., & Spengler, D. M. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics*, 11, 253–259.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis*. New York: Elsevier.
- Klementa, J. (1987). *Somatometrie nohy*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Kocjan, K., & Kotarski, W. (2005). Automatic plantography footprint database searching method. *Journal of Medical Informatics & Technologies*, 9, 209–214.
- Kopecký, M. (2004). Plantografické metody a jejich využití při monitorování klenby nohy v praxi. *Česká kinantropologie*, 8(1), 27–40.
- Kubát (1985). *Ortopedie*. Praha: Avicenum.
- Kučera, M. (1997). *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada Publishing.
- Kučera, M., Korbelář, P., Čermák, V., Havrda, L., & Hrazdírová, L. (1995). Typologie nohy a její význam v prognóze výkonnosti. In J. Riegrová (Ed.), *Diagnostika pohybového systému* (pp. 29–30). Olomouc: Univerzita Palackého.

- Levinger, P., Murley, G. S., Barton, Ch. J., Cotchett, M. P., McSweeny, S. R., & Menze, H. B. (2010). A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait & Posture*, 32, 519–523.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 99–104.
- Maršáková, K., & Jelen, K. (2007). Vliv tvaru vložek na distribuci tlaku při interakci s nohou. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 31–33.
- Masani, K., Kouzaki, M., & Fukunaga, T. (2002). Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *Journal of Applied Physiology*, 92, 1885–1890.
- Mašek, K. (2006). Podiatrie, obor hodný pozornosti. *Sanquis*, 43, 22–23.
- Medek, V. (2003). Plochá noha dospělých. *Interní medicína pro praxi*, 6, 315–316.
- Měkota, K., & Cuberek, R. (2007). *Pohybové dovednosti, činnosti, výkony*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Munro, C. F., Miller, D. I., & Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of Biomechanics*, 20, 147–155.
- Olsson, E. C. (1990). Methods of studying gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 21–43). Edingurgh: Churchill Livingstone.
- Perry, J. (2004). Normal gait. In D. G. Smith, J. W. Michael & J. H. Broker (Eds.), *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles* (3rd ed.) (pp. 353–366). Rosemont: AAOS.
- Přidalová, M., Janura, M., & Elfmark, M. (2002). Footscan – analýza tlakových sil v oblasti kontaktu nohy s podložkou. In J. Riegrová (Ed.). *Diagnostika pohybového systému – Metody vyšetření, primární prevence, prostředky pohybové terapie. Sborník V. mezinárodní konference v oboru funkční antropologie a zdravotní tělesné výchovy* (pp. 125–128). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Přidalová, M., & Riegrová, J. (2006). Morfologie nohy a její hodnocení. In J. Riegrová, M., Přidalová, & M., Ulbrichová. *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu* (pp. 163–179). Olomouc: Hanex.

- Přidalová, M., Vorálková, D., Janura, M., & Elfmark, M. (2004). The evaluation of morphology and foot function. *Acta Universitatis Palackiana Olomouensis Gymnica*, 34(1), 49–58.
- Puszczalowska-Lizis, E., & Kolek, A. (2011). Frequency of occurrence of longitudinal flat feet in students in the light of different techniques of plantography preparations. *Rzeszów*, 3, 305–314.
- Razeghi, M., & Batt, M. E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture*, 15, 282–291.
- Root, M. L., Orien, W. P., Weed, J. H., & Hughes, R. J. (1971). *Biomechanical examination of the foot. Volume 1*. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (1994). *Human Walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human Walking*. Philadelphia: Williams & Wilkins.
- Rouhani, H., Favre, J., Crevoisier, X., & Aminian, K. (2010). Ambulatory assessment of 3D ground reaction force using plantar pressure distribution. *Gait & Posture*, 32, 311–316.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince F., & Labelle H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, 12, 34–45.
- Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 35-A, 543–58.
- Svoboda, Z. (2008). *Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací* [Disertační práce]. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury.
- Sutherland, D. H., Olshen, R. A., Biden, E. N., & Wyatt, M. P. (1988). *The Development of Mature Walking*. London: Mac Keith Press.
- Vařeka, I., & Vařeková, R., (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Vaverka, F., & Elfmark, M. (2006). The gait analysis based on the measurement of ground reaction forces. In Z. Borysiuk (Ed.), *5th International Conference Movement and Health – Proceedings* (pp. 535–545). Opole: Opole University of Technology.

- Velé, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
- Votava, J. (2002). Chodidlo a jeho vztahy. Pohled kineziologický, rehabilitační, myoskeletální a jiné. *Pohybové ústrojí, 1 + 2*, 45–49.
- Waldecker, U. (2004). Pedographic analysis of hallux valgus deformity. *Foot and Ankle Surgery, 10*, 121–124.
- Wearing, S. C., Urry, S. R., & Smeathers, J. E. (2000). The effect of visual targeting on ground reaction force and temporospatial parameters of gait. *Clinical Biomechanics, 15*, 583–591.
- Wernick, J., & Volpe, R. G. (1996). Lower extremity functions and normal mechanics. In R. L. Valmassy (Ed.), *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities* (pp. 32–57). St. Louis: C.V.Mosby.
- Wilken, J., Rao, S., Saltzman, Ch., Yack, H. J. (2010). The effect of arch height on kinematic coupling during walking. *Clinical Biomechanics, 26*, 318–323.
- Winter, D. A. (2004). *Biomechanics and motor kontrol of human movement* (3rd ed.). Hoboken: John Wiley & Sons, Inc.
- White, R., Agouris, I., Serbie, R. D., & Kirkpatrick, M. (1999). The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clinical Biomechanics, 14*, 185–192.
- Whittle, M., W. (1996). *Gait analysis: an introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Průměrné časové a silové parametry dle úhlu paty

| Úhel paty | 1 | | 2 | | p |
|-----------|--------|------|--------|------|-------|
| Parametr | Průměr | SD | Průměr | SD | |
| t1 | 1,24 | 0,05 | 1,21 | 0,05 | 0,000 |
| t2 | 56,4 | 2,98 | 56,7 | 3,28 | 0,518 |
| t3 | 43,6 | 2,98 | 43,3 | 3,28 | 0,518 |
| t4 | 15,0 | 1,66 | 14,2 | 1,67 | 0,006 |
| t5 | 31,9 | 3,26 | 31,5 | 3,41 | 0,522 |
| t6 | 21,6 | 1,97 | 21,6 | 1,91 | 0,998 |
| t7 | 48,8 | 2,36 | 48,3 | 3,30 | 0,341 |
| t8 | 78,2 | 1,37 | 78,1 | 1,48 | 0,785 |
| t9 | 51,2 | 2,36 | 51,7 | 3,30 | 0,341 |
| F1 | -2,3 | 7,44 | 0,8 | 7,09 | 0,013 |
| F2 | 0,9 | 5,22 | -0,8 | 5,48 | 0,192 |
| F3 | -22,0 | 2,63 | -21,1 | 3,24 | 0,188 |
| F4 | 24,4 | 3,04 | 23,3 | 3,05 | 0,038 |
| F5 | 122,0 | 6,51 | 121,5 | 6,93 | 0,510 |
| F6 | 121,9 | 6,58 | 118,6 | 7,52 | 0,011 |
| F7 | 69,7 | 4,54 | 70,8 | 4,90 | 0,106 |
| I1 | -0,9 | 2,37 | -0,3 | 1,62 | 0,129 |
| I2 | -0,8 | 3,09 | 0,6 | 2,90 | 0,024 |
| I3 | -7,2 | 1,01 | -6,8 | 1,02 | 0,013 |
| I4 | 6,7 | 0,98 | 6,2 | 1,09 | 0,013 |
| I5 | 52,9 | 3,62 | 50,9 | 4,18 | 0,006 |
| I6 | 54,7 | 4,16 | 53,0 | 5,28 | 0,054 |
| I7 | 107,6 | 4,86 | 104,0 | 4,15 | 0,000 |

Legenda: x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, z – vertikální směr, SD - směrodatná odchylka, 1 – rozpětí hodnot úhlu paty 0–6°, 2 – rozpětí hodnot úhlu paty 6,1–12°, p - hladina statistické významnosti, t1 – celkový čas stejné fáze, t2 – čas brzdící fáze (y), t3 – čas akcelerační fáze (y), t4 – čas maximální síly v brzdící fázi (y), t5 – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y), t6 – čas maximální síly v brzdící fázi (z), t7 – čas minima síly ve středním a koncovém stoju (z), t8 – čas maximální síly v akcelerační fázi (z), t9 – čas od lokálního minima síly do konce stejné fáze (z).

F1 – maximální síla mediální (x), F2 – maximální síla laterální (x), F3 – maximální síla v brzdící fázi (y), F4 – maximální síla v akcelerační fázi (y), F5 – maximální síla v brzdící fázi (z), F6 – maximální síla v akcelerační fázi (z), F7 – minimum síly v mezistoju a koncovém stoju (z), I1 – silový impuls mediální (x), I2 – silový impuls laterální (x), I3 – silový impuls v brzdící fázi (y), I4 – silový impuls v akcelerační fázi (y), I5 – silový impuls v brzdící fázi (z), I6 – silový impuls v akcelerační fázi (z), I7 – celkový silový impuls (z).

Příloha 2. Průměrné časové a silové parametry dle úhlu palce

| Úhel palce | 1 | | 2 | | p |
|---------------|--------|------|--------|------|-------|
| | Průměr | SD | Průměr | SD | |
| t1 | 1,22 | 0,05 | 1,23 | 0,05 | 0,573 |
| t2 | 57,4 | 3,15 | 55,9 | 2,97 | 0,007 |
| t3 | 42,6 | 3,15 | 44,1 | 2,97 | 0,007 |
| t4 | 14,5 | 1,90 | 14,7 | 1,59 | 0,358 |
| t5 | 30,7 | 2,91 | 32,4 | 3,44 | 0,002 |
| t6 | 21,5 | 2,25 | 21,7 | 1,70 | 0,730 |
| t7 | 48,8 | 2,41 | 48,3 | 3,14 | 0,427 |
| t8 | 78,3 | 1,38 | 78,1 | 1,45 | 0,933 |
| t9 | 51,2 | 2,41 | 51,7 | 3,14 | 0,427 |
| F1 | -1,4 | 7,45 | -0,3 | 7,39 | 0,527 |
| F2 | 0,4 | 5,08 | -0,1 | 5,63 | 0,988 |
| F3 | -22,2 | 2,83 | -21,1 | 3,01 | 0,070 |
| F4 | 24,1 | 3,20 | 23,6 | 3,01 | 0,993 |
| F5 | 122,7 | 8,17 | 121,1 | 5,42 | 0,191 |
| F6 | 120,6 | 7,45 | 120,0 | 7,13 | 0,772 |
| F7 | 70,5 | 5,36 | 70,1 | 4,30 | 0,416 |
| I1 | -0,8 | 2,04 | -0,5 | 2,05 | 0,282 |
| I2 | -0,2 | 3,14 | 0,1 | 3,03 | 0,787 |
| I3 | -7,3 | 0,98 | -6,9 | 1,04 | 0,041 |
| I4 | 6,4 | 1,11 | 6,4 | 1,04 | 0,815 |
| I5 | 52,6 | 3,46 | 51,5 | 4,33 | 0,102 |
| I6 | 53,4 | 4,38 | 54,2 | 5,09 | 0,582 |
| I7 | 106,0 | 4,81 | 105,6 | 4,92 | 0,988 |

Legenda: x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, z – vertikální směr, SD - směrodatná odchylka, 1 – mírně varózní postavení (rozpětí úhlu $-13-0^\circ$), 2 – mírně valgózní postavení (rozpětí úhlu $0,1-11^\circ$), p – hladina statistické významnosti, t1 – celkový čas stejné fáze, t2 - čas brzdící fáze (y), t3 – čas akcelerační fáze (y), t4 – čas maximální síly v brzdící fázi (y), t5 – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y), t6 – čas maximální síly v brzdící fázi (z), t7 – čas minima síly ve středním a koncovém stoji (z), t8 – čas maximální síly v akcelerační fázi (z), t9 – čas od lokálního minima síly do konce stejné fáze (z).

F1 – maximální síla mediální (x), F2 – maximální síla laterální (x), F3 – maximální síla v brzdící fázi (y), F4 – maximální síla v akcelerační fázi (y), F5 – maximální síla v brzdící fázi (z), F6 – maximální síla v akcelerační fázi (z), F7 – minimum síly v mezistoji a koncovém stoji (z), I1 – silový impuls mediální (x), I2 – silový impuls laterální (x), I3 – silový impuls v brzdící fázi (y), I4 – silový impuls v akcelerační fázi (y), I5 – silový impuls v brzdící fázi (z), I6 – silový impuls v akcelerační fázi (z), I7 - celkový silový impuls (z).

Příloha 3. Průměrné časové a silové parametry dle úhlu nohy

| Úhel nohy | 1 | | 2 | | p |
|-----------|--------|------|--------|------|-------|
| Parametr | Průměr | SD | Průměr | SD | |
| t1 | 1,24 | 0,04 | 1,21 | 0,05 | 0,005 |
| t2 | 56,0 | 2,72 | 57,1 | 3,42 | 0,019 |
| t3 | 44,0 | 2,72 | 42,9 | 3,42 | 0,019 |
| t4 | 14,8 | 1,79 | 14,4 | 1,62 | 0,111 |
| t5 | 32,0 | 3,03 | 31,5 | 3,61 | 0,192 |
| t6 | 21,7 | 1,86 | 21,5 | 2,02 | 0,414 |
| t7 | 48,5 | 3,21 | 48,6 | 2,50 | 0,954 |
| t8 | 78,2 | 1,59 | 78,2 | 1,24 | 0,671 |
| t9 | 51,5 | 3,21 | 51,4 | 2,50 | 0,954 |
| F1 | -0,3 | 7,55 | -1,2 | 7,30 | 0,263 |
| F2 | -0,1 | 5,22 | 0,3 | 5,60 | 0,915 |
| F3 | -21,6 | 3,25 | -21,5 | 2,70 | 0,483 |
| F4 | 24,0 | 3,24 | 23,7 | 2,94 | 0,551 |
| F5 | 123,4 | 5,61 | 120,1 | 7,33 | 0,003 |
| F6 | 119,1 | 7,55 | 121,4 | 6,77 | 0,269 |
| F7 | 69,7 | 4,81 | 70,8 | 4,64 | 0,238 |
| I1 | -0,5 | 2,22 | -0,7 | 1,86 | 0,510 |
| I2 | 0,1 | 3,08 | -0,2 | 3,07 | 0,461 |
| I3 | -7,1 | 1,04 | -7,0 | 1,03 | 0,266 |
| I4 | 6,6 | 1,04 | 6,2 | 1,06 | 0,029 |
| I5 | 52,6 | 4,30 | 51,3 | 3,64 | 0,104 |
| I6 | 54,0 | 5,40 | 53,7 | 4,17 | 0,954 |
| I7 | 106,6 | 4,47 | 105,0 | 5,13 | 0,180 |

Legenda: x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, z – vertikální směr, SD - směrodatná odchylka, 1 – rozpětí hodnot úhlu nohy 8–17°, 2 – rozpětí hodnot úhlu nohy 17,1–22°, p – hladina statistické významnosti, t1 – celkový čas stejné fáze, t2 – čas brzdící fáze (y), t3 – čas akcelerační fáze (y), t4 – čas maximální síly v brzdící fázi (y), t5 – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y), t6 – čas maximální síly v brzdící fázi (z), t7 – čas minima síly ve středním a koncovém stoji (z), t8 – čas maximální síly v akcelerační fázi (z), t9 – čas od lokálního minima síly do konce stejné fáze (z).

F1 – maximální síla mediální (x), F2 – maximální síla laterální (x), F3 – maximální síla v brzdící fázi (y), F4 – maximální síla v akcelerační fázi (y), F5 – maximální síla v brzdící fázi (z), F6 – maximální síla v akcelerační fázi (z), F7 – minimum síly v mezistoji a koncovém stoji (z), I1 – silový impuls mediální (x), I2 – silový impuls laterální (x), I3 – silový impuls v brzdící fázi (y), I4 – silový impuls v akcelerační fázi (y), I5 – silový impuls v brzdící fázi (z), I6 – silový impuls v akcelerační fázi (z), I7 – celkový silový impuls (z).

Příloha 4. Průměrné časové a silové parametry dle indexu Chippaux-Šmirák

| CH-S | 1 | | 2 | | 3 | | p | | |
|------|--------|------|--------|------|--------|------|-------|-------|-------|
| | Průměr | SD | Průměr | SD | Průměr | SD | 1 x 2 | 1 x 3 | 2 x 3 |
| t1 | 1,23 | 0,04 | 1,22 | 0,05 | 1,24 | 0,04 | 0,276 | 0,341 | 0,102 |
| t2 | 57,3 | 4,07 | 56,4 | 2,83 | 55,8 | 2,53 | 0,709 | 0,515 | 0,833 |
| t3 | 42,7 | 4,07 | 43,6 | 2,83 | 44,2 | 2,53 | 0,709 | 0,515 | 0,833 |
| t4 | 14,0 | 1,31 | 14,6 | 1,69 | 15,9 | 2,10 | 0,087 | 0,010 | 0,076 |
| t5 | 31,1 | 4,27 | 31,9 | 3,09 | 31,9 | 2,46 | 0,765 | 0,985 | 0,619 |
| t6 | 21,7 | 2,67 | 21,6 | 1,75 | 21,6 | 1,10 | 0,847 | 0,809 | 0,801 |
| t7 | 48,0 | 2,57 | 48,5 | 2,99 | 50,2 | 2,07 | 0,462 | 0,010 | 0,071 |
| t8 | 77,8 | 1,44 | 78,1 | 1,34 | 79,7 | 1,11 | 0,433 | 0,003 | 0,001 |
| t9 | 52,0 | 2,57 | 51,5 | 2,99 | 49,8 | 2,07 | 0,462 | 0,010 | 0,071 |
| F1 | -5,8 | 5,53 | 0,8 | 7,23 | 0,4 | 7,71 | 0,000 | 0,055 | 0,729 |
| F2 | 3,2 | 4,38 | -0,8 | 5,47 | -0,6 | 4,53 | 0,011 | 0,086 | 0,535 |
| F3 | -21,5 | 2,34 | -21,3 | 3,14 | -23,5 | 2,55 | 1,000 | 0,046 | 0,046 |
| F4 | 23,0 | 2,38 | 23,4 | 2,62 | 29,2 | 2,68 | 0,326 | 0,000 | 0,000 |
| F5 | 117,7 | 6,52 | 122,8 | 6,00 | 123,4 | 8,72 | 0,002 | 0,079 | 0,951 |
| F6 | 120,3 | 7,03 | 119,1 | 6,84 | 128,6 | 5,33 | 0,447 | 0,001 | 0,000 |
| F7 | 70,7 | 4,07 | 70,4 | 4,55 | 68,4 | 7,22 | 0,602 | 0,467 | 0,441 |
| I1 | -2,3 | 2,19 | -0,1 | 1,74 | -0,7 | 1,83 | 0,000 | 0,034 | 0,349 |
| I2 | -1,7 | 2,35 | 0,4 | 3,12 | 0,6 | 3,10 | 0,007 | 0,109 | 0,940 |
| I3 | -7,1 | 1,07 | -6,9 | 1,00 | -7,8 | 0,93 | 0,442 | 0,061 | 0,011 |
| I4 | 6,1 | 1,10 | 6,3 | 0,95 | 7,9 | 0,60 | 0,678 | 0,000 | 0,000 |
| I5 | 51,0 | 2,95 | 51,9 | 4,31 | 54,7 | 2,87 | 0,488 | 0,003 | 0,034 |
| I6 | 55,2 | 4,98 | 53,3 | 4,76 | 54,5 | 4,41 | 0,078 | 0,615 | 0,349 |
| I7 | 106,2 | 4,30 | 105,2 | 5,00 | 109,2 | 3,81 | 0,377 | 0,086 | 0,014 |

Legenda: CH-S – Chippaux-Šmirák, x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, z - vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, 1 – skupina s normálním typem nohy 1. stupně, 2 - skupina s normálním typem nohy 2. stupně, 3 – skupina s normálním typem nohy 3. stupně, p - hladina statistické významnosti, t1 – celkový čas stejné fáze, t2 – čas brzdící fáze (y), t3 – čas akcelerační fáze (y), t4 – čas maximální síly v brzdící fázi (y), t5 – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y), t6 – čas maximální síly v brzdící fázi (z), t7 – čas minima síly ve středním a koncovém stoji (z), t8 – čas maximální síly v akcelerační fázi (z), t9 – čas od lokálního minima síly do konce stejné fáze (z).

F1 – maximální síla mediální (x), F2 – maximální síla laterální (x), F3 – maximální síla v brzdící fázi (y), F4 – maximální síla v akcelerační fázi (y), F5 – maximální síla v brzdící fázi (z), F6 – maximální síla v akcelerační fázi (z), F7 – minimum síly v mezistoji a koncovém stoji (z), I1 – silový impuls mediální (x), I2 – silový impuls laterální (x), I3 – silový impuls v brzdící fázi (y), I4 – silový impuls v akcelerační fázi (y), I5 – silový impuls v brzdící fázi (z), I6 – silový impuls v akcelerační fázi (z), I7 - celkový silový impuls (z).

Příloha 5. Průměrné časové a silové parametry dle indexu Sztritzer-Godunov

| S-G Parametr | 1 | | 2 | | 3 | | p | | |
|-----------------|--------|------|--------|------|--------|------|-------|-------|-------|
| | Průměr | SD | Průměr | SD | Průměr | SD | 1 x 2 | 1 x 3 | 2 x 3 |
| t1 | 1,24 | 0,04 | 1,22 | 0,05 | 1,22 | 0,05 | 0,328 | 0,299 | 0,855 |
| t2 | 57,7 | 4,78 | 56,1 | 2,24 | 56,7 | 3,16 | 0,336 | 0,785 | 0,222 |
| t3 | 42,3 | 4,78 | 43,9 | 2,24 | 43,3 | 3,16 | 0,336 | 0,785 | 0,222 |
| t4 | 13,9 | 1,50 | 14,4 | 1,37 | 15,0 | 2,01 | 0,153 | 0,040 | 0,211 |
| t5 | 30,6 | 4,83 | 32,0 | 2,56 | 31,9 | 3,41 | 0,411 | 0,481 | 0,776 |
| t6 | 21,7 | 3,22 | 21,3 | 1,33 | 21,9 | 1,88 | 0,994 | 0,451 | 0,214 |
| t7 | 48,2 | 2,77 | 48,0 | 3,15 | 49,3 | 2,43 | 0,695 | 0,107 | 0,030 |
| t8 | 77,4 | 1,52 | 78,0 | 1,53 | 78,6 | 1,09 | 0,124 | 0,004 | 0,083 |
| t9 | 51,8 | 2,77 | 52,0 | 3,15 | 50,7 | 2,43 | 0,695 | 0,107 | 0,030 |
| F1 | -4,6 | 6,50 | 0,1 | 7,23 | -0,2 | 7,60 | 0,020 | 0,075 | 0,541 |
| F2 | 2,5 | 4,89 | -0,2 | 5,47 | -0,4 | 5,37 | 0,368 | 0,180 | 0,929 |
| F3 | -21,2 | 2,41 | -21,0 | 3,35 | -22,2 | 2,63 | 0,945 | 0,154 | 0,173 |
| F4 | 21,9 | 1,88 | 23,5 | 2,65 | 24,9 | 3,48 | 0,012 | 0,000 | 0,075 |
| F5 | 116,6 | 7,08 | 122,3 | 6,47 | 123,1 | 6,01 | 0,011 | 0,003 | 0,632 |
| F6 | 120,1 | 8,24 | 119,7 | 7,16 | 121,0 | 7,04 | 0,788 | 0,785 | 0,683 |
| F7 | 71,1 | 4,54 | 70,7 | 4,11 | 69,5 | 5,41 | 0,618 | 0,284 | 0,270 |
| I1 | -1,8 | 2,31 | -0,4 | 1,89 | -0,5 | 2,02 | 0,026 | 0,038 | 0,978 |
| I2 | -1,4 | 2,63 | 0,2 | 3,12 | 0,2 | 3,09 | 0,096 | 0,119 | 0,837 |
| I3 | -7,1 | 1,23 | -6,8 | 0,91 | -7,2 | 1,07 | 0,753 | 0,412 | 0,092 |
| I4 | 5,8 | 1,09 | 6,4 | 0,92 | 6,7 | 1,12 | 0,061 | 0,011 | 0,238 |
| I5 | 51,1 | 3,32 | 51,4 | 4,03 | 52,8 | 4,14 | 0,969 | 0,197 | 0,095 |
| I6 | 55,1 | 5,76 | 54,3 | 5,29 | 52,9 | 3,67 | 0,544 | 0,062 | 0,127 |
| I7 | 106,2 | 5,15 | 105,7 | 4,56 | 105,7 | 5,16 | 0,629 | 0,661 | 0,771 |

Legenda: S-G – Sztritzer-Godunov, x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, z - vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, 1 – skupina s vysokou nohou, 2 – skupina s normálně klenutou nohou, 3 – skupina s plochou nohou. 2. stupně, p – hladina statistické významnosti, t1 – celkový čas stojné fáze, t2 – čas brzdící fáze (y), t3 – čas akcelerační fáze (y), t4 – čas maximální síly v brzdící fázi (y), t5 – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y), t6 – čas maximální síly v brzdící fázi (z), t7 – čas minima síly ve středním a koncovém stoji (z), t8 – čas maximální síly v akcelerační fázi (z), t9 – čas od lokálního minima síly do konce stojné fáze (z).

F1 – maximální síla mediální (x), F2 – maximální síla laterální (x), F3 – maximální síla v brzdící fázi (y), F4 – maximální síla v akcelerační fázi (y), F5 – maximální síla v brzdící fázi (z), F6 – maximální síla v akcelerační fázi (z), F7 – minimum síly v mezistoji a koncovém stoji (z), I1 – silový impuls mediální (x), I2 – silový impuls laterální (x), I3 – silový impuls v brzdící fázi (y), I4 – silový impuls v akcelerační fázi (y), I5 – silový impuls v brzdící fázi (z), I6 – silový impuls v akcelerační fázi (z), I7 - celkový silový impuls (z).