

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VYBRANÉ FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ SYMETRII ZATÍŽENÍ PŘI CHŮZI

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Andrea Závodná, tělesná výchova – geografie

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

Olomouc 2017

Jméno a příjmení autora: Bc. Andrea Závodná

Název magisterské práce: Vybrané faktory ovlivňující symetrii zatížení při chůzi

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii FTK UP Olomouc

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

Rok obhajoby: 2017

Abstrakt:

Lidská chůze se může jevit na oko jako symetrická. Při podrobnějším hodnocení/měření, tomu tak ale není. Tato diplomová práce se zabývá mírou symetrie zatížení dolních končetin při chůzi u žen středního věku. Výzkumného měření se celkem zúčastnilo 121 žen s průměrným věkem $56,6 \pm 4,8$ let. Symetrii zatížení končetin jsme určili pomocí parametrů odvozených z reakční síly podložky měřené na dvou silových plošinách Kistler. Míra symetrie zatížení mezi pravou a levou dolní končetinou byla posuzována pomocí indexů symetrie. Nejvyšších hodnot indexu symetrie dosahovaly parametry anterioposteriorní komponenty reakční síly podložky. Dále jsme porovnávali vztahy mezi symetrií antropometrických parametrů a parametrů charakterizujících symetrii zatížení. Nebyly zjištěny žádné významné korelace mezi antropometrickými a silovými parametry. Výsledky však ukázaly významný vztah mezi některými časovými a silovými parametry, zejména mezi trváním stejné fáze a celkovým silovým impulsem.

Klíčová slova: chůze, reakční síla podložky, symetrie, index symetrie, antropometrické parametry, silové parametry, ženy

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Andrea Závodná

Title of the master thesis: Selected factors affecting the symmetry of the load during gait

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology FTK UP Olomouc

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2017

Abstract:

The human gait may appear symmetrical while watching the movement. In case the gait undergoes the more detailed study/measurement we can tell that this is not true. The diploma thesis deals with the symmetry of the load of lower limbs during the gait in middle aged women. The group of 121 women in the average age of $56,6 \pm 4,8$ years took part in the research measurement. The symmetry of the load was determined by parameters that were derived from the reaction force of the mat. The measurement itself was done on two power platforms Kistler. The degree of symmetry of the load between right and left lower limb was assessed through the indexes of symmetry. The highest value of symmetry index gained the parameters of anteroposterior component of the reaction force of the mat. We also compared the relation between the symmetry of anthropometrical parameters and parameters that characterize the symmetry of the load. There were no important correlations found between anthropometrical and force parameters. The results showed an essential relation between parameters of time and force. The closest relation was discovered between the period of stable phase and the complete force impulse.

Keywords: gait, ground reaction force, symmetry, symmetry index, anthropometric parameters, force parameters, woman

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

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

V Olomouci dne 20. 4. 2017

.....

Práce vznikla za podpory výzkumného projektu Grantové agentury České Republiky č. 15-13980S s názvem “Hodnocení variability provedení chůze jako ukazatele rizika pádů”.

Děkuji vedoucímu diplomové práce Mgr. Zdeňkovi Svobodovi, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce. A také za pomoc při zpracování dat. Dále bych chtěla poděkovat svým rodičům za podporu při studiu.

OBSAH

1	ÚVOD.....	8
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	9
2.1	Chůze.....	9
2.2	Popis chůzového cyklu.....	11
2.3	Asymetrie stavby nohy.....	14
2.4	Úlohy nohy	14
2.4.1	Statická funkce nohy	15
2.4.2	Dynamická funkce nohy.....	15
2.5	Analýza zatížení při chůzi	16
2.5.1	Reakční síla podložky.....	17
2.5.2	Rozložení tlaků	21
2.6	Symetrie při chůzi.....	21
2.7	Asymetrie v tělesném složení.....	25
2.8	Chůze u žen 50+	26
2.8.1	Věková přeměna organismu	27
2.8.1.1	Fyziologická přeměna organismu	27
2.8.1.2	Biomechanická přeměna organismu	28
3	CÍLE	29
3.1	Hlavní cíl	29
3.2	Dílčí cíle	29
3.3	Hypotézy	29
3.4	Výzkumné otázky	29
4	METODIKA	30
4.1	Výzkumný soubor.....	30
4.2	Přístroje a software	30
4.3	Realizace měření	31
4.4	Zpracování dat	31
5	VÝSLEDKY	33
5.1	Indexy symetrie	33
5.2	Vztah mezi symetrií antropometrických parametrů a parametrů odvozených z reakční síly podložky.....	34
5.3	Vztah mezi symetrií parametrů odvozených z reakční síly podložky.....	36

5.3.1	Vztah mezi symetrií parametrů – trvání stojné fáze (t_1) a celkový silový impuls ve vertikálním směru (I7)	37
5.3.2	Vztah mezi symetrií parametrů – maximum síly v akcelerační fázi (F4) a silový impuls v akcelerační fázi (I4).....	37
5.3.3	Vztah mezi symetrií parametrů – maximum síly v brzdící fázi (F3) a silový impuls v brzdící fázi (I3)	38
5.3.4	Vztah mezi symetrií parametrů – silový impuls v akcelerační fázi (I6) a celkový silový impuls ve vertikálním směru (I7).....	38
5.3.5	Vztah mezi symetrií parametrů – trvání stojné fáze (t_1) a silový impuls v akcelerační fázi (I6)	39
5.3.6	Vztah mezi symetrií parametrů – silový impuls v brzdící fázi (I5) a silový impuls v akcelerační fázi (I6).....	39
5.3.7	Vztah mezi symetrií parametrů – silový impuls v brzdící fázi (I5) a celkový silový impuls ve vertikálním směru (I7).....	40
5.3.8	Vztah mezi symetrií parametrů – silový impuls v brzdící fázi (I3) a silový impuls v akcelerační fázi (I6).....	40
6	DISKUZE	41
6.1	Vyjádření se k hypotézám.....	42
6.2	Odpověď na výzkumnou otázku.....	43
6.3	Limity práce.....	43
7	ZÁVĚRY.....	44
8	SOUHRN	45
9	SUMMARY	46
10	REFERENČNÍ SEZNAM	47

1 ÚVOD

Přibližně před čtyřmi miliony let se začali naši předkové učit stát či chodit po dvou. Ruce začaly plnit jiné funkce. Postavením člověka na dvě nohy se těžiště lidského těla posunulo výše. Zároveň se zmenšila opěrná báze, což zvýšilo nároky na udržení stability. Dlouhý čas žili naši předchůdci jako nomádi. Po poslední době ledové se lidé začali postupně usazovat. Zhruba před sto lety se z lidí začali stávat v tzv. „sedavci“, lidi posedávající v automobilech, před televizí či za úřednickým stolem. Právě to může mít za následek změny nohy a celé lidské pohybové soustavy (Larsen, 2005).

Zdravé nohy potřebují pohyb. Proto by se chůzi mělo věnovat dostatek pozornosti při výzkumech, protože je to základní jednotka lidského pohybu/aktivity. Bylo ukázáno, že chůze člověka je jedinečná, ovlivňována mnoha faktory – věk, výška, pohlaví, aktuální zdravotní a psychický stav jedince, vnější prostředí (Larsen, 2005; Newell & Corcos, 1993).

Vůbec s prvním definováním rytmu chůze, coby jednoho z nejdůležitějších pohybových znaků, přišel Aristoxenos z Tarentu jako uspořádání dob. Rytmus má podstatná určení – dimenze časová, dimenze dynamická, opakování, seskupování. Dimenze časová charakterizuje rytmus jako specifické a typické časové uspořádání pohybového aktu. Jde o uspořádání fází, kdy aktivita je členěna na doby, jako například rytmus chůze je dvoučlenný. Dimenze dynamická může být shrnuta, tak že rytmus je typické časové uspořádání a rozdělení důrazů (Měkota & Cuberek, 2007).

Pokud je rytmus při chůzi pravidelný, můžeme předpokládat, že trvání kroku na levé i pravé straně je stejně dlouhé, tedy, že chůze je symetrická.

Autoři, kteří zkoumali symetrii chůze, nejsou zcela jednotní, kdy je chůze symetrická a kdy už bychom ji mohli označit za asymetrickou. Jednou z příčin této nejednotnosti je vnímání pojmu symetrie, např. – odlišné stanovení hranice pro symetrii a asymetrii. Záměrem této práce bylo posoudit, jaká míra asymetrie v zatížení při chůzi je přirozená u běžné populace a také posoudit vztah mezi mírou symetrie u různých chůzových parametrů.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Chůze

Perry (2004) popisuje chůzi jako opakující se děj pro každou končetinu, kdy zároveň posouvají celé tělo dopředu a udržují stabilitu. K zajištění pohybu slouží svaly končetin, kdežto k neutrálnímu postavení páteře s minimem posturálních změn slouží svaly trupu.

Trew a Everett (1997) chůzi charakterizují jako pád následovaný reflexem, který posune dolní končetinu směrem vpřed, aby došlo k udržení rovnováhy. Pro člověka je to nejběžnější způsob pohybu, který tvoří nezbytnou součást každodenního života.

Zemánková (1996) zmiňuje, že chůze je sled posuvných a rotačních pohybů, kde základním prvkem jsou dolní končetiny a pánve a jedná se hlavně o děj mimovolní a podvědomý.

Earls (2014) uvádí, že chůze se též účastní kromě dolních končetin také hlava, horní končetiny a páteř. Právě proto se pak chůze stává hospodárná.

Každý člověk má svůj styl a rychlost chůze. Ta je ovlivněna podmínkami, ve kterých se člověk nachází, a proto nedokáže jít vždy stejně (Masani, Kouzaki, & Fukunaga, 2002).

Při klasické chůzi směřují špičky směrem vpřed či jsou lehce vytočeny o 15° směrem ven. S výraznějším vytočením chodidel, dochází k zatěžování vnitřního oblouku. Z pravidla se jedná o plochonohé. Naopak při chůzi u batolat a malých dětí směřují špičky dovnitř. Znázorněno na obrázku 1 (Jaroš, 1954).



Obrázek 1. Různé typy chůze - špičkami dopředu, mírně ven, indiánský typ chůze, špičkami dovnitř a špičkami přes 15° ven (Jaroš, 1954)

Podle Jandy (1996) můžeme chůzi rozlišit na tři základní typy proximální, akrální, peroneální.

Základní časové-prostorové parametry chůze Whittle (2007) uvádí tyto – chůzový cyklus, umístění chodidla (délka dvojkroku, délka kroku, šířka kroku), kadence, rychlost chůze. Kadence je často nahrazována dobou trvání chůzového cyklu (s) = $120/\text{kadence}$ (počet kroků/min).

Při chůzi dochází ke střídání fáze jednooporové s fází dvojí opory, která je krátká a prodlužuje se při chůzi do svahu. Dvojkrok tvoří jeden cyklus (Měkota & Cuberek, 2007; Véle, 2006).

K ideálním pohybovým aktivitám se řadí chůze, kde dochází k rytmickému zkracování svalů, a tím se mění vzdálenost mezi jejich začátky a úpony. Při ní se zapojuje přibližně 700 svalů a 100 kloubů. Každý den se doporučuje chodit přinejmenším půl hodiny. Nedostatek pohybu a nezdraví životní styl je z 80 % příčinou srdečního infarktu a z 90 % stařeckého diabetu (Měkota & Cuberek, 2007; Véle, 2006; Larsen, 2005).

Důležité je zajistit stabilizaci vzpřímené polohy jak v klidu, tak při pohybu, aby byla chůze bezpečná, obzvláště se to týká chůze na nerovném povrchu. Tuto stabilizaci je schopen zajistit centrální nervový systém (CNS) za podmínky pevné opory v místě kontaktu s opěrnou bází na zemi tak, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzivní svalové síly (Véle, 2006).

Pro člověka je chůze základním pohybem, s výjimkou u tělesně znevýhodněných osob. Je brána jako snadno dostupná, materiálně i prostorově nenáročná pohybová aktivita vhodná v každém věku. Pomáhá nám uskutečnit všední úkony a povinnosti v průběhu dne. Pokud zvýšíme rychlost, zapojíme paže, změním sklon či povrch terénu výrazně se navýší energetická náročnost chůze skoro až na desetinásobek základního energetického ekvivalentu (MET; $3,5 \text{ ml(O}_2) \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) (Cuberek, Gába, Svoboda, Pelclová, Chmelík, Lehnert, & Frömel, 2014).

Aktivita	Specifikace	Rychlost km.hod ⁻¹	METs
Chůze	velmi pomalá	2,0–3,0	2,0
	procházková	4,0	3,0
	do školy, do práce	4,0–5,0	4,0
	v písčité půdě	4,0	5,0
	s břemenem 10 kg	4,0	4,5
	s břemenem 30 kg	4,0	6,0
	turistická v přírodě	5,0	6,0
	při vysokohorské turistice	3,0–5,0	6–8
	do kopce	5,0	8,0
	do schodů	–	8,0
	vystupování na žebřík	–	8,0
	různou rychlostí po rovině	4,0	3,0
			6,0
		8,0	6,2
		10,0	9,5

Obrázek 2. Intenzita zatížení při cyklických lokomočních aktivitách (Měkota & Cuberek, 2006)

2.2 Popis chůzového cyklu

Chůzový cyklus můžeme charakterizovat jako časový interval mezi dvěma následujícími událostmi, které se cyklicky opakují. Jednotlivé úseky při chůzi popisujeme jako kroky (step), které trvají od kontaktu jedné paty ke kontaktu druhé paty s opěrnou bází nebo je popisujeme jako dvojkroky (stride), které trvají od kontaktu jedné paty ke kontaktu téže paty s opěrnou bází (Barr & Backus, 2001; Véle, 2006; Whittle, 2007).

Chůzový cyklus se dělí na fázi stojnou a švihovou. Stojná fáze tvoří 62% chůzového cyklu a je to fáze, která zajišťuje stabilitu chůze a je nezbytná pro správnou fázi švihovou. Ta tvoří 38% krokového cyklu, je započata uvolněním chodidla od podložky a dochází během ní k přesunu švihové nohy před stojnou. Tím dosáhneme pohybu vpřed (Vaughan, 1992; Trew & Everett, 1997). Kirtley (2006) uvádí poměr stojné fáze a švihové 60:40.

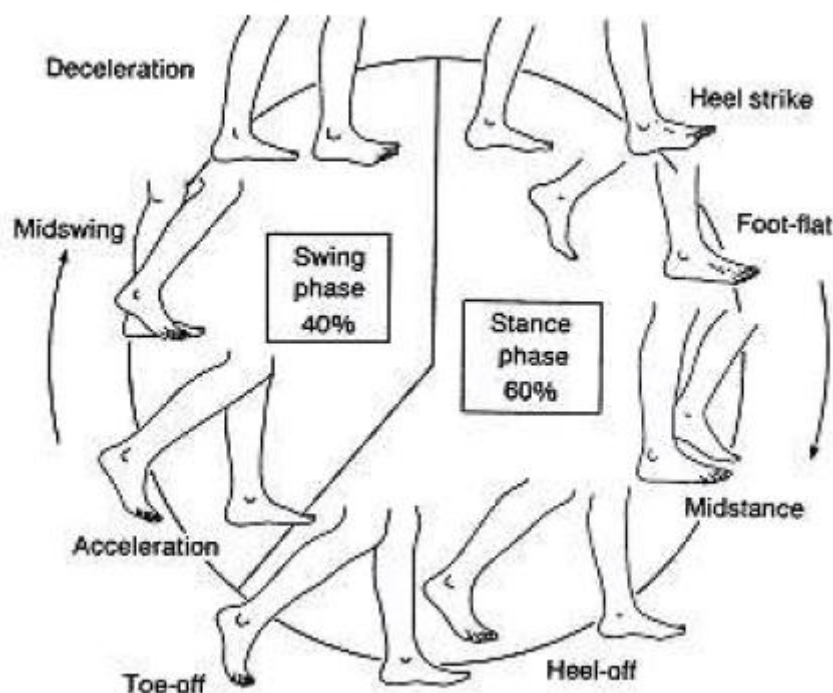
Stojná a švihová fáze jsou děleny na subfáze, které se svými názvy liší podle různých autorů, ale časově zůstávají ekvivalentní.

Velé (2006) rozlišuje tyto fáze:

- A) švihová fáze,
- B) opěrná fáze,
- C) fáze dvojí opory – přechod mezi švihovou a stojnou fází, obě končetiny se dotýkají opěrná báze.

Další dělení podle Vaughana, Davise a O'Connora (1992) znázorněno na obrázku 2:

- A) Stojná fáze:
 - a. heel strike (úder paty),
 - b. foot-flat (plný kontakt nohy s podložkou),
 - c. midstance (mezistoj),
 - d. heel-off (odlepení paty),
 - e. toe-off (odraz palce).
- B) Švihová fáze:
 - a. acceleration (zrychlení),
 - b. midswing (mezišvih),
 - c. deceleration (zpomalení).



Obrázek 3. Chůzový cyklus podle Vaughana (Vaughan, 1992)

Nejčastěji, ale v literatuře najdeme rozdělení podle Whittle (2007):

A) Stojná fáze:

- a. initial contact (počáteční kontakt),
- b. loading response (reakce na zatížení),
- c. opposite toe off (odlepení druhostranného palce),
- d. midstance (střed stojné fáze),
- e. heel rise (zvednutí palce),
- f. opposite initial contact (druhostranný počáteční kontakt).

B) Švihová fáze

- a. toe off (odlepení palce),
- b. feet adjacent (přilehlé chodidlo),
- c. tibia vertical (tibia vertikálně).

Délka kroku je závislá na rychlosti chůze. Pokud se zvýší rychlost, prodlužuje se délka kroku. Chůze o široké bázi je charakterizovaná pokud šířka kroku přesáhne 10,5 cm. Může to být také znak poruchy propiocepce nebo centrální poruchy (Janura et al., 1998).

2.3 Asymetrie stavby nohy

Podiatrie je věda zabývající se studiem nohou, její anatomii, fyziologií a patofyziologií, správnou léčbou a prevencí. Z ní vychází vědní obor podologie. Ta se zaměřuje přímo na asymetrii nebo různé typy deformit nohy. Kde dochází ke statickému a dynamickému vyšetření, léčbě za pomoci ortopedických pomůcek a zdravotní obuvi (Jirkovská, & Bém, 2011).

Vařeka a Vařeková (2009) uvádějí, že kostru nohy lze rozdělit dvěma liniemi (transverzotarzální a tarzometatarzální) na tři oddíly. Přední oddíl neboli také přednoží je tvořen nártními kostmi a články prstů. Střední oddíl neboli také středonoží, obvykle nazýváno jako nárt je složeno z pěti malých kůstek – krychlová, lodkovitá a tři klínové. Zadní oddíl či také zánoží, často nazýváno jako zánártí, které je utvořeno z kosti hlezenní a patní (Zvonař, Vespalec, Kolářová, & Petr, 2011).

2.4 Úlohy nohy

Nohy jsou zdrojem vlastního pohybu a to chůze a běhu. Lidská noha vykonává hned několik úloh naráz. Jsou pro nás oporou, která poskytuje dokonalé rozložení zátěže hmotnosti lidského těla. Při pohybu v různých částech bývají rozdílně zatěžovány. Pomocí tukových polštářů na patě a bříšku chodidla dochází k tlumení otřesů při chůzi. S přibývajícím věkem dochází k jejich ztenčování. Chodidlo se také dokáže přizpůsobit různému podloží (nakloněná rovina, písek, kamínky, námraza) a to jednak při stoje tak při chůzi a to právě kvůli signálu, který dojde do mozku za pomoci kožních, šlachových i svalových a nervových receptorů. Pro udržení rovnováhy, reakci na změnu těžiště či na orientaci v prostoru se podílí zrakové a statické ústrojí (Smetana, 2001).

Za pružností nohy stojí tvar jednotlivých kostí, dále jejich vzájemné spojení vazivovými strukturami a fixace nožních kleneb svalovým aparátem bérce a nohy. Je zapotřebí, aby noha byla dostatečně ohebná a rigidní, aby mohlo dojít k plnění úloh nohou (Dylevský, 2009).

Lidskou nohu lze rozdělit do tří oddílů (podrobně rozvedeno v kapitole 2.3), z toho každý oddíl má odlišnou úlohu. Tím, že je přední oddíl tvořen prsty, dochází k celkovému udržování stability nohy. Jediný prst, který je dvoučlánkový, je palec a ten je důležitý při odvíjení nohy při chůzi a běhu. Další oddíl je středonoží, což je pružná

část nohy a tlumí náraz při chůzi či běhu. Zánožní část oproti ostatním částím je málo pohyblivá. Jejím důležitým úkolem je přenášet hmotnost těla (Vařeka, & Vařeková, 2009; Zvonař, Vespalec, Kolářová, & Petr, 2011).

Novotná (2001) uvádí, že lidská noha ve funkční anatomii plní dvě funkce konkrétně statickou (nosnou) a dynamickou (lokomoční).

2.4.1 Statická funkce nohy

Chodidlo umožňuje člověku stát a mít vzpřímený postoj. Tato funkce je umožněna právě podélnou a příčnou klenbou, která má za následek, že se chodidlo může chovat jako elastická pružina, za pomoci krátkých a dlouhých svalů. Při stání na rovné a tvrdé podložce má chodidlo tři základní opěrné body – zadní (mediální a laterální výběžek kosti patní), přední mediální (hlava první nártní kosti), přední laterální (hlava páté nártní kosti) (Novotná, 2001).

Ve stoji na každou nohu zvlášť připadá zhruba polovina hmotnosti celého těla. Zatížení na chodidle se rozkládá mezi zadní část chodidla čili patu a přední část chodidla tedy špička. Nejvíce zatížen z přední části je palec a připadá na něj čtvrtina hmotnosti z celého chodidla a druhá čtvrtina připadá na zbylé čtyři prsty. Toto rozložení je považováno za ideální a je ho dosaženo při úplném klidu těla (Jaroš, 1954). Názor, na rozložení hmotnosti těla na chodidlo, ale není jednotný. Dylevský (2009) tvrdí, že z 60 % je zatížena zadní část chodidla a ze 40 % přední.

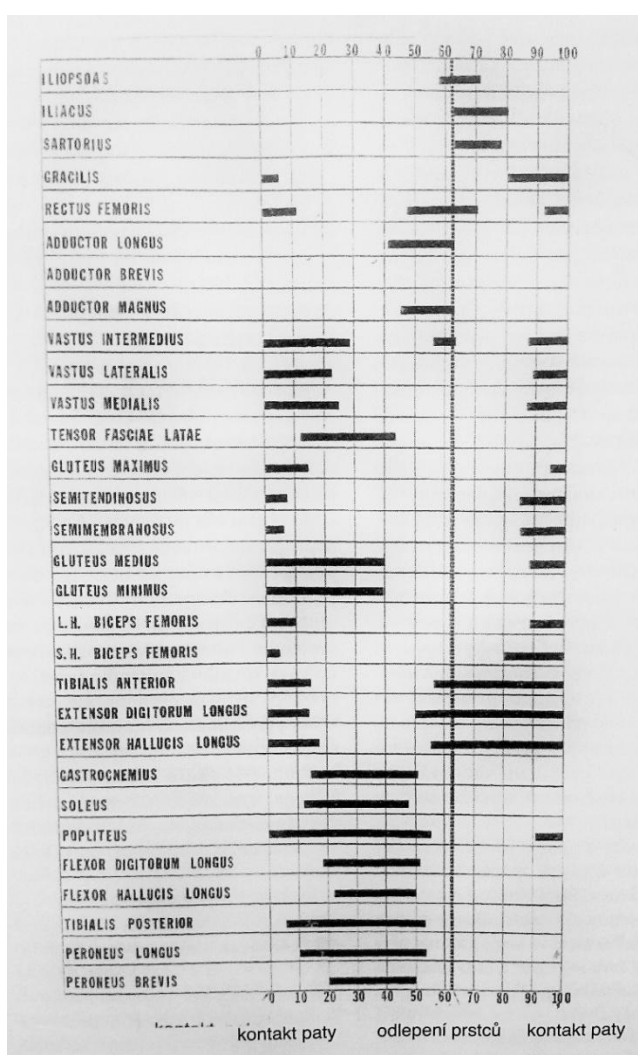
2.4.2 Dynamická funkce nohy

Pohyb v obou směrech nám umožňuje horní a dolní zánártní klouby, které tvoří hlezenní kloub, ale zároveň stavba kloubů a vazů tyto pohyby omezuje, čímž zajišťuje pevnost a stabilitu chodidel (Novotná, 2001).

Základní lidská lokomoce je chůze, která je více rozepsána v kapitole 2.1. Dolní končetiny vykonávají cyklický pohyb, kterému se říká chůzový cyklus, který je popsán v kapitole 2.2.

2.5 Analýza zatížení při chůzi

Pokud jsme na místě pozorovatele, může nám chůze připadat jako jednoduchý alternující pohyb. Když ale začneme chůzi analyzovat, zjistíme, že jde o složitý sekvenční fázový pohyb, který probíhá cyklicky podle určitého časového pořádku, tzv. timingu. Takový složitý pohybový úkon zasahuje a ovlivňuje celý pohybový systém od hlavy až k patě, proto se dokáže ideálně přizpůsobit složitějšímu tvaru a vlastnostem terénu, ve kterém chůze probíhá. Zajímavostí je, že se zatím nepodařilo technikům vyrobit pohybujícího se robota, který by se dokázal přizpůsobit podmínkám zevního prostředí, tak jak to dokáže člověk (Véle, 2006).



Obrázek 4. Aktivita svalů činných při chůzi (Véle, 2006)

Whittle (2007) uvádí, že analýza chůze slouží k pozorování, zaznamenávání kvalitativních i kvantitativních znaků a změn chůze. Je důležitá pro osoby s různými zdravotními problémy, tak i pro ty zdravé. Této analýzy se využívá v různých

medicínských odvětvích, jako třeba v neurologii, ortopedii či v rehabilitaci. Vliv na rozdílnost výsledků může mít pohlaví, věk.

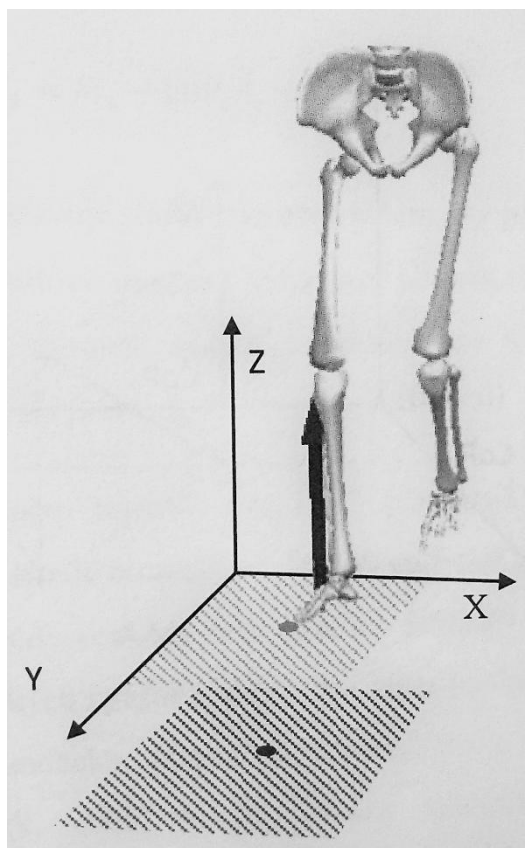
Jedna z nejvíce analyzovaných pohybových činností je chůze. Biomechanické metody, které se používají právě pro analýzu vybraných parametrů chůze, lze rozdělit do dvou skupin – dynamické metody (při měření parametru síly) a kinematické metody (bez ohledu na sílu) (Janura, & Zahálka, 2004).

Sadeghi, Allard a Duhaime (1997) uvádějí, že při stožení lidského těla nejvíce zatěžujeme koleno, ale při sagitálním pohybu je nejvýznamnější kyčel.

2.5.1 Reakční síla podložky

Příčinou lidské lokomoce je reakční síla, která vzniká při kontaktu dolních končetin s podložkou. Způsob realizace chůze můžeme lépe pochopit, pokud reakční sílu rozložíme do tří složek. (Jandačka, 2011).

Vektor reakční síly dostáváme jako výstupní veličinu z měření na silových plošinách. Ten je určen devíti veličinami a to třemi složkami silového vektoru F_x , F_y , F_z , dále třemi prostorovými souřadnicemi x , y , z a třemi momenty síly M_x , M_y , M_z (Whittle, 2007).



Obrázek 5. Silové plošiny v rámci globálního souřadného systému (Jandačka, 2011)

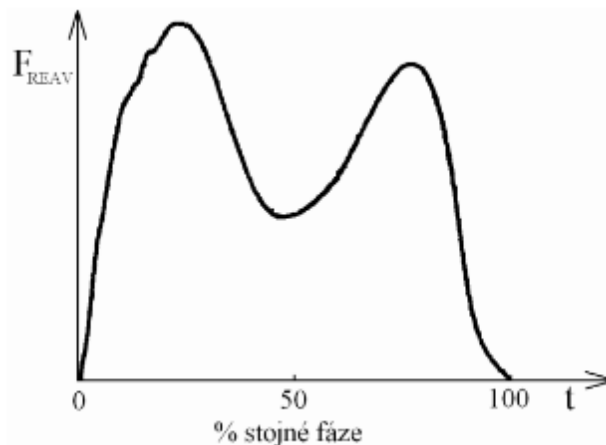


Obrázek 6. Dvě silové plošiny zabudované v podlaze (Jandačka, 2011)

Při chůzi se rozkládá vektor reakční podložky do tří směrů – vertikálního, anterioposteriorního a mediolaterálního (Svoboda, 2008).

a) vertikální složka reakční síly

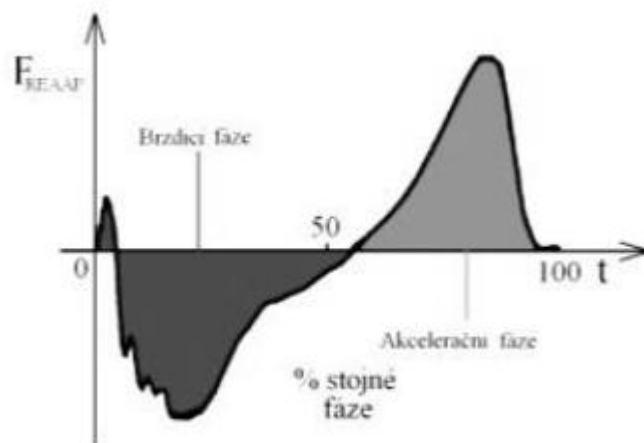
Pro vertikální složku reakční síly jsou typické dva vrcholy (obrázek 7). V těchto maximech je hodnota vyšší než hodnota tíhové síly odpovídající tělesné hmotnosti dané osoby. Když dochází ke stoupání nebo klesání velikosti síly nad či pod hodnotu odpovídající tělesné hmotnosti, pak v dané fázi dochází ke zrychlení či zpomalení pohybu. Rychlost chůze ovlivňuje velikost vertikální složky reakční síly, s vyšší rychlostí jsou maxima síly větší.



Obrázek 7. Průběh vertikální složky reakční síly (F_{REAV}) ve stojné fázi (Svoboda, 2008)

b) anterioposteriorní složka reakční síly

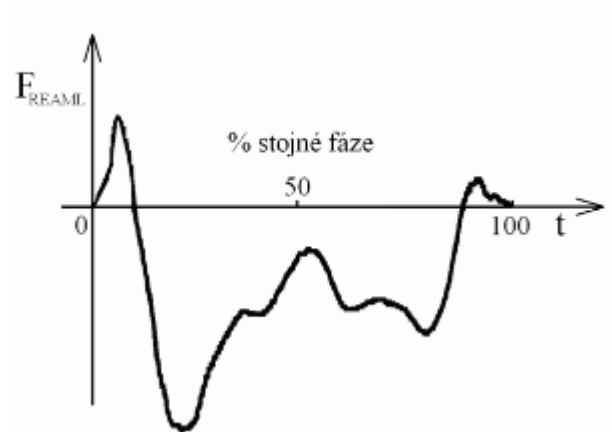
Křivka na počátku chůzového cyklu je v záporných hodnotách, tedy působí směrem dozadu. A tak zpomaluje tělo v mezistoji. Říká se jí brzdící fáze. Druhá část stojné fáze je nazývána zrychlující, nachází se v kladných hodnotách. Působí směrem vpřed, kdy chodidlo opouští podložku.



Obrázek 8. Průběh anteroposteriorní složky reakční síly (F_{REAV}) ve stejné fázi (Svoboda, 2008)

c) mediolaterální složka reakční síly

Tato složka je více variabilní, proto se tak často při dynamické analýze chůze nepoužívá. Na začátku mediolaterální složka působí krátce v mediálním směru. V tomto směru také působí v závěrečné fázi. Po zbytek stejné fáze působí v laterálním směru.



Obrázek 9. Průběh mediolaterální složky reakční síly (F_{REAV}) ve stejné fázi (Svoboda, 2008)

Působíště reakční síly (centre of pressure - COP)

Působíště reakční síly se měří silovou plošinou a je váženým průměrem rozdělených COP pod dvěma chodidly, zda jsou obě v kontaktu s podložkou či pod jedním chodidlem, které je v kontaktu. V rovině podložky je umístěno působíště

reakční síly. Vertikální souřadnice se rovná nule. Směry mediolaterální a předozadní mají proměnlivou hodnotu (Svoboda, 2008).

2.5.2 Rozložení tlaků

Jednou z možností, jak určit zatížení nohy, je detekce distribuce tlaků na kontaktu chodidla s podložkou nebo s obuví. Tato metoda bývá označována jako dynamická plantografie. Nejčastěji se používají tlakové plošiny o různých délkách. Mezi nejrozšířenější systémy se řadí footscan (RS Scan International, Olen, Belgie). Analýzu zatížení můžeme provádět na celém chodidle či na vybraných oblastech chodidla. Také existují speciální stélky do bot, kterými můžeme měřit tlak přímo v obuvi. Oproti tlakovým plošinám mají výhodu v zaznamenání většího množství kroků. Příkladem systému, kterým měříme tlak pomocí tlakových stélek, se nazývá Pedar X německé firmy Novel (Novel, Mnichov, SRN) (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

2.6 Symetrie při chůzi

Vlivem antických ideálů je symetrie vnímaná jako symbol krásy a ta je spojována se zdravím. Velice často i mezi odborníky přetrvává zjednodušený laický názor, že asymetrie je něco patologického (Vařeka, 1997).

Savriama a Klingenberg (2006) definují symetrii jako neměnnost jedné nebo více geometrických transformací, které mohou být přeneseny na objekt a zanechají ho nezměněný. Taková transformace se označuje jako symetrická a charakterizuje symetrii objektu.

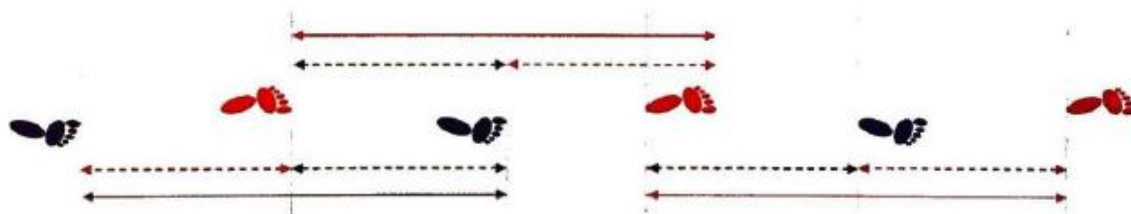
Při označení „symetrická chůze“ se mnoho autorů shoduje, že se použije, pokud se obě končetiny chovají přibližně stejně. (Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000).

Asymetrii Agre a Baxgter (1987) popisují synonymy nerovnováha či neúměrnost.

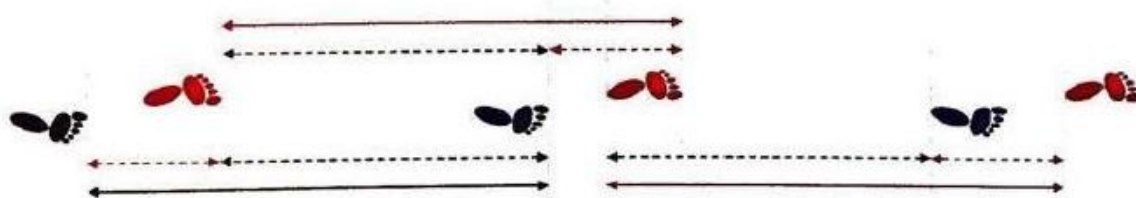
Kolář (2009) uvádí, že pro kvalitativní analýzu chůze je nejjednodušší forma aspekce. Aby došlo ke správnému vyšetření chůze aspekcí je zapotřebí znalost chůzových fází a kineziologie pohybů segmentů těla z jednotlivých fází chůze.

Baker (2013) se zmiňuje o délce kroku při symetrické a asymetrické chůzi a bere v potaz i šířku kroku. Na obrázku 10 můžeme vidět délku kroku při symetrické chůzi. Délku kroku bychom mohli definovat jako vzdálenost, kterou urazí část jedné nohy od shodné části druhé nohy při každém kroku. Obrázek 12 nám poukazuje na

asymetrickou chůzi, kde jsou délky kroků různé. Ta je typická pro kulhání či při jiném výskytu asymetrie v chůzi. Na obrázku 13 je opět znázorněna asymetrická chůze, ale se šířkou kroku pravé i levé nohy.



Obrázek 10. Délka kroku při symetrické chůzi (Baker, 2013)



Obrázek 11. Délka kroku při asymetrické chůzi (Baker, 2013)



Obrázek 12. Šířka kroku při asymetrické chůzi (Baker, 2013)

Forczek a Staszkiwicz (2012) se ve své studii zabývají symetrií chůze. Po mnoho let se předpokládalo, že se dolní končetiny během chůze pohybují symetricky. Nicméně výzkum poukazuje, že lidská chůze je symetrická pouze v některých aspektech. To je jeden z důvodů, proč by asymetrie měla být brána v úvahu v každé studii o pohybu. Tento výzkum zahrnoval kinematické parametry definující časoprostorovou strukturu pohybu, jakož i úhlové změny hlavních kloubů dolních končetin (kotníků, kolen a kyčlí) v sagitální rovině. Výsledky byly zpracovány zvlášť pro levou a pravou končetinu. Tento výzkum nám umožnil určit velikosti rozdílů a byl základem pro posouzení asymetrie chůze pomocí relativního index asymetrie, který byl sestaven autory. Výsledky studie ukazují, že neexistují

významné rozdíly v časových a fázových pohybech pravé a levé dolní končetiny. Nicméně byly pozorovány různé profily úhlových změn v sagitální rovině, měřené bilaterálně v hlezenním kloubu.

Pro vyhodnocení úrovně chůze asymetrie úhlových parametrů, použili autoři relativní index asymetrie (RAI):

$$RAI = \frac{\bar{X}}{Y} 100\%$$

\bar{X} – průměrný rozdíl mezi hodnotami pravé a levé končetiny v dané fázi cyklu chůze

Y – celkový rozsah pohybu úhlových změn v dané fázi (absolutní hodnota rozdílu mezi největším a nejmenším úhlem pro danou fázi cyklu chůze)

Robinson, Herzog a Nigg (1987), a také Herzog, Nigg, Read a Olsson (1989), použili vzorec pro index symetrie (SI). Pomocí něj popisují, že chůze je symetrická pokud se $SI = 0$.

$$SI = \frac{(X_R - X_L)}{0.5(X_R + X_L)} \times 100\%$$

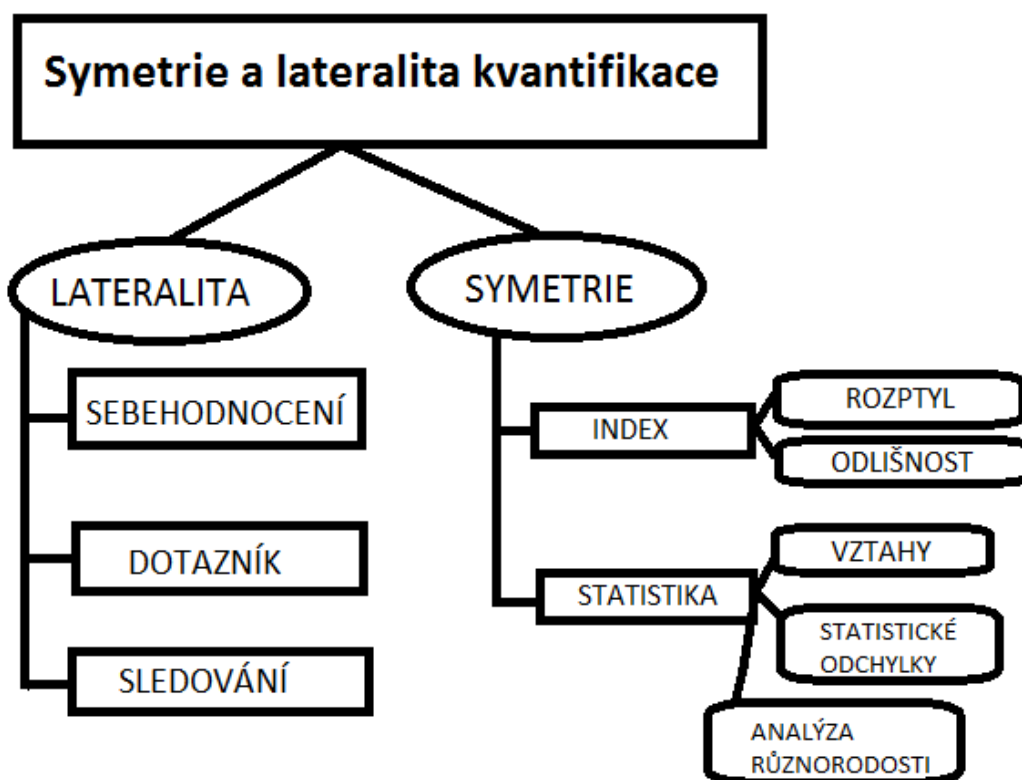
X_R, X_L – hodnoty pro pravou a levou nohu

Becker, Rosenbaum, Kriese, Gerngrob a Claes (1995) ukázali, že chirurgický zákrok v mladém věku (18 až 30 let) vede u osob po zlomenině v oblasti hlezenního kloubu ke zlepšení symetrie chůze – rovnoměrné rozložení tlaků na chodidlo. Při dobře zvolené léčbě je možné se přiblížit $SI = 0$.

Asymetrické zatížení dolních končetin (větší zatížení jedné končetiny oproti druhé) může mít za následek vznik svalových dysbalancí. Typickou sportovní hrou s asymetrickým zatížením dolních končetin je fotbal, kde dochází k vyššímu zatížení dominantní nohy průpravnými cvičeními – přihrávka či střelba (Vaidová, 2012).

K asymetrii může dopomocť preference jedné dominantní končetiny. Ve fotbale je dominantní dolní končetinou ta, kterou převážně kopeme do míče. V házené u střelby z výskoku můžeme považovat za dominantní dolní končetinu tu, kterou provádíme odraz. To vede k jednostrannému zatěžování, což může vést ke vzniku bilaterální asymetrie dolní končetiny a ke snížení symetrického rozvoje těla (Palmer, 1994; Rahnama, Less, & Bambaecichi, 2005).

Na obrázku 13 můžeme vidět kvantifikaci symetrie a laterality.



Obrázek 13. Kvantifikace symetrie a laterality (upraveno podle Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000)

Drnková a Syllabová (1991) popisují v jakých běžných činnostech lze pro člověka ověřovat laterality dolních končetin:

- udupávání dohořívajícího ohně,
- výstup na stoličku (dominantní nohu zvedáme jako první),
- nasedání na kolo (dominantní noha jde přes sedačku kola),
- kop do míče (kope dominantní noha),
- posouvání předmětu nohou po čáře na zemi.

Jedním z faktorů podílejících se na vzniku zranění mohou být bilaterální odlišnosti, proto se doporučuje diagnostika asymetrie (Gstöttner et al., 2009; Hrysomallis, 2011).

V klinické praxi při hodnocení nálezů klinického nebo přístrojového vyšetření bývá fyziologická asymetrie stavby i funkce těla a jeho částí značně opomíjená. Pro optimální funkci dominantní končetiny je potřeba zabezpečit vhodné postupy za spolupráce nedominantní párové končetiny (Vařeka, 2001).

2.7 Asymetrie v tělesném složení

Riegrová, Přidalová a Ulbrichová (2006) uvádějí, že na tělesné složení má vliv genetika, pohybová aktivita, zdravotní stav a výživa. Pokud budeme vyvíjet na organismus tělesnou zátěž, dojde k úbytku tukové složky a nárůstu svalové složky.

Stradijot et al. (2012) uvádějí, že negativní vliv může mít na jedince nerovnoměrné rozložení vody a svalové hmoty v těle. Na základě výsledků o rozložení vody a svalové hmoty v těle můžeme sestavit individuální optimální pohybový program a tím dosáhneme i snížení rizika výskytu zranění.

Vaidová et al. (2012) popisují, že jedním z ukazatelů symetrie je segmentální rozložení tělesných tekutin v dolních končetinách, kterou je možné diagnostikovat za pomoci multifunkčního impedančního analyzáru. Tímto postupem je možné určit distribuci tekutin v těle a v jeho párových končetinách včetně rozložení svalové hmoty.

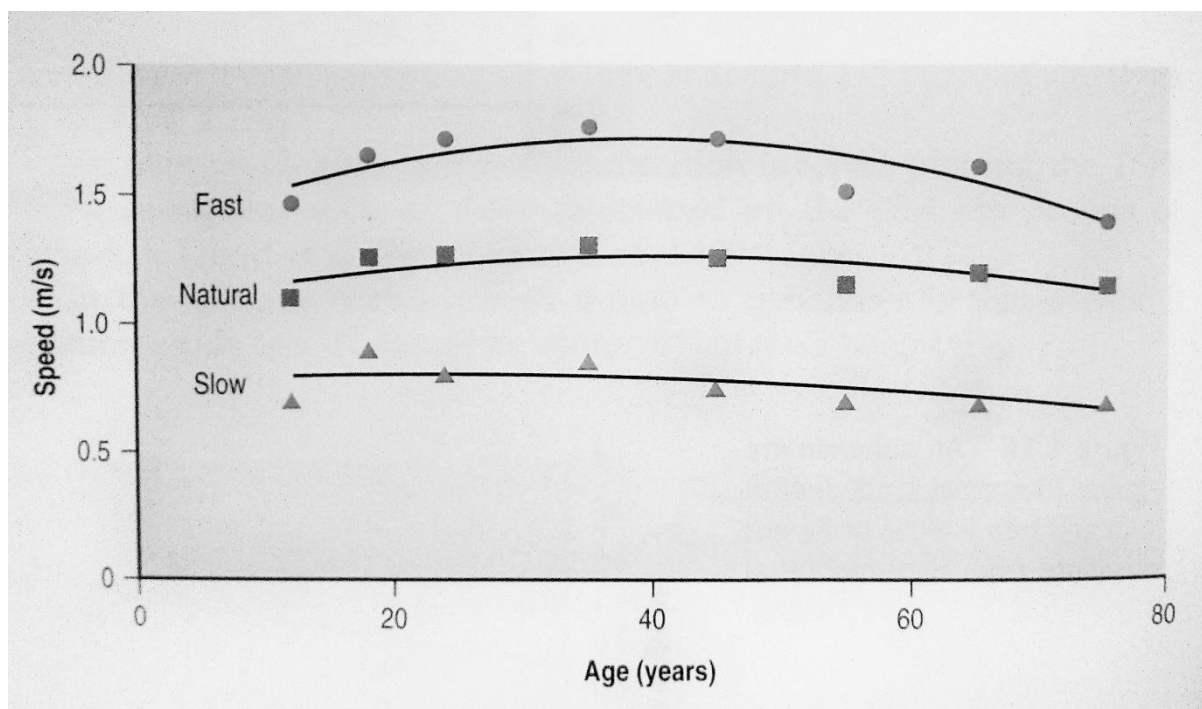
Podobně Fuller a Elia (1989) uvádějí bioimpedanci jako vhodnou metodu pro určování složení celého těla i jednotlivých segmentů. A také zmiňují, že je brána jako alternativní metoda pro hodnocení celkového složení těla. V jejich studii byla bioimpedance použita pro hodnocení asymetrie distribuce tělních tekutin dolních končetin a rozložení svalové hmoty.

2.8 Chůze u žen 50+

Mezi chůzí žen a mužů můžeme nalézt značné rozdíly. Ženy mají kratší kroky, ale s vyšší frekvencí. Souhyby paží jsou méně rozsáhlé, kdežto pohyb v bocích je mnohem výraznější u žen. Chůze na podpatku je také charakteristická pro ženy (Měkota & Cuberek, 2007).

Dvojkrok u mladého zdravého muže je dlouhý 150 cm. Muži za minutu dosahují 60 dvojkroků, ženy o 5 více. Méně zdatné osoby chodí kratšími kroky a zkracuje se i rychlost chůze. Ke konci předškolního věku se objevuje vyzrálá forma chůze se správnými souhyby paží. Výrazné změny během života v chůzi se nedějí, ale až v pokročilém staří dochází k involuční změně techniky. Charakteristicky znaky stařecké chůze jsou nachýlení horní části trupu směrem vpřed, omezení protisměrného pohybu paží, objevuje se nepravidelná zig-zag linie chůze jako tomu je u dětí. Jak již bylo zmíněno, zkracuje se délka kroku, a to někdy až na polovinu (Měkota & Cuberek, 2007).

Změny v chůzi mohou být také podle Whittla (2007) způsobeny patologickými faktory, hlavně onemocněním souvisejícím s věkem. Po 50 letech života výrazně klesá rychlost přirozené chůze (obrázek 14).



Obrázek 14. Rychlost chůze ovlivněná věkem (Kirtley, 2006)

2.8.1 Věková přeměna organismu

Daley a Spinks (2000) uvádějí, že změny organismu způsobené věkem lze rozdělit na dva základní okruhy – fyziologické a biomechanické.

2.8.1.1 Fyziologická přeměna organismu

Se zvyšujícím věkem dochází ke snížení efektivity neurotransmiterů a dále k úbytku nervových buněk a synapsí. Prodlužuje se čas reakce na podnět. To může mít příčinu ve snížení rychlosti vedení vzruchu. Značný projev stárnutí neuromuskulárního systému se ukazuje mezi 50. až 60. rokem (Latash, 2008; Trew & Everett, 1997).

Mezi 20. až 30. rokem nastává řidnutí a odvápnování kostí. S narůstajícím věkem se úbytek zvyšuje. U žen k tomu dochází zvláště v období menopauzy a po ní. Po 35. roce ženy ztrácejí za rok až 1 % kostní tkáně. Na sníženou stabilitu má vliv nižší obsah tělesné vody (Daley & Spinks, 2000; Taylor & Johnson, 2007; Trew & Everett, 1997).

Oproti mužům mají ženy celkově méně svalové hmoty. Ta obecně u obou pohlaví ubývá mezi 20. až 50. rokem relativně pomalu. Markantní rozdíly se mohou objevit po 40. roce. Výraznější úbytek nastává mezi 50. – 60. rokem a zvláště u žen. Ve stáří jsou ženy více ohroženy sarkopenií. Tím vším dochází k zhoršení celkové hrubé motoriky, což má za následek kvalitativní i kvantitativní změny chůze (Daley & Spinks, 2000; Máček & Radvanský, 2011; Shephard, 2002).

Zhoršení funkce dýchací soustavy se projevuje snižováním plicních kapacit. To má úzkou vazbu s tuhostí kloubů hrudního koše. Zmenšuje se kapacita pro aerobní výkon (VO₂max), respektive schopnost vykonávat svižnou chůzi či běh (Trew & Everett, 1997).

2.8.1.2 Biomechanická přeměna organismu

Biomechanické změny se projevují především zhoršenou mobilitou. Na tu mají vliv dva faktory – posturální stabilita a chůze. Velký problém mobility ve středním a vyšším věku je funkční závislost na ostatních lidech. Dochází ke snížení počtu kroků ujitých za den či ke zpomalení pohybu. Ženy mají v jakémkoli vývojovém období vyšší procentuální funkční závislost než muži. Tyto změny také úzce souvisí s poklesem svalové síly (mezi 30 až 80. rokem pokles o 30 až 50 %), která je způsobena atrofií svalových vláken (Boyer, Andriacchi, & Beaupre, 2012; Daley & Spinks, 2000).

3 CÍLE

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem této diplomové práce bylo posoudit míru symetrie zatížení dolních končetin při chůzi u žen středního věku.

3.2 Dílčí cíle

- Posoudit, jaká míra symetrie zatížení je při chůzi běžná.
- Zhodnotit vztah mezi symetrií různých parametrů charakterizujících zatížení při chůzi.
- Zhodnotit vztah mezi symetrií antropometrických parametrů a symetrií parametrů charakterizujících zatížení při chůzi.

3.3 Hypotézy

H01: Existuje významný vztah mezi symetrií různých parametrů charakterizujících zatížení při chůzi.

H02: Existuje významný vztah mezi symetrií antropometrických parametrů a symetrií parametrů charakterizujících zatížení při chůzi.

3.4 Výzkumné otázky

- Jaká je míra symetrie u zatížení dolních končetin?

Kritéria pro potvrzení hypotéz: Hypotéza bude potvrzena, pokud bude nalezen významný vztah alespoň u tří parametrů.

4 METODIKA

4.1 Výzkumný soubor

Pro posouzení míry symetrie bylo v rámci výzkumného měření sledováno 121 žen středního věku; jejich průměrný věk byl $56,6 \pm 4,8$ let, výška $163,5 \pm 5,2$ cm, hmotnost $72,5 \pm 15,4$ kg, BMI $27,1 \pm 5,4$ kg/m², % tuku $35,1 \pm 7,7$ %. Dalšími měřenými parametry byly svalová hmota pravé i levé dolní končetiny. Pro obě končetiny byly zjištěny shodné hodnoty $7,1 \pm 1,0$ kg. Podobně tomu bylo také u parametrů obvodu stehna pro pravé $53,5 \pm 4,9$ cm a levé $53,9 \pm 5,2$ cm.

Před začátkem měření byly všechny zúčastněné probandky seznámeny s cílem tohoto výzkumu a podepsaly informovaný souhlas. Sběr dat proběhl v biomechanické laboratoři na Fakultě tělesné kultury v Olomouci.

Popis výzkumného souboru (n = 121)		
Parametr	Průměr	Směrodatná odchylka
Věk (let)	56,6	4,8
Výška (cm)	163,5	5,2
Hmotnost (kg)	72,5	15,4
BMI (kg/m ²)	27,1	5,4
% tuku (%)	35,1	7,7
Svalová hmota levé dolní končetiny (kg)	7,1	1,0
Svalová hmota pravé dolní končetiny (kg)	7,1	1,0
Obvod levého stehna (cm)	53,9	5,2
Obvod pravého stehna (cm)	53,5	4,9

Tabulka 1. Základní charakteristiky výzkumného souboru

4.2 Přístroje a software

V tomto výzkumu bylo využito dvou silových plošin Kistler (typ: 9286 AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko) o rozměrech 600 × 400 × 35 mm, které zaznamenávaly reakční sílu podložky. Množství svalové hmoty na dolních končetinách bylo zjištěno pomocí přístroje InBody 720 (Biospace, Soul, Jižní Korea), tzv. bioimpedanční metodou. Hodnoty obvodu stehna byly měřeny metrem. Získaná

data byla zpracována v programu Statistica (verze 12, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Pro další práci s daty byl použit program Microsoft Office Excel 2007.

4.3 Realizace měření

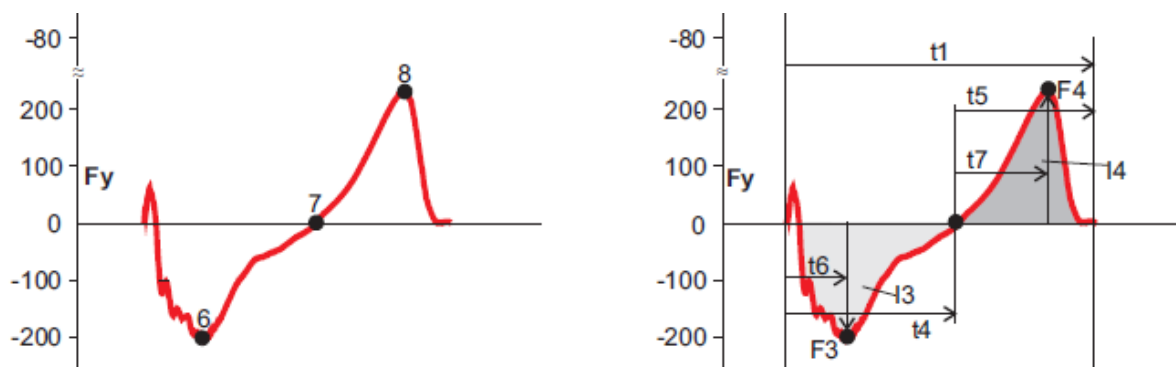
Na začátku měření byly od probandek odebrány anamnestické údaje a naměřeny základní antropometrické parametry. V rámci měření chůze probandky nejdříve absolvovaly několik zkušebních pokusů. Následovalo pět pokusů určených pro analýzu. Pokusy, kdy se měřená osoba netrefila na silové plošiny, byly vyřazeny.

4.4 Zpracování dat

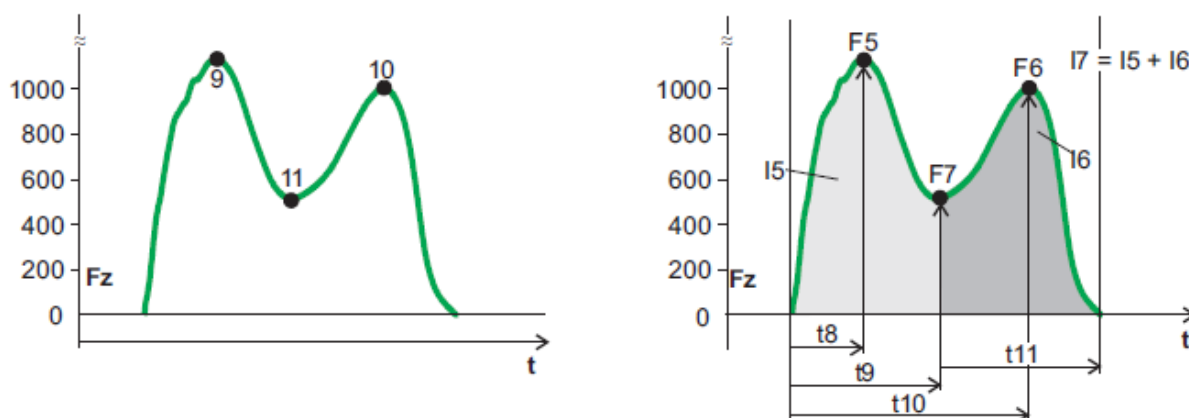
Signál ze silových plošin byl standardně zpracován pomocí filtrování (typ Butterworth s nízkofrekvenční propustností druhého řádu s hraniční frekvencí 30 Hz). Jako počátek stejné fáze byl uvažován okamžik, kdy velikost vertikální složky reakční síly překročila 5 % hodnoty při stoji. Popis jednotlivých parametrů je uveden na obrázcích 15 a 16.

Na obrázku 15 je vyobrazena anterioposteriorní komponenta, tedy předozadní (pata-špička). Parametry byly získány ze složek reakční síly podložky: t1 – trvání stejné fáze, F3 – maximum síly v brzdící fázi, I3 – silový impuls (celkové zatížení) v brzdě fázi, F4 – maximum síly v akcelerační fázi, I4 – silový impuls (celkové zatížení) v akcelerační fázi.

Obrázek 16 zobrazuje vertikální komponentu. Zde dochází k tlačení celé plochy chodidla kolmo na podložku. Jednalo se o časově proměnné parametry získané ze složek reakční síly podložky: F5 – maximum síly v brzdící fázi, I5 – silový impuls (celkové zatížení) v brzdě fázi, F6 – maximum síly v akcelerační fázi, I6 – silový impuls (celkové zatížení) v akcelerační fázi.



Obrázek 15. Anteroposteriorní komponenta (Vaverka et al., 2015, 189)



Obrázek 16. Vertikální komponenta (Vaverka et al., 2015, 189)

Pro zjištění symetrie mezi pravou a levou dolní končetinou jsme použili vzorec pro výpočet indexu symetrie (SI):

$$\frac{X_L - X_P}{\frac{X_L + X_P}{2}} \times 100 \%$$

Za X jsme dosazovali naměřené hodnoty – hmotnost dolní končetiny, obvod stehna, časové a silové parametry odvozené z reakční síly podložky. Vždy pro pravou (X_P) i levou (X_L) končetinu zároveň.

Statistické zpracování bylo provedeno v programu Statistica (verze 12.0, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Normalita rozložení dat byla ověřena pomocí testu Kolmogorov-Smirnov. Existence vztahu mezi proměnnými byl posouzen pomocí Pearsonova korelačního koeficientu. Hladina statistické významnosti byla stanovena na $\alpha = 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 Indexy symetrie

V tabulce 2 můžeme vidět indexy symetrie jednotlivé antropometrické parametry a jednotlivé parametry odvozené z reakční síly podložky. Pokud je hodnota v tabulce záporná, je hodnota sledovaného parametru vyšší na pravé dolní končetině. Pokud je kladná, je hodnota parametru větší na levé dolní končetině. Všechny hodnoty jsou uvedeny v procentech. V průměru svalová hmota dolní končetiny a obvod stehna mezi pravou a levou dolní končetinou lze označit za symetrické.

Indexy symetrie	Průměr	Medián	SD	Min	Max	95% interval spolehlivosti	
Svalová hmota DK	0,0	0,1	2,2	-13,7	6,5	-0,4	0,4
Obvod stehna	0,7	0,4	1,2	-1,6	8,9	0,5	1,0
t1	-1,7	-1,9	2,6	-9,9	5,6	-2,2	-1,3
F3	-1,7	-2,3	13,3	-34,5	35,1	-4,1	0,7
F4	4,6	3,9	9,2	-21,9	27,0	3,0	6,3
I3	-6,8	-5,5	14,8	-40,8	26,3	-9,5	-4,1
I4	3,8	4,7	12,5	-26,2	46,8	1,5	6,1
F5	2,1	2,4	3,8	-8,7	13,8	1,4	2,8
F6	3,5	3,1	3,2	-3,7	16,1	2,9	4,1
I5	0,0	0,1	5,7	-14,6	19,8	-1,0	1,1
I6	-0,2	0,3	3,5	-11,8	7,8	-0,8	0,4
I7	-1,5	-1,6	2,7	-10,4	6,3	-2,0	-1,0

Tabulka 2. Indexy symetrie

Vysvětlivky: parametry viz kapitola 4.4, Svalová hmota DK – svalová hmota dolní končetiny, SD – směrodatná odchylka, Min – minimum, Max – maximum

V tabulce 3 jsou uvedeny absolutní hodnoty indexu symetrie (abs) v procentech. Ukazují, o jak velkou míru symetrie se jedná bez ohledu na to, která končetina měla vyšší hodnotu sledovaného parametru. Většina hodnot indexů symetrie poukazuje na poměrně symetrický vztah mezi pravou a levou dolní končetinou. Za povšimnutí, ale stojí anterioposteriorní komponenta, kde jsou hodnoty indexu symetrie výrazně vyšší než u vertikální komponenty. To vypovídá o rozdílu mezi pravou a levou dolní končetinou. Konkrétně u impulsů síly v brzdící a akcelerační fázi (I3 a I4) průměrná hodnota SI, překračuje 10 % a jejich maxima jdou až přes 40 %. Naproti tomu indexy

symetrie vertikální komponenty nepřekračovaly 5 %. Antropometrické parametry (svalová hmota DK a obvod stehna) jsou téměř symetrické a průměrná hodnota indexu symetrie u obou parametrů vychází okolo 1 %.

Indexy symetrie	Průměr	Medián	SD	Min	Max	95% interval spolehlivosti	
Svalová hmota DK	1,4	0,9	1,7	0,0	13,7	1,5	1,9
Obvod stehna	0,9	0,5	1,1	0,0	8,9	0,9	1,2
t1_abs	2,6	2,5	1,9	0,0	9,9	1,6	2,1
F3_abs	10,7	9,5	8,0	0,2	35,1	7,1	9,1
F4_abs	8,0	6,7	6,5	0,1	27,0	5,8	7,5
I3_abs	13,0	11,5	9,8	0,4	40,8	8,7	11,2
I4_abs	10,2	8,1	8,1	0,2	46,8	7,2	9,3
F5_abs	3,5	3,2	2,5	0,0	13,8	2,2	2,9
F6_abs	3,8	3,3	2,9	0,1	16,1	2,5	3,3
F7_abs	4,3	3,0	3,8	0,0	16,7	3,4	4,3
I5_abs	4,2	3,0	3,9	0,0	19,8	3,5	4,5
I6_abs	2,6	1,9	2,3	0,1	11,8	2,0	2,6
I7_abs	2,5	2,1	1,9	0,0	10,4	1,7	2,2

Tabulka 3. Indexy symetrie v absolutních hodnotách

Vysvětlivky: parametry viz kapitola 4.4, Svalová hmota DK – svalová hmota dolní končetiny, SD – směrodatná odchylka, Min – minimum, Max – maximum

5.2 Vztah mezi symetrií antropometrických parametrů a parametrů odvozených z reakční síly podložky

Pro určení míry vztahu mezi symetrií antropometrických parametrů a symetrií parametrů odvozených z reakční síly podložky byl použit Spearmanův korelační koeficient a jsou uvedeny v procentech. Kromě hodnoty korelačního koeficientu byla zjišťována také jeho významnost. Žádný z korelačních koeficientů nebyl statisticky významný. Tučně zvýrazněné hodnoty korelačních koeficientů mají tendenci se přibližovat významné korelaci.

Parametry		Spearmanův korelační koeficient	Hladina statistické významnosti
t1	Hmotnost DK	0,002	0,979
t1	Obvod stehna	0,127	0,168
F3	Hmotnost DK	0,018	0,842
F3	Obvod stehna	-0,097	0,294
F4	Hmotnost DK	0,170	0,063
F4	Obvod stehna	0,042	0,650
I3	Hmotnost DK	0,027	0,771
I3	Obvod stehna	-0,059	0,523
I4	Hmotnost DK	0,170	0,064
I4	Obvod stehna	-0,001	0,992
F5	Hmotnost DK	-0,071	0,440
F5	Obvod stehna	0,177	0,054
F6	Hmotnost DK	0,150	0,103
F6	Obvod stehna	0,116	0,207
I5	Hmotnost DK	-0,009	0,918
I5	Obvod stehna	0,094	0,306
I6	Hmotnost DK	0,083	0,367
I6	Obvod stehna	0,162	0,077
I7	Hmotnost DK	-0,036	0,698
I7	Obvod stehna	0,159	0,083

Tabulka 4. Korelace mezi symetrií antropometrických parametrů a symetrií parametrů odvozených z reakční síly podložky

Vysvětlivky: parametry viz kapitola 4.4, Svalová hmota DK – svalová hmota dolní končetiny

5.3 Vztah mezi symetrií parametrů odvozených z reakční síly podložky

Vzhledem k normálnímu rozložení dat jsme pro určení vztahu mezi indexy symetrie parametrů odvozených z reakční síly podložky, použili Pearsonův korelační koeficient. Šlo převážně o silové parametry (F3, F4, I3, I4, F5, F6, I5, I6, I7) a o jeden časový (t1). Právě vztah mezi symetrií t1 a symetrií několika impulzů síly byl významný. V tabulce 4 jsou tučně vyznačeny statisticky významné korelační koeficienty. V našem případě tedy od hodnoty **0,3** a výše. Téměř absolutní shody a nejtěsnějšího výsledku v našem měření dosáhl vztah mezi symetrií t1 a symetrií I7, jejichž hodnota je 0,95.

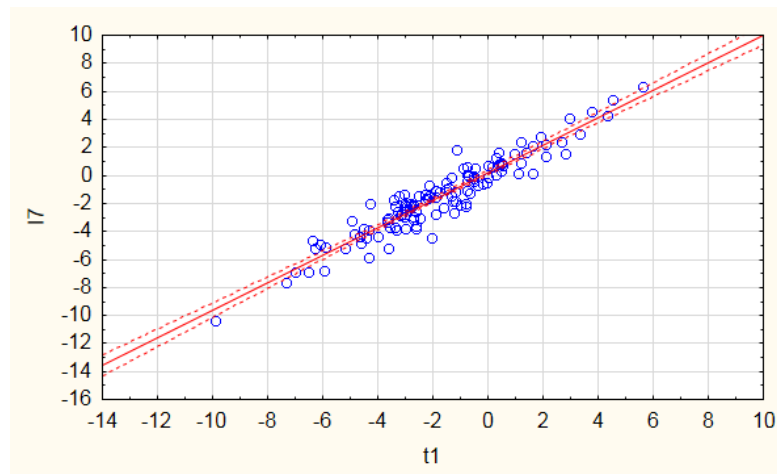
Pearsonův korelační koeficient									
Parametr y	F3	F4	I3	I4	F5	F6	I5	I6	I7
t1	0,055	0,244	0,298	0,392	-0,06 ₂	0,107	0,429	0,704	0,947
F3		-0,09 ₄	0,799	-0,21 ₀	0,446	0,130	0,194	0,383	0,118
F4			-0,12 ₉	0,863	0,046	0,395	0,080	0,250	0,226
I3				-0,22 ₅	0,314	-0,01 ₉	0,113	0,458	0,325
I4					-0,00 ₇	0,358	0,205	0,315	0,379
F5						0,302	0,173	0,232	0,001
F6							0,184	0,319	0,139
I5								0,495	0,488
I6									0,756

Tabulka 5. Korelace mezi symetrií parametrů odvozených z reakční síly podložky

Vysvětlivky: parametry viz kapitola 4.4

5.3.1 Vztah mezi symetrií parametrů – trvání stejné fáze (t_1) a celkový silový impuls ve vertikálním směru (I_7)

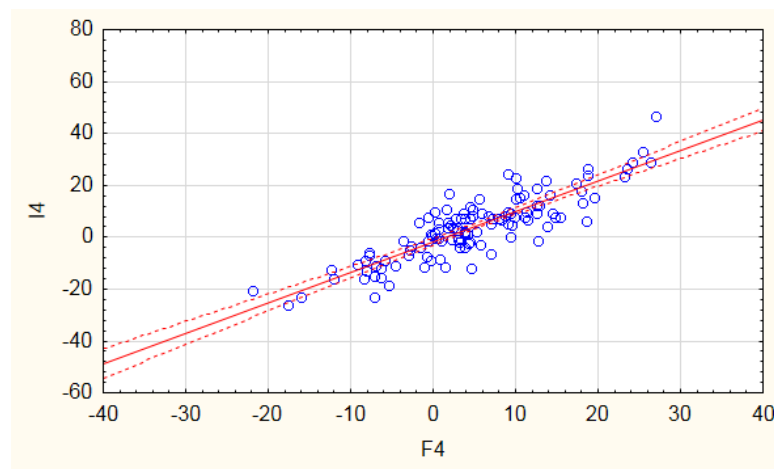
Vztah mezi symetrií trvání stejné fáze (t_1) a symetrií celkového silového impulsu ve vertikálním směru (I_7) je velice těsný, o tom vypovídá i dosažená hodnota korelačního koeficientu 0,95 (obrázek 17). Jedná se o nejtěsnější vztah ze všech zkoumaných parametrů v našem výzkumu.



Obrázek 17. Grafické znázornění vztahu mezi parametry t_1 a I_7

5.3.2 Vztah mezi symetrií parametrů – maximum síly v akcelerační fázi (F_4) a silový impuls v akcelerační fázi (I_4)

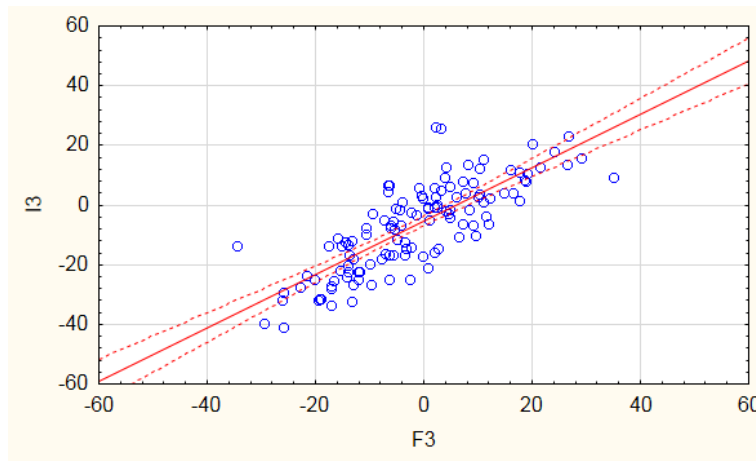
Hodnota korelačního koeficientu 0,86 vypovídá o těsném vztahu mezi parametry symetrie maxima síly v akcelerační fázi (F_4) a symetrie silového impulsu v akcelerační fázi (I_4). Tento vztah je graficky zobrazen na obrázku 18.



Obrázek 18. Grafické znázornění vztahu mezi parametry F_4 a I_4

5.3.3 Vztah mezi symetrií parametrů – maximum síly v brzdící fázi (F3) a silový impuls v brzdící fázi (I3)

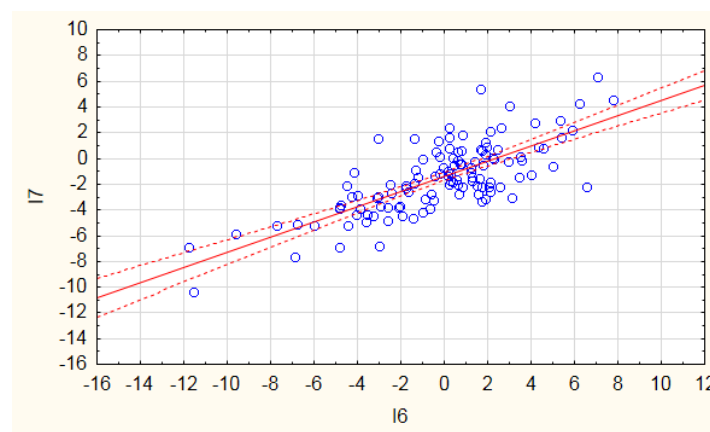
Těsný vztah mezi sebou mají také parametry symetrie maxima síly v brzdící fázi (F3) a symetrie silového impulsu v brzdící fázi (I3). Svědčí o tom dosažená hodnota korelačního koeficientu 0,80 a obrázek 19.



Obrázek 19. Grafické znázornění vztahu mezi parametry F3 a I3

5.3.4 Vztah mezi symetrií parametrů – silový impuls v akcelerační fázi (I6) a celkový silový impuls ve vertikálním směru (I7)

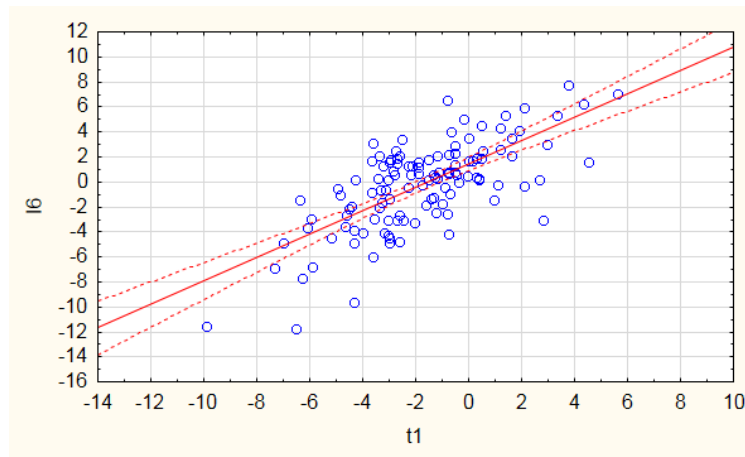
Podobně vysokého korelačního koeficientu (0,76) bylo dosaženo i ve vztahu mezi symetrií silového impulsu v akcelerační fázi (I6) a symetrií celkového silového impulsu ve vertikálním směru (I7). Tento vztah je znázorněn na obrázku 20.



Obrázek 20. Grafické znázornění vztahu mezi parametry I6 a I7

5.3.5 Vztah mezi symetrií parametrů – trvání stejné fáze (t_1) a silový impuls v akcelerační fázi (I_6)

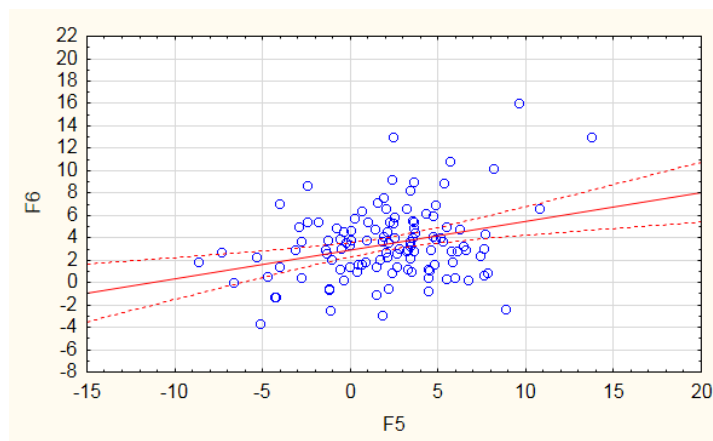
Hodnota korelačního koeficientu 0,70 patří ke vztahu mezi parametry symetrie trvání stejné fáze (t_1) a symetrie silového impulsu v akcelerační fázi (I_6). Tento vztah je znázorněn na obrázku 21.



Obrázek 21. Grafické znázornění vztahu mezi parametry t_1 a I_6

5.3.6 Vztah mezi symetrií parametrů – silový impuls v brzdící fázi (I_5) a silový impuls v akcelerační fázi (I_6)

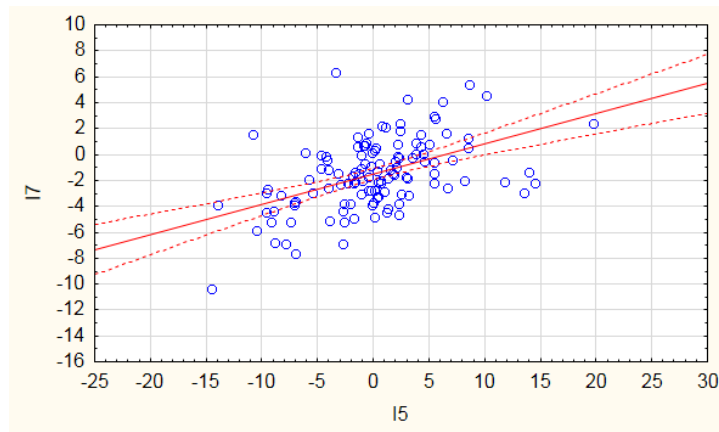
Vztah symetrie silového impulsu v brzdící fázi (I_5) a symetrie silového impulsu v akcelerační fázi (I_6) znázorněná na obrázku 22 patří mezi těsnější, ale můžeme zde vidět o něco rozvolněnější vztah oproti t_1 s I_7 . Hodnota korelačního koeficientu v tomto vztahu je 0,50.



Obrázek 22. Grafické znázornění vztahu mezi parametry I_5 a I_6

5.3.7 Vztah mezi symetrií parametrů – silový impuls v brzdící fázi (I5) a celkový silový impuls ve vertikálním směru (I7)

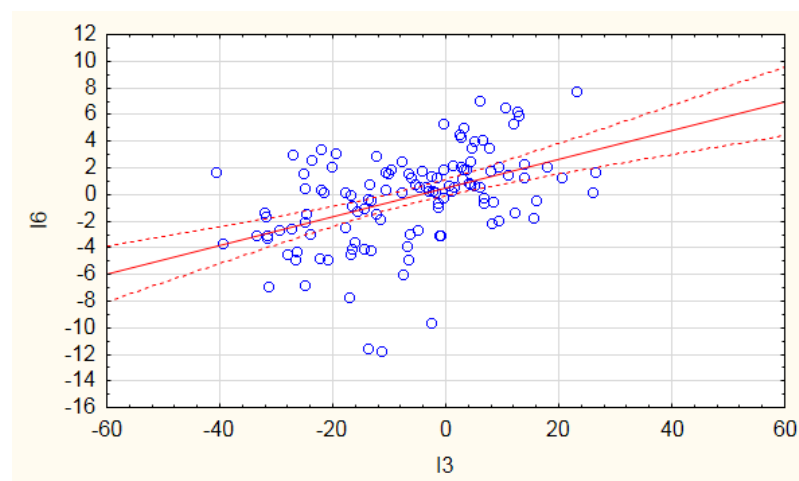
Podobně jako u předešlého vztahu mezi symetrií I5 a I6, vyšla významná hodnota korelačního koeficientu u symetrie silového impulsu v brzdící fázi (I5) a symetrie silového impulsu ve vertikálním směru (I7) a to konkrétně 0,49.



Obrázek 23. Grafické znázornění vztahu mezi parametry I5 a I7

5.3.8 Vztah mezi symetrií parametrů – silový impuls v brzdící fázi (I3) a silový impuls v akcelerační fázi (I6)

Oproti obrázku 17 je vidět, že vztah mezi symetrií parametrů silový impuls v brzdící fázi (I3) a silový impuls v akcelerační fázi (I6) na obrázku 24 je volnější. Výsledek tohoto vztahu je 0,46.



Obrázek 24. Grafické znázornění vztahu mezi parametry I3 a I6

6 DISKUZE

Lokomoci můžeme rozlišovat na symetrickou, kam obecně patří chůze a klus, dále na asymetrickou kam můžeme zařadit cval a trysk (Abourachid, 2007). Schiling (2011) cval nazývá jako asymetrický krok, který provádíme dorzoventrální flexí a extenzí.

Symetrická chůze bývá ovlivňována a narušována patologickými onemocněními například bolestí, tím dochází ke snížení rychlosti chůze a třeba nadlehčováním druhé končetiny, což vede k nerovnoměrnému tedy asymetrickému zatížení končetin. Další vliv na symetrii má vyšší věk spojený s omezenou hybností kloubů. To vše může mít za následek narušení chůzového cyklu a tedy k asymetrické chůzi (Levine, Richards, & Whittle, 2012).

Pokud dojde k poruše CNS, může to mít také negativní dopad na symetrii chůze. Jednou z metod, které se využívají v rehabilitaci pro odstranění asymetrie, je nadlehčení hmotnosti celého těla pomocí závěsného systému, kdy trénink chůze probíhá na chodícím páse, tím jedinec dostává větší pocit jistoty a postupně dochází k symetrizaci (Finche, Barbeau, Arsenault, 1991; Visintin, Barbeau, Korner-Bitensky, & Mayo, 1998).

Určit, jaká míra symetrie při chůzi je optimální, je velice složité, podobně jako definovat, nějakou standardizovanou normu chůze. Gage (1991) stanovil pro zjednodušené hodnocení ve své knize pět podmínek pro normální vzorec chůze. První podmínkou je zajistit stabilitu těla během stojné fáze. Druhou je dostatečná elevace chodidla nad podložkou během švihové fáze. Třetí je zapotřebí mít optimální přednastavení končetiny v konečné fázi švihu pro správné umístění dopadu paty. Dále mít adekvátní délku kroku a poslední podmínka, aby byla optimálně využita energie.

Do jaké míry se jeví chůze jako symetrická, v tom jsou autoři nejednotní. Proto je nutné dále tuto problematiku studovat. My jsme si na začátku tohoto výzkumu stanovili u míry symetrie do 5 %, že se jedná o téměř symetrickou chůzi. Dále do 15 % považujeme chůzi stále za symetrickou. Od 15 % považujeme chůzi za asymetrickou.

Velé (2006) ve své knize hodnotí tzv. zkouškou dvou vah symetrii zatížení dolních končetin při stožení. Již o asymetrické zatížení jde při rozdíl vah větší než 15 % tělesné hmotnosti jedince.

V našem výzkumu jsme zjišťovali symetrii parametrů odvozených z reakční síly podložky při chůzi mezi pravou a levou dolní končetinou. Většina hodnot indexu symetrie ukázala symetrické zatížení. Za povšimnutí, ale stojí anterioposteriorní komponenta, kde jsou hodnoty indexu symetrie výrazně vyšší než u vertikální komponenty.

Co se týká vztahu mezi antropometrickými a silovými parametry žádný z korelačních koeficientů nebyl statisticky významný. Pouze tučně zvýrazněné hodnoty korelačních koeficientů se měly tendenci přibližovat významné korelaci. Z toho vyplývá, že symetrie v oblasti antropometrie nepodmiňuje symetrii zatížení.

Hodnocení vztahů mezi indexy symetrie silových parametrů odvozených z reakční síly podložky ukázalo významné korelace mezi některými z nich. Nejtěsnější vztah byl zjištěn mezi indexy symetrie parametrů F3 a I3, I6 a I7 a také I5 a I6.

6.1 Vyjádření se k hypotézám

H01: Existuje významný vztah mezi symetrií různých parametrů charakterizujících zatížení při chůzi.

Nebyl prokázán významný vztah. Při použití Spearmanova korelačního koeficientu u vztahu mezi symetrií antropometrických parametrů a symetrií parametrů odvozených z reakční síly podložky nebyl žádný z korelačních koeficientů významný. V tabulce 4 jsou tučně zvýrazněné čtyři hodnoty, které jsou těsně neprůkazné.

H02: Existuje významný vztah mezi symetrií antropometrických parametrů a symetrií parametrů charakterizujících zatížení při chůzi.

Pro vztah mezi symetrií antropometrických parametrů a symetrií parametrů charakterizujících zatížení při chůzi nebyla zjištěna statistická významnost. Tím tedy hypotézu H1 zamítáme.

6.2 Odpověď na výzkumnou otázku

- Jaká je míra symetrie u zatížení dolních končetin?

Většina zjištěných hodnot indexu symetrie poukazuje na poměrně symetrický vztah mezi pravou a levou dolní končetinou. Antropometrické parametry (svalová hmota DK a obvod stehna) jsou téměř symetrické. Hodnota indexů symetrie se pohybovala u obou parametrů okolo 1 %. Výrazně vyšších hodnot indexu symetrie dosahuje vertikální komponenta než anteroposteriorní komponenta. U impulsů síly v brzdící a akcelerační fázi a u maxima síly v brzdící fázi míra symetrie překračuje 10 %, tedy lze tyto parametry považovat za přirozeně asymetrické.

6.3 Limity práce

Jedním z limitů této studie je to, že by mohla být brána v potaz rychlost chůze. Ve své knize Shumway-Cook a Woollacott (2007) uvádějí, že u dospělého jedince průměrná rychlost chůze činí 1,46 m/s. Střední hodnota kadence se pohybuje okolo 1,9 kroků/s a délka kroku je 76,3 cm. Výsledkem vyšší rychlosti chůze je navýšení absolutních hodnot maximálních sil v arteroposteriorním směru (předozadním) a vertikálním (chodidlo působící kolmo na podložku) (Kirtley, 2006). Boyer, Andriacchi a Beaupre (2012) taktéž potvrzují svou studii, provedenou u 3 věkových skupin, signifikantní nárůst hodnot maximálních sil v anteroposteriorním a vertikálním směru s rostoucí rychlostí chůze.

Náměty pro budoucí výzkum

Na tuto práci je možno navázat a rozšiřovat ji hned v několika oblastech. V této studii jsme se zabývali ženami středního věku, lze se právě zaměřit i na opačné pohlaví a porovnat míru symetrie také u mužů. Popřípadě se může výzkum zaměřit na symetrii z hlediska věku a porovnávat naši zkoumanou skupinu se skupinou žen mladších.

7 ZÁVĚRY

Na základě naměřených základních antropometrických parametrů a jednotlivých parametrů odvozených ze dvou silových plošin, které zaznamenávaly reakční sílu podložky, můžeme vyvodit následující skutečnosti.

Většina hodnot indexu symetrie poukazuje na poměrně symetrický vztah mezi pravou a levou dolní končetinou. U antropometrických parametrů, konkrétně u svalové hmoty dolní končetiny a obvodu stehna, se míra symetrie pohybovala okolo 1% a přibližuje se tak absolutní symetrii mezi oběma dolními končetinami. Největší odchylky v symetrii byly zjištěny u anterioposteriorní komponenty. Průměrná hodnota indexu symetrie anterioposteriorní komponenty překračovala 10 %. Naproti tomu indexy symetrie vertikální komponenty nepřekračovaly 5 %.

Při zkoumání vztahu mezi symetrií antropometrických parametrů a symetrií parametrů odvozených z reakční síly podložky žádný z korelačních koeficientů nebyl statisticky významný.

Při zkoumání vztahu mezi symetrií parametrů odvozených z reakční síly podložky jsme nejtěsnější vztahy našli mezi symetrií trvání stejné fáze a symetrií celkového vertikálního silového impulsu (0,95) a dále mezi symetrií maxima síly v akcelerační fázi a symetrií silového impulsu v akcelerační fázi (0,86).

8 SOUHRN

Hlavním cílem této diplomové práce bylo posoudit míru symetrie zatížení dolních končetin při chůzi u žen středního věku. Výzkumu se zúčastnilo 121 probandek, jejich úkolem bylo provést několik pokusů chůze přes silové plošiny Kistler. Pokusy, kdy se měřená osoba netrefila na silové plošiny, byly vyřazeny. Signál zaznamenaný na silových plošinách byl standardně zpracován. Data byla zpracována v programu Statistica 12, Microsoft Excel 2007 a pro vyjádření symetrie mezi pravou a levou dolní končetinou jsme použili indexy symetrie (SI). Výsledky byly přehledně uspořádány do tabulek.

Většina hodnot indexů symetrie poukazuje na poměrně symetrický vztah mezi pravou a levou dolní končetinou. Téměř úplná symetrie byla zjištěna u antropometrických parametrů. Největší odchylka od symetrie byla v tomto měření u anterioposteriorní komponenty reakční síly podložky. U míry vztahu mezi symetrií antropometrických parametrů a symetrií parametrů odvozených z reakční síly podložky nebyl žádný z korelačních koeficientů statisticky významný. Vztah mezi symetrií parametrů odvozených z reakční síly podložky byl nejtěsnější u parametrů trvání stojné fáze a celkový vertikální silový impuls.

9 SUMMARY

The main goal of this diploma thesis was to assess the load of symmetry of lower limbs during the gait in middle-aged women. This research got the data from 121 women. Their task was to perform several experiments with their gait on the power platforms Kistler. The experiments in which the person didn't hit the platform were excluded. The signal recorded in the platforms was processed standardly. Data were processed in a program Statistica 12, Microsoft Excel 2007. The indexes of symmetry (SI) were used to express the symmetry between the right and left lower limb. The results were organized into tables.

Most of the values of the indexes of symmetry show quite symmetrical relation between the right and left lower limb. We found almost absolute symmetry of anthropometrical parameters. The highest deviation from the symmetry in this measurement was in anteroposterior component of the reaction force of the mat. For the relationship between the symmetry of anthropometrical parameters and the symmetry of parameters derived from the reaction force of the mat, none of the correlation coefficients was statistically significant. The closest relation was found between the symmetry of the period of static phase and the total of vertical force impuls which were derieved from the reaction force of the mat.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Abourachid, A., Herbin, M., Hackert, R., Maes, L., & Martin, V. (2007). Experimental study of coordination patterns during unsteady locomotion in mammals. *The Journal of Experimental Biology*, 210, 366–372.
- Agre, J. C., & Baxgter, T. L. (1987). Musculoskeletal profile of male collegiate soccer players. *Archives in Physical Medicine and Rehabilitation*, 68, 147–150.
- Baker, R. (2013). *Measuring walking: a handbook of clinical gait analysis*. London: Mac Keith Press.
- Barr, A. E., & Backus, S. I. (2001). Biomechanics of Gait. In Nordin, M., & Frankel, V. H. (Eds.). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* (3th ed., pp. 438–457). Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Wilkins.
- Boyer, K. A., Andriacchi, T. P., & Beaupre, G. S. (2012). The role of physical activity in changes in walking mechanics with age. *Gait & Posture*, 36, 149–153.
- Cuberek, R., Gába, A., Svoboda, Z., Pelclová, J., Chmelík, F., Lehnert, M., & Frömel, K. (2014). *Chůze v životě starších žen se sedavým zaměstnáním*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Daley, M. J., & Spinks, W. L. (2000). Exercise, mobility and aging. *Sports Medicine*, 29(1), 1–12.
- Drnková, Z., & Syllabová, R. (1991). *Záhada leváctví a praváctví*. Praha: Avicenum.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.
- Earls, J. (2014). *Born to walk: myofascial efficiency and the body in movement*. Chichester: Berkeley, Calif: Lotus Publishing, North Atlantic Books.
- Finche, L., Barbeau, H., & Arsenault, B. (1991). Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait retraining strategy. *Physical Therapy*, 71, 842–855.
- Forczek, W., & Staszkiwicz, R. (2012). An Evaluation of Symmetry in the Lower Limb Joints During the Able-Bodied Gait of Women and Men. *Journal of Human Kinetics*, 35, 47–57.

- Fuller, N. J., & Elia, M. (1989). Potential use of bioelectrical impedance of the 'whole body' and of body segment for the assessment of body composition: comparison with densitometry and anthropometry. *European Journal of Clinical Nutrition*, 43(11), 779–791.
- Gage, J. R. (1991). *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Gstöttner, M., Neher, A., Scholtz, A., Millonig, M. Lember, S., & Raschner, Ch. (2009). Balance ability and muscle response of the preferred and nonpreferred leg in soccer. *Motor Control*, 13(2), 218–231.
- Hrysomallis, C. (2011). Balance ability and athletic performance. *Sports Medicine*, 41(3), 221–232.
- Jandačka, D. (2011). *Kinetická analýza lidského pohybu*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě.
- Janda, V. (1996). *Funkční svalový test*. Praha: Grada.
- Janura, M. et al. (1998). Application of 3D videography in the analysis of gait - basic informatik. *Acta Gymnica*, 28.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Jaroš, M. (1954). *Péče o nohy*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství.
- Jirkovská, A., & Bém, R. (2011). *Praktická pediatrie: základy péče o pacienty se syndromem diabetické nohy*. Praha: Maxdorf.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier.
- Kolář et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Larsen, Ch. (2005). *Zdravá chůze po celý život*. Olomouc: Poznání.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement*. Champaign: Human Kinetics.

- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. W. (2012). *Whittle's Gait Analysis* (5th ed.). Oxford: Butterworth Heinemann.
- Máček, M., & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén.
- Masani, K., Kouzaki, M., & Fukunaga, T. (2002). Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *Journal of Applied Physiology*, 92, 1885–1890.
- Měkota, K., & Cuberek, R. (2007). *Pohybové dovednosti - činnosti - výkony*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Monaghan, K., Delahunt, E., & Caulfield, B. (2006). Increasing the number of gait trial recordings maximises intra-rater reliability of the CODA motion analysis system. *Gait & Posture*, 25(2), 303–315.
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Newell, K. M. & Corcos, D. M. (1993). *Variability and Motor Control*. Champaign: Human Kinestics.
- Notovná, H. (2001). *Děti s diagnózou plochá noha: ve školní a mimoškolní TV, ZTV a v mateřských školách*. Praha: Olympia.
- Palmer, A. R. (1994). Fluctuating asymmetry analyses: a primer. In Markow, T. A. (Eds.) *Developmental instability: Its origins and evolutionary implications* (pp. 335–364). Dordrecht: Kluwer Academic.
- Perry, J. (2004). Normal Gait. In Smith, D. G, Michael, J. W., & Bowker, J. H. (Eds.). *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles* (3th ed., pp. 353–366). Rosemont: AAOS.
- Rahnama, N., Less, A., & Bambaecichi, E. (2005). Comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. *Ergonomics*, 48(11-14), 1568-1575.

- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture*, 12(1), 34-45.
- Savriama, Y., & Klingenberg, C. P. (2006). Geometric morphometrics of complex symmetric structures: Shape analysis of symmetry and asymmetry with Procrustes methods. *Interdisciplinary Statistics and Bioinformatics*, 158–161.
- Shephard, R. J. (Eds.). (2002). *Gender, physical activity and aging*. Boca Raton, London, New York: CRC Press.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). Motor control. *Translating research into clinical practice* (3th ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Schilling, N. (2011). Evolution of the axial system in craniates: morphology and function of the perivertebral musculature. *Frontiers in Zoology*, 8(4), 1–19.
- Smetana, V. (2001). Od nohy k obuvi. *dTest*, 10–11, 12–14.
- Stradijot, F., Pittorru, G. M., & Pinna, M. (2012). The functional evaluation of lower limb symmetry in a group of young elite judo and wrestling athletes. *Isokinetics and Exercise Science*, 20(1), 13–16.
- Sutherland, D. H., Olsen, R. A., Biden, E. N., & Wyatt, M. P. (1988). *The Development of Mature Walking*. London: MacKeith Press.
- Svoboda, Z. (2008). *Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human Movement*. New York: Churchill Livingstone.
- Vaidová, E., Zahálka, F., Malý, T., Gryc, T., & Teplan, J. (2012). Asymetrie dolních končetin vzhledem k vybraným parametrům tělesného složení a posturální stability u fotbalistek. *Česká kinantropologie*, 16(3), 221–230.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Conner, J. C. (1992). *Dynamic of Human Gait*. Champaign: Human Kinetics.

- Vařeka, I. (1997). *Vyšetření pohybového systému*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Vařeka, I. (2001). Laterilita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 2, 92–98.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Vaverka, F., Elfmark, M., Svoboda, Z., & Janura, M. (2015). System of gait analysis based on grand reaction force assessment. *Acta Gymnica* 45(5), 187–193.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
- Visintin, M., Barbeau, H., Korner-Bitensky, N., & Mayo, N. (1998). A New Approach to Retrain Gait in Stroke Patients Through Body Weight Support and Treadmill Stimulation. *Stroke*, 29(6), 1122–1128.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction* (4th ed.). Oxford: Butterworth - Heinemann.
- Zemanková, M. (1996). *Pohyb nad zlato*. Olomouc: Hanex.
- Zvonař, M., Vespalec, T., Kolářová, K., & Petr, J. (2011). *Lidská noha, diagnostika a prevence*. Brno: Masarykova univerzita.