

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV LATERALITY NA ZATÍŽENÍ DOLNÍCH KONČETIN PŘI CHŮZI U ŽEN  
RŮZNÉHO VĚKU

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Ludmila Malá

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

Olomouc 2015

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Ludmila Malá

**Název magisterské práce:** Vliv laterality na zatížení dolních končetin při chůzi u žen různého věku

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

**Rok obhajoby:** 2016

**Abstrakt:** Chůze je nejběžnějším pohybovým projevem člověka během dne. Je považována za funkčně asymetrickou, kdy jedna dolní končetina (DK) se jeví jako dominantní. Cílem naší studie bylo zhodnotit, zda a případně jak se tato dominance odráží v zatížení dolních končetin (DKK) při chůzi žen různého věku. Studie se účastnila skupina mladších žen ( $n = 27$ , věk  $21,7 \pm 1,6$  let) a skupina žen středního věku ( $n = 33$ , věk  $54,6 \pm 2,8$  let). Lateralita DKK žen byla zjišťována pomocí tří testů – vykročení z klidného stoje, vykročení ze stoje při vychýlení z rovnováhy a kopu do míče. Reakční síla podložky byla měřena dvěma silovými plošinami Kistler. U každé probandky se měřilo 5 platných pokusů chůze na boso. Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) mezi dominantní a nedominantní DK jsme zaznamenali u obou skupin žen ve vertikální složce reakční síly podložky v akcelerační subfázi. U skupiny mladších žen byla zaznamenána větší síla ve vertikálním směru u nedominantní DK, u starších žen to bylo však u dominantní DK. V porovnání dominantních (resp. nedominantní) DK mezi skupinami starších a mladších žen jsme našli delší stojnou fázi u starších žen, delší dobu fáze „loading response“ u nedominantní DK a delší trvání fáze dvojí opory u dominantní DK.

**Klíčová slova:** chůze, laterality, reakční síla podložky, Kistler

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Autor's name and Surname:** Bc. Ludmila Malá

**Title of the Master thesis:** Influence of laterality to lower limbs load during gait in women of different ages

**Department:** Department of Natural Sciences in Kinanthropology

**Thesis supervisor:** Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

**The year of presentation:** 2016

**Abstract:** During the day gait is the most common motional expression of human. It is considered as functionally asymmetric while one lower limb (LL) is supposed to be dominant. The aim of our study was to assess if and eventually how the dominance is affected in lower limbs (LLS) load during gait in women of different ages. A group of younger women (n=27, age  $21.7 \pm 1.6$  years) and a group of middle age women (n=33, age  $54.6 \pm 2.8$  years) were involved in the study. Laterality of LLS of women was investigated by three tests – stepping out of the standing, stepping out of the standing when tilting of balance and kicking a ball. Ground reaction force was measured with two force platforms Kistler. 5 valid trials of walking barefoot were measured in every probands. We recorded statistically significant differences ( $p < 0.05$ ) between the dominant and the non-dominant LL in vertical part of ground reaction force in acceleration subphase in both groups of women. Greater force in vertical movement in the non-dominant LL was recorded in the group of younger women in contrast with the group of elder women, where the phenomenon was observed in the dominant LL. Compare the dominant (or the non-dominant) LL between both groups elder and younger women we found longer stance phase in elder women, longer loading response phase in the non-dominant LL and longer duration of double support phase in the dominant LL.

**Keywords:** gait, laterality, ground reaction force, Kistler

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

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci vypracovala samostatně s odbornou pomocí Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D. a že jsem uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. 11. 2015

.....

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph. D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytoval během zpracování diplomové práce.

# Obsah

ÚVOD.....	9
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ.....	10
1.1 Chůze.....	10
1.1.1 Pojem chůze a její fáze.....	10
1.1.2 Analýza chůze.....	12
1.1.3 Specifičnost chůze žen.....	13
1.1.3.1 Genderové rozdíly v chůzi.....	13
1.1.3.2 Změny chůze a zatížení chodidla při chůzi v těhotenství.....	14
1.1.3.3 Změna chůze vlivem obuvi, především obuvi na podpatcích.....	15
1.1.4 Specifičnost chůze starších lidí.....	17
1.2 Reakční síla podložky při chůzi.....	19
1.2.1 Vertikální složka.....	20
1.2.2 Anteroposteriorní složka.....	21
1.2.3 Mediolaterální složka.....	22
1.2.4 Motýlí aneb Pedotti diagram.....	23
1.2.5 Centre of pressure.....	23
1.3 Lateralita.....	24
1.3.1 Vymezení pojmu.....	24
1.3.2 Stanovení laterality.....	25
1.3.3 Lateralita dolních končetin neboli nohovost.....	25
1.3.4 Lateralita a zatížení dolních končetin.....	27
1.4 Lateralita při chůzi.....	29
2 CÍLE A HYPOTÉZY.....	31
2.1 Hlavní cíl.....	31
2.2 Dílčí cíle.....	31
2.3 Hypotézy.....	31
3 METODIKA PRÁCE.....	32
3.1 Výzkumný soubor.....	32
3.2 Přístroje a software.....	32
3.3 Realizace měření.....	32
3.3.1 Určení laterality.....	32
3.3.2 Měření zatížení dolních končetin při chůzi.....	33

3.4	Zpracování dat .....	33
4	VÝSLEDKY .....	35
4.1	Časové parametry.....	35
4.1.1	Parametr t4 - čas maximální síly v brzdě fázi v anterioposteriorním směru ..	37
4.1.2	Parametr t6 - čas maximální síly v brzdě fázi ve vertikálním směru .....	37
4.1.3	Parametr t8 - čas maximální síly v akcelerační fázi ve vertikálním směru .....	38
4.1.4	Parametr t1 - celkový čas stejné fáze .....	38
4.2	Silové parametry .....	39
4.2.1	Parametr F3 - maximální síla v brzdě fázi v anterioposteriorním směru .....	40
4.2.2	Parametr F5 – maximální síla v brzdě fázi ve vertikálním směru .....	41
4.2.3	Parametr F4 – maximální síla v akcelerační fázi v anterioposteriorním směru .....	41
4.2.4	Parametr F6 – maximální síla v akcelerační fázi ve vertikálním směru .....	42
4.3	Parametry impulsů síly.....	43
4.3.1	Parametr I3 – silový impuls v brzdě fázi v anterioposteriorním směru .....	44
4.3.2	Parametr I5 – silový impuls v brzdě fázi ve vertikálním směru .....	45
4.3.3	Parametr I4 – silový impuls v akcelerační fázi v anterioposteriorním směru ..	45
4.3.4	Parametr I6 – silový impuls v akcelerační fázi ve vertikálním směru .....	46
4.3.5	Parametr I7 – celkový silový impuls ve vertikálním směru .....	46
4.4	Zhodnocení stanovených hypotéz:.....	47
4.4.1	Hypotéza H01 .....	47
4.4.2	Hypotéza H02 .....	47
4.4.3	Hypotéza H03 .....	47
5	DISKUZE.....	49
5.1	Diskuze k hypotéze H01 .....	49
5.2	Diskuze k hypotéze H02 .....	50
5.3	Diskuze k hypotéze H03 .....	50
5.4	Limity práce.....	53
6	ZÁVĚR .....	54
7	SOUHRN .....	55
8	SUMMARY .....	56
9	REFERENČNÍ SEZNAM.....	57

## Seznam zkratk

DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
GC	gait cycle (chůzový cyklus)
GRF	ground reaction force (reakční síla podložky)



## ÚVOD

Chůze je jedním z nejběžnějších pohybových projevů, které zdravý člověk během dne vykonává. Přestože u všech zdravých lidí má chůze podobný cyklický vzorec, styl chůze bývá zcela charakteristickým a individuálním projevem jedince. Často je natolik jedinečný, že poznáme blízkého či známého člověka na ulici, když ho vidíme jen zezadu, jak jde. Tento charakteristický vzorec chůze se odvíjí od řady faktorů, mezi něž můžeme zařadit tělesnou konstituci, držení těla, stavbu nohy apod.

Většina lidí rozumí, co znamená být pravákem či levákem v kontextu horní končetiny. Dominance dolní končetiny už nemusí být zřejmá. Běžně se lidé mylně domnívají, že být pravák znamená dominanci celé pravé strany těla. Dominance dolní končetiny vyžaduje náhled z jiné perspektivy zahrnující odlišné role dolní končetiny při pohybových úlohách jako je mobilita a stabilita – např. dolní končetina manipulující s fotbalovým míčem versus druhá končetina hrající podstatnou roli v posturální kontrole a stabilitě (Velotta, Weyer, Ramirez, Winstead & Bahamonde, 2011).

Při hodnocení chůze se často pro jednoduchost ve sběru dat a jejich analýze předpokládá symetrické chování dolních končetin. Přitom asymetrie chůze se nezdá být důsledkem abnormality, ale odráží přirozený funkční rozdíl mezi končetinami. Vysvětlením funkčního rozdílu mezi končetinami může být právě laterálita (Sadeghi, Allard, Prince & Labelle, 2000).

Naše studie se zabývá hodnocením vlivu laterality na zatížení při chůzi v ženské populaci.

# 1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

## 1.1 Chůze

### 1.1.1 Pojem chůze a její fáze

Pojem chůze dle Whittla (2007) vyjadřuje způsob lokomoce, při kterém střídavě používáme dvě dolní končetiny k propulzi (švih) a opoře, přičemž alespoň jedna noha je stále v kontaktu s podložkou.

Při analýze chůze popisujeme chůzi v jednotlivých opakujících se sekvencích. Jedna sekvence se nazývá chůzový cyklus („gait cycle“ – GC). GC se dělí na dvě fáze: stojnou (při průměrné rychlosti chůze 1,37 m/s zaujímá 62 % GC) a švihovou (38 % GC) (Perry & Burnfield, 2010). Zjednodušeně se poměr vyjadřuje jako 60 % a 40 % GC, tedy také jako poměr 3:2 (Kirtley, 2006).

Obvykle se označuje jako první součást chůzového cyklu počáteční kontakt paty s podložkou jedné dolní končetiny. Za konec chůzového cyklu považujeme další kontakt stejné končetiny, který zároveň zahajuje začátek dalšího cyklu (Kirtley, 2006).

Stojná a švihová fáze se dělí na jednotlivé subfáze. Tyto subfáze se liší názvem dle autora, ale časově jsou srovnatelné. Uvedeme zde dělení dle Perry a Burnfielda (2010) doplněné o poměr, jaký jednotlivé fáze zaujímají během GC:

Stojná fáze:

1. počáteční kontakt („initial contact“, 0-2 % GC)
2. zatěžování („loading response“, 2-12 % GC)
3. mezistoj („mid-stance“, 12-31 % GC)
4. konečný stoj („terminal stance“, 31-50 % GC)
5. předšvihová fáze („pre-swing“, 50-62 % GC)

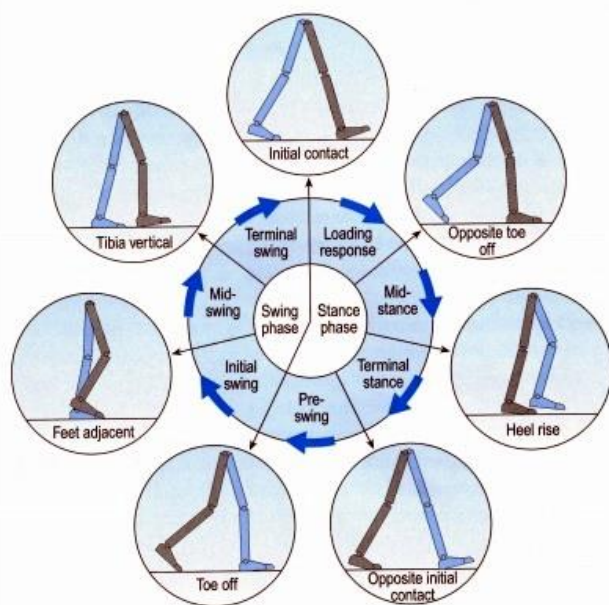
Švihová fáze:

1. počáteční švih („initial swing“, 62-75 % GC)
2. mezišvih („mid-swing“, 72-87 % GC)
3. konečný švih („terminal swing“, 87-100 % GC)

Zatímco jedna dolní končetina je ve stojné fázi krokového cyklu, druhá vykonává švihovou fázi. Protože stojná fáze zaujímá 60 % krokového cyklu, znamená to, že 20 % krokového cyklu jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou. Tato fáze se nazývá fází dvojí opory („double support“). S rostoucí rychlostí chůze se její

trvání zkracuje. Když je dvojí opora nulová, nejedná se již o chůzi, ale o běh (Kirtley, 2006).

Whittle (2007) se shoduje označením fází s Perry a Burnfieldem (2010). Neuvádí ale stadium zatěžování („loading response“). Naopak zdůrazňuje přechody mezi jednotlivými fázemi dalšími pojmy (Obrázek 1): „opposite toe off“ (odlepení kontralaterálního palce), „heel rise“ (zvednutí paty), „opposite initial contact“ (počáteční kontakt kontralaterální končetiny), „toe off“ (odlepení palce), „feet adjacent“ (chodidlo švihové dolní končetiny míjející stojnou dolní končetinu) a „tibia vertical“ (vertikální postavení tibie švihové dolní končetiny).



Obrázek 1. Fáze krokového cyklu (Whittle, 2007, 52).

Ronconi a Ronconi (2006) rozdělují chůzový cyklus na čtyři fáze s ohledem na reakční sílu podložky (GRF, dále viz kapitola 1.2):

1) fáze kontaktu

První fáze začíná malým kontaktem střední až zevní části paty s povrchem.

2) relaxační fáze

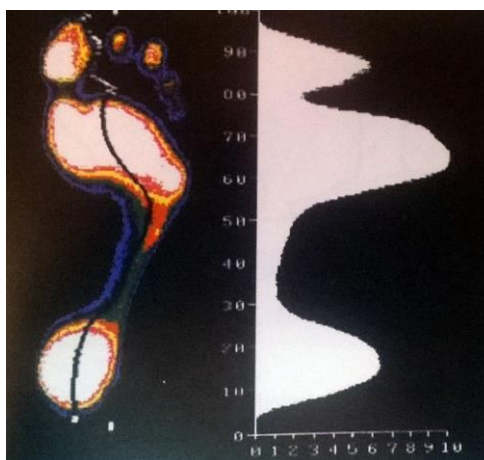
Po prvním kontaktu s podložkou nastává relaxační fáze. Celá noha je v kontaktu s podložkou. Převodní mechanismus má spirálovitý tvar směrem do pronace. Dolní končetina je ve vnitřní rotaci. Chodidlo během této fáze hraje roli v zajištění vhodné a pevné opory.

### 3) fáze „zpevnění“

Ve zbývajících fázích chůzového cyklu chodidlo působí proti tíhové síle jako „orgán pohybu“. Dolní končetina je v zevní rotaci. Dochází k zakončení spirálovitého převodního mechanismu. Černá linie na obrázku 2 zobrazuje spirálovitou trajektorii bodů okamžitých „centre of pressure“ (dále viz kapitola 1.2.5) chodidla s podložkou během krokového cyklu.

### 4) fáze akcelerace

Zpevněné chodidlo se nyní chová jako páka. Pata se zvedá a těžiště je přesunuto na předonoží na metatarzy a poté na dorziflektované prstce.



Obrázek 2. Dynamický otisk chodidla a histogram tlaku  
(Ronconi & Ronconi, 2006).

## 1.1.2 Analýza chůze

Pod termínem analýza chůze se skrývá mnoho způsobů zkoumání chůze od důkladného pozorování po sofistikovaná počítačová měření. Neexistuje jednotný koncept, který by dokonale popisoval pohyb člověka během chůze. Proto každý obor upřednostňuje svůj způsob analýzy (Kirtley, 2006).

Například fyzioterapie v jednotlivých fázích krokového cyklu hodnotí pomocí klinického pozorování, což je velice subjektivní metoda. Pro větší objektivizaci využíváme analýzu kinematických či kinetických veličin chůze. Mezi měřené kinematické veličiny patří dráha, rychlost, zrychlení a čas (Perry & Burnfield, 2010). Do kinetických veličin řadíme dynamickou sílu (a od ní odvozené veličiny), zkoumáme její velikost a určujeme závislost na čase (Janura et al., 2012).

### 1.1.3 Specifičnost chůze žen

#### 1.1.3.1 Genderové rozdíly v chůzi

Studie zabývající se rozdíly v mužské a ženské chůzi začínaly tím, že pozorovatelé z běžné populace měli určit pohlaví jedince, který šel před nimi. Laik pozorovatel to byl téměř vždy schopen určit. Pozorování je důležitou součástí vyšetření chůze, ve většině případů není ale dostačující. Tyto rozdíly je však třeba kvantifikovat a usilovat o další objasnění důvodů těchto odchylek mezi pohlavími (Bruening, Frimenko, Goodyear, Bowden & Fullenkamp, 2015).

Obecně lze říci, že ženy chodí vyšší frekvencí kroku, nižší rychlostí, kratším (Öberg, Karsznia & Öberg, 1993) a užším krokem (Psalman, Balint, Duvač, Zháněl, & Zvonař, 2014).

Psalman et al. (2014) popisují obecně u žen větší pohyby v pánvi. Z psychologického hlediska jsou ženy houpající se v bocích a muži kráčející se širokými rameny považováni za fyzicky přitažlivější. (Öberg et al., 1993) Výsledky studie Brueninga et al. (2015) ukázaly, že ženy chodí s větším zešíkmením pánve ve frontální rovině než muži a s více stabilním trupem a hlavou. Mají také větší rotaci pánve v transverzální rovině a rotaci trupu, stejně jako větší souhyb paží.

Ko, Tolea, Hausdorff, & Ferrucci (2011) popisuje, že ženy využívají více než muži mechanické práce boků v sagitální i frontální rovině. Chodí v porovnání s muži s menším rozsahem pohybu v kyčli v sagitální rovině a větším rozsahem ve frontální rovině. Kerrigan, Todd, & Della Croce (1998) popisují, že ženy mají při chůzi více flexe v kyčli než muži.

V kolenou mají ženy menší extenzi před iniciálním kontaktem chodidla, větší flexi kolene při předšvihů a vyšší vrchol momentu síly v kolenním kloubu v předšvihů (Kerrigan et al., 1998). Dle Ko et al. (2011) se u nich zaznamenala kratší délka části krokového cyklu (dále perioda) pro první flexi v koleni a následnou extenzi kolene a delší perioda následné flexe v koleni.

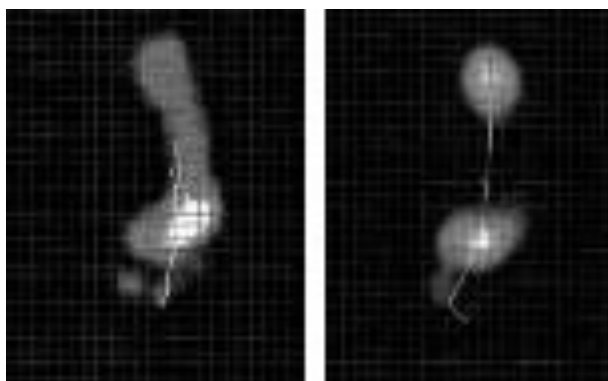
Ko et al. (2011) popisují delší periodu plantární flexe v kotníku. Dále byl popsán větší rozsah pohybu v kotníku v sagitální rovině v porovnání s muži.

### 1.1.3.2 Změny chůze a zatížení chodidla při chůzi v těhotenství

K významné změně chůze v průběhu života ženy může dojít během náhlého zvýšení hmotnosti při těhotenství.

Gilleard (2013) popisuje větší šířku kroku u těhotných žen. Není ovšem jasné, jde-li o mechanický důsledek rozšíření pánve či odpověď na větší potřebu stability během těhotenství. Jisté je, že je proto noha kladena více laterálně. Výsledná chůze bývá popisována jako kolébavá. Snížená délka kroku vede ke snížení rozsahu pohybu pánve thoracolumbální páteře v transverzální rovině, což platí i naopak. Nebyl zaznamenán významný rozdíl v rychlosti chůze mezi těhotnými ženami a ženami, které dosud těhotné nebyly.

Ribeiro et al. (2011) zjistili, že pro udržení dynamické stability těhotných žen při chůzi se mění plantární zatížení. Ze zánoží se přesouvá zatížení do střední části chodidla a do předonoží. Kardag-Saygi, Unlu-Ozkan a Basgul (2010) se zabývali příčinou časté bolesti zad a chodidla u těhotných žen. Porovnávali zatížení chodidla těhotných žen s kontrolní skupinou žen s nadváhou. Výsledkem byl vyšší tlak těhotných žen pod přední částí pravé nohy jak při stožení, tak při chůzi (viz obrázek 3). U těhotných žen také déle trval kontakt s podložkou přední části nohy, ale i chodidla jako celku. Řešením bolesti přetíženého chodidla by mohlo být vhodné cvičení a modifikace obuvi.



Obrázek 3. Dynamické plantografické zobrazení u těhotných žen (vlevo) a kontrolní skupiny obézních žen (vpravo) (upraveno z Kardag-Saygi et al., 2010, 155).

Zatížení těhotných žen při chůzi bylo hodnoceno i z hlediska nebezpečí rizika pádů. McCrory, Chambers, Daftary a Redfern (2013) zjistili, že výsledky jejich studie jsou pravděpodobně vztaženy k vyšší nestabilitě během chůze po schodech a mohly by právě být spojeny se zvýšeným rizikem pádu během těhotenství.

Ukázaly se následující statisticky významné rozdíly. Mediolaterální výchylka COP během chůze do schodů byla vyšší u žen v třetím trimestru. Anteriposteriorní brzdny impuls byl větší u těhotných žen při chůzi do i ze schodů. Vertikální složka reakční síly podložky byla vyšší u těhotných žen v porovnání s kontrolní skupinou (McCroory et al., 2013).

Někteří autoři se zabývali tím, zda má těhotenství vliv na trvalou změnu zatížení chodidla. Segal et al. (2013) dospěli k názoru, že dochází k trvalému snížení klenby a případně k následným svalovým dysbalancím, což je patrné nejvíce při těhotenství prvním.

#### 1.1.3.3 Změna chůze vlivem obuvi, především obuvi na podpatcích

Typ obuvi může ovlivnit provedení chůze. Roman de Metelinge et al. (2015) doporučují pro denní nošení (zvláště staršími ženami) standardní botu. Příklad takové boty můžeme vidět na obrázku 4. Jedná se o botu s tkaničkami, nízkým a širokým podpatkem, pevným překrytím paty a středně tuhou podrážkou se vzorkem. Výše zmínění autoři zkoumali chůzi starších žen na bosu a ve třech typech obuvi (pantofle, vysoké podpatky a standardní bota). Zkoumané veličiny byly rychlost chůze, kadence, čas jednoho kroku, délka kroku a jeho variabilita. Výsledky ukazují, že obuv definitivně ovlivňuje chůzový vzorec zdravých starších žen.



Obrázek 4. Standardní obuv (Roman de Metelinge et al., 2015, 156).

Chůze naboso zobrazila nejvíce nestabilní vzorec s nejvyšší variabilitou kroků mezi sebou, sníženou délku kroku oproti chůzi v jakémkoli vybraných typů obuvi. Nejlepší výsledky chůze byly zaznamenány ve standardní obuvi (preferovaná vysoká rychlost chůze, dlouhý krok) (Roman de Metelinge et al., 2015).

Specifika obuvi žen spočívají především ve výši podpatku. Ženy nosily podpatky už před cca 400 lety. Dnes miliony žen nosí tento typ obuvi denně (Simonsen et al., 2012). Bylo zkoumáno, jaký má vliv výše podpatku na zatížení chodidla, rozdílné zapojení svalů dolní končetiny (což bylo snímáno na EMG) a na dynamiku chůze (Cronin, Barret & Carty, 2012; Simonsen et al., 2012; Stefanyshyn, Nigg, Fischer, O'Flynn, & Liu, 2000). Nošení podpatků způsobuje větší plantární flexi v hlezenním kloubu, flexi kolenního kloubu, anteverzi pánve a extenzi trupu (Barkema, Derrick & Martin, 2012).

Stefanyshyn et al. (2000) zjistili ve své studii nárůst vertikální a anterioposteriorní složky reakční síly podložky s rostoucí výškou podpatku. Větší brzdící síly způsobily zpomalení pohybu těžiště dopředu, které bylo nutno překonat vyšší silou ženoucí tělo dopředu při odrazu. Proto když vzrostla výše podpatku, těžiště se přesunulo více dopředu díky větší plantární flexi v kotníku.

Vzhledem k pozici nohy ve větší plantární flexi v kotníku, prochází vektor GRF blíže ke středu hlezenního kloubu. Toto nastavení vyžaduje menší propulzní moment při odrazu a tím je zaznamenána redukce momentu sil plantárních flexorů. Toto je aspoň částečně kompenzováno zvýšením momentu sil kolenních flexorů jako protiopatření při posunu těžiště dopředu (Simonsen et al., 2012; Cronin et al. 2012; Stefanyshyn et al., 2000).

Musculus rectus femoris začíná být více aktivní pro vyrovnání vyšší flexe v kolenním kloubu. Nárůst aktivity v musculus soleus při chůzi s vysokými podpatky koresponduje s tím, že jak je noha více v plantární flexi, rameno momentu Achillovy šlachy se sníží. Proto i přes nárůst síly v Achillově šlaše pro zvýšenou aktivitu musculus soleus, je zde pokles momentu síly plantárních flexorů (Stefanyshyn et al., 2000).

Barkema et al. (2012) tvrdí, že momenty sil ve frontální rovině během stojné fáze chůze narůstají se zvyšující se výškou podpatku. Titchenal, Asay, Favre, Andriacchi a Chu (2015) popisují snížení momentu maximální extenze kolene a i přes snížení rychlosti chůze zvýšení maximálního abdukčního momentu kolenního kloubu během terminální stojné fáze.

Abdukční moment kolenního kloubu ve frontální rovině vzrostl asi o 10% při chůzi na podpatcích. Stoprocentní nárůst momentu sil extenzorů kolene mohl být způsoben nárůstem flexe v kolenním kloubu během stojné fáze a zvýšenou aktivitou musculus quadriceps femoris (Simonsen et al., 2012).



Chůze na podpatcích vedla k vyšším vrcholům vertikální složky GRF (Cronin et al., 2012). Csapo, Maganaris, Seynes a Narici (2010) zjistili u jedinců nosících vysoké podpatky větší průřez Achillovy šlachy. Domnívají se, že nárůst relativních sil musculus triceps surae působících na komplex šlachy a aponeuróz mohl nakonec vést k hypertrofii šlachy.

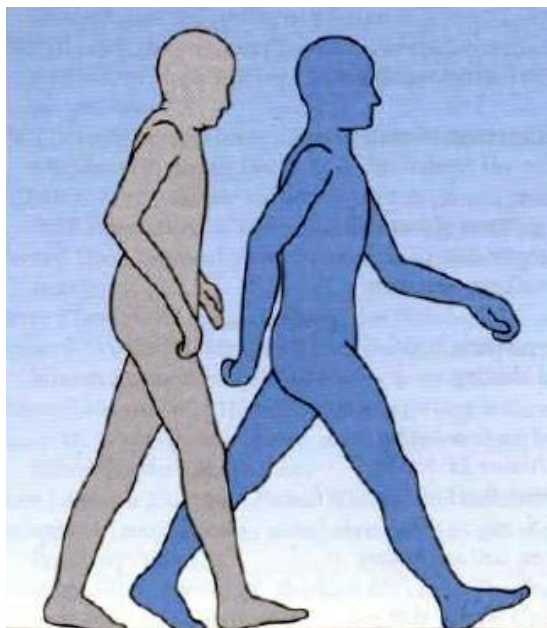
Výsledky studie Simonsen et al. (2012) ukazují na velký nárůst sil působících „kost na kost“ v kolenním kloubu při chůzi na podpatcích. Mnohé změny pozorované se zvyšující se výškou podpatku a vyšší hmotností jsou podobné těm, které se s věkem objevují u progredující osteoartrózy. Toto může znamenat, že nošení vysokých podpatků, zvláště v kombinaci s vyšší zátěží pro tělo, může přispět k zvýšení rizika osteoartrózy u žen (Titchenal et al., 2015).

#### 1.1.4 Specifičnost chůze starších lidí

Chůze u starších lidí je ovlivněna dvěma faktory. Jedním z nich je věk samotný, a pak doprovodné patologické okolnosti, které se objevují s přibývajícím rokem. Mezi ně můžeme zahrnout parkinsonismus či artrózu (Whittle, 2007).

Typicky ke změnám v chůzi začíná docházet v dekadě mezi 60. a 70. rokem života. Možným důvodem těchto změn je zvýšení bezpečnosti při chůzi při zajištění větší rovnováhy. Snižuje se rychlost chůze a kadence, zkracuje se délka kroku, zvětšuje se báze při chůzi. Relativně se zvyšuje stojná fáze chůze oproti švihové. Je patrná i jiná pozice těla staršího člověka oproti mladšímu, kterou můžeme pozorovat na obrázku číslo 5 (Whittle, 2007).

Callisaya, Blizard, Schmidt, McGinley a Srikanth (2008) zkoumali vliv genderu a věku na parametry chůze. Dospěli k následujícím závěrům: starší muži a ženy měli tendenci jít pomaleji, menšími kroky, o širší bázi a s delší fází dvojí opory než mladší probandi. Starší ženy navíc šly s pomalejší kadencí. Dle Ko et al. (2011) šly starší ženy s vyšší kadencí, kratším krokem o užší bázi než starší muži. Rychlost změny s věkem byla strmější u žen. Kratší délka kroku je způsobena sníženou rotací pánve, flexe a extenze kyčle. Snížení rychlosti může být přítomno díky redukci síly svalů, které pohánějí tělo dopředu (Sadeghi, Prince, Zabjek, & Labelle, 2004).



Obrázek 5. Pozice těla u iniciálního kontaktu chodidla pravé dolní končetiny u staršího (vlevo) a mladšího muže (vpravo) (Murray et al., 1969 in Whittle, 2007, 97).

Starší osoby oproti mladším chodily s kratší švihovou fází. Užívaly více extenzorů kyčle, méně extenzorů kolene a plantárních flexorů než mladší dospělí při chůzi o stejné rychlosti (DeVita & Hortobagyi, 2000).

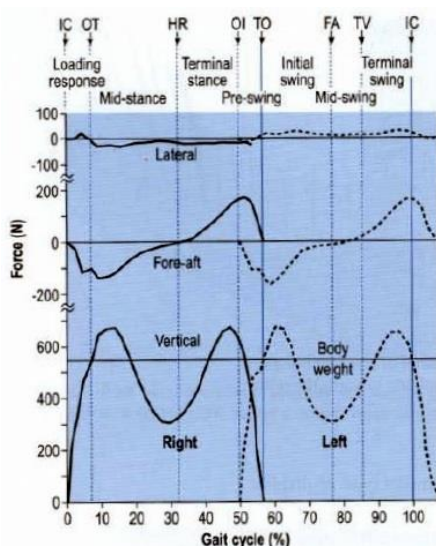
Předpokládá se, že změny v časoprostorových veličinách u chůze starších lidí pravděpodobně reflektují trend zajištění bezpečnějšího, více dynamicky stabilního chůzového vzorce a nejsou nutně funkční limitací. Není zcela zřejmé, zda tyto změny jsou spojeny s procesem stárnutí nebo se jedná jen o individuální rozdíly biomechanických parametrů (Sadeghi et al., 2004).

## 1.2 Reakční síla podložky při chůzi

Reakční síla podložky („ground reaction force“, GRF) popisuje interakci mezi tělem a podložkou (při stoji či dopadu končetiny na podložku) a je spojena se stabilitou při pohybu (Svoboda, Janura, Cabell & Elfmark, 2012; Richards, 2008). Reakční síla podložky (při chůzi) se vztahuje k druhému a třetímu Newtonovu zákonu (zpomalení během dopadu na podložku a zrychlení během švihů; působení stejně velké síly opačného směru) (Richards, 2008).

Měření GRF je relativně jednoduchou, a proto i široce rozšířenou kinetickou metodou analýzy chůze (Vaverka, Elfmark, Svoboda & Janura, in press). K měření reakční síly podložky se využívají silové plošiny. Díky silové plošině můžeme měřit celkovou sílu, kterou působí chodidlo na podložku, ne však velikosti síly v jednotlivých částech chodidla. Výsledná reakční síla může být rozložena na tři vzájemně kolmé složky. Některé silové plošiny zobrazují pouze jednu složku vektoru síly – obvykle vertikální (Whittle, 2007). Většina silových plošin ale ukazuje celkové trojdimenzionální zobrazení vektorů reakční síly – laterální, předozadní a vertikální složku (Janura et al., 2012; Kirtley, 2006).

Během chůze hodnotíme velikost jejich složek v jednotlivých částech stejné fáze dané končetiny. Během švihové fáze není chodidlo v kontaktu s podložkou, a proto je GRF nulová. Hodnota vertikální složky síly je vždy kladná. Ostatní složky se pohybují mezi kladnými a zápornými hodnotami (Obrázek 6) (Kirtley, 2006).

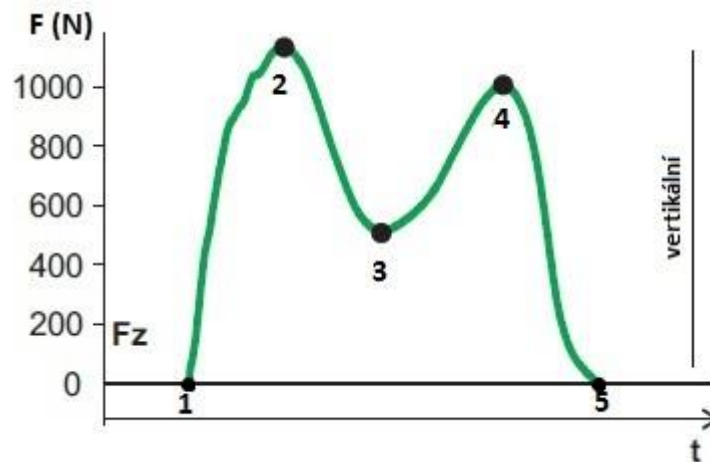


Obrázek 6. Laterální, předozadní a vertikální komponenta reakční síly podložky pro pravou dolní končetinu (plná čára) a levou dolní končetinu (přerušovaná čára)

(Whittle, 2007, 81).

### 1.2.1 Vertikální složka

Na rozdíl od klidného stoje (kdy je reakční síla konstantní, stejně velká jako tíhová síla, ale opačného směru) má během chůze její vertikální složka tvar písmene „M“. Vybereme-li z grafu jednotlivé body, kdy dochází ke změně, můžeme popsat pět momentů. Během počáteční dvojí opory, když je hmotnost těla přenášena z kontralaterální končetiny, síla rychle roste. Na začátku stojné fáze síla roste nad klidovou hodnotu. Poté síla klesá pod klidovou hodnotu během střední fáze stoje („mid-stance“). V průběhu konečné dvojí opory („terminal double support“) síla rychle klesá, jak je hmotnost přenášena na kontralaterální končetinu a při švihové fázi, kdy chodidlo není na podložce, je reakční síla podložky nulová (Kirtley, 2006).



Obrázek 7. Vertikální složka GRF během stojné fáze jednoho kroku (upraveno z Vaverka et al., in press, 3).

Popisujeme čtyři důležité momenty ve vertikální složce GRF (Obrázek 7) (Richards, 2008):

- 1) „Heel strike“ (dopad paty) (1) až první vrchol (2)

Tato fáze prudkého nárůstu vertikální složky síly nastává, když se přenáší hmotnost těla ze zadní dolní končetiny na přední během začátku dvojí opory. Velikost síly v bodě prvního vrcholu nabývá 1,2 násobku hmotnosti těla. Může být ovšem menší například v důsledku pomalého tempa chůze, omezení rozsahu pohybu některého z kloubů dolních končetin či bolesti přítomné při chůzi.

- 2) První vrchol (2) až spodní bod obratu (3)

Při následné extenzi kolena se zvyšuje poloha těžiště do nejvyššího bodu. Dochází k tomu asi v polovině stojné fáze. Postupně se sníží působení GRF na 0,7 násobek

hmotnosti těla. Hloubka nejnižšího bodu obratu bývá spojena s tím, jak se jedinec pohybuje přes stojnou dolní končetinu, což může být znovu ovlivněno bolestí nebo dysfunkcí některého z kloubů dolních končetin a rychlostí chůze (kdy hlubší bod obratu bude zaznamenán u rychlejší chůze).

### 3) Spodní bod obratu (3) až druhý vrchol (4)

Poloha těžiště těla se v této fázi snižuje, jak se zvedá pata a chodidlo je aktivitou svalů zajišťujících pohyb vpřed tlačeno do podložky. Dochází opět k nárůstu GRF do druhého vrcholu, který má znovu hodnotu 1,2 násobku hmotnosti těla. Vyšší vrchol vypovídá o zrychlení konečného pohybu, nižší vrchol o nízké schopnosti odrazu dané dolní končetiny.

### 4) Druhý vrchol (4) až „toe off“ (odlepení palce) (5)

Zatížení dolní končetiny se přenáší na druhostrannou končetinu. Prudce klesá velikost vertikální složky reakční síly.

## 1.2.2 Anteroposteriorní složka

Podobně jako vertikální složka GRF, nám může anteroposteriorní složka rovněž podat důležité informace ohledně funkce dolní končetiny během stojné fáze chůze. Rozlišujeme opět čtyři důležité úseky této složky (Obrázek 8) (Richards, 2008):

### 1) Heel strike (dopad paty) (1) až posteriorní vrchol (2)

Po dopadu paty dochází k postupnému zatěžování stojné dolní končetiny. Směr působení tíhové síly do podložky vede k převaze posteriorní složky. Posteriorní vrchol nabývá hodnoty 0,2 násobku hmotnosti těla dané osoby. Velikost vrcholu závisí na rychlosti chůze, způsobu zatěžování přední dolní končetiny a maximální třecí síle mezi obuví a podložkou.

### 2) Posteriorní vrchol (2) až přechod nulové osy (3)

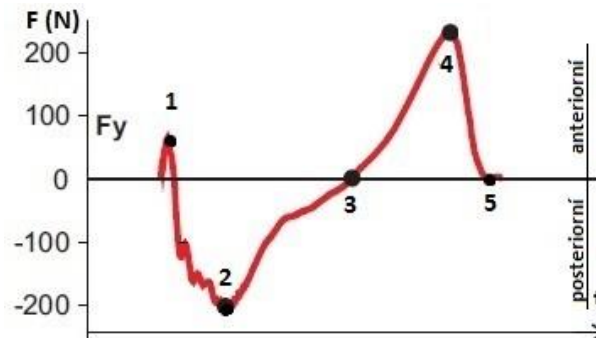
Posteriorní komponenta se snižuje, jakmile se tělo začne pohybovat přes stojnou dolní končetinu. V bodě přechodu nulové osy je chodidlo přímo pod trupem, horizontální síla je nulová, působí zde pouze vertikální GRF. Přibližně odpovídá spodnímu bodu obratu trajektorie vertikální složky GRF, který nastává v krokové „mid-stance“ fázi zhruba v 55 % stojné fáze kroku.

### 3) Přechod nulové osy (3) až anteriorní vrchol (4)

Pata se zvedá a chodidlo je tlačeno do podložky a dozadu aktivitou svalů lýtky, což má za výsledek nárůst anteriorní složky GRF, která pohání tělo dopředu. Dosahuje anteriorního vrcholu v hodnotě až 0,2 násobku tíhové síly při klidném stoji.

4) Anteriorní vrchol (4) až toe off (odlepení palce) (5)

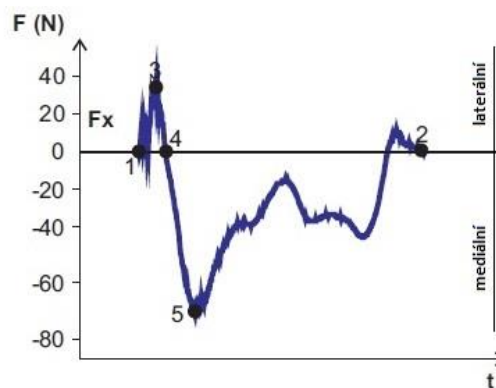
Tato fáze je fází dvojí opory, kdy je tíhová síla přenášena na druhostrannou dolní končetinu a anteriorní složka GRF se snižuje až na nulovou hodnotu, která se pojí s momentem „toe off“ (odrazu palce od podložky). Délka trvání tohoto úseku může ovlivnit postupné zatěžování kontralaterální dolní končetiny.



Obrázek 8. Anterioposteriorní složka GRF během stejné fáze jednoho kroku (upraveno z Vaverka et al., in press, 3).

### 1.2.3 Mediolaterální složka

Mediolaterální složka GRF (Obrázek 9) je nejvíce variabilní ze všech tří komponent GRF a může být snadno ovlivněna obuví či ortézou. Můžeme ji rozdělit do dvou hlavních úseků. Mediální úsek má své maximum mezi 0,05 až 0,1 násobkem tíhové síly těla. Maximum laterálního úseku bývá nižší. (Richards, 2008)

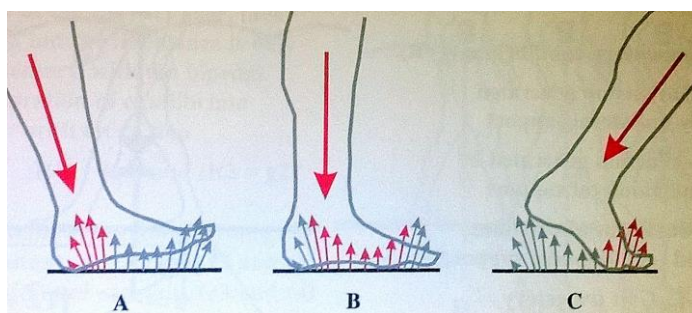


Obrázek 9. Mediolaterální složka GRF během stejné fáze jednoho kroku (upraveno z Vaverka et al., in press, 3).

## 1.2.4 Motýlí aneb Pedotti diagram

Změny orientace a velikosti vektoru působící síly během chůzového cyklu se mohou spojit v motýlí (Pedotti) diagram (Kirtley, 2006).

Obrázek 10. nám ukazuje, jak jsou vždy vyrovnané osy působení tíhové síly a reakční síly podložky. Noha během fáze kontaktu paty s podložkou (Obrázek 10.A) působí tlakem dolů a dopředu, reakční síla působí brzdícím efektem v opačném směru. Během akcelerační fáze (Obrázek 10.C) reakční síla určuje pohyb těla dopředu (Ronconi & Ronconi, 2006).



Obrázek 10. Motýlí diagram zobrazující promítnutí reakční síly podložky v různých okamžicích chůzového cyklu (Ronconi & Ronconi, 2006, 79).

## 1.2.5 Centre of pressure

Působíště GRF, místo, kde se síly promítají do oblasti chodidla, se nazývá „centre of pressure“ (COP). Když setrvává jedinec v klidném stoji, síly se promítají do jednoho bodu a nemění se. Ve skutečnosti ale nikdy nejsme úplně statičtí. Dochází stále k mírným titubacím i při klidném stoji. COP se pohybuje dopředu, dozadu a do stran chodidla (Richards, 2008).

Během normální se chůze se COP pohybuje z laterální hrany paty při iniciálním kontaktu k palci při fázi „toe off“. COP zobrazuje plantární tlak celého chodidla. Proto při pronaci chodidla se trajektorie COP posune více mediálně, při supinovaném chodidle více laterálně (Kirtley, 2006).

## 1.3 Lateralita

### 1.3.1 Vymezení pojmu

Lateralita bývá definována jako nadřazený pojem označující určitou vývojovou stranovou asymetrii a projevující se laterální preferencí či dominancí. Laterální preferencí nazýváme přednostní (ne ovšem výhradní) volbu a používání končetiny nebo orgánu (oka, ucha, jazyka) při (koordináčně) složitější situaci (Měkota, 1984). Jako laterální dominanci označujeme převládnutí jedné činnosti či funkce jednoho z párových orgánů či končetin při současném vykonávání různých činností (funkcí) a rovněž stranově rozdílnou výkonnost pro tutéž činnost (funkci) (Vařeka, 2001). Tuto končetinu člověk používá radši, rychleji se s ní učí nové pohyby a více jí věří ve stresových situacích (Lipková, 1999).

Lateralita má tři kategorie: sinistrie, dextrie a ambilateralita (ambidextrie/ambisinistrie) a pět druhů: rukovost, nohovost, zrakovost, točivost (směr rotace kolem dlouhé osy těla) a zatáčivost (odchylka od přímého směru lokomoce při vyloučení zrakové kontroly) (Vařeka, 2001).

Lateralita je mezi lidmi známá již tisíciletí a zkoumána vědci více než sto let. (Měkota, 1984). S vyšším vývojovým stupněm živočicha se objevuje více nesouměrnosti, vypadá to, že vývoj v přírodě směřuje k asymetrii a projevy lateralit lze považovat za vyšší vývojový znak (Lipková, 1999). Není shoda v názorech na příčiny lateralit, rovněž není plně znám ani význam lateralit ve vývoji organismu. Možnou verzí je, že dítě jako „tabula rasa“ zjišťuje, jakou konkrétní posturu je třeba zaujmout pro cílený pohyb i to, že je výhodné pro určitý pohyb opakovaně preferovat jednu končetinu. Jakmile takto centrální nervový systém zjistí výhodnější koordinaci pohybových úkolů, využívá je opakovaně a tím se jejich preference fixuje (Vařeka & Šiška, 2005).

Ačkoli je zřejmé, že lateralita má pro funkci pohybového systému nemalý význam, stranová asymetrie není mnohdy brána v potaz při hodnocení vyšetřovaných dat. Navíc asymetrie bývá považována (někdy nejen laickou veřejností) za patologickou (Vařeka, 2001).

Leváctví bývá někdy dosud negativně hodnoceno. Řada našich předků byla přeučována na psaní pravou rukou. Měkota (1984) uvádí, že i původní latinský výraz „sinister“ měl mimo význam levý také význam „nešťastný“. Avšak všude nebylo



leváctví vnímáno negativně. Staré čínské tradice uvádí, že se levice spojovala s aktivním symbolem života – jang a pravice s pasivním symbolem smrti – jin (Lipková, 1999).

Domnívám se, že většina lidí z běžné populace si běžně uvědomuje pouze dominanci horní končetiny v podobě leváctví a praváctví. Co se týče končetiny dolní, je lateralita už u málokoho uvědomována, více snad u sportovců. Rovněž lateralitu oka, ucha, zatačivost si uvědomuje méně lidí.

### 1.3.2 Stanovení laterality

Laterální preferenci určíme pomocí dotazníku, pozorování nebo cíleným testováním. Dominanci stanovíme pomocí praktických testů.

Výzkumníci z arizonského psychologického oddělení Sokal a Allen (2008) zjišťovali reliabilitu a validitu odpovědí probandů, kteří byli dotazováni na preferenci DKK, a následně porovnávali shodu vypovězených odpovědí s výsledky praktických testů preference dolních končetin. Korelace výsledků měla hodnotu 0.79.

### 1.3.3 Lateralita dolních končetin neboli nohovost

Nejznámějším a zároveň nejvýznamnějším druhem laterality je lateralita končetin (Lipková, 1999). Koncept dominance končetin je založen na premisi, že mozkové hemisféry fungují rozdílně a že existuje preferované užívání jedné končetiny pro aktivity pod volní kontrolou (Velotta et al., 2011).

Preferovanou dolní končetinu upřednostňujeme při složitějších, koordinačně náročnějších bipedních činnostech, v nichž jsme výkonnější (proto také může být označovaná za dominantní). Pokládáme ji první na schod, vykračujeme s ní na přechodu, bývá vepředu při klouzání, kopeme s ní do míče apod. Nepreferovaná končetina zastává pomocnou jednodušší funkci. Bývá na ní kladeno více hmotnosti, a proto bývá objemnější a silnější (Měkota, 1984).

Méně často vystupuje lateralita dolní končetiny izolovaně, častěji se projevuje ve spojení s pohyby celého těla (Lipková, 1999). Dominance dolních končetin může být spojena s požadovaným pohybovým úkolem (Velotta et al., 2011).

Definice laterality z hlediska diferenciací pohybových rolí není v některých případech zcela uspokojivá. To, že dominantní končetina je zároveň preferovaná a nedominantní nepreferovaná, může odpovídat v případě pohybových úkolů

vyžadujících mobilitu. V jednostranných úkolech nebo úkolech vyžadujících rovnováhu a/nebo stabilitu je to věc diskutabilní (Velotta et al., 2011). Jedním z příkladů je balancování, při němž hlava, paže, trup a noha musí spolupracovat k dosažení posturální stability. Je otázkou, zda je nyní preferovaná noha používána pro posturální kontrolu nebo dynamické vyvažování (Sadeghi et al., 2000).

Dominance dolní končetiny je dána jednak trénovaností, a také lépe zajištěnou posturou. Kvalitní postura je dána především funkcí kontralaterální končetiny. Bereme-li v úvahu důležitost postury pro provedení pohybu, vyvstává otázka, kterou končetinu lze vnímat jako dominantní (Vařeka & Šiška, 2005). Proto test odrazové dolní končetiny má jen relativní platnost. Vedoucí končetinou v tomto případě je ta, která vykonává koordinačně náročnější činnost – švihová dolní končetina, nikoli odrazová, jak předpokládali zastánci teorie zkřížené lateralit, kteří často vycházeli z antropometrických měření, dotazníkové metody a měření síly (Lipková, 1999).

Některé studie podporují představu, že lidé jsou typicky dominantně pravonozí pro aktivity vyžadující mobilizaci a dominantně levonozí pro aktivity vyžadující posturální stabilizaci a sílu (Velotta et al., 2011). Sadeghi et al. (2000) uvádí Previcovu teorii, která zmiňuje, že extenze (zajišťující antigravitační funkci) na levé straně těla nastane před zajištěním volního motorického projevu na kontralaterální pravé straně. To naznačuje, že dominantní dolní končetina pro jednostranné i oboustranné pohybové úlohy by měla být pro většinu jedinců levá. Experimentální pozorování jednostranných pohybových úloh u dětí a dospělých tuto teorii ale většinou nepodporují – jedinci často vykazovali preferenci pro pravou stranu nebo nebyl statistický rozdíl mezi použitím pravé a levé končetiny.

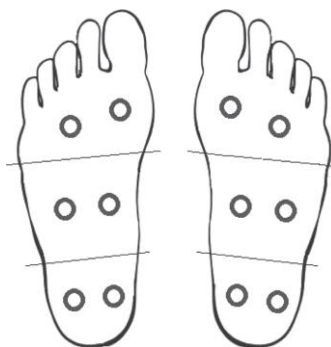
Na to navazuje i studie Velotty et al. (2011), která tvrdí, že dominance končetiny záleží na typu pohybového úkolu, který je po jedinci požadován. U úkolů vyžadujících manipulaci většina jedinců (80-90%) přirozeně použila pravou nohu jako preferovanou nebo dominantní. Když ale byli jedinci vyzváni, aby provedli pohybový úkol, který vyžadoval stabilizaci celého těla, změnili preferenci na levou dolní končetinu.

Sadeghi et al. (2000) navrhli možné vysvětlení pro tuto změnu preference. Během stabilizačních úkolů je druhostranná končetina využita pro dynamickou protiváhu. Jestliže je pravá dolní končetina lepší pro manipulační aktivity, pak je levá dolní končetina využita pro stabilizaci.

### 1.3.4 Lateralita a zatížení dolních končetin

Bosch a Rosenbaum (2010) došli k závěru, že zatížení nohy je asymetrické na začátku nezávislé chůze a s rostoucím věkem vykazuje vyšší symetrii. Ve své longitudinální studii Bosch, Gerß a Rosenbaum (2010) vyhodnocovali změny plantárního tlaku při chůzi (maximálního tlaku chodidla, maximální relativní síly a délky nohy) dětí od 14 měsíců do 10 let věku a nezjistili žádné významné rozdíly mezi oběma chodidly. Co se týče rozdílu u dívek a chlapců, chlapci vykazovali signifikantně širší kontaktní plochu středonoží a menší plochu přednoží v porovnání s dívkami.

Mayolas Pi, Arrese, Aparicio, & Masià (2015) studovali efekt laterality z různých anatomických zón chodidla (obrázek 11) na symetrii chůze u dětí ve věku 6 a 7 let prostřednictvím měření plantárního zatížení.



Obrázek 11. Šest senzorů tlaku, definující tři anatomické zóny chodidla: předonoží, středonoží a zánoží (Mayolas Pi et al., 2015, 163).

Žádné významné rozdíly mezi pohlavími nebyly pozorovány ve středním plantárním tlaku pro nohu jako celek. Pro kvantifikaci symetrie a asymetrie chůze byl použit ratio index (RI). Hodnota odvozená z parametru chůze pro pravou končetinu byla vydělena hodnotou přidruženou levé končetině. RI pro tento parametr byl menší než 1 pro chlapce i dívky. Byl pozorován větší tlak na levé končetině než na pravé. To bylo výraznější u dívek, pro které byl RI 0,92, ve srovnání s chlapci, pro které byl RI 0,97. Když byly analyzovány tři zóny nohy (přednoží, středonoží a zánoží), bylo zjištěno, že chlapci i dívky zatěžovali více levé přednoží a středonoží. Pravé zánoží mělo vyšší průměrné zatížení u chlapců i dívek, se zvýšeným tlakem na zónu pravé nohy u chlapců (Mayolas Pi et al., 2015).

Výsledky zaznamenávají větší tlak na levé končetině, ale ukazují nezávislost zatížení a laterality dětí. Nebyl pozorován rozdíl v asymetrii chůze v jednotlivých tlakových zónách nohy, přestože se porovnával rozdíl zatížení s každým ze tří použitých

testů laterality (dynamická balance, statická balance a kopání do míče). Bylo shrnuto, že chůze je asymetrická s ohledem na anatomické zóny nohy a je nezávislá na lateralitě dítěte. Symetrická chůze je zaznamenána, když se zaměříme na průměrné zatížení celé nohy. Asymetrická chůze je popisována, když uvažujeme různé anatomické zóny nohy (Mayolas Pi et al., 2015).

## 1.4 Lateralita při chůzi

Shrneme-li analýzu variability chůze zdravých jedinců, uvádí se, že asymetrie odráží přirozený funkční rozdíl mezi končetinami a že tento funkční rozdíl není důsledkem abnormality, ale spíše se týká podílu každé končetiny na propulzi a otázkou řízení pohybu (Echeverria, Rodriguez, Velasco & Alvarez-Ramirez, 2010).

Studie Seeleyho, Umbergera a Shapiro (2008) poskytla dvě hlavní zjištění, co se týče asymetrie chůze. Za prvé, neexistují žádné důkazy o funkční asymetrii během chůze preferovanou rychlostí. Konkrétně, nebyla prokázána tendence nedominantní končetiny přednostně přispět k zajištění opory nebo dominantní končetiny přednostně přispět k propulzi. Za druhé, byla prokázána omezená podpora pro tvrzení, že pro funkční asymetrii při rychlé chůzi přispěla více k propulzi dominantní končetina než končetina nedominantní. Byly prokázány některé izolované genderové rozdíly, které ovšem nebyly spojovány s funkční asymetrií. Celkově globální funkce končetin s ohledem na oporu a propulzi byla shledána docela symetrickou, zejména při nízké až střední rychlosti chůze.

Větší síla nepreferované nohy se promítá do nestejně délky kroků při chůzi (Měkota, 1984). Rozdíly mezi dolními končetinami mohou plynout z dvou rozdílných funkcí DKK (opora a švih). U jedné nohy převažuje funkce stabilizační a/nebo brzdící, u druhé naopak dynamická a /nebo zrychlující (Sadeghi et al., 2000). Výsledky Desseryho et al. (2011) nepodporují tento předpoklad pro anteriorněposteriorní složku akcelerační subfáze stojné fáze chůze, ale nemohou plně vyloučit tuto možnost při vzrůstajícím požadavku na sílu pohybového úkolu (např. zahájení chůze s vyšší rychlostí). Toto může zvýšit pravděpodobnost pozorovaného asymetrického chování vztahového na dominanci dolních končetin.

Vařeka a Šiška (2005) uvádějí, že u chůze nejsou za fyziologických podmínek klinicky významné rozdíly v lateralitě, prokazatelné jsou pak až pomocí přístrojového vyšetření.

Echeverria et al. (2010) naznačují, že analýza měřených hodnot ukázala, že dominance končetin není konstantní, ale vykazuje různé dynamické chování, kde se dominance končetin může měnit.

Sadeghi, et al. (2000) zkoumali efekt preference dolních končetin na kinematické a kinetické parametry normální iniciace chůze. S ohledem na rozdílnou funkci dolních končetin při iniciaci chůze, zde vyvstává hypotéza, že chůze iniciovaná

nepreferovanou dolní končetinou bude charakterizována rychlejším, kratším a širším prvním krokem, což umožní větší posturální stabilitu.

Dessery et al. (2011) popisují, jak může být iniciace chůze ovlivňována preferencí DKK. Při iniciaci chůze během fáze anticipačního posturálního nastavení dochází k oddělení „centre of pressure“ a „centre of mass“ (promítnutí těžiště do podložky), což vytváří dysbalanci vedoucí k řízenému pádu těla vpřed. „Centre of mass“ se pohybuje dopředu směrem ke stojné končetině, zatímco „centre of pressure“ se pohybuje dozadu směrem ke švihové končetině, proto se načítá hmotnost těla na švihové končetině. Hmotnost těla se pak pohybuje ke stojné končetině a švihová končetina opouští kontakt s podložkou. Zjištění plynoucí ze studie Desseryho et al. ukazují, že přesun hmotnosti těla je facilitován během fáze anticipačního posturálního nastavení větším laterálním impulzem nepreferované končetiny. Ukazuje se, že velikost laterální komponenty reakční síly zadní (švihové) nohy předtím než dojde k fázi „toe off“ může být měněna úpravou směru a velikosti vnější síly vyvozované zadní nohou.

Impuls generovaný švihovou končetinou během anticipační fáze zajištění postury a stojnou končetinou během vykonávání prvního kroku je ovlivňován dolní končetinou, která vykonává pohyb. Tyto impulzy pak podmiňují následné kinematické a kinetické parametry iniciace chůze. Může to být důležité, protože jestliže iniciace chůze není dosaženo správně, jako u některých starších lidí či u určitých patologických diagnóz, následuje zvýšené riziko pádu. Preference končetin by proto měla být považována za potenciální faktor, podílející se na asymetrii. Toto zjištění může mít klinickou důležitost zvláště u jedinců s jednostrannou poruchou řízení pohybu končetin a u posturálních asymetrií vyžadujících rehabilitaci (Dessery et al., 2011).

## 2 CÍLE A HYPOTÉZY

### 2.1 Hlavní cíl

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit, zda laterální ovlivňuje zatížení dolních končetin při chůzi u žen různého věku.

### 2.2 Dílčí cíle

- Zhodnotit odlišnosti v zatížení chodidla při chůzi v brzdící fázi u dominantní a nedominantní končetiny.
- Zhodnotit odlišnosti v zatížení chodidla při chůzi v akcelerační fázi u dominantní a nedominantní končetiny.
- Posoudit vliv věku na zatížení chodidla při chůzi.

### 2.3 Hypotézy

H01 Dolní končetina určená jako dominantní nevykazuje vyšší hodnoty reakční síly podložky v akcelerační fázi ve srovnání s nedominantní končetinou.

H02 Dolní končetina určená jako nedominantní nevykazuje vyšší hodnoty reakční síly podložky v brzdící fázi ve srovnání s dominantní končetinou.

H03 Věk u žen neovlivňuje zatížení chodidla při chůzi.

Pro hypotézu H01 budou hodnoceny parametry F4 a F6, pro hypotézu H02 parametry F3 a F5. Při nálezů signifikantního rozdílu alespoň v jednom parametru bude hypotéza přijata. V rámci hodnocení hypotézy H03 budou brány v úvahu všechny parametry. Při nalezení alespoň dvou statisticky významných rozdílů ve skupině parametrů bude hypotéza vyvrácena.

## 3 METODIKA PRÁCE

Diplomová práce byla dílčí částí výzkumné studie Hodnocení variability provedení chůze jako potenciálního ukazatele rizika pádů na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (FTK UP). Výzkum k této diplomové práci byl schválen etickou komisí FTK UP pod číslem 24/2014. Sběr dat probíhal v prostorách biomechanické laboratoře FTK UP.

### 3.1 Výzkumný soubor

Studie se účastnily dvě věkové kategorie žen: skupina mladších žen ( $n = 27$ , věk  $21,7 \pm 1,6$  let, výška  $167,5 \pm 6,5$  cm, hmotnost  $61,4 \pm 6,8$  kg) a skupina žen středního věku ( $n = 33$ , věk  $54,6 \pm 2,8$  let, výška  $163,4 \pm 3,8$  cm, hmotnost  $58,9 \pm 6,3$  kg). Všechny probandky byly seznámeny s cílem výzkumu a podepsaly informovaný souhlas.

### 3.2 Přístroje a software

Reakční síla podložky byla měřena dvěma silovými plošinami Kistler (typ: 9286 AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko) o rozměrech 600 x 400 x 35 mm. Pro zaznamenání a přenos dat z plošin do počítače byl použit příslušný program BioWare (verze 4, Kistler Instrumente, Winterthur, Švýcarsko). Naměřená data byla exportována do MS Excel, kde byla předběžně zpracována. Statistické zpracování dat bylo provedeno v programu Statistica (verze 12, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA).

### 3.3 Realizace měření

#### 3.3.1 Určení laterality

Laterality byla určena pomocí testů, kterou nohou žena

- vykročí z klidného stoje,
- vykročí při vychýlení z rovnovážného stoje,
- kopne do míče.

Každý test byl proveden dvakrát. Testy byly zhodnoceny dle toho, jaká noha byla preferovaná pro provedení testu jako pravonohost/levonohost/ambidexter. Žena byla považována za ambidextra, v případě, že pokus provedla nejdříve jednou a poté druhou končetinou.



### 3.3.2 Měření zatížení dolních končetin při chůzi

Testovaná žena byla vyzvána k přejití dřevěného chodníku preferovaným tempem. Aby nebyl omezen přirozený průběh chůze, byly silové plošiny do chodníku vloženy tak, že jejich úroveň odpovídala úrovni chodníku.

Nejprve bylo provedeno několik cvičných pokusů. Během nich se nastavilo místo, ze kterého žena vykročila tak, aby levá dolní končetina dopadla na odpovídající levou plošinu, pravá dolní končetina na pravou. To bylo jedním z kritérií, aby se dal měřený pokus uznat jako platný. Další podmínkou platného pokusu bylo, že na danou plošinu musí došlápnout celé chodidlo. Nesmělo dojít k přešlapu špičky ani paty. Takto se naměřilo pět platných pokusů chůze.

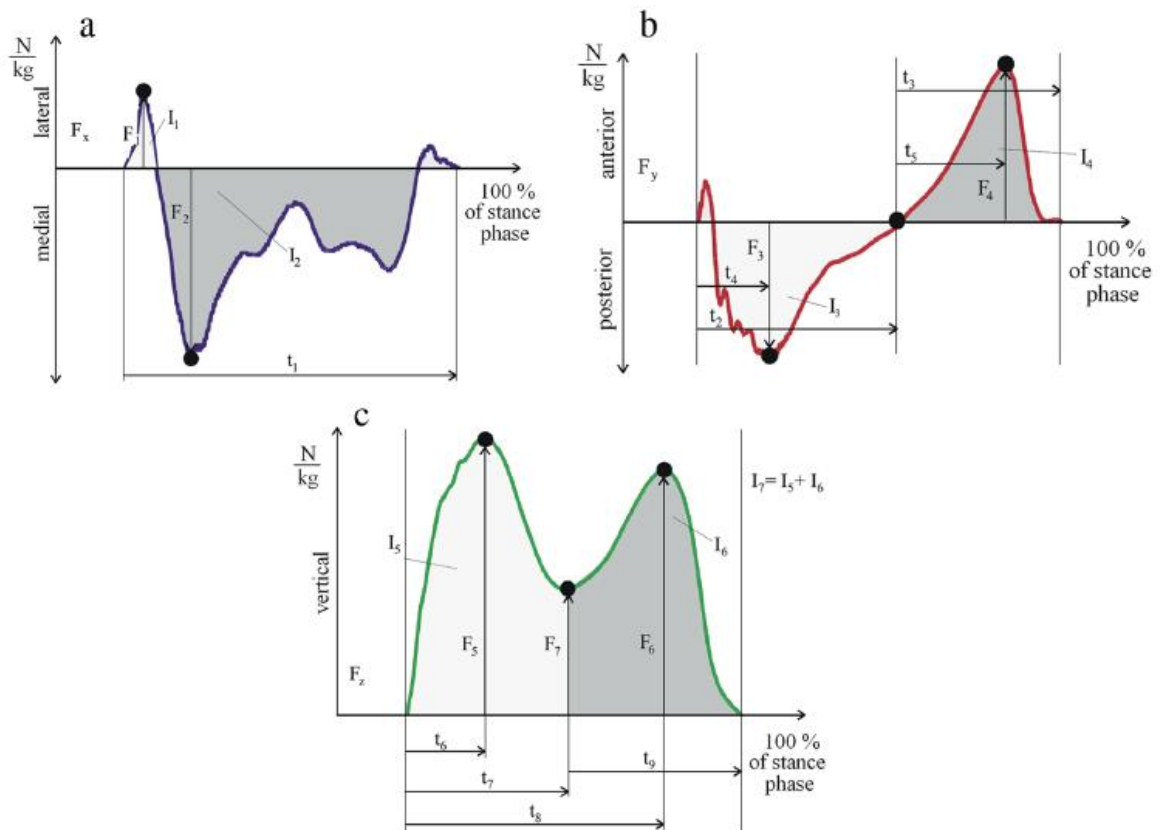
### 3.4 Zpracování dat

Pro naměřená data byl použit filtr (typ Butterworth s nízkofrekvenční propustností druhého řádu s hraniční frekvencí 30 Hz) a následně byla data eliminována pouze na stojné fáze. Ty byly určeny podle velikosti vertikální složky reakční síly. Hraniční hodnota, která určovala počáteční a konečný bod stojné fáze, byla stanovena na 5 % velikosti vertikální složky reakční síly při stoji.

Zjišťované parametry odvozené z komponent složek reakční síly podložky byly časové proměnné (graficky znázorněné na obrázku 12): t1 – celkový čas stojné fáze (v s), t2 – čas brzdné fáze v anterioposteriorním směru (v % zaujetí stojné fáze), t3 – čas akcelerační fáze v anterioposteriorním směru (v % zaujetí stojné fáze), t4 – čas maximální síly v brzdné fázi v anterioposteriorním směru (v % zaujetí stojné fáze), t5 – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi v anterioposteriorním směru (v % zaujetí stojné fáze), t6 – čas maximální síly v brzdné fázi ve vertikálním směru (v % zaujetí stojné fáze), t7 – čas minima síly ve středním a koncovém stoji ve vertikálním směru (v % zaujetí stojné fáze), t8 – čas maximální síly v akcelerační fázi ve vertikálním směru (v % zaujetí stojné fáze), t9 – čas od lokálního minima síly do konce stojné fáze ve vertikálním směru (v % zaujetí stojné fáze).

Poté byla data normalizována. Normalizaci lze popsat jako podíl všech tří složek reakční síly v každém čase stojné fáze s velikostí složky reakční síly ve stoji. Tak byly získány výsledky relativní hodnoty silových parametrů a impulsů síly.

Zjišťované parametry normalizované reakční síly podložky (v jednotkách N/kg) a impulsů síly (Ns/kg) graficky znázorněné na obrázku 12: F3 – maximální síla v brzdě fázi v anterioposteriorním směru, F4 – maximální síla v akcelerační fázi v anterioposteriorním směru, F5 – maximální síla v brzdě fázi ve vertikálním směru, F6 – maximální síla v akcelerační fázi ve vertikálním směru, F7 – minimum síly v mezistoji a koncovém stoji ve vertikálním směru, I3 – silový impuls v brzdě fázi v anterioposteriorním směru, I4 – silový impuls v akcelerační fázi v anterioposteriorním směru, I5 – silový impuls v brzdě fázi ve vertikálním směru, I6 – silový impuls v akcelerační fázi ve vertikálním směru, I7 – celkový silový impuls ve vertikálním směru.



Obrázek 12. Zjišťované proměnné odvozené z komponent reakční síly podložky: a – mediolaterální komponenta, b – anterioposteriorní komponenta, c – vertikální komponenta (Svoboda et al., 2012, 227).

Normalitu rozložení dat jsme ověřili testem Kolmogorov-Smironov. Pro posouzení efektu lateralit a věku byla použita dvoufaktorová analýza rozptylu. Hladinu statistické významnosti jsme stanovili na  $p < 0,05$ .

## 4 VÝSLEDKY

Pro posouzení měřených parametrů u starších i mladších žen vycházíme z jejich průměrných hodnot. Pro přehlednost uvádíme výsledné hodnoty v tabulkách. Statisticky významné rozdíly jsou označeny tučně.

### 4.1 Časové parametry

Hodnotili jsme sedm časových parametrů stejné fáze chůze. Bližší popis měřených parametrů je rozepsán v kapitole 3.4. V následující tabulce jsou uvedeny průměrné hodnoty naměřených dat (*M*) včetně směrodatných odchylek (*SD*). Parametry jsou rozděleny podle brzděné a akcelerační fáze a celkové doby trvání.

Subfáze stejné fáze chůze:	Starší ženy (n = 33)				Mladší ženy (n = 27)			
	Nedominantní DK		Dominantní DK		Nedominantní DK		Dominantní DK	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
<b>Brzděná fáze:</b>								
t2 [%]	56,7	3,5	56,0	3,7	56,7	5,7	56,3	2,7
t4 [%]	15,2	1,6	15,1	1,8	13,6	2,5	14,2	1,9
t6 [%]	22,9	2,5	23,0	2,9	21,7	2,6	21,7	2,2
<b>Akcelerační fáze:</b>								
t3 [%]	43,2	3,5	44,0	3,7	43,3	5,7	43,4	3,7
t5 [%]	31,1	3,6	31,6	3,8	31,4	5,5	32,1	3,6
t8 [%]	76,8	1,5	76,4	1,7	78,4	1,4	78,3	2,1
<b>Stojná fáze celkově:</b>								
t1 [s]	0,613	0,050	0,604	0,045	0,580	0,027	0,578	0,0272

Tabulka 1. Charakteristiky naměřených časových parametrů.

Při porovnání průměrných hodnot časových parametrů byly zjištěny tyto statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ), které dále popíšeme v následujících podkapitolách:

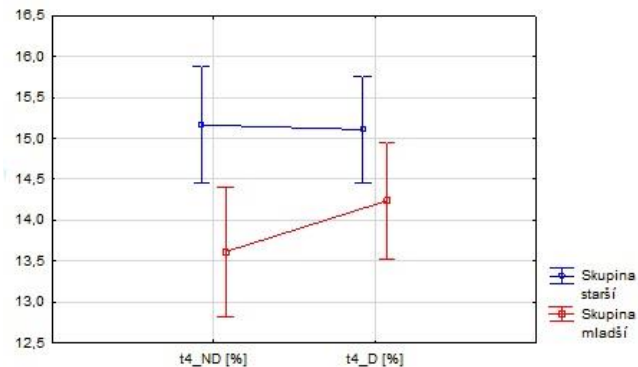
Subfáze stojné fáze chůze	Nedominantní DK x dominantní DK		Starší ženy x mladší ženy	
	Starší ženy	Mladší ženy	Nedominantní DK	Dominantní DK
Brzdná fáze:				
t2 [%]	0,402	0,630	0,983	0,790
t4 [%]	0,875	0,117	<b>0,003</b>	0,091
t6 [%]	0,746	0,959	0,073	<b>0,047</b>
Akcelerační fáze:				
t3 [%]	0,379	0,891	0,991	0,586
t5 [%]	0,548	0,420	0,774	0,622
t8 [%]	0,139	0,897	<b>0,001</b>	<b>0,000</b>
Stojná fáze celkově:				
t1 [s]	<b>0,003</b>	0,513	<b>0,002</b>	<b>0,012</b>

Tabulka 2. Hladiny statistické významnosti pro časové parametry.

Porovnání časových parametrů dominantní a nedominantní dolní končetiny (DK) uvnitř skupiny mladších žen nepřineslo žádné statisticky významné rozdíly. Porovnání uvnitř skupiny starších žen ukázalo signifikantní rozdíl v celkové době stojné fáze. Mezi skupinami starších a mladších žen bylo naměřeno více statisticky významně rozdílných dat. Vzhledem k těmto skutečnostem uvedeme bližší popis obrázků s grafy současně pro srovnání uvnitř i mezi skupinami starších a mladších žen.

#### 4.1.1 Parametr t4 - čas maximální síly v brzdě fázi v anterioposteriorním směru

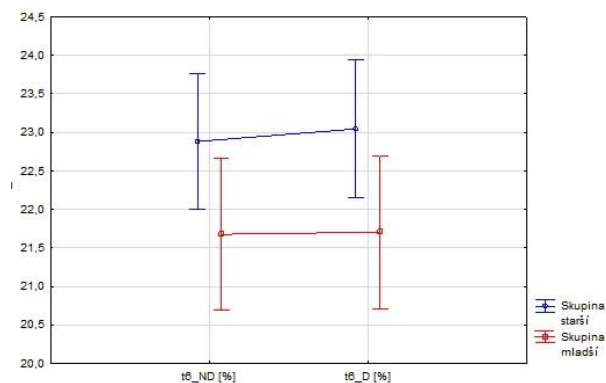
V rámci porovnání skupin mladších a starších žen mezi sebou byla průměrná hodnota časového parametru t4 pro nedominantní DK významně menší ( $p = 0,003$ ) u skupiny mladších žen (viz obrázek 13).



Obrázek 13. Grafické porovnání parametrů t4 u nedominantní a dominantní DK u skupiny mladších a starších žen (t4\_ND [%] – průměrné hodnoty parametru t4 pro nedominantní DK, uvedené v procentech; t4\_D [%] – průměrné hodnoty parametru t4 pro dominantní DK, uvedené v procentech).

#### 4.1.2 Parametr t6 - čas maximální síly v brzdě fázi ve vertikálním směru

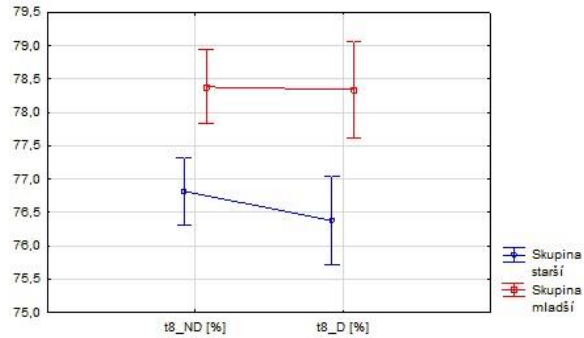
Mezi skupinami starších a mladších žen byl statisticky významný rozdíl patrný i v průměrné hodnotě časového parametru t6 pro dominantní končetinu ( $p = 0,047$ ). Průměrná hodnota u mladších žen byla významně menší než u starších (viz obrázek 14).



Obrázek 14. Grafické porovnání parametrů t6 u nedominantní a dominantní DK u skupiny mladších a starších žen (t6\_ND [%] – průměrné hodnoty parametru t6 pro nedominantní DK, uvedené v procentech; t6\_D [%] – průměrné hodnoty parametru t6 pro dominantní DK, uvedené v procentech).

#### 4.1.3 Parametr t8 - čas maximální síly v akcelerační fázi ve vertikálním směru

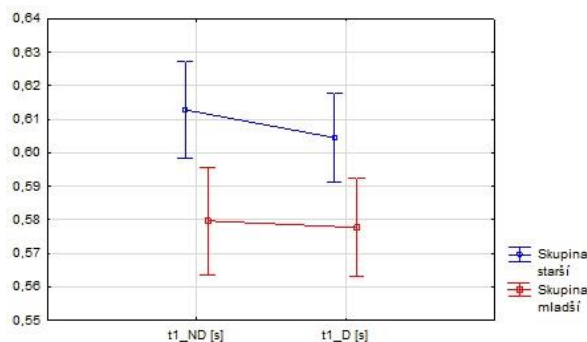
Porovnáme-li průměrnou hodnotu parametru t8 mezi skupinou mladších a starších žen, můžeme na obrázku 16 pozorovat významně nižší hodnotu u starších žen pro dominantní DK ( $p = 0,000$ ) i nedominantní DK ( $p = 0,001$ ) (viz obrázek 15).



Obrázek 15. Grafické porovnání parametrů t8 u nedominantní a dominantní DK u skupiny mladších a starších žen (t8\_ND [%] – průměrné hodnoty parametru t8 pro nedominantní DK, uvedené v procentech; t8\_D [%] – průměrné hodnoty parametru t8 pro dominantní DK, uvedené v procentech).

#### 4.1.4 Parametr t1 - celkový čas stojné fáze

- V rámci porovnání skupin mladších a starších žen mezi sebou byla průměrná hodnota časového parametru t1 pro dominantní DK ( $p = 0,012$ ) i nedominantní ( $p = 0,002$ ) DK významně menší u skupiny mladších žen.
- V rámci měření skupiny starších žen byla průměrná hodnota časového parametru t1 významně menší ( $p = 0,003$ ) u dominantní DK než u nedominantní DK (viz obrázek 16).



Obrázek 16. Grafické porovnání parametrů t1 u nedominantní a dominantní DK u skupiny mladších a starších žen (t1\_ND [s] – průměrné hodnoty parametru t1 pro nedominantní DK, uvedené v sekundách; t1\_D [s] – průměrné hodnoty parametru t1 pro dominantní DK, uvedené v sekundách).

## 4.2 Silové parametry

Dále jsme ve stejné fázi chůze hodnotili pět silových parametrů. Bližší popis měřených parametrů je rozepsán v kapitole 3.4. V tabulce 3 jsou uvedeny průměrné hodnoty naměřených dat (*M*) včetně směrodatných odchylek (*SD*). Porovnávali jsme parametry jednotlivých složek reakční síly podložky. Hodnoty jsou uvedeny v procentech tíhové síly ve stoji.

Subfáze stojné fáze chůze:	Starší ženy (n = 33)				Mladší ženy (n = 27)			
	Nedominantní DK		Dominantní DK		Nedominantní DK		Dominantní DK	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
Brzdná fáze:								
F3 [%]	-18,2	3,4	-18,0	3,8	-22,3	3,82	-21,0	3,2
F5 [%]	104,9	7,3	107,6	8,7	118,1	7,2	117,1	7,7
Akcelerační fáze:								
F4 [%]	20,6	2,6	21,1	2,8	25,2	3,1	25,0	2,6
F6 [%]	109,1	7,6	111,7	7,7	124,7	7,3	120,6	10,1
Stojná fáze celkově:								
F7 [%]	71,0	6,1	70,1	7,2	71,1	6,0	71,5	6,8

Tabulka 3. Charakteristiky naměřených silových parametrů.

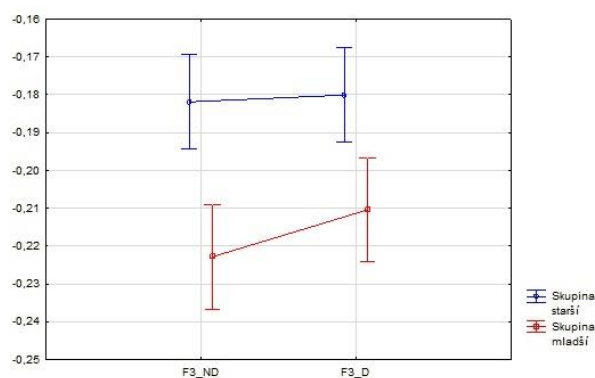
Následující tabulka znázorňuje hladiny statistické významnosti (*p*). Ve skupině starších (resp. mladších) žen byly pozorovány statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) v parametru F6 mezi dominantní a nedominantní DK. Ve skupině starších žen rovněž v parametru F5. Mezi skupinami starších a mladších žen byly zaznamenány významné rozdíly ve většině parametrů, výjimku představoval parametr F7. Těmto rozdílům se budeme věnovat v následujících podkapitolách.

Subfáze stojné fáze chůze:	Nedominantní DK x dominantní DK		Starší ženy x mladší ženy	
	Starší ženy	Mladší ženy	Nedominantní DK	Dominantní DK
Brzdná fáze:				
F3 [%]	0,751	0,054	<b>0,000</b>	<b>0,002</b>
F5 [%]	<b>0,006</b>	0,316	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
Akcelerační fáze:				
F4 [%]	0,177	0,589	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
F6 [%]	<b>0,028</b>	<b>0,002</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
Stojná fáze celkově:				
F7 [%]	0,051	0,429	0,979	0,395

Tabulka 4. Hladiny statistické významnosti (p) pro silové parametry.

#### 4.2.1 Parametr F3 - maximální síla v brzdné fázi v anterioposteriorním směru

Pro parametr F3 můžeme sledovat statisticky významné rozdíly mezi skupinami starších a mladších žen u dominantní DK ( $p = 0,002$ ) i nedominantní DK ( $p = 0,000$ ) (viz obrázek 17).

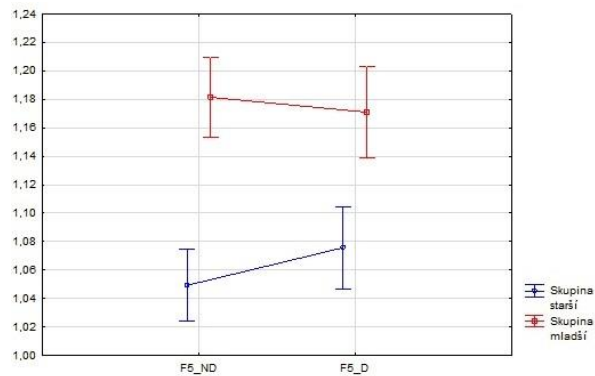


Obrázek 17. Grafické porovnání parametrů F3 u nedominantní a dominantní DK u skupiny mladších a starších žen (F3\_ND – průměrné hodnoty parametru F3 pro nedominantní DK; F3\_D – průměrné hodnoty parametru F3 pro dominantní DK).



#### 4.2.2 Parametr F5 – maximální síla v brzdě fázi ve vertikálním směru

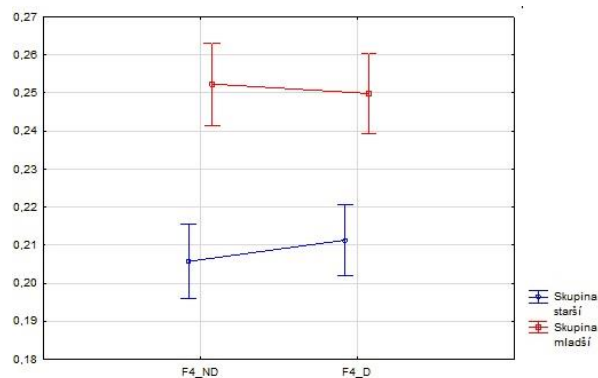
- Hladina statistické významnosti  $p = 0,000$  byla zaznamenána u parametru F5 v porovnání skupiny mladších a starších žen pro dominantní i nedominantní DK.
- Ve skupině starších žen byl pozorován statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní DK na hladině  $p = 0,006$ . Nedominantní DK vykazovala menší hodnoty (viz obrázek 18).



Obrázek 18. Grafické porovnání parametrů F5 u nedominantní a dominantní DK u skupiny mladších a starších žen (F5\_ND – průměrné hodnoty parametru F5 pro nedominantní DK; F5\_D – průměrné hodnoty parametru F5 pro dominantní DK).

#### 4.2.3 Parametr F4 – maximální síla v akcelerační fázi v anterioposteriorním směru

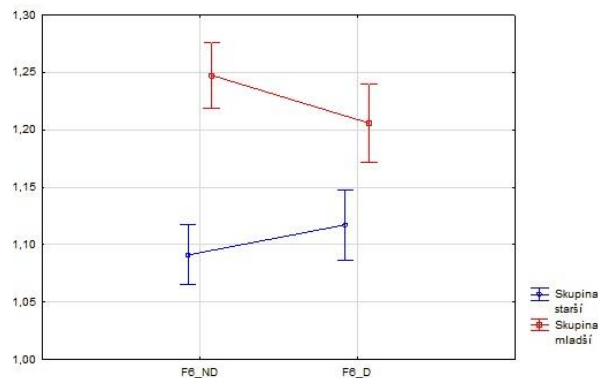
Průměrná hodnota parametru F4 se statisticky významně lišila mezi skupinami starších a mladších žen u dominantní ( $p = 0,000$ ) i nedominantní DK ( $p = 0,000$ ) (viz obrázek 19).



Obrázek 19. Grafické porovnání parametrů F4 u nedominantní a dominantní DK u skupiny mladších a starších žen (F4\_ND – průměrné hodnoty parametru F4 pro nedominantní DK; F4\_D – průměrné hodnoty parametru F4 pro dominantní DK).

#### 4.2.4 Parametr F6 – maximální síla v akcelerační fázi ve vertikálním směru

- I pro parametr F6 byly zaznamenány statisticky významné rozdíly mezi skupinami starších a mladších žen pro dominantní i nedominantní DK na hladině statistické významnosti  $p = 0,000$ .
- Významné byly i rozdíly mezi dominantní a nedominantní DK uvnitř obou skupin, kdy u starších žen byly naměřeny významně nižší hodnoty ( $p = 0,028$ ) reakční síly podložky pro nedominantní DK, u skupiny mladších žen naopak pro dominantní DK ( $p = 0,002$ ) (viz obrázek 20).



Obrázek 20. Grafické porovnání parametrů F6 u nedominantní a dominantní DK u skupiny mladších a starších žen (F6\_ND – průměrné hodnoty parametru F6 pro nedominantní DK; F6\_D – průměrné hodnoty parametru F6 pro dominantní DK).

### 4.3 Parametry impulsů síly

Níže uvedená tabulka je přehledem průměrných hodnot parametrů impulsu síly. Průměrné hodnoty jsou označeny *M*, směrodatná odchylka *SD*. Tyto hodnoty vycházejí z výše uvedených hodnot silových parametrů, tedy z procenta tíhové síly ve stoji.

Subfáze stojné fáze chůze:	Starší ženy (n = 33)				Mladší ženy (n = 27)			
	Nedominantní DK		Dominantní DK		Nedominantní DK		Dominantní DK	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
Brzdná fáze:								
I3 [%·s]	-3,0	0,5	-2,9	0,52	-3,4	0,7	-3,3	0,53
I5 [%·s]	23,6	2,0	23,5	2,1	24,6	1,8	24,8	1,7
Akcelerační fáze:								
I4 [%·s]	2,7	0,4	2,8	0,4	3,2	0,6	3,2	0,3
I6 [%·s]	24,8	2,8	24,8	2,5	26,4	1,6	25,7	2,5
Stojná fáze celkově:								
I7 [%·s]	48,4	3,7	48,3	3,3	51,1	2,3	50,5	2,9

Tabulka 5. Charakteristiky naměřených parametrů impulsů síly.

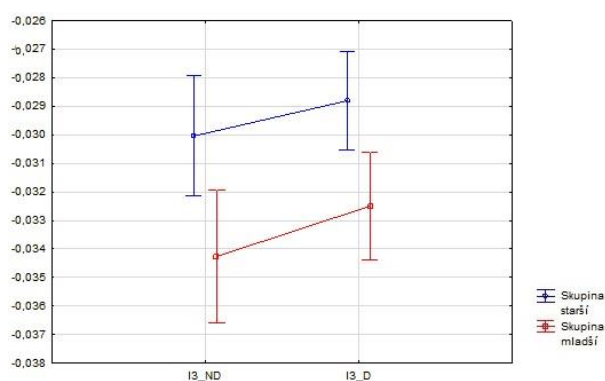
Tabulka 6 uvádí hladiny statistické významnosti (*p*) pro parametry impulsů síly. Tučně zvýrazněné hladiny nižší než 0,05 jsme popsali níže v podkapitolách. Jedná se pouze o hladiny, které popisují porovnání mezi skupinami starších a mladších žen. Uvnitř obou skupin nebyly nalezeny žádné významné rozdíly.

Subfáze stojné fáze chůze:	Nedominantní DK x dominantní DK		Starší ženy x mladší ženy	
	Starší ženy	Mladší ženy	Nedominantní DK	Dominantní DK
<b>Brzdná fáze:</b>				
I3 [%..s]	0,296	0,180	<b>0,004</b>	<b>0,011</b>
I5 [%..s]	0,607	0,727	<b>0,042</b>	<b>0,011</b>
<b>Akcelerační fáze:</b>				
I4 [%..s]	0,412	0,975	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
I6 [%..s]	0,904	0,055	<b>0,009</b>	0,147
<b>Stojná fáze celkově:</b>				
I7 [%..s]	0,692	0,065	<b>0,001</b>	<b>0,008</b>

Tabulka 6. Hladiny statistické významnosti (p) pro parametry impulsů síly.

#### 4.3.1 Parametr I3 – silový impuls v brzdě fázi v anteroposteriorním směru

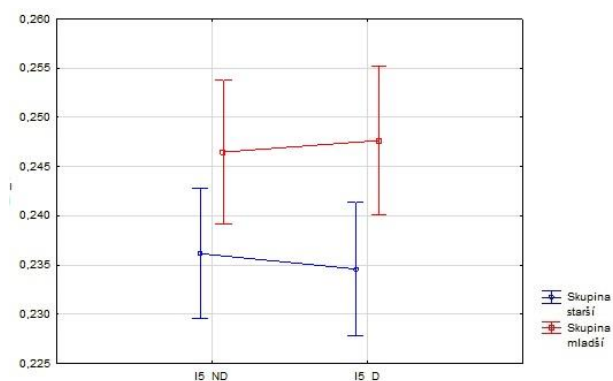
Pro parametr I3 byla hodnota impulsů síly menší u skupiny mladších žen než u žen starších, jak u dominantní ( $p = 0,011$ ) tak u nedominantní DK ( $p = 0,004$ ) (viz obrázek 21).



Obrázek 21. Grafické porovnání parametrů I3 u nedominantní a dominantní DK u skupiny mladších a starších žen (I3\_ND – průměrné hodnoty parametru I3 pro nedominantní DK; I3\_D – průměrné hodnoty parametru I3 pro dominantní DK).

### 4.3.2 Parametr I5 – silový impuls v brzdě fázi ve vertikálním směru

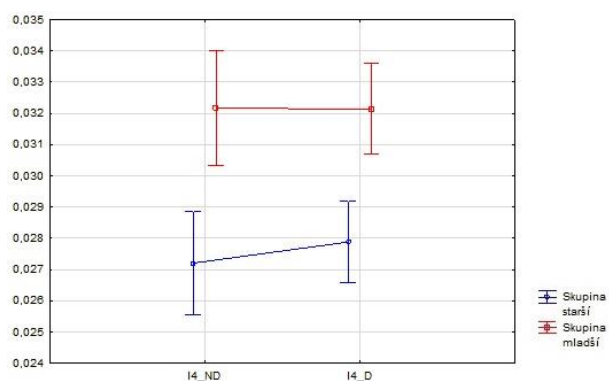
Hladina statistické významnosti  $p = 0,042$  pro nedominantní a  $p = 0,011$  pro dominantní DK byla zaznamenána v porovnání parametru I5 u skupin mladších a starších žen (viz obrázek 22).



Obrázek 22. Grafické porovnání parametrů I5 u nedominantní a dominantní DK u skupiny mladších a starších žen (I5\_ND – průměrné hodnoty parametru I5 pro nedominantní DK; I5\_D – průměrné hodnoty parametru I5 pro dominantní DK).

### 4.3.3 Parametr I4 – silový impuls v akcelerační fázi v anterioposteriorním směru

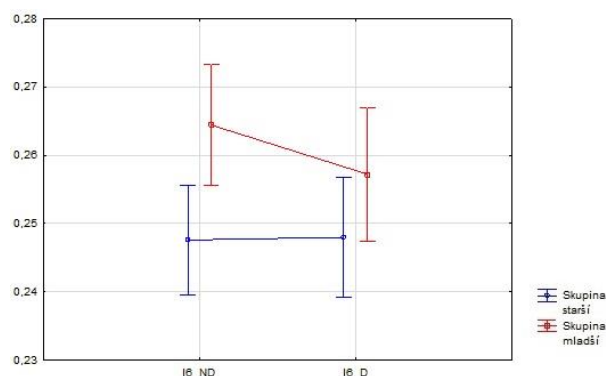
Parametr I4 vykazoval statisticky významné rozdíly ve svých průměrných hodnotách mezi skupinami starších a mladších žen u dominantní i nedominantní DK na hladině statistické významnosti  $p = 0,000$  (viz obrázek 23).



Obrázek 23. Grafické porovnání parametrů I4 u nedominantní a dominantní DK u skupiny mladších a starších žen (I4\_ND – průměrné hodnoty parametru I4 pro nedominantní DK; I4\_D – průměrné hodnoty parametru I4 pro dominantní DK).

#### 4.3.4 Parametr I6 – silový impuls v akcelerační fázi ve vertikálním směru

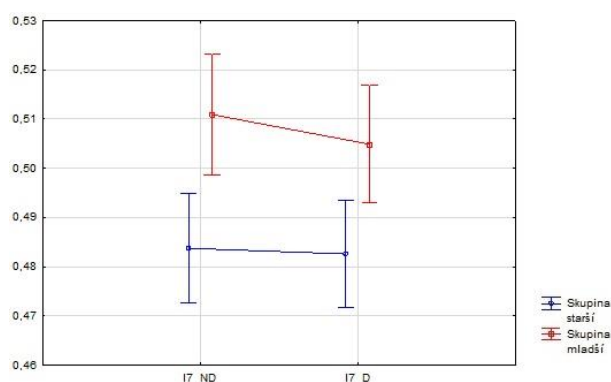
U parametru I6 byl významný rozdíl ( $p = 0,009$ ) pro nedominantní DK mezi skupinou mladších a starších žen. Vyšší hodnota silového impulsu byla zaznamenána u nedominantní DK mladších žen (viz obrázek 24).



Obrázek 24. Grafické porovnání parametrů I6 u nedominantní a dominantní DK u skupiny mladších a starších žen (I6\_ND – průměrné hodnoty parametru I6 pro nedominantní DK; I6\_D – průměrné hodnoty parametru I6 pro dominantní DK).

#### 4.3.5 Parametr I7 – celkový silový impuls ve vertikálním směru.

Parametr I7 se statisticky významně lišil mezi skupinami mladších a starších žen u dominantní DK na hladině statistické významnosti  $p = 0,008$ , u nedominantní DK na  $p = 0,001$  (viz obrázek 25).



Obrázek 25. Grafické porovnání parametrů I7 u nedominantní a dominantní DK u skupiny mladších a starších žen (I7\_ND – průměrné hodnoty parametru I7 pro nedominantní DK; I7\_D – průměrné hodnoty parametru I7 pro dominantní DK).

## 4.4 Zhodnocení stanovených hypotéz:

### 4.4.1 Hypotéza H01

H01 Dolní končetina určená jako dominantní nevykazuje vyšší hodnoty reakční síly podložky v akcelerační fázi ve srovnání s nedominantní končetinou.

Prokázaným rozdílným parametrem v zatížení dolních končetin (DKK) byla maximální síla v akcelerační fázi ve vertikálním směru (parametr F6). Nicméně výsledky jsou nejednoznačné. Hypotéza byla vyvrácena pro skupinu starších žen. Ukazují, že u starších žen byly naměřeny významně nižší hodnoty ( $p = 0,028$ ) reakční síly podložky pro nedominantní DK ( $109,1 \pm 7,6$  % tíhové síly ve stoji) oproti dominantní DK ( $111,7 \pm 7,7$  % tíhové síly ve stoji). U skupiny mladších žen se hypotéza potvrdila. Nižší hodnoty byly zaznamenány pro dominantní DK ( $120 \pm 10,1$  % tíhové síly ve stoji) oproti  $124,7 \pm 7,3$  % tíhové síly ve stoji pro nedominantní DK ( $p = 0,002$ ).

### 4.4.2 Hypotéza H02

H02 Dolní končetina určená jako nedominantní nevykazuje vyšší hodnoty reakční síly podložky v brzdící fázi ve srovnání s dominantní končetinou.

Hypotéza byla přijata pro skupinu starších žen. Parametrem ukazujícím na významný rozdíl ( $p = 0,006$ ) mezi dominantní a nedominantní DK byla maximální síla v brzdící fázi ve vertikálním směru (parametr F5) u skupiny starších žen. Nedominantní DK vykazovala menší hodnoty ( $104,9 \pm 7,3$  % tíhové síly ve stoji) oproti dominantní ( $107,6 \pm 8,7$  % tíhové síly ve stoji).

### 4.4.3 Hypotéza H03

H03 Věk u žen neovlivňuje zatížení chodidla při chůzi.

Hypotéza byla zamítnuta. U většiny parametrů můžeme sledovat statisticky významné rozdíly.

Porovnáme-li skupinu žen starších s mladšími v rámci brzděné fáze stojné fáze chůze, průměrná hodnota parametru t4 (čas maximální síly v anterioposteriorním směru) pro nedominantní DK byla významně menší ( $p = 0,003$ ) u skupiny mladších žen. Pro parametr t6 (čas maximální síly v brzděné fázi ve vertikálním směru) byl statisticky významný rozdíl patrný pro dominantní končetinu ( $p = 0,047$ ), kdy průměrná hodnota u mladších žen byla významně menší než u starších žen. Hodnota maximální síly

v brzdě fázi v anteroposteriorním směru (F3) u dominantní ( $p = 0,002$ ) i nedominantní končetiny ( $p = 0,000$ ) byla menší u skupiny starších žen. F5 – maximální síla v brzdě fázi ve vertikálním směru byla opět menší pro dominantní i nedominantní DK. Pro parametr I3 (silový impuls v brzdě fázi v anteroposteriorním směru) byla hodnota impulsů síly menší u skupiny mladších žen než u žen starších, jak u dominantní ( $p = 0,011$ ) tak u nedominantní dolní končetiny ( $p = 0,004$ ). Silový impuls v brzdě fázi ve vertikálním směru (I5) byl na hladině statistické významnosti  $p = 0,042$  pro nedominantní a  $p = 0,011$  pro dominantní dolní končetinu menší u starších žen.

V akcelerační fázi stojné fáze chůze byl statisticky významný čas maximální síly ve vertikálním směru (t8), porovnáme-li průměrnou hodnotu parametru t8 mezi skupinou mladších a starších žen. Můžeme pozorovat významně nižší hodnotu u starších žen pro dominantní DK ( $p = 0,000$ ) i nedominantní DK ( $p = 0,001$ ). Maximální síla v akcelerační fázi v anteroposteriorním směru (F4) u dominantní DK ( $p = 0,000$ ) i nedominantní DK ( $p = 0,000$ ) u mladších žen měla vyšší hodnoty. F6 – maximální síla v akcelerační fázi ve vertikálním směru – pro dominantní i nedominantní končetinu na hladině statistické významnosti  $p = 0,000$  měla opět vyšší hodnoty u mladších žen. Silový impuls I4 v akcelerační fázi v anteroposteriorním směru vykazoval statisticky významné rozdíly ve svých průměrných hodnotách mezi skupinami starších a mladších žen. U dominantní i nedominantní končetiny na hladině statistické významnosti  $p = 0,000$  byla hodnota nižší u starších žen. Silový impuls I6 v akcelerační fázi ve vertikálním směru U parametru I6 byl významný rozdíl ( $p = 0,009$ ) pro nedominantní DK mezi skupinou mladších a starších žen. Vyšší hodnota silového impulsu byla zaznamenána u nedominantní DK mladších žen.

Budeme-li uvažovat stojnou fázi jako celek, celkový čas stojné fáze (t1) v rámci porovnání skupin mladších a starších žen mezi sebou měl průměrnou hodnotu pro dominantní DK ( $p = 0,012$ ) i nedominantní DK ( $p = 0,002$ ) významně menší u skupiny mladších žen. Celkový silový impuls ve vertikálním směru (I7) se statisticky významně lišil mezi skupinami mladších a starších žen u dominantní končetiny na hladině statistické významnosti  $p = 0,008$ , u nedominantní na  $p = 0,001$ . U starších žen byly naměřeny menší hodnoty pro dominantní i nedominantní končetinu.



## 5 DISKUZE

Ačkoli se chůze může zdát jako symetrická, žádný jedinec nevykazuje úplně symetrickou chůzi (Herzog, Nigg, Read & Olsson, 1989). Sadeghi a kol. (2000) navrhuje prezentovat rozdíly mezi končetinami při chůzi jako vrozenou funkční asymetrii, kdy nedominantní dolní končetina se více podílí na opoře (akceleraci těžiště nahoru), zatímco dominantní DK se podílí více na propulzi (akceleraci těžiště dopředu). Seeley, Umberger a Shapiro (2008) přidávají ve své studii třetí hypotézu, že s rostoucí rychlostí chůze dojde k disproporčnímu nárůstu anterioposteriorního (propulzního) impulsu GRF dominantní DK vzhledem k nedominantní DK. Výsledky jejich studie rozebereme níže v porovnání s našimi hypotézami.

### 5.1 Diskuze k hypotéze H01

V hypotéze H01 jsme předpokládali, že v akcelerační subfázi stejné fáze chůze dominantní dolní končetina (DK) nevykazuje vyšší hodnoty reakční síly podložky ve srovnání s nedominantní DK.

Podle našich výsledků byly významné rozdíly v zatížení dolních končetin u obou zkoumaných skupin v parametru F6 (maximální síla v akcelerační fázi ve vertikálním směru). U skupiny starších žen byla vyšší hodnota naměřena pro dominantní DK. To by znamenalo, že v akcelerační fázi dominantní DK působí na podložku větší silou ve vertikálním směru. Zajímavé je, že u skupiny mladších žen bylo dosaženo opačného výsledku. Vyšší hodnoty byly zaznamenány pro nedominantní DK, což by znamenalo, že v akcelerační fázi na podložku působí nedominantní DK větší silou. Výsledek u skupiny mladších žen by odpovídal výše uvedenému předpokladu Sadeghiho a kol. (2000) o převážně oporné funkci nedominantní DK. Seeley, Umberger a Shapiro nezaznamenali ve své studii žádný rozdíl ve velikosti vertikální složky GRF mezi končetinami. Výsledek je tedy co se týče vertikální složky GRF sporný.

Dostupná literatura odkazuje na Petterovu hypotézu z roku 1988 (in Sadeghi, 2003; see also in Echeverria et al., 2010), která uvádí, že v případě, že dolní končetina vykazuje propulzní dopředný impuls, je logické, aby druhá končetina vyvíjela brzdicí impuls tak, aby se vyrovnala rychlost dvou po sobě následujících kroků. Mayolas Pi et al. (2015) na základě výše uvedeného vyslovili předpoklad, že požene tělo dopředu dominantní končetina.

S výše uvedeným lze najít souvislost ve zkoumaném parametru F4 (maximální síla v akcelerační fázi v anterioposteriorním směru). Kdyby v akcelerační subfázi stojné fáze chůze hnala tělo více dopředu dominantní DK, měla by dominantní DK vykazovat vyšší hodnoty anterioposteriorní složky reakční síly podložky. Tento parametr ale nevykázal v naší práci žádný signifikantní rozdíl.

## 5.2 Diskuze k hypotéze H02

Hypotéza H02 se zabývala brzdící subfází stojné fáze chůze. V hypotéze jsme stanovili, že dolní končetina určená jako nedominantní nevykazuje vyšší hodnoty reakční síly podložky v brzdící fázi ve srovnání s dominantní končetinou.

Parametrem ukazujícím na významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní DK byl parametr F5 (maximální síla v brzdné fázi ve vertikálním směru) u skupiny starších žen. Z výsledků vertikálního směru složky reakční síly podložky lze vyvodit, že nedominantní DK působila menší silou na podložku než dominantní DK.

Sadeghi a kol. (2000) nehovoří o subfázích stojné fáze, ale o stojné fázi jako celku. Chápeme to tedy tak, že oba vrcholy vertikální složky GRF by měly dle autorů být vyšší u nedominantní než u dominantní končetiny, což je v rozporu s naším zjištěním.

Vrátíme-li se k hypotéze autorů Mayolas Pi et al. (2015), nedominantní DK by měla mít více brzdící funkci v anterioposteriorním směru (parametr F3). Z toho vyvozujeme, že by v brzdící subfází stojné fáze chůze měla nedominantní končetina vykazovat vyšší hodnoty anterioposteriorní složky reakční síly podložky. Tento parametr ale opět nevykazoval žádný významný rozdíl.

## 5.3 Diskuze k hypotéze H03

U většiny parametrů můžeme sledovat statisticky významné rozdíly. Pro přehlednost uvádíme diskuzi i k těmto hypotézám odděleně pro brzdnou a akcelerační fázi a stojnou fázi jako celek.

### 5.3.1 Diskuze k H03 - brzdná fáze

V brzdné fázi stojné chůze byly u starších žen naměřeny nižší hodnoty parametrů: F3 (maximální síla v brzdné fázi v anterioposteriorním směru) pro dominantní i nedominantní DK; F5 (maximální síla v brzdné fázi ve vertikálním směru) pro

dominantní i nedominantní DK; I5 (silový impuls v brzdě fázi ve vertikálním směru) pro dominantní i nedominantní DK. Vyskytly se naopak vyšší hodnoty parametrů: t4 (čas maximální síly v brzdě fázi v anterioposteriorním směru) pro nedominantní DK; t6 (čas maximální síly v brzdě fázi ve vertikálním směru) pro dominantní DK; I3 (silový impuls v brzdě fázi v anterioposteriorním směru) pro dominantní i nedominantní končetinu.

Vidíme tedy, že u dominantní DK u starších žen trval ve srovnání s mladšími delší dobu nástup prvního vrcholu vertikální složky GRF. K této fázi nárůstu vertikální složky GRF dochází při přenášení hmotnosti těla ze zadní dolní končetiny (původně stojné) na přední (nově stojnou) během začátku dvojí opory (Richards, 2008). Můžeme tedy říci, že dominantní DK u starších žen měla delší fázi dvojí opory.

Nedominantní DK setrvala delší dobu v nástupu posteriorního vrcholu síly. Je to doba, kdy po dopadu paty dochází k postupnému zatěžování stojné dolní končetiny (Richards, 2008). Směr působení tíhové síly do podložky vede k převaze posteriorní složky, která má brzdě charakter. Dá se tedy říci, že nedominantní DK byla delší dobu ve fázi „loading response“.

Oba vrcholy silových parametrů (F3, F5) pro brzdě fázi měly s vyšším věkem žen nižší hodnotu. Jak uvádí Richards (2008) velikost vrcholu závisí na rychlosti chůze, způsobu zatěžování dolní končetiny a maximální třecí síle mezi obuví a podložkou. Celkově lze říci, že chůze u starších žen se jeví jako méně dynamická.

### 5.3.2 Diskuze k H03 - akcelerační fáze

V akcelerační fázi byla zjištěna u skupiny starších žen statisticky významně nižší hodnota v parametrech: t8 (čas maximální síly ve vertikálním směru) pro dominantní i nedominantní DK; F4 (maximální síla v akcelerační fázi v anterioposteriorním směru) u dominantní i nedominantní DK; F6 (maximální síla v akcelerační fázi ve vertikálním směru) pro dominantní i nedominantní DK; I4 (silový impuls v akcelerační fázi v anterioposteriorním směru) u dominantní i nedominantní DK; I6 (silový impuls v akcelerační fázi ve vertikálním směru pro nedominantní DK).

Parametr t8 označuje čas od počátku stojné fáze po dobu, kdy dojde k druhému vertikálnímu vrcholu síly F6. Nástup druhého vrcholu tedy trval kratší dobu než u mladších žen a vrchol byl nižší. LaRoche, Millett a Kralian (2011) ve své studii zkoumali, jak nižší síla svalů dolních končetin ovlivňuje chůzi starších žen (n=24, 65-80 let). Rozdíly byly posuzovány v rychlosti, ve vertikální složce GRF

a v časoprostorových parametrech chůze. Podle maximální volní izometrické kontrakce extenzorů a flexorů kolene a plantárních a dorzálních flexorů kotníku byly ženy rozděleny do skupiny s nižší svalovou silou a do skupiny s vyšší svalovou silou dolních končetin. Jedním z pozorovaných výsledků byla nižší maximální rychlost chůze, kratší délka kroku, delší čas, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou, a delší fáze dvojí opory u žen s nižší svalovou prací. V souvislosti s naší prací je zajímavější fakt, že u zmíněné skupiny žen byla zaznamenána nižší vertikální složka reakční síly podložky. U starších žen s nižší svalovou silou souvisejí snížené vrcholy vertikální složky GRF s pomalejším tempem chůze (Richards, 2008), což je vystavuje více riziku omezení mobility, a v důsledku vedou k disabilitě a ztrátě nezávislosti.

DeVita a Hortobagyi (2000) uvádějí, že při preferovaném tempu chůze se s vyšším věkem snižují spolu s momenty sil také velikosti sil, kterými působí dolní končetiny na podložku (měřeno pomocí parametrů GRF silových plošin). Vzhledem k lineárnímu vztahu mezi vertikální GRF a rychlostí chůze by se toto dalo vysvětlit nižší rychlostí chůze, jak uvádí Richards (2008). Je tedy pozoruhodné, že ačkoli ženy s nižší svalovou silou šly dle LaRoche, Millett a Kralian (2011) maximální možnou rychlostí chůze, hodnoty vrcholu vertikální složky GRF byly jen o něco málo vyšší než když šly pomalou standardní chůzí ( $0,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ). Tedy, i když je rychlost chůze minimální, starší ženy s nižší silou svalů DKK mají malou rezervní kapacitu k navýšení síly, délky kroku nebo i rychlosti, což může vést k problémům zvláště, má-li žena rychle zareagovat na vzniklou situaci. To nás vede k přesvědčení, že je s narůstajícím věkem nezbytný chodecký trénink či jiné pro ženu přijatelné trénování svalstva DKK.

### 5.3.3 Diskuze k H03 - stojná fáze jako celek

Budeme-li uvažovat stojnou fázi jako celek, nižší hodnoty parametrů se vyskytly u parametru I7 (celkový silový impuls ve vertikálním směru) pro dominantní i nedominantní DK. Vyšší hodnoty jsme u starších žen shledali u parametru t1 (celkový čas stojné fáze) pro dominantní i nedominantní DK.

Jak už bylo uvedeno výše ve studii LaRoche, Millett a Kralian (2011) byl pozorován u žen s nižší svalovou silou delší čas kontaktu chodidla s podložkou, tedy stojné fáze chůze oproti ženám, které měly svalovou sílu v normě. Tímto bychom si mohli vysvětlit delší stojnou fázi u starších žen, pokud přidáme předpoklad, že mladší ženy v naší práci byly v lepší svalové kondici blízké normě či dokonce vyšším

hodnotám nad normou. Dalším možným vysvětlením může být nižší rychlost chůze u starších žen.

## 5.4 Limity práce

Pro naši práci by mohl být limitující fakt, že v rámci použití silových plošin Kistler bylo chodidlo posuzováno jako celek. Vzhledem k signifikantně rozdílným hodnotám pouze u vertikální složky GRF by se nabízelo použít systém Footscan, který toto dokáže posuzovat v jednotlivých částech chodidla. Podobně tomu bylo u studie Wang a Watanabe (2012), kteří využívali Parotec system. Je možné, že bychom došli k jednoznačnějším výsledkům v hodnocení vlivu dominance končetin na vertikální složku GRF.

Wang a Watanabe (2012) přicházejí totiž ve své studii s výsledkem, že asymetrie chůze ovlivňuje vertikální složku GRF. S ohledem na oba vrcholy i minimum vertikální složky GRF nebyl sice nalezen žádný statisticky signifikantní rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou jako celky. V kontrastu s těmito výsledky byly však nalezeny vysoké hodnoty (> 10%) absolutních indexů symetrie vertikální složky reakční síly podložky v každém z pěti regionů (mediální předonoží pro nedominantní DK, laterální předonoží pro dominantní DK, klenba pro dominantní DK, laterální zánoží pro nedominantní DK, mediální zánoží pro dominantní DK). To ukazuje na asymetrii chůze. Dále byl vypočten variační koeficient (CV).  $CV < 12,5\%$  byla považována za přijatelnou míru variability. V této studii hodnota CV laterálního předonoží nedominantní DK byla signifikantně větší než u dominantní DK. Z této studie se tedy zdá odůvodnitelný závěr, že dominance dolních končetin ovlivňuje vertikální složku GRF a lokalizaci COP během chůze.

## 6 ZÁVĚR

Na základě analýzy kinetických parametrů chůze u skupiny mladších a starších žen můžeme vyvodit následující skutečnosti.

Rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při brzdě i akcelerační subfázi stojné fáze kroku byly v parametrech označujících vertikální složku reakční síly podložky. Výsledek je však sporný. Zaznamenali jsme, že starší ženy v akcelerační fázi dominantní dolní končetinou působí na podložku větší silou ve vertikálním směru. U skupiny mladších žen byla naměřena větší síla ve vertikálním směru u nedominantní končetiny, což by mohlo podporovat myšlenku vrozené funkční asymetrie, že nedominantní dolní končetina se více podílí na opoře, tedy akceleraci těžiště nahoru. U brzdě jsme u skupiny starších žen zaznamenali opačný efekt, kdy nedominantní končetina působila menší silou než dominantní.

Při zkoumání závislosti věku na zatížení dolních končetin jsme mezi skupinou mladších a starších žen našli řadu signifikantních rozdílů. Zjistili jsme delší celkovou dobu stojné fáze pro dominantní i nedominantní DK u starších žen, také delší dobu fáze „loading response“ u nedominantní dolní končetiny a delší trvání fáze dvojí opory u dominantní dolní končetiny. S vyšším věkem jsme zaznamenali také menší vrcholy vertikální složky reakční síly podložky, což signalizuje pomalejší tempo chůze.

## 7 SOUHRN

Zatímco u horních končetin je běžně užíváno hodnocení dominance končetin, dolní končetiny jsou často pro zjednodušení v analýzách považovány za rovnocenné. Pokusy rozlišit lateralitu dolních končetin při chůzi se setkaly s rozporuplnými výsledky.

I v naší práci nebyly výsledky jednoznačné. Nalezli jsme statisticky významné rozdíly ve vertikální složce reakční síly podložky. Nicméně nebylo možné stanovit jednoznačnou alternativní hypotézu pro akcelerační subfázi stojné fáze chůze. Přikláníme se tedy k obecným výsledkům jiných autorů, že chůze je funkčně asymetrická. Je však nutné tuto problematiku dále studovat.

V závislosti na věku jsme zaznamenali následující skutečnosti – delší celkovou dobu stojné fáze pro dominantní i nedominantní dolní končetinu u starších žen, také delší dobu fáze „loading response“ u nedominantní dolní končetiny a delší trvání fáze dvojí opory u dominantní dolní končetiny. Toto je možné hodnotit jako vyšší potřebu stability chůze s narůstajícím věkem. S vyšším věkem jsme shledali nižší vrcholy vertikální složky reakční síly podložky, což je vysvětlitelné pomalejším tempem chůze.

## 8 SUMMARY

While evaluation of the limb dominance is widely used for upper limbs, lower limbs are often due to simplification in analysis considered as equal. Various attempts to distinguish lower limbs laterality during the walk showed results full of contradiction.

Even the results of this thesis were quite contradictory. We were able to find statistically significant variations in vertical component of ground reaction force. However, it was impossible to determine unequivocal alternative hypothesis for neither decelerative nor accelerative subphase of steady phase of walking. Therefore we adhere to common results published by other authors who claim that walking is functionally asymmetric. There is strong need for further studies of this issue.

Considering the age dependence we noticed following facts – longer overall time of steady phase for dominant as well as non-dominant lower limb by elderly women; also longer time of loading response phase for non-dominant lower limb and longer process of the double support phase for dominant lower limb. This could be considered as higher need for walking stability in correlation with higher age. Considering higher age we also noticed lower tops of vertical component of ground reaction force, which could be explained by slower rate of walking.



## 9 REFERENČNÍ SEZNAM

- Barkema, D. D., Derrick, T. R., & Martin, P. E. (2012). Heel height affects lower extremity frontal plane joint moments during walking. *Gait & Posture*, 35(3), 483-488.
- Bosch, K., Gerß, J., & Rosenbaum, D. (2010). Development of healthy children's feet - nine year results of a longitudinal investigation of plantar loading patterns. *Gait & Posture*, 32(4), 564-571.
- Bosch, K., & Rosenbaum, D. (2010) Gait symmetry improves in childhood – a 4-year follow-up of foot loading data. *Gait & Posture*, 32(4), 464-8.
- Bruening, D. A., Frimenko, R. E., Goodyear, C. D., Bowden, D. R., & Fullenkamp, A. M. (2015). Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait & Posture*, 41(2), 540-545.
- Callisaya, M. L., Blizzard, L., Schmidt, M. D., McGinley, J. L., & Srikanth, V. K. (2008). Sex modifies the relationship between age and gait: a population-based study of older adults. *The Journals of Gerontology: Biological sciences and medical science*, 63(2), 165-170.
- Cronin, N. J., Barrett, R. S., Carty, C. P. (2012). Long-term use of high-heeled shoes alters the neuromechanics of human walking. *Journal of Applied Physiology*, 112(6), 1054-1058.
- Csapo, R., Maganaris, C. N., Seynnes, O. R., & Narici, M. V. (2010). On muscle, tendon and high heels. *The Journal of Experimental Biology*, 213, 2582-2588.
- Dessery, Y., Barbier, F., Gillet, C., & Corbeil, P. (2011). Does lower limb preference influence gait initiation? *Gait & Posture*, 33(4), 550-555.
- Devita, P., & Hortobagyi, T. (2000). Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology*, 88(5), 1804-1811.
- Echeverria, J. C., Rodriguez, E., Velasco, A., & Alvarez-Ramirez, J. (2010). Limb dominance changes in walking evolution explored by asymmetric correlations in gait dynamics. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 389, 1625-1634.
- Gilleard, W. L. (2013). Trunk motion and gait characteristics of pregnant women when walking: report of a longitudinal study with a control group. *BMC Pregnancy and Childbirth*, 13, 71-78.

- Herzog, W., Nigg, B. M., Read, L. J., Olsson, E. (1989). Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine and science in sports and exercise*, 21(1), 110-114.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda & kol. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Karadag-Saygi, E., Unlu-Ozkan, F., & Basgul, A. (2010), Plantar pressure and foot pain in the last trimester of pregnancy. *Foot & Ankle International*, 31(2), 153-157.
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., & Della Croce, U. (1998). Gender differences in point biomechanics during walking: normative study in young adults. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 77(1), 2-7.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practise*. Edinburgh, London, New York: Elsevier.
- Ko, S. U., Tolea, M. I., Hausdorff, J. M., & Ferrucci, L. (2011). Sex-specific differences in gait patterns of healthy older adults: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Journal of Biomechanics*, 44(10), 1974-1979.
- LaRoche, D. P., Millett, E. D., & Kralian, R. J. (2011). Low strength is related to diminished ground reaction forces and walking performance in older women. *Gait & Posture*, 33(4), 668-672.
- Lipková, J. (1999). Prejavy laterality v pohybovej činnosti. *Acta Facultatis Educationis Physicae Universitatis Comenianae*, 40, 55-94.
- Mayolas Pi, C., Arrese, A. L., Aparicio, A. V., & Masià, J. R. (2015). Distribution of plantar pressures during gait in different zones of the foot in healthy children: the effects of laterality. *Perceptual and motor skills*, 120(1), 159-76.
- McCroory, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., & Redfern, M. S. (2013). Ground reaction forces during stair locomotion in pregnancy. *Gait & Posture*, 38(4), 684-690.
- Měkota, K. (1984). Syntetická studie o pohybové lateralitě. *Acta gymnica XIV*, 93-122.
- Öberg, T., Karsznia, A., & Öberg, K. (1993). Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 30(2), 210-223.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function (2nd ed.)*. Thorofare: SLACK Incorporated.
- Psalman, V., Balint, G., Duvač, I., Zháněl, J., & Zvonař, M. (2014). Pattern of gait analysis in women – case study. *Gymnasium: Scientific Journal of Education, Sports & Health*, 15(2), 244-252.

- Ribeiro, A. P., Trombini-Souza, F., de Camargo Neves Sacco, I., Ruano, R., Zugaib, M., & João, S. M. (2011) Changes in the plantar pressure distribution during gait throughout gestation [abstract]. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101(5), 415-43.
- Richards, J. (2008). *Biomechanics in clinic and research: an interactive leasing and leasing course*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Roman de Mettelinge, T., Calders, P., Danneels, E., Geeroms, S., Du Four, C., & Cambier, D. (2015) Does footwear matter when performing spatiotemporal gait analysis among older women? *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 38(4), 155-161.
- Ronconi, P. & Ronconi, S. (2006). *The foot – biomechanics, patomechanics and kinetics*. Rastignano: Societa Editrice Timeo s.r.l.
- Sadeghi, H. (2003). Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait & Posture*, 17(3), 197-204.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & posture*, 12, 34-45.
- Seeley, M. K., Umberger, B. R., & Shapiro, R. (2008). A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait & Posture*, 28, 24–28.
- Segal, N. A., Boyer, E. R., Teran-Yengle, P., Glass, N. A., Hillstrom, H. J., & Yack, H. J. (2013). Pregnancy leads to lasting changes in foot structure [abstract]. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 92(3), 232-240.
- Simonsen, E. B., Svendsen, M. B., Nørreslet, A., Baldvinsson, H. K., Heilskov-Hansen, T., Larsen, P. K., Alkjær, T., & Henriksen, M. (2012). Walking on High Heels Changes Muscle Activity and the Dynamics of Human Walking Significantly. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(1), 20-28.
- Sokal, B. H., & Allen, J. J. B. (2008). The Reliability and Validity of Self-reported Footedness. Retrieved 12. 3. 2015 from the World wide web: [http://apsychoserver.psych.arizona.edu/JJBAREprints/INS/Sokal\\_Allen\\_INS\\_2008.pdf](http://apsychoserver.psych.arizona.edu/JJBAREprints/INS/Sokal_Allen_INS_2008.pdf)
- Stefanyshyn, D. J., Nigg, B. M., Fischer, V., O’Flynn, B., & Liu, W. (2000). The Influence of High Heeled Shoes on Kinematics, Kinetics, and Muscle EMG of Normal Female Gait. *Journal of applied biomechanics*, 16, 309-319.
- Svoboda, Z., Janura, M., Cabell, L. & Elfmark, M. (2012). Variability of kinetic variables during gait in unilateral transtibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 36(2), 225-230.

- Titchenal, M. R., Asay, J. L., Favre, J., Andriacchi, T. P., & Chu, C. R. (2015). Effects of High Heel Wear and Increased Weight on the Knee During Walking. *Journal of orthopaedic research*, 33(3), 405-411.
- Vařeka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(3), 92-98.
- Vařeka, I., & Šiška, E. (2005). Lateralita – interdisciplinární problém. *Československá psychologie*, 49(3), 237-249.
- Vaverka, F., Elfmark, M., Svoboda, Z., & Janura, M. (in press). System of gait analysis based on ground reaction force assessment. *Acta Gymnica*. 10.5507/ag.2015.022.
- Velotta, J., Weyer, J., Ramirez, A., Winstead, J., & Bahamonde, R. (2011). Relationship between leg dominance tests and type of task. *Portuguese Journal of Sport Science*, 11(2), 1135-1138.
- Wang, Y., & Watanabe, K. (2012). Limb dominance related to the variability and symmetry of the vertical ground reaction force and center of pressure. *Journal of Applied Biomechanics*, 28, 473-478.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction (4th ed.)*. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.