UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Jaroslava Svobodová

Vliv stupně a typu posturální zátěže na změnu parametrů v dynamické plantografii při stoji a chůzi

Diplomová práce

Praha 2018

Autor práce: **Bc. Jaroslava Svobodová**

Vedoucí práce: **Mgr. Michaela Opálková**

Oponent práce: **Mgr. Sylva Pintarová**

Datum obhajoby: **8. 6. 2018**

Bibliografický záznam

SVOBODOVÁ, Jaroslava. *Vliv stupně a typu posturální zátěže na změnu parametrů v dynamické plantografii při stoji a chůzi*. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2018. 124 s. Vedoucí diplomové práce Mgr. Michaela Opálková

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá reakcí těla na posturální zatížení při stoji a chůzi. V teoretické části se práce zaměřuje na řízení postury a na chování postury při stoji a chůzi. Uvedeny jsou základní údaje o krokovém cyklu a o dynamické plantografii se zaměřením na systém Zebris FDM-T Rehawalk, který byl použit pro měření v praktické části práce. Posturálnímu zatížení jsou věnovány dvě kapitoly, jedna pojednává o vlivu symetrického zatížení (batoh na obou ramenech) a druhá o vlivu asymetrického zatížení (taška ipsilaterálně, taška kontralaterálně a taška v ruce).

Praktická část shrnuje údaje o analýze 32 probandů při stoji a chůzi na dynamickém plantografu. Probandi byli vystaveni symetrickému nebo asymetrickému zatížení o hmotnostech 5 či 10 kg. Následně se statistickým testováním zjišťovala změna parametrů dynamické plantografie při zatížení oproti situaci bez zátěže, při různém stupni zátěže a při různém typu zátěže. Výsledky dokazují signifikantní změnu určitých parametrů dynamické plantografie a doplňují tak informace vlivu zátěže na posturu uvedené v teoretické části.

Klíčová slova

Zebris FDM-T system, dynamická plantografie, posturální zátěž, stabilita, krokový cyklus

Bibliographic record

SVOBODOVÁ, Jaroslava. *The influence of the level and type of postural load on parameters of dynamic plantography during standing and walking*. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2018, 124 p. Supervisor Mgr. Michaela Opálková.

Abstract

The thesis deals with the reaction of body to postural loading during stance and walking. The theoretical part of this thesis is focused on postural control and postural reaction during stance and walking. Particular attention is paid to gait cycle, dynamic plantography and Zebris FDM-T Rehawalk system, which has been used in the practical part of this thesis. Two chapter deal with postural loading, the first is focused on symmetrical loading (e.g. backpack) and second on asymmetrical loading (laptop back - ipsilateral, contralateral and held in hand).

The practical part presents the examination of 32 volunteers who were either standing or walking on a dynamic plantograph. The volunteers were exposed to either symmetrical or asymemtrical 5 or 10 kg load. Subsequently, statistical tests were used to search for any change of dynamic plantography parameters depending on the level of loading, on the type of loading and in the comparison of the situation with and without loading. The results show a significant change of some dynamic plantography parameters and support the information presented in the theoretical part of this thesis.

Keywords

Zebris FDM-T systém, dynamic plantography, postural loading, stability, gait cycle

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Michaely Opálkové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 11. 5. 2018 Bc. Jaroslava Svobodová

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucí práce Mgr. Michaele Opálkové za odborné vedení diplomové práce, panu Kucovi za statistické zpracování dat a všem probandům, kteří se zúčastnili mého výzkumu. Dále bych chtěla poděkovat své rodině, příteli a spolubydlící za podporu.

OBSAH

1 POSTURA 11

1.1 Řízení postury 12

1.2 Postura ve stoji 13

1.3 Postura v chůzi 16

1.4 Postura v zátěži 18

2 CHŮZE A KROKOVÝ CYKLUS 20

3 PARAMETRY DYNAMICKÉ PLANTOGRAFIE 22

4 PARAMETRY PŘI POSTURÁLNÍM ZATÍŽENÍ 24

4.1 SYMETRICKÉ ZATÍŽENÍ 24
4.1.1 KINEMATIKA TĚLA 24
4.1.2 KROKOVÝ CYKLUS 28

4.2 ASYMETRICKÉ ZATÍŽENÍ 29
4.2.1 TAŠKA IPSILATERÁLNĚ NA RAMENI 29
4.2.2 TAŠKA KONTRALATERÁLNĚ NA RAMENI 31
4.2.3 TAŠKA V RUCE 32

5 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY 35

5.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU 36

5.2 METODIKA MĚŘENÍ 36

6 STATISTICKÁ ANALÝZA DAT 41

7 VÝSLEDKY 42

7.1 POSTURÁLNÍ ZÁTĚŽ VERSUS SITUACE BEZ POSTURÁLNÍ ZÁTĚŽE 42
7.1.1 BATOH NA OBOU RAMENECH 42
7.1.2 TAŠKA IPSILATERÁLNĚ 42
7.1.3 TAŠKA KONTRALATERÁLNĚ 43
7.1.4 TAŠKA V RUCE 43

7.2 VLIV STUPNĚ POSTURÁLNÍ ZÁTĚŽE 50
7.2.1 BATOH NA OBOU RAMENECH 50
7.2.2 TAŠKA IPSILATERÁLNĚ 50
7.2.3 TAŠKA KONTRALATERÁLNĚ 51
7.2.4 TAŠKA V RUCE 51

7.3 VLIV TYPU POSTURÁLNÍ ZÁTĚŽE 56

7.3.1 BATOH vs. TAŠKA IPSILATERÁLNĚ 56
7.3.2 BATOH vs. TAŠKA KONTRALATERÁLNĚ 57
7.3.3 BATOH vs. TAŠKA V RUCE 57
7.3.4 TAŠKA IPSILATERÁLNĚ vs. TAŠKA KONTRALATERÁLNĚ 58
7.3.5 TAŠKA IPSILATERÁLNĚ vs. TAŠKA V RUCE 58
7.3.6 TAŠKA KONTRALATERÁLNĚ vs. TAŠKA V RUCE 58

SEZNAM ZKRATEK

B batoh

BOS base of support (opěrná baze)

BW body weight (tělesná hmotnost)

CA contact area (kontaktní plocha)

COM centre of mass

COP centre of pressure

COG centre of gravity

MF maximum force

MPP maximum peak pressure (maximální tlak chodidla na podložku)

N newton

PLP plantar pressure

PP peak pressure (maximální tlak chodidla na podložku)

ROM range of motion (rozsah pohybu)

TI taška na rameni ipsilaterálně

TK taška na rameni kontralaterálně

TR taška v ruce

ÚVOD

Nošení břemen a posturální zatížení je součástí běžného života každého z nás. Vlivem zátěže dochází k deviaci postury od vertikální osy a dochází tak ke změnám postavení segmentů těla při stoji i chůzi, které byly rozebrány v teoretické části diplomové práce. Cílem této diplomové práce bylo zjistit, jakým způsobem dochází k ovlivnění parametrů dynamické plantografie při posturální zátěži při zatížení 5 a 10 kg, pokud porovnáváme symetrické (nošení batohu na obou ramenech) a asymetrické zatížení (nošení tašky přes rameno či v ruce) oproti situaci bez zatížení. Dále jak se lišily parametry při 10 kg a 5 kg zatížení mezi sebou (stupeň zátěže). A nakonec jak se liší právě symetrické zatížení od asymetrického zatížení. Výsledky práce byly v diskuzi porovnány s dostupnými údaji ze studií.

Z vyšetření stoje bylo hodnoceno stranové a předozadní zatížení plosek a parametry stability stoje, jako je konfidenční elipsa, pohyb a rychlost COP (centre of pressure). Hodnocení chůze bylo zaměřeno na fáze krokového cyklu, parametry kroku (délka a šířka) a na dynamickou funkci chodidla a pohyb průsečíku COP při chůzi.

Podrobná znalost změny parametrů dynamické plantografie při posturálním zatížení může pomoci pochopit přesný mechanismus reakce postury a objasnit limity zátěže vyvolávající signifikantní posturální reakci. Diplomová práce také nabízí výchozí informace pro studie, jejichž cílem by bylo objasnit vliv návyku častého nošení břemene v každodenním životě na posturu a na parametry dynamické plantografie. Nebo také pro studie zabývající se vlivem posturálního zatížení u pacientů s poruchami rovnováhy.

TEORETICKÁ ČÁST

1 POSTURA

Postura je součástí jakékoliv polohy a představuje aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil (především proti tíhové síle). Schopnost zajištění držení těla se nazývá posturální stabilitou, která představuje kontinuální „zaujímání“ stálé polohy jak v dynamické tak ve statické poloze (Kolář et al., 2009). „Posturální motorika tak udržuje nastavenou polohu jednotlivých segmentů těla neustálým vyvažováním zaujaté polohy (balancováním kolem střední polohy) pomocí svalů řízených centrálním nervovým systémem.“(Véle F., 2006, 98). Svaly, které udržují vzpřímenou polohu těla ve statické i dynamické poloze se nazývají antigravitační svaly a neustálé nastavování ideálních poměrů svalové práce tak, aby byla zaručena stabilita, se nazývá stabilizací (Janura M., Janurová E., 2007; Lippert L., 2011). Statická a dynamická strategie, která vede k zajištění posturální stability se nazývá balance neboli rovnováha (termín rovnováha je některými zdroji, na rozdíl od balance, vysvětlen pomocí fyzikálních principů). Rovnováha se dělí na statickou (např. stoj, kdy se těžiště nachází nad opěrnou bazí – base of support BOS) a dynamickou rovnováhu (např. chůze, kdy těžnice těžiště neprochází BOS) (Janura M., Janurová E., 2007). Stabilita vyjadřuje míru a formu rovnováhy (Vařeka I., 2002) a stoupá se zvyšující se hmotností těla, zvýšením BOS a snížením těžiště (Patobiomechanika a patokineziologie: Kompendium, 2004).

Posturální kontrola je definována jako schopnost orientace částí lidského těla vůči sobě a vůči okolnímu prostředí bez ztráty rovnováhy (Taube W., Gollhofer A., 2012).Posturální kontrola je ovlivňována řadou faktorů jako jsou: věk, bolest, únava, velikost a tvar BOS, kvalita a integrace řídícíchsystémů (zrakový, vestibulární a somatosenzorický systém), záměrné či nepředvídatelné kompenzační pohyby, předchozí zkušenost a také umístění těžiště neboli centre of mass (COM) (Lippert L., 2011).

1.1 Řízení postury

Vnitřní i vnější děje přivádějí aferentaci ze senzorických systémů, která je na různých úrovních CNS zpracována a dochází tak k neustálému přílivu eferentních stimulů, které mění chování muskuloskeletálního systému. Tomuto způsobu řízení se říká feedback mechanismus. Ale protože dochází k časovému zpoždění mezi informací a motorickým výstupem, existuje také feedforward mechanismus, který přizpůsobuje mechanickou stabilitu systému pomocí předpokládaných změn (Ting et al., 2009). Krátkodobou predikci změn umožňuje zpracování informací v mozečku (Haith A., Krakauer J., 2012). Feedback a feedforward se dohromady nazývají anticipační mechanismy. Tyto anticipační mechanismy produkují síly proti posturálním výchylkám a tato reakce svalstva na narušení, které způsobuje bezprostřední změnu působící síly, se nazývá prereflex (Brown I., Loeb G., 1999; Hadders-Algra M. et al., 2008). Na příkladu břemene můžeme vysvětlit, že anticipační mechanismy jsou určeny dle toho, co se s břemenem bude dít (odložení, odhození) a také na typu břemene (zda je manipulováno s cementem či dítětem). Řízení anticipačních mechanismů není nastavováno dle velikosti a hmotnosti břemene. Při velmi stabilním stoji nejsou anticipační mechanismy potřebné (Hadders-Algra M. et al., 2008).

Při stoji se posturální funkce zúčastňuje svalstvo osového aparátu a dolních končetin (Véle F., 2006). Vzpřímený stoj je za prvé řízen na spinální úrovni řízení. Do tohoto typu patří postojové reflexy, které zahrnují lokální, segmentální a celkové statické reakce. Lokální statické reakce můžeme vysvětlit na lokálním podráždění taktilních receptorů a proprioceptorů plosky nohy, které vyvolá reflexní odpověď v musculi interrosei zvýšením svalového tonu při opření nohy o podložku. Segmentální statické reakce řídí součinnost svalstva obou dolních končetin a celkové statické reakce koordinují činnost svalstva dolních končetin a trupu (tonické šíjové reflexy, tonické labyrintové reflexy a fázické labyrintové reflexy) (Králíček P., 2011). Za druhé se z vyšších center uplatňuje mozeček, bazální ganglia a mozková kůra. Důležitost lze demonstrovat tak, že při supratentoriálním iktu dochází taktéž k posturálním dysfunkcím (Králíček P., 2011; van den Heuvel M. R. C. et al., 2013).

Nelze jednoduše konstatovat, že nervový systém řídí svými povely pohyb těla. Tyto povely jsou spíše návrhy sladěné s fyzikálními strukturami a vlastnostmi systému (Raibert M. H., Hodgins J. A., 1993). Při chůzi platí, že sama pasivní dynamika těla vytváří stabilizující vliv, jak dokázal na mechanickém modelu pasivní dynamické chůze McGeer (1990). Ovšem tento model byl omezen na pohyb v sagitální rovině. Kuo (1999) zjistil, že pro stabilitu ve frontální rovině je nutná aktivní kontrola a tudíž její řízení podléhá vyšší úrovni CNS než řízení stability v sagitální rovině. Největší aktivní kontrola ve frontální rovině probíhá před fází jedné opory (Sawers A., Hahn M., 2012).

Chůze je založena na centrálním motorickém programu, který představuje určitý vzorec neuronálních aktivit a je uložen v paměti jako tzv. generátor vzorce pohybu, nacházející se v míšní intumescenci zvlášť pro každou končetinu. Podnět pro generátor vychází z lokomoční oblasti, která je situována v retikulární formaci, ovšem centrální motorický program uskuteční fázický pohyb bez zajištění polohy (Králíček P., 2011). I když je centrální motorický program schopen aktivity i při oddělení od mozku a senzorických vstupů, při běžných podmínkách neustále podléhá kontrole vyšších struktur. (Wang, C., Wai Y., Kuo B., Yeh Y. Y., & Wang J., 2008).

1.2 Postura ve stoji

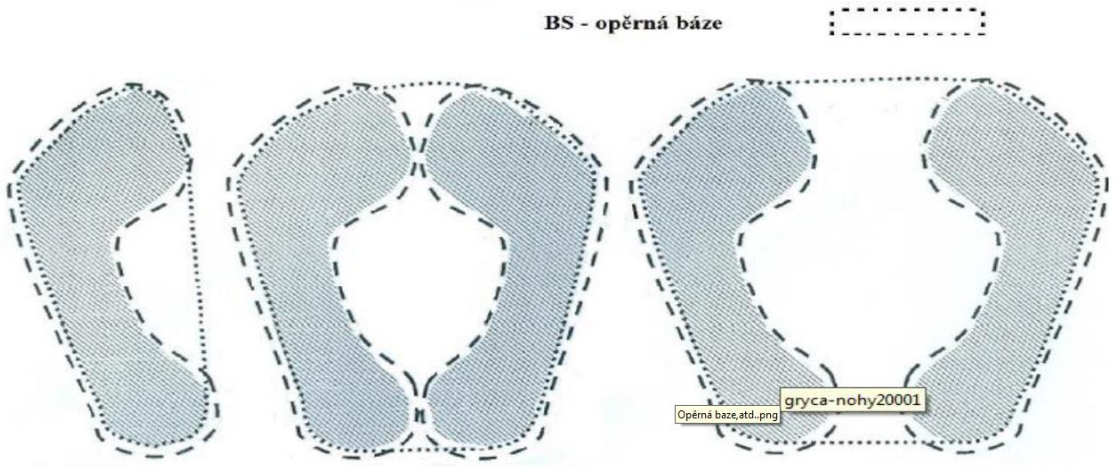
„Vzpřímené držení těla je programově fixováno a můžeme je definovat jako uspořádání pohybových segmentů v podélné ose těla probíhající ve vertikále tak, aby vzdálenost od paty k vrcholu hlavy byla co největší, při zachování mírných fyziologických zakřivení páteře“ (Véle F., 2006, 102). Při stoji dochází k promítání COM do BOS v uzavřeném kinematickém řetězci. Báze je celá plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi plochy chodidel (místa kontaktu s podložkou), tedy obsahuje plochu opěrné plochy a plochu mezi opěrnými plochami (ve stoji má tvar lichoběžníku) (obrázek 1.). Lidská postura ve vertikálním stoji je přirozeně nestabilní kvůli relativně vysoko uloženému COM, úzké opěrné bázi a velkému množství kloubů spojující COM s opěrnou plochou. Poloha těžiště je proměnlivá v závislosti na poloze a vzájemném postavení segmentů těla, názory jednotlivých autorů na polohu těžiště při statické vertikální poloze se liší. Nutno dodat, že pozice těžiště se liší v závislosti na individuálních tělesných proporcích, věku a pohlaví (Hadders-Algra et al., 2008; Williams a Lissner, 1962). Dle VařekyI. a Vařekové R., (2009) a Lipperta L., (2011) se COM nachází před sakrem v oblasti S2.

Ereismatický pohyb těla můžeme ohodnotit pomocí COP. COP označujevektor reakční síly od podložky (Véle F., 2006, Xue, W., 2012). Jeho polohu lze vypočítat jako vážený průměrvšech tlakových sil, kterými působí tělo na podložku v místě vzájemného kontaktu (Winter, D. A, 1995). Pro úplnost údajů můžeme dodat, že centre of gravity (COG) je vertikální průmět těžiště do roviny BOS. Teorie obráceného kyvadla říká, že COM je regulováno skrz pohyb COP a dokazuje, že stabilita těla je tím vyšší, čím COM je blíže k BOS (Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., Gielo-Perczak, K., 1998).Posuny COP mění moment síly působící na lidské tělo a vedou ke vzniku rotačních sil na proximální segmenty těla. V případě, že projekce COM je na opěrné ploše a pozice COP je s ním shodná, můžeme vidět, že změna polohy COM následuje změnu polohy COP do té doby, než se tělo dostane do rovnováhy. COP popisuje a kvantifikuje posturální výchylky a je pro tento účel důkladnější, než kdyby byly popisovány změny COM (obrázek 2.)(Hadders-Algra et al., 2008).

Dle Lipperta L., (2011) jsou nejdůležitějšími svaly vyvažujícímivýchylky těla při stoji flexory a extenzory hlezna kontrolující pohyb těla v anterioposteriorním směru. Dále také při stoji funguje „kyčelní mechanismus“ ve směru latero-laterálním (Winter D. A., 1995).Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986) uvádějí kotníkovou i kyčelní strategii jako součást vyvažovaní výchylek v anterioposteriorním směru při stoji. Kolísání rozložení zátěže chodidla je dáno vnitřními faktory, jako jsou anatomické parametry (tvar chodidla, postavení kyčelních kloubů), postavení a konfigurace osového orgánu, směr osy těla vůči směru gravitace, průmět těžiště do opěrné plochy, dýchací pohyby a také zevními faktory (charakter obuvi a podložky). Fyziologicky dochází k stranovým rozdílům zatížení chodidel, které kolísají mezi 5-15% celkové hmotnosti (Véle F., 2006).

Nohy hrají důležitou roli v biomechanické funkci dolních končetin zajišťujících stabilitu během stoje a chůze (Giacomozzi, C., 2010). Dle Véleho je váha těla při klidovém stoji rozložena 50% na zánoží a 50% na přednoží. Základní tříbodový koncept opory nohou během stoje vytvořil Kapandji v roce 1987, a to takový, že body opory se nacházejí pod hlavičkou I. a V. metatarzu a na patě. Tyto body podepírají nožní klenbu skládající se z vyšší podélné mediální klenby, téměř ploché laterální klenby a příčné klenby (Véle F., 2006).

Při podrobnějším rozboru vidíme, že laterální oblouk drží 1/6 zatížení, mediální oblouk 2/6 zatížení a na patu se přenáší 3/6 zatížení (Kapandji, A. I., Kandel, M. J., &Kapandji, I. A, 1988). Názory autorů na rozložení váhy se liší. Například Eis E. a kol., (1976) uvádí, že zátěž na zánoží zahrnuje 3/5 a přednoží 2/5. V příručce Zebris je uvedeno ideální zatížení 1/3 (33%) na přední části chodidla a 2/3 na zadní části chodidla (Zebris Medical, 2011). Sobotka Z., (1996) připisuje vyšší zatížení v místě mediálního předního bodu (1/3) a na laterální přední bod tak zbývá 1/6.



Obrázek 1. Opěrná baze (Vařeka I., 2002)

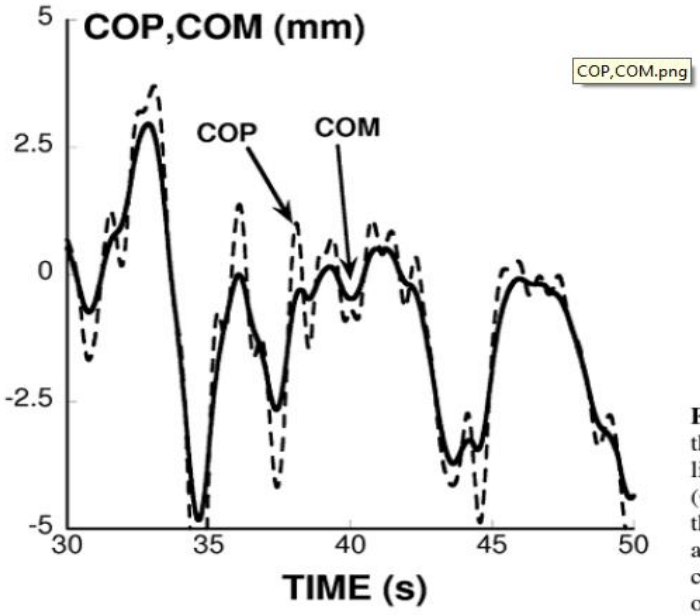


Fig. 2.1 Typical time profiles of the centre of mass (COM, solid line) and centre of pressure (COP, dashed line) location in the anterior–posterior direction in a person who stood with the eyes closed. Note the larger deviations of the COP.

Obrázek 2. Vztah závislosti COP a COM (Hadders-Algra et al., 2008)

1.3 Postura v chůzi

„Cílem chůze je přemístění hlavy, horních končetin a trupu v prostoru za pomocí vytvoření stabilního kinetického řetězce kloubů a segmentů končetin“ (Ayyappa, 1997 in Svobodová J., 2016, 17). Při chůzi se COM pohybuje periodicky mimo BOS (kromě fáze dvojí opory) a pohyb COM je kontrolován při kontaktu švihové dolní končetiny s podložkou tak, aby bylo zabráněno pádu poté, co došlo po odrazu končetiny k pohybu trupu vzhůru a vpřed (Bauby, C. E.; Kuo, A. D. 2000; Véle F., 2006 ; Winter D. A., 1995). COM se během chůze pohybuje v anterioposteriorním, vertikálním a mediolaterálním směru (Tesio, L., Rota, V., Chessa, C., & Perucca, L., 2010). Trajektorie pohybu COM má ve vertikále a horizontále tvar sinusoidy (Patobiomechanika a patokineziologie: Kompendium, 2004). Nejvyšší vychýlení v horizontální rovině je při fázi „midstance“ stejně jako ve vertikále. (Lippert L., 2011). Změna mediolaterální výchylky COM (např. její zvýšení při pomalejší chůzi) je doprovázena změnou šířky kroku ve stejném smyslu (Orendurff M. S., Segal A. D., Klute G. K., & Berge J. S., 2004).

COP se při chůzi pohybuje po trajektorii (obrázek 3.). Nejprve se dotkne podložky zadní okraj paty, v tomto okamžiku je vyvinut nejvyšší tlak na podložku (70-100% tělesné hmotnosti) (Perry, J., & Davids, J. R., 1992). Přesněji dojde ke kontaktu posterolaterální části paty (Rai D.V., Aggarval L. M., 2006). Chao X. et al., (2017) zjistil, že „peak pressure (PP)“ se objevuje (včetně oblasti II. a III. metatarsu) také pod mediální částí paty, což by se mohlo shodovat se studií tvrdící, že „maximum peak pressure (MPP)“ se objevilo v 18- 36% stojné fáze (Rai D.V., Aggarval L. M., 2006)[1], tudíž se zdá, že neplatí tvrzení Perryho, že nejvyšší tlak na podložku je vyvinut při počátečním dotyku paty (na laterální straně). Poté následuje střed paty a tlak se sníží na 33% tělesné hmotnosti. Dále přichází do kontaktu s podložkou přednoží a tlak v tuto chvíli tvoří pouze 10% tělesné hmotnosti. Dále se zatíží hlavička V. metatarsu, po níž následuje přesun z laterální strany na mediální stranu, v této fázi jsou všechny hlavičky metatarzů v kontaktu s podložkou. Zatížení metatarzálních hlaviček zabírá největší část ze stojné fáze krokového cyklu. A nakonec dochází k odvinu I. metatarzu (30-50% tělesné hmotnosti) (Perry, J., & Davids, J. R., 1992; Eils, E., Nolte, S., Tewes, M., Thorwesten, L., Volker, K., Rosenbaum, D. 2002; Chao X. et al., 2017).

[1] Parametry maximum peak pressure (MPP) a peak pressure (PP) vyjadřují stejný parametr.

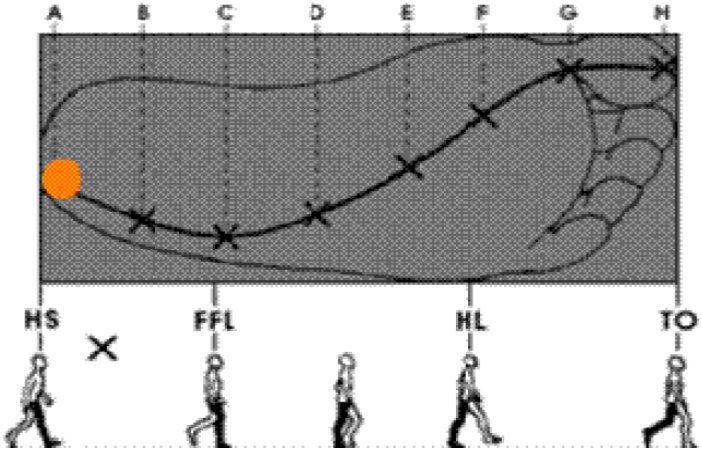
Obdobně zatěžovanou strukturou jako pata na začátku stojné fáze jsou hlavičky metatarzů na konci stojné fáze (Pertunnen J., 2002). S tímto tvrzením se neshoduje studie dokazující, že se objeví v 18-36 % stojné fáze, tedy v době, kdy je v kontaktu s podložkou pata, střednoží i přednoží (Rai D.V., Aggarval L. M., 2006).

Maximální rozložení tlaků na přednoží během chůze se u řad autorů liší. Existují studie potvrzující, že zátěž je rozložena pod hlavičkami metatarsů rovnoměrně (Soames R. W., 1985; Welton E. A., 1992). Největší zatížení v oblasti I. metatarsu potvrdil (Hessert, M. J., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, L. A., & Novak, V. 2005; Stokes I. A. F., Stott J. R. R., Hutton W. C., 1974). Největší zatížení přednoží během stoje a chůze zjistili Henning E. M. a Milani T. L., (1993) a Hughes J, Jagoe JR., Clark P., Klenerman L., (1989), pod hlavičkou III. metatarsu. Grieve D.W., Rashdi T., (1984) a Hughes J., Kriss S., Klenerman L. A., (1987) přiřadili největší tlak pod hlavičku II. metatarsu. Duckworth T., Betts R.P., Franks C.I., Burke J., (1982) a Rai D.V., Aggarval L. M., (2006) zjistili největší MPP při chůzi v oblasti hlavičky II. a III. metatarsu stejně jako Chao X. et al., (2017).

Souhrnně lze konstatovat, že nejvyšší zatížení během chůze se nachází pod patou, na přednoží a v oblasti palce, zatímco nejnižší v oblasti středonoží a v oblasti IV. a V. prstu (Pertunnen J., 2002).

Šířka kroku se optimalizuje dle energie potřebné pro změnu stojné nohy a energie spotřebované švihovou nohou. Tedy při úzké „step width (šířce kroku)“ se zvyšuje energetická náročnost pro laterální pohyb švihové dolní končetiny, který musí být proveden, aby se vyhnula stojné dolní končetině (Donelan, J. M., Kram, R., & Kuo, A. 2001). Ale také roste práce se čtvercem šířky kroku (Kuo A. D., 1999).

Otázkou, kterou se můžeme zabývat, je důležitost palce při přenosu váhy během chůze ve fázi „toe off.“ Palec je poslední část, která se dotýká podlahy na konci stojné fáze a čím je vyšší rychlost chůze, tím dochází k většímu zatížení palce (Rodgers, M. M., 1995). Hughes, J., Clark, P., & Klenerman, L. (1990) ve své studii uvádí, že palec vykazuje při chůzi hodnoty PP podobné jako oblast metatarzální (někteří autoři tvrdí, že dosahuje i vyšších hodnot viz výše) a je v kontaktu s podložkou ¾ krokového cyklu.Naopak 40% zdravých probandů ve studii Rai D.V., Aggarval L. M., (2006) vykazovalo odchylku ve vývoji I. metatarsu a palec z tohoto důvodu pozbyl signifikantní role v přenosu váhy.



Obrázek 3. Pohyb COP při chůzi (Perry, 1992)

1.4 Postura v zátěži

Při nošení zátěže dochází k deviaci postury od vertikální osy. Při přidání zátěže dojde k změně COM, vznikne tzv. kombinované COM a postura musí být udržena v této nové situaci (Zultowski, I., & Aruin, A. 2008). Pokud se při statické zátěži vektor tíhové síly nepromítá do opěrné báze, musí být měkkými tkáněmi udržován trvalý otáčivý moment nebo je nutná značně zvýšená svalová síla pro udržení rovnováhy (Kolář et al., 2009). Tento způsob udržení postury po přidání zátěže by byl ale pro tělo zatěžující, a energeticky náročný a tak dochází k změnám aktivity svalstva a postavení segmentů tak, aby bylo těžiště při klidovém stoji znovu uvedeno do střední zóny oporné báze. Tělo využívá způsob vnitřní (segmentové stabilizace) a vnější (sektorové a celkové stabilizace). Při vnitřní stablizaci je držena poloha těla v centrální zóně dle Panjabiho hlubokými intersegmentálními svaly páteře bez patrných korigujících pohybů. Při vnější stabilizaci dochází k zřetelným odchylkám od střední zóny (rozsah přesahující oblast centrální zóny) a poloha je udržována delšími a silnějšími záběrovými svaly (Véle F., 2006).

Existují tři mechanismy podílející se na udržení posturální stability. Prvním způsobem je přesunutí COP (např. kotníková strategie), druhým způsobem je například kyčelní strategie, kdy dochází k udělení úhlové rychlostí jednotlivým tělesným segmentům. Posledním způsobem je využití vnější síly (úchop, kroková strategie) (Hof L., 2007). K jakým mechanismům dochází při posturální symetrické a asymetrické posturální zátěži bude rozebráno v následujících kapitolách.

Tato diplomová práce se zabývá symetrickým a asymetrickým zatížením, se kterým se můžeme setkat v každodenním životě. Symetrickým zatížením je myšleno nošení batohu na zádech pomocí obou popruhů (Příloha 4. – obrázek A). Asymetrické zatížení představuje nošení tašky na jednom rameni ipsilaterálně (Příloha 4. – obrázek B) a kontralaterálně (Příloha 4. – obrázek C) a také nošení tašky v ruce (Příloha 4. – obrázek D).

Schopnost odolávat posturální zátěži je dána věkem, sílou, antropometrií, pohlavím, tréninkem a kompozicí těla a také parametry zátěže (rozměry zátěže, umístění) a okolním prostředím (klima, terén) (Haisman M. F., 1988).

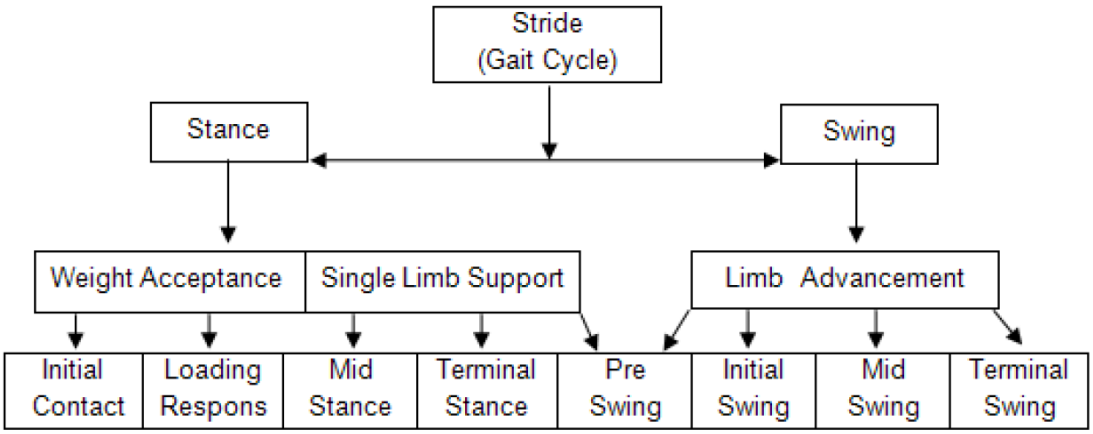
2 CHŮZE A KROKOVÝ CYKLUS

Základní jednotku chůze představuje krokový cyklus (jednotlivé části jsou rozepsané na obrázku 4.), který můžeme chápat jako periodu mezi dvěma údery paty stejné nohy. Skládá se ze dvou částí, stojné fáze, při které je ploska celou dobu v kontaktu s podložkou a švihové fáze, při které končetina postupuje vpřed bez kontaktu s podložkou (Dungl P., 2014;Oatis C., 2009). Stojná fáze zaujímá celkem 60% krokového cyklu, švihová fáze 40% krokového cyklu. Perry, J., & Davids, J. R. (1992) uvádí trvání stojné fáze 62% krokového cyklu a 38% švihové fáze. Při stojné fázi dochází k okamžiku, kdy obě dolní končetiny jsou v kontaktu s podložkou, tato fáze dvojí opory trvá 10% krokového cyklu až 12 % krokového cyklu. Fáze dvojí opory se objeví celkem dvakrát za celý cyklus a zabere tak až 25% trvání krokového cyklu (Ayyappa, 1997; Smidt, G. L., 1990 in Škopek, 2012; Oatis C., 2009). Dochází tak k přenosu zátěže mezi švihovou a opornou končetinou (Véle F., 2006). Při snížení rychlosti chůze dojde k prodloužení doby přenosu hmotnosti oběma končetinami a naopak (Dungl P., 2014)

Krok je zjednodušeně řečeno polovina jednoho krokového cyklu. Délka kroku představuje vzdálenost mezi úderem paty jedné nohy a úderem paty druhé nohy (Kolář et al., 2009). U skupiny lidí ve věku 20-29 let zjistil Oberg, T., Karsznia, A., & Oberg, K. (1993)průměrnoudélku kroku 59,7 – 63,5 cm pro muže a 55,7 – 62, 5 cm u žen při přirozené rychlosti chůze.Al-Obaidi, S., Wall, J. C., Al-Yaqoub, A., & Al-Ghanim, M. (2003) zjistil hodnotu 61,6 ± 3,5 cm pro muže a pro ženy 59,1± 6,3 ve věku 20-29 let. Obě studie platí pro euroamerickou populaci.

Při chůzi dochází k rotaci pánve (4-5°) v transverzální rovině tak, že se pánev pohybuje nad kyčelním kloubem stojné dolní končetiny. Zároveň dochází i k poklesu pánve ve frontální rovině (5°) na straně švihové dolní končetiny se současnou lateroflexí trupu na opačnou stranu, která dosahuje maxima při fázi „toe off" kontralaterální dolní končetiny (Lippert L., 2011). Kromě lateroflexe dochází v páteři k torznímu pohybu páteře, který je lokalizován mezi obratly T7 a L3 (Ceccato, J. C., De Séze, M., Azevedo, C., & Cazalets, J. R. 2009). Posledním pohybem je pohyb páteře v sagitální rovině, při kterém dochází k opakované flexi (maximální při fázi heel strike) a extenzi (maximální při jednooporové fázi chůze). (Krebs, D. E., Wong, D., Jevsevar, D., Riley, P. O., & Hodge, W. A. 1992).

I u zdravého jedince není chůze naprosto symetrická. Existuje určitá asymetrie v hybných vzorech, svalové aktivitě i zatížení plosky, která se zvýrazňuje především při pomalé chůzi (Oatis C., 2009).



Obrázek 4. Jednotlivé fáze krokového cyklu (Perry, 1992)

3 PARAMETRY DYNAMICKÉ PLANTOGRAFIE

Dynamická plantografie (dynamická podografie) je vyšetřovací metoda, u které se pomocí tlakové plošiny (resp. koberce či vložky do bot) měří rozložení tlaku pod ploskou skrze mechanické stlačení senzorů, které informují o velikosti působící síly. Vyvinutá síla je přepočítána na plochu senzoru, a tak je získán údaj o tlaku (Kolářová K., Zvonař M., 2014; Vařeka I., 2009). „Měření probíhá v určitém čase, přičemž dochází ke změnám hodnot sledovaných parametrů, proto dynamická plantografie“(Vařeka I., 2009). Dynamická plantografie se používá pro analýzu chůze a vzpřímeného stoje. Výsledkem jsou tabulky a grafy zachycující jak rozložení tlaku pod ploskou tak i schopnost stability pomocí pohybu COP (Vařeka I., 2009; Janura M., 2011).

Výrobcem plantografické plošiny FDM-T (Treadmill) System je německý výrobce Zebris Medical GmbH. Součástí plošiny je pás (150X50 cm), který disponuje integrovanou vrstvou s 5000 kapacitními senzory. FDM-T System je výhodný pro testování chůze díky automatické stabilizace otisku planty (výsledek není zkreslený pohybem pásu nad senzory). Software plantografické plošiny je přímo vybaven možností vytvoření reportu analýzy, který obsahuje parametry buď pro stoj a nebo chůzi (Příloha 2. a 3.). Jednotlivé parametry použité v této diplomové práci budou vysvětleny v praktické části práce. Také je možné si přehrát přenášení tlakových sil z uloženého záznamu. Přístroj navíc automaticky vypočítá pásmo ideálních hodnot, podle algoritmů předem zadaných výrobcem, takže lze jednoduše porovnat procentuální zastoupení fází mezi sebou a s ideálním stavem. (Zebris Medical, 2011; Příloha 2. a 3.).

Parametry dynamické plantografie se mohou lišit z hlediska pohlaví a věku (Hessert, M. J., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, L. A., & Novak, V2005; Murphy, D. F., Beynnon, B. D., Michelson, J. D., & Vacek, P. M., 2005; Periyasamy, R., Mishra, A., Anand, S., & Ammini, A. C., 2011). Samotný tlak chodidla („plantar pressure - PLP“) je ovlivněn subjektivními charakteristikami měřených osob jakou je tělesná hmotnost a rychlost chůze, u kterých platí, že čím vyšších nabývají hodnot, tím vyšších hodnot nabývá „PLP.“ Opačný efekt má tělesná výška (Keijsers N., Stolwijk N., Lowerens J. W., 2014; obrázek 5.). Dále může parametry dynamické plantografie ovlivňovat rasa, prostředí, osobní charakteristiky, emoce, únava, rychlost chůze,

antropometrická data, anatomická struktura nohy a také existují rozdíly mezi dominantní a nedominantní končetinou jak zjistila Imammura, M., pro parametry „PP („peak pressure = maximální tlak)“ (Cavanagh, P. R. et al., 1997; Imammura, M. et al., 2002).

Co se týče reliability a opakovatelnosti parametrů dynamické plantografie byla prokázána dostatečná sensitivita a opakovatovatelnost dat Zebris treadmill systému (Reed, L. F., Urry, S. R., & Wearing, S. C., 2013)

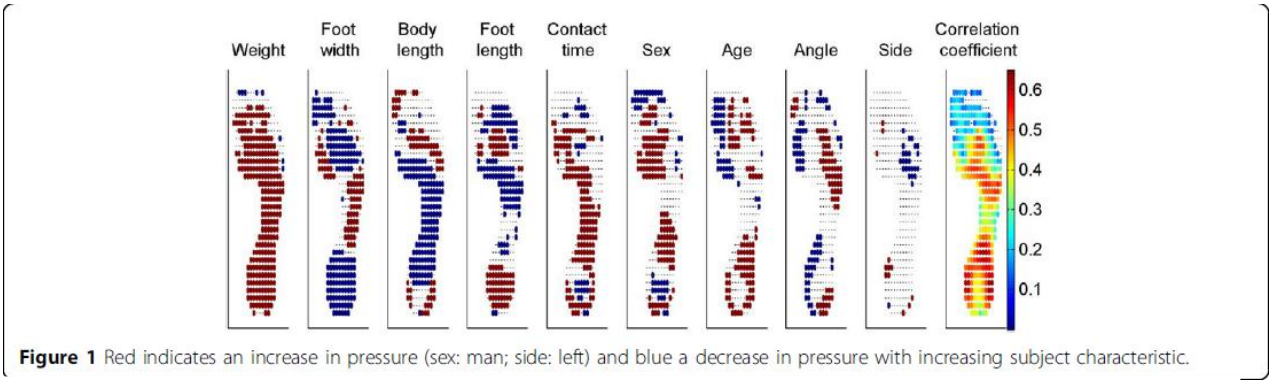


Figure 1 Red indicates an increase in pressure (sex: man; side: left) and blue a decrease in pressure with increasing subject characteristic.

Obrázek 5. Parametry ovlivňující tlak chodidla (Keijsers N., Stolwijk N., Lowerens J. W., 2014)

4 PARAMETRY PŘI POSTURÁLNÍM ZATÍŽENÍ

4.1 SYMETRICKÉ ZATÍŽENÍ

4.1.1 KINEMATIKA TĚLA

Pokud je batoh nošen na obou popruzích na ramenech na zádech tak, aby byla zátěž distribuována rovnoměrně na obou stranách těla, dochází při tomto druhu zátěže k naklánění trupu dopředu ve stoji i při chůzi (Kinoshita H., 1985; Martin P., Nelson R., 1986; Bloom D, Woodhull-McNeal AP., 1988; Pascoe D. D., Pascoe D. E., Wang Y. T., Shim D. M., Kim C. K., 1997; Wong ASK, Hong Y., 1997; Hong Y, Brueggemann GP., 2000;Goodgold et al., 2002; Grimmer K., Dansie B, Milanese S., Pirunsan U., Trott P., 2002; Li JX, Hong Y, Robinson P., 2003; Attwells R., Birrell S. A., Hooper R. H., Mansfield N. J., 2006; Lyu, S., & LaBat, K. L., 2016). Při zátěži na zádech dojde ke vzniku kombinovaného COM a tendenci posunu těla směrem vzad. Aby byla udržena vzpřímená postura, dojde k náklonu trupu vpřed, aby se COM opět vrátilo do předchozí pozice (Zultowski, I., & Aruin, A. 2008).

Efekt zatížení na páteř je také ovlivněn umístěním batohu na zádech. Čím je zátěž umístěná blíže k COM, tím dochází k menším posturálním změnám (Kinoshita H., 1985). A také čím je zátěž umístěna výše nad COM, tím dochází k většímu pohybu COP a snížení stability a posturální kontroly především v anterioposteriorním směru, jak dokázal Heller M. F. et al., (2009) při stoji. Při umístění COG batohu do oblasti hrudní páteře, došlo k větší flexi hrudní páteře, snížení anteverze pánve a flexi v kyčelních kloubech oproti umístění batohu do oblasti bederní páteře (Devroey C., Jonkers I., de Becker A., Lenaerts G., Spaepen A., 2007). Podobný výsledek zaznamenal i Grimmmer K. et al., (2002), který při umístění zátěže do oblasti hrudní páteře zaznamenal vyšší posturální kompenzaci, než při umístění do oblasti bederní páteře.

U dospělých jedinců dochází k náklonu trupu vpřed při symetrickém zatížení (Martin P., Nelson RC., 1986; Bloom D, Woodhull-McNeal AP., 1988; Attwells R. et al., 2006), ovšem minimální zátěž batohu (u všech při chůzi) byla u těchto studií 8 kg. Dreier, D. et al., (2014) prokázal náklon trupu vpřed u 17% BW a Chow, D. H. K., Hin,

C. K. F., Ou, D., & Lai, A. (2011) už od 10% BW při chůzi u dospělých jedinců. Navíc ženy reagují na stejně velké zatížení větší změnou oproti mužům (Martin P., Nelson RC., 1986). Jediná studie dokazující náklon trupu vzad při symetrickém zatížení (10, 15, 20% BW) říká, že při zvyšující se zátěži dochází k zvyšování náklonu trupu vzad (Al-Khabbaz, Y. S., Shimada, T., & Hasegawa, M., 2008). Více studií o náklonu trupu vpřed bylo provedeno u dětí a adolescentů, stručný přehled výsledků lze naleznout v příloze (Příloha 1.).

S náklonem trupu by mohlo souviset zatížení plosek v anterioposteriorním směru. Hodnota zatížení plosek se při stoji posunuje směrem na přednoží při zatížení zad (Carlsöö S., 1964). Ovšem bylo dokázáno, že tento efekt se snižuje při umístění zátěže níže. Respektive bylo dokázáno, že při umístění zátěže do oblasti 10 cm pod C7 dochází k většímu zatížení přednoží než při umístění zátěže 20 cm pod C7 (Kim, K., Kim, C. J., & Oh, D. W., 2015). To opět dokazuje vliv umístění zátěže od COM.

Čím těžší je zátěž, tím dochází k větším výchylkám COP a k zvýšení rychlosti pohybu COP při symetrické zátěži (Zultowski, I., & Aruin, A. 2008). Při stoji došlo k zvýšení pohybu COP v sagitální rovině i frontální rovině, tedy k zvýšení pohybu COP v AP (anterioposteriorním) a ML (mediolaterálním) směru, ovšem toto zvýšení nebylo signifikantní (10 a 20% BW) (Zultowski, I., & Aruin, A. 2008). Možná ale byl výsledek způsoben nízkou hmotností zátěže či proto, že byla zkoumána mužská část populace, protože při symetrické zátěži 18,1 kg u žen došlo k zvýšení COP výchylek v AP i ML směru (Heller, M. F., Challis, J. H., & Sharkey, N. A., 2009). Mache, M. A., Janicki, A. J., & Holland, N. P. (2014) zjistil, že při symetrické zátěži dochází k signifikantnímu zvýšení amplitudy výchylek v anteriposteriorním směru, a žádný rozdíl nebyl zaznamenán v amplitudě výchylek v mediolaterálním směru (zatížení bylo 10% BW). Amplituda výchylky znamená maximální rozsah pohybu COP normalizovaný pro individuální délku chodidla. Schiffman, J. M. et al., (2006) dokazuje zvýšení odchylek COP anterioposteriorním i mediolaterálním při posturální zátěži, kterou v tomto případě tvořila vojenská výstroj. Ovšem jeho studie ukazuje, že po přidání batohu (20 kg) se zvýšily exkurze COP především v mediolaterálním směru. Po delší době držení zátěže (1, 23 – 20 s) došlo k snížení exkurzí COP nejspíše díky opožděné reakci kontrolních mechanismů držení vzpřímené postury.

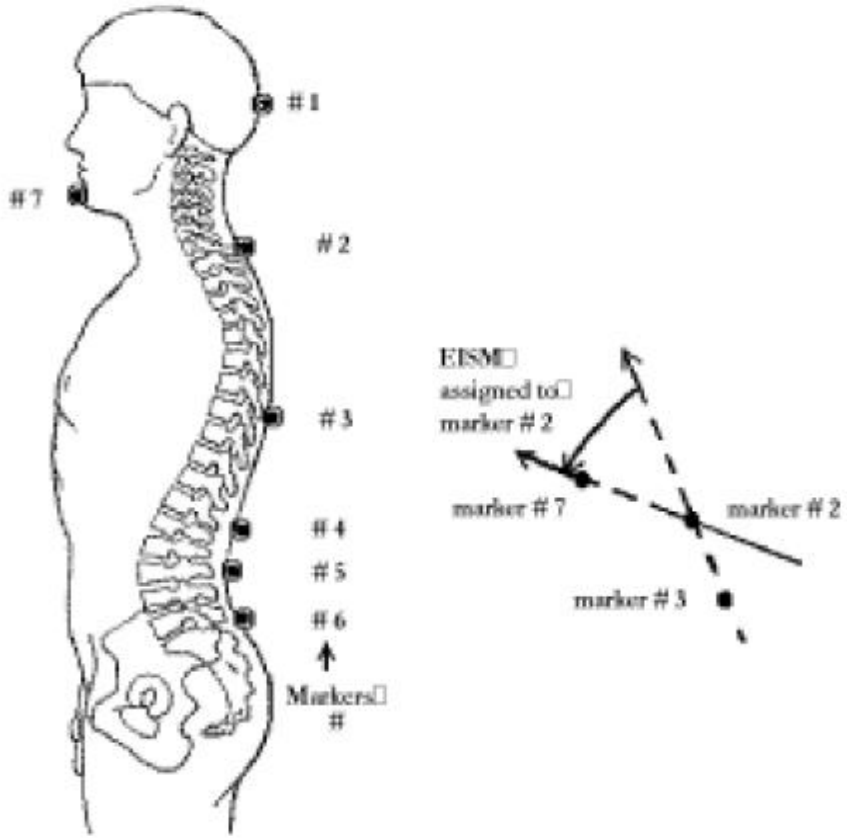
Dále dochází ke změně dynamických parametrů chodidla při chůzi. Při chůzi se zvyšujícím se zatížením umístěném v batohu na ramenech, dochází k zvyšování hodnot parametrů „PLP“ a „contact area (CA, kontaktní plocha)“ (Schulze, C. et al., 2013; Son

H., 2013). Při tomto typu zatížení nedochází u zdravých jedinců k žádným rozdílům zatížení plosky levé a pravé strany (Gong, W., Lee, S., & Kim, B. 2010). „PLP“ a „CA“ byl při chůzi větší zejména při fázi střední stojné fáze (Schulze, C. et al., 2013; Son H., 2013). Při zvyšující se symetrické posturální zátěži dochází při chůzi k zvětšování „foot width (šířka chodidla),“ a „foot length (délka chodidla)“ (Schulze, C. et al., 2013).

Dále také dojde k snížení lumbární lordózy, což vede k retroverzi pánve a více horizontálnímu postavení obratle S1 tak, aby bylo COG posunuto vpřed (Chow D. H., Leung K. T., Holmes A. D., 2007; Chow, D. H. K. et al., 2011). Naopak Filaire M. et al., (2001) zjistil, že při symetrické zátěži dojde k anteverzi pánve. Nesourodé jsou poznatky, týkající se změny postavení hrudní páteře. Některé studie dokazují, že dojde k snížení horní hrudní kyfózy již od 17 % BW (Bettanyy Saltikov, J., M Warren J., Stamp. 2008; Chow D. H., Leung K. T., Holmes A. D., 2007; Negini, S., Negrini, A., 2007). Což si protiřečí se studiemi, ve kterých byla dokázána větší kyfotizace hrudní páteře (Chow D. H. et al., 2006) a se studií z roku 2011 (Chow, D. H. K. et al., 2011).

Symetrické zatížení má vliv na snížení rotací pánve při chůzi (Kinoshita H., 1985; Martin P., Nelson RC., 1986; Smith, B. et al., 2006). Hyung, E. J., Lee, H. O., & Kwon, Y. J. (2016) potvrdil signifikantní snížení rotací pánve od 10% BW. Naopak dojde k větším poklesům pánve ve frontální rovině (Smith, B. et al., 2006). Dále se snižuje rozsah flexe trupu při chůzi (Hong Y., Brueggemann G. P., 2000), což potvrdil ve svém výzkumu u dolní hrudní páteře i Vacheron J. J., Poumarat G., Chandenzon R., Vanneuville G., (1999), který zkoumal chování páteře při zátěži 22,5 kg na zádech. Kompenzačně došlo zvýšení intersegmentálního pohybu mezi segmenty occiput-C7-T7, což vedlo k zvětšení záklonu hlavy. (Vacheron J. J. et al., 1999). Efektivní intersegmentální pohyblivostí se myslí vzdálenost úhlu mezi dvěma sousedícími obratli (obrázek 6.). Jedinci, kteří byli trénováni v nošení zátěží na zádech, vykazovali nižší oscilace úhlů mezi sousedícími obratli, trénovaní jedinci tak dokázali udržet změněnou posturální zátěž pod kontrolou.

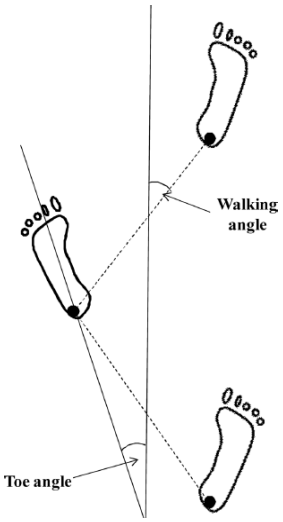
Záklon hlavy při nošení zátěže na zádech potvrdil ve svém výzkumu i Chow D., et al. (2006). Při zátěži dochází zároveň k předsunu hlavy (Pascoe et al., 1997; Chansirinukor W., Wilson, D., Grimmer, K., &Dansie, B, 2001; Hong Y., Cheung C. K., 2003;Attwells et al., 2006; Dreier, D. et al., 2014) a tím k zvýšení krční lordózy (Chow, D. H. K. et al., 2011). Dále dochází i k předsunu ramen (Chansirinukor W. et al., 2001; Dreier, D. et al., 2014). Stručný přehled poznatků lze naleznout v tabulce (Příloha 1.)



Obrázek 6. Efektivní intersegmentální mobilita (Vacheron, J. J., Poumarat, G., Chandezon, R., & Vanneuville, G, 1999)

4.1.2 KROKOVÝ CYKLUS

Se zatížením těla dochází k snížení rychlosti chůze (Imms F. J., Edholm O. G., 1981; Oberg T, Karsznia A, Oberg K., 1993) a k snížení délky kroku (Imms F. J., Edholm O.G., 1981; Oberg T, Karsznia A., 1993; Pascoe et al., 1997;Chow et al., 2005; Attwells et al., 2006). S tímto tvrzením souvisí i to, že se zatížením došlo k prodloužení fáze dvojí opory a celkově stojné fáze na úkor švihové fáze (Hong Y, Brueggemann GP., 2000). Demura T., Demura S., (2009) výše uvedené informace potvrdil u skupiny probandů nosící zátěž od 0 do 60 % BW. Zjistil, že se zvyšující se zátěží dochází ke snížení rychlosti chůze, snížení délky kroku, kadence (počet kroků za jednotku času) a zkrácení švihové fáze. Tedy se zvyšující se zátěží se prodloužila fáze dvojí opory a stojná fáze chůze. Při zátěži 40% a 60% BW došlo k zvětšení „walking angle," tedy při vysoké zátěži se změnil i tento parametr v reakci na změnu posturálního zatížení (obrázek 7.).



Obrázek 7.: Walking angle (Demur, Tomohiro; Demura, Shin-ichi, 2010)

4.2 ASYMETRICKÉ ZATÍŽENÍ

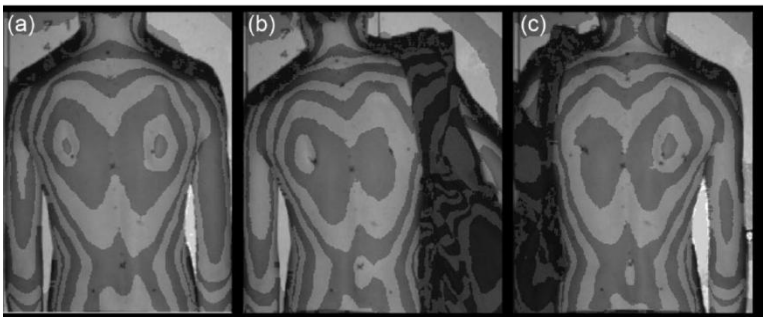
Při nošení asymetrické zátěže při chůzi dochází k mechanickému ovlivnění těla, které vede ke změně dynamické rovnováhy a postury (Ahn JS., 2006; Oh JH., Choi S. N., 2007). Asymetrické zatížení může vyvolávat asymetrii, ale je také možné, že u některých jedinců může mít asymetrická posturální zátěž kompenzační efekt a redukuje individuální asymetrii (Crowe A., Samson M., 1997). Při asymetrickém zatížení dochází k omezení pohybu jedné horní končetiny, zatímco druhá horní končetina svoje pohyby zvýší, tak aby byla udržena koordinace pohybů mezi horními a dolními končetinami (Ford, M. P., Wagenaar, R. C., & Newell, K. M., 2007).

4.2.1 TAŠKA IPSILATERÁLNĚ NA RAMENI

Při nošení zátěže ipsilaterálně na rameni dochází k náklonu těla na opačnou stranu od zátěže a rameno, na kterém je umístěna, zátěž, je zvednuto, aby byla udržena rovnováha (Pascoe D. D., 1997; Negrini, S., Negrini, A., 2007; Matsuo, T., Hashimoto, M., Koyanagi, M., &Hashizume, K., 2008; Drzał-Grabiec, J. et al., 2013; obrázek 8.)a zároveň dochází k náklonu trupu vpřed (Drzał-Grabiec, J., Snela, S., Rachwał, M., Podgórska, J., &Rykała, J.., 2013). Tato lateroflexe je spojena s rotací páteře na nezatíženou stranu (Kim, C. K., & Shin, D. M., 1995 in Son, S., Noh, H. 2013). Ahn JS., (2006) a O shea, C.; Bettany-Saltikov, J. A.; Warren, J. G. (2006) říkají, že při nošení tašky ipsilaterálně na rameni vzniká funkční skolióza, tedy dojde ke změně držení páteře ve všech třech rovinách. A to tak, že ke změně v sagitální rovině dochází v hrudní páteři a ve frontální rovině v bederní páteři, jak zjistil Fowler, N. E., Rodacki, A. L., & Rodacki, C. D. (2006) při chůzi se zátěží 17,5 % BW. Negrini, S., Negrini, A.,(2007) zjistil u skupiny dětí (12 let) při nošení batohu 8 kg na jednom rameni při chůzi (7min) kromě elevace zatíženého ramene také posun ramene vzad o 4 mm bez ohledu na to, jestli bylo zatížené levé nebo pravé rameno. Retropozice ramene je nejspíše způsobena snahou přenést zátěž k centrální linii těla. Zároveň také došlo kromě náklonu trupu vpřed také k vyhlazení bederní lordózy a kyfotizaci hrudní páteře. Snížení bederní lordózy a zvýšení hrudní kyfózy potvrdil i Bettany-Saltikov, J.A. and Cole, L., (2012). Dále se zkrátila délka kroku na ipsilaterální i kontralaterální straně od zátěže (toto tvrzní platí i pro držení tašky v ruce), ovšem toto zkrácení délky kroku bylo nesifignikantní An, D. H., Yoon, J. Y., Yoo, W. G., & Kim, K. M. (2010).

Během stoje došlo k významnému zvýšení zatížení plosky na straně zátěže umístěné na ipsilaterálním rameni již od hmotnosti zatížení 5 kg, tento efekt ovšem nebyl zaznamenán při chůzi (Gong, W. et al., 2010).„PLP“ a „CA“ byly při chůzi větší zejména při fázi střední stojné fáze na obou nohách při zatížení jednoho ramene. Při stoji bylo znát vyšší hodnoty „PLP“ a „CA“ na zatížené straně (Schulze, C. et al., 2013).

Při zátěži umístěné na rameni ipsilaterálně, dochází k zvýšení odchylek COP především v mediolaterálním směru, způsobenému náklonem těla na stranu. Čím těžší je zátěž, tím dochází k větším výchylkám COP a k zvýšení rychlosti pohybu COP (Zultowski, I., Aruin, A., 2008). Naopak Mache, M. A., Janicki, A. J., & Holland, N. P. (2014) zjistil, že při asymetrické zátěži nedochází k signifikantnímu zvýšení amplitudy výchylek v anteriposteriorním směru ani v mediolaterálním směru.



Obrázek 8. Asymetrické zatížení ipsilaterálně na rameni (Drzał-Grabiec, J. et al., 2013)

4.2.2 TAŠKA KONTRALATERÁLNĚ NA RAMENI

Pokud je umístěna taška křížem přes tělo (na kontralaterálním rameni), dochází k menším změnám postury oproti držení tašky na rameni ipsilaterálně. Projevuje se menším náklonem těla na opačnou stranu od zátěže, ale také vede ke vzniku funkční skoliózy. (Ahn JS., 2006; O shea, C.; Bettany-Saltikov, J. A.; Warren, J. G., 2006). Naopak Lyu, S., & LaBat, K. L. (2016) ukazují, že při držení tašky kontralaterálně dojde k vyšší lateroflexi páteře, než při držení ipsilaterálním.

Významný rozdíl je vidět na pohybu ramen. Při kontralaterálním držení tašky dojde k elevaci ramene bez zátěže a depresi ramene se zátěží, tedy k opačnému mechanismu než při ipsilaterálním držení tašky (Bettany-Saltikov, J. A.; Warren, J. G., 2006;Lyu, S., & LaBat, K. L.,2016; obrázek 9.).

Při asymetrickém zatížení dojde k přesunu váhy na přednoží, ať už při kontralaterálním držení tašky či při držení tašky v ruce během chůze. Dále došlo k většímu působení sil na podložku během stojné fáze na dolní končetině, která byla na opačné straně od zátěže (de Vette, J. J., Lee, T., & Song, X., 2011).

Obrázek 9. Srovnání asymetrického zatížení taška kontralaterálně a ipsilaterálně na rameni (Bettany-Saltikov, J. A.; Warren, J. G., 2006)

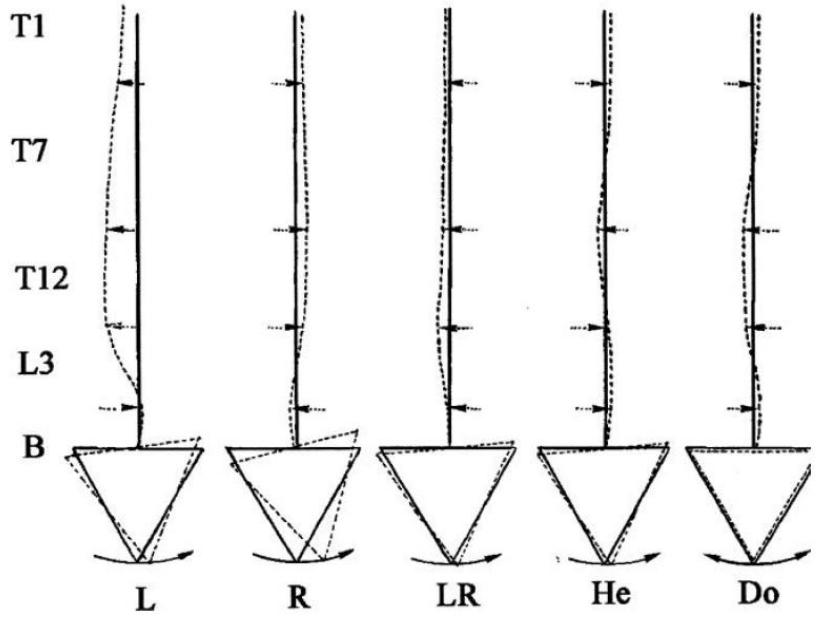
4.2.3 TAŠKA V RUCE

Matsuo T. et al., (2008) zkoumal reakci těla na nošení tašky v ruce těžké 3 a 8 kg při chůzi. Zjistil, že kromě lateroflexe dochází k flexi trupu ke kontralaterální straně od zátěže a zvýšení abdukce v kyčli na kontralaterální straně a snížení abdukce na straně zátěže. Abdukční moment kontralaterálně od zátěže se objevuje při stojné fázi ipsilaterální končetiny, aby bylo možné udržet rovnováhu na stojné končetině na straně zátěže. Stejný abdukční mechanismus vykazovala i paže na kontralaterální straně od zátěže. Jako první reakce se ale vždy objeví lateroflexe trupu. Žádný vliv nebyl zaznamenán na pohyby kolen, kotníků, chodidel (Matsuo T. et al., 2008).

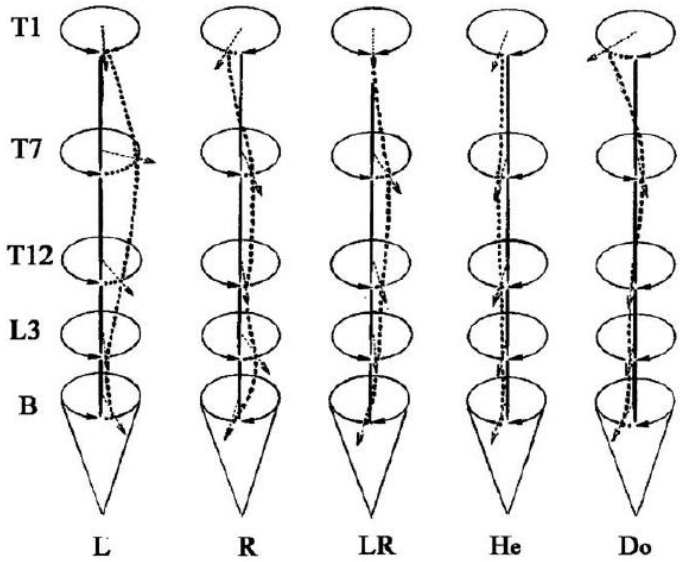
V sagitální rovině dochází k vyhlazení lordózy a k zvýšení hrudní kyfózy při zatížení umístěném v ruce při 15% BW (zatížení trvalo 5 minut). (Bettany-Saltikov, J. A. and Cole, L., 2012).

Filaire M. et al., (2001) zkoumal chování páteře při držení zátěže 16 kg (průměrně 20,9% BW) v jedné ruce u dospělých mužů. Při zátěži došlo k vychýlení páteře směrem dopředu v sagitální rovině (náklon trupu vpřed) a zvýšení bederní lordózy s anteverzí pánve. Zároveň dochází k zvyšujícím se poklesům pánve ve frontální rovině se zvyšující se zátěží a k snížení rotací pánve při chůzi. Tento efekt je i při držení tašky ipsilaterálně nejspíše proto, že pánev reaguje na snížený ROM horních končetin a sníženou rotaci trupu (Hyung, E. J., Lee, H. O., & Kwon, Y. J., 2016).

Dolní bederní páteř (po L3) byla vychýlena na druhou stranu od zátěže. Od L3 nahoru došlo k vychýlení na druhou stranu, tedy k lateroflexi na stranu zátěže. (obrázek 10.). Tyto změny byly markantnější při zátěži držené v levé ruce, ale to bylo způsobeno faktem, že všichni probandi měli dominantní pravou horní končetinu. Tento fakt měl nejpíš vliv i na pohyb pletence pánevního, protože při zatížení levé i pravé ruky došlo k elevaci pánve vpravo. Tato elevace byla významnější při zatížení v pravé ruce. Ovšem stejnou elevaci pánve a rotační posun vpravo vzad na pravé straně, i když v menší míře, vykazovali probandi i při symetrickém zatížení páteře (batoh na zádech). Dále výkyvy COP byly pozorovány na stranu zátěže, ale mnohem ve větší míře při zatížení vlevo.Při zatížení levé ruky došlo k rotaci pánve vpravo a při zatížení pravé ruky opačně. Ostatní segmenty L3, T12, T7 se vždy zrotovaly vpravo až na segment T1, který při zatížení pravé ruky provedl rotaci vlevo (obrázek 11.).



Obrázek 10. Pohyb páteře ve frontální rovině při asymetrickém zatížení (L - taška v levé ruce, R – taška v pravé ruce) a symetrickém zatížení (Do – symetrické zatížení) (Filaire M. et al., 2001)



Obrázek 11. Pohyb páteře v transverzální rovině při asymetrickém zatížení (L - taška v levé ruce, R – taška v pravé ruce,) a symetrickém zatížení (Do – symetrické zatížení) (Filaire M. et al., 2001)

Crowe, A.; Schiereck, P.; Keessen, W. (1993) zkoumal zátěž 15% BW v jedné ruce při chůzi, zjistil, že došlo ke zkrácení krokového cyklu a zvýšila se fáze dvojí opory. V roce 1997 zopakoval svoji studii a zjistil relativní prodloužení stojné fáze na zatížené straně a dále objevil, že při zatížení nedochází k výrazným oscilacím COM v anterioposteriorním směru, ale došlo k výkyvům těla směrem ke kontralaterální končetině oproti zátěži během stojné fáze (Crowe A., Samson M., 1997).

Při držení tašky v ruce dojde k přesunu váhy na přednoží (de Vette, J. J. et al., 2011). Při umístěné zátěži v ruce, dochází k zvýšení odchylek COP především v mediolaterálním směru, způsobenému náklonem těla na stranu. Čím těžší je zátěž, tím dochází k větším výchylkám COP a k zvětšení trajektorie COP. Tyto odchylky COP jsou výraznější při držení tašky v ruce na rozdíl od tašky pověšené na rameni nejspíše proto, že v horizontálním směru je zátěž držena v ruce dále od těla, než při držení zátěže na rameni (Zultowski, I., Aruin, A., 2008). Ovšem při zátěži 5% nebyly zaznamenány žádné změny v parametrech COP path length a výchylek COP v anterioposteriorním a mediolaterálním směru (Hill, M. W. et al., 2018). Stejný výsledek potvrdil i Bampouras, T. M., & Dewhurst, S. (2016) se zátěží 1,5 – 3 kg, který zároveň uvádí, že nebyly ovlivněny vybrané parametry chůze (délka fáze dvojí opory, délka kroku a ani celková stabilita při chůzi).

Při zátěži držené v ruce při stoji nabývají parametry PLP, CA a MF (maximum force = průměrná síla naměřená během prvního silového peaku při dopadu paty na podložku v N) na zatížené straně vyšších hodnot oproti nezatížené straně.

Složitější změna parametrů se děje při chůzi. Vezměme v potaz, že hodnoty zatížení byly 5, 7,5 a 10 kg. Při chůzi je PLP a MF vyšší na zatížené straně při hodnotě 5 kg a 7,5 kg. Na nezatížené straně došlo k zvýšení parametrů MF při 7,5 kg a CA při 7,5 kg a 10 kg. CA se tedy zvětší na opačné straně, než bylo při stoji. Toto může být dáno způsobem, jakým je udržována rovnováha při chůzi při přidané zátěži. Teorie nazvaná „motor control theory“ říká, že tělo se snaží obnovit původní pozici COM, tedy v případě držení zátěže v jedné ruce dojde k posunu COM na stranu zátěže a tělo se snaží vrátit zpět. Tento mechanismus může být důvod, proč na nezatížené straně dojde k zvětšení „CA.“ Celkově je tak dolní končetina na nezatížené straně více využitá k udržení stability. Při zátěži 10 kg při chůzi došlo naopak k snížení PLP a maximum force na zatížené straně, nejspíš jako ochrana proti přetížení nohy na straně zátěže (Harithasan, D., Omar, B., & Paungmali, A., 2017).

PRAKTICKÁ ČÁST

5 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

Experimentální diplomová práce má za úkol zachytit rozdíly parametrů stoje a chůze během různé posturální zátěže u skupiny zdravých probandů pomocí dynamické plantografie.

Probandi byli testováni v těchto situacích (Příloha 4.): bez zátěže, batoh na obou ramenech 5 kg (obrázek A), batoh na obou ramenech 10 kg (obrázek A), taška na rameni ipsilaterálně 5 kg (obrázek B), taška na rameni ipsilaterálně 10 kg (obrázek B), taška na rameni kontralaterálně 5 kg (obrázek C), taška na rameni kontralaterálně 10 kg (obrázek C), taška v ruce 5 kg (obrázek D), taška v ruce 10 kg (obrázek D). Měření bylo provedeno s taškou na levé i pravé straně.

Pokud je držena taška na rameni ipsilaterálně vlevo, znamená to, že zátěž je nesena na levém rameni a závaží je umístěno vlevo. Zatímco pokud je držena taška na rameni kontralaterálně vlevo, je zátěž nesena na pravém rameni a závaží je opět umístěno vlevo.

Hypotézy:

H1 0: Parametry dynamické plantografie se neliší při situaci bez posturální zátěže a při posturální zátěži.

1. situace „batoh na obou ramenech 5 kg, 10 kg“ vůči situaci bez zátěže
2. situace „taška na rameni ipsilaterálně 5 kg, 10 kg“ vůči situaci bez zátěže
3. situace „taška na rameni kontralaterálně 5 kg, 10 kg“ vůči situaci bez zátěže
4. situace „taška v ruce 5 kg, 10 kg“ vůči situaci bez zátěže

H1 A: Parametry dynamické plantografie se liší při situaci bez posturální zátěže a při posturální zátěži (viz H1 0).

H2 0: Parametry dynamické plantografie se neliší v závislosti na stupni posturální zátěže

1. „batoh na obou ramenech 5 kg“ vůči situaci „batoh na obou ramenech 10 kg“
2. „taška na rameni ipsilaterálně 5 kg“ vůči situaci „taška na rameni ipsilaterálně 10 kg“

3. „taška na rameni kontralaterálně 5 kg“ vůči situaci „taška na rameni kontralaterálně 10 kg“
4. „taška v ruce 5 kg“ vůči situaci „taška v ruce 10 kg“

H2 A: Parametry dynamické plantografie se liší v závislosti na stupni posturální zátěže (viz H2 0).

H3 0: Parametry dynamické plantografie se neliší v závislosti na typu posturální zátěže.

1. situace „batoh na obou ramenech 5 kg (10 kg) “ vůči situaci „taška na rameni ipsilaterálně 5 kg (10 kg)“
2. situace „batoh na obou ramenech 5 kg (10 kg)“ vůči situaci „taška na rameni kontralaterálně 5 kg (10 kg)“
3. situace „batoh na obou ramenech 5 kg (10 kg)“ vůči situaci „taška v ruce 5 kg (10 kg)“
4. situace „taška na rameni ipsilaterálně 5 kg (10 kg)“ vůči situaci „taška na rameni kontralaterálně 5 kg (10 kg)“
5. situace „taška na rameni ipsilaterálně 5 kg (10 kg)“ vůči situaci „taška v ruce 5 kg (10 kg)“
6. „taška na rameni kontralaterálně 5 kg (10 kg)“ vůči situaci „taška v ruce 5 kg (10 kg)“

H3 A: Parametry dynamické plantografie se liší v závislosti na na typu posturální zátěže (viz H3 0).

5.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU

Testování se zúčastnilo 32 probandů (22 žen a 10 mužů), kteří neměli v průběhu posledních 12 měsíců žádné zranění či operaci na dolních končetinách či páteři a netrpí žádnou deformitou nohou a mají pouze minimální odchylky od fyziologické normy vzpřímeného, optimálního držení těla. U každého probanda byla zjištěna tělesná hmotnost, výška, dominantní horní končetina a způsob nošení zátěže. Průměrný věk činil 24 let a průměrný BMI byl 22,42.

5.2 METODIKA MĚŘENÍ

Měření probíhalo ve funkční laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní Nemocnice Motol od října do listopadu 2017. Každý proband si před měřením přečetl a podepsal informovaný souhlas a byl edukován o průběhu testování. Také byla nastavena výška batohu, jehož spodní okraj zasahoval k lumbosakrálnímu přechodu (Příloha 4. – obrázek A) a výška

tašky přes rameno ipsilaterálně a kontralaterálně s takovým umístěním, aby spodní okraj tašky zasahoval pod velký trochanter (Příloha 4. – obrázek B, C). Samotné měření probíhalo v pohodlném oblečení bez bot v ponožkách. Před zahájením měření byl přístroj přizpůsoben tělesným proporcím probanda snížením postranních madel pro zachování maximální bezpečnosti.

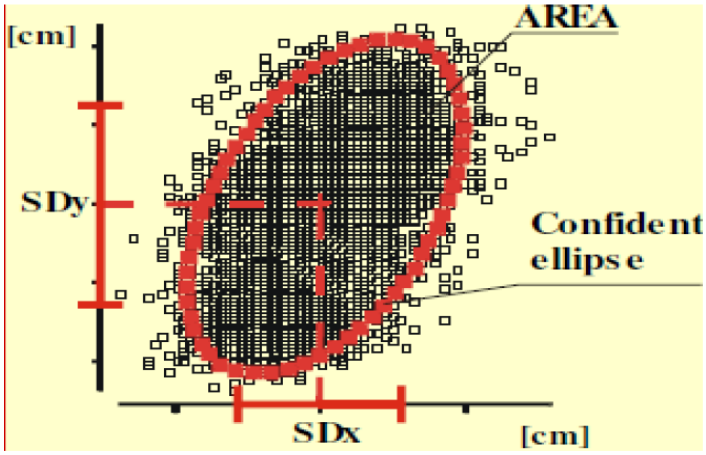
Velikost zatížení byla naměřena pomocí závaží 5kg, 2kg, 2 kg a 1 kg (Příloha 6.). V batohu byla závaží umístěna na 20 cm polystyrénové podložce tak, aby spodní okraj závaží zasahoval 20 cm nad lumbosakrální přechod. Batoh i taška byly speciálně vyztužené tak, aby nedocházelo k pohybu závaží během vyšetřování.

U každého probanda byl nejdříve vyšetřován stoj a poté chůze. Před vyšetřením chůze, každý jednotlivý proband absolvoval 2 minutovou chůzi na chodítku bez zátěže, aby se mohl adaptovat. Jednotlivé položky byly měřeny přesně v tomto pořadí: bez zátěže, batoh 5 kg, batoh 10 kg, taška ipsilaterálně 5 kg, taška v ruce 5 kg, taška kontralaterálně 5 kg, taška v ruce 10 kg, taška kontralaterálně 10 kg, taška ipsilaterálně 10 kg. Při každé jednotlivé zátěži byla nejprve vyšetřována pravá strana, tím se míní ta strana, na které bylo umístěno závaží, a poté levá strana.

Vyšetření stoje probíhalo po dobu 30 sekund, proband byl instruován ke klidnému stoji bez optické kontroly dolních končetin. Po dobu testování proband hleděl přímo před sebe. V případě zatížení batohem a bez zátěže byl instruován ke stoji s volně spuštěnými horními končetinami podél těla. Pokud byl zatížen taškou ipsilaterálně a kontralaterálně, držel horní končetinou na straně zátěže popruh těsně nad taškou (Příloha 5.) a pokud byl zatížen taškou v ruce, držel tuto tašku II. – V. prstem za krátké úchyty (Příloha 4. – obrázek D). Z měření stoje byly použity tyto údaje (viz Příloha 2.):

1. Parametry konfidenční elipsy
    a. 95% confidence ellipse area = velikost oválu, který tvoří 95% poloh COP (mm^2) (obrázek 12.)
    b. COP path length: dráha, kterou vykoná pohyb COP během měření (mm)
    c. COP average velocity: průměrná rychlost pohybu COP během měření (mm/sec)
2. Symetrie zatížení končetin
    a. Total average forces: průměrné zatížení levé a pravé dolní končetiny (% celkového zatížení)

b. Average forces forefoot/backfoot: průměrné zatížení přední a zadní části nohy (%)[2]



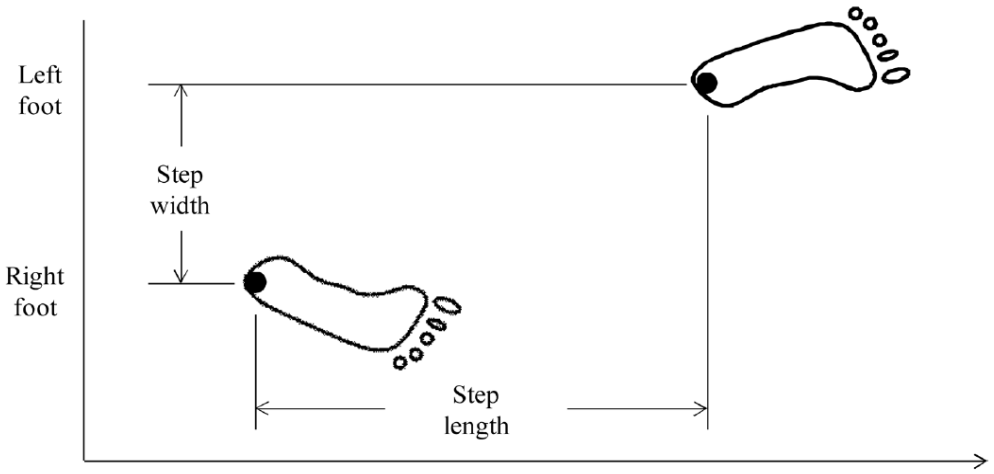
Obrázek 12. Konfidenční elipsa (Janura M., 2011)

[2] *Kromě parametru forefoot (popisující zatížení přednoží) se ve statistickém zpracování hodnotil i parametr backfoot (popisující zatížení zánoží). Do textu a grafů byl vybrán parametr forefoot, neboť s tímto parametrem pracují i studie v teoretické části. Změna forefoot a backfoot si odpovídají (tedy pokud se při měření jednotlivce sníží parametr forefoot, zároveň se zvýší parametr backfoot odpovídajícím způsobem). Ale tyto parametry si nemusí odpovídat, co se týče statistického významu. Pokud se například u skupiny probandů zvýší statisticky významně zatížení pravé paty, může zůstat zatížené i pravé přednoží, jelikož v podstatě nevíme, nakolik se změnilo zatížení celé pravé dolní končetiny a zda to bylo statisticky významné. Jednotlivé výsledky jsou zahrnuty v příloze 7. a 9.*

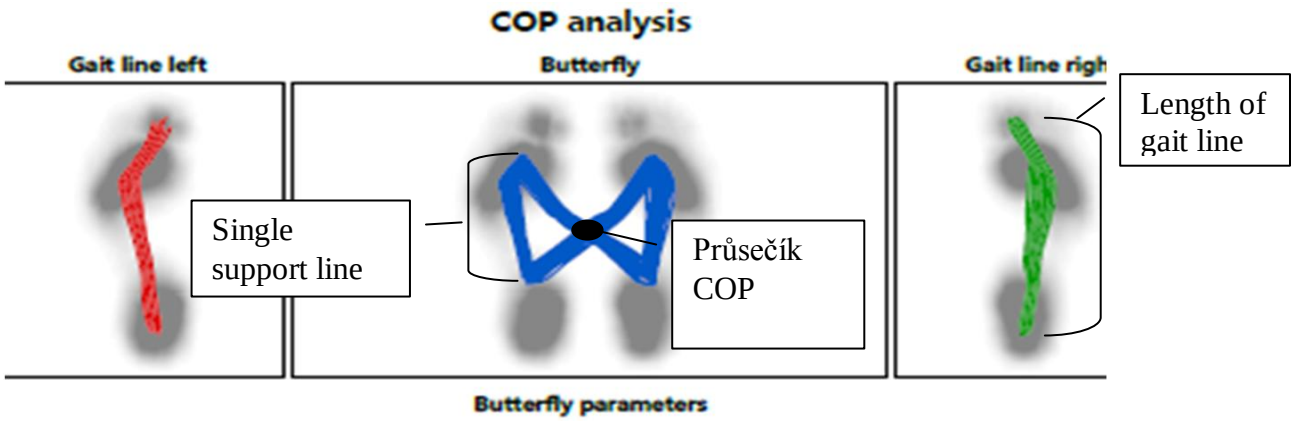
Vyšetření chůze probíhalo v rychlosti preferované probandem tak, aby chůze byla co nejblíže běžnému stereotypu chůze probanda. Samotné měření jedné položky zabralo 60 sekund. Proband byl instruován, aby hleděl pohledem vpřed a horní končetiny byly umístěné stejným způsobem jako při stoji.

Jako výstup z měření posloužila tato data (Příloha 3.):

1. Symetrie kroku
    a. step length = délka kroku (vzdálenost mezi místem kontaktu paty s podložkou na jedné straně těla a místem kontaktu paty na opačné straně těla) (cm) (obrázek 13.)
    b. step width = šířka kroku, vzdálenost mezi pravou a levou nohou při chůzi (cm) (obrázek 13.)
    c. stance phase = doba stojné fáze (% krokového cyklu)
    d. swing phase = doba švihové fáze (% krokového cyklu)
    e. double stance phase = doba fáze dvojí opory (% krokového cyklu)
2. Pohyb COP
    a. length of gait line = délka linie popisující průběh středu tlaku (COP) v rámci chodidla, pokud bereme v úvahu kontakt se zemí pouze jedné dolní končetiny (mm). Tento parametr obsahuje trajektorie COP všech kroků na jedné straně těla
    b. single support line = střední délka linií popisujících průběh COP na jedné noze, pokud jsou brány v úvahu obě dvě strany těla (mm)
    c. lateral symmetry = posouvání průsečíku průběhu COP, pokud jsou brány v úvahu všechny kroky. Záporná hodnota označuje posun k levé straně, kladná hodnota posun k pravé straně



Obrázek 13. Parametry kroku (Demur T., Demura S., 2010)



Obrázek 14. Motýlový diagram

6 STATISTICKÁ ANALÝZA DAT

Pro testování hypotéz byl použit párový test vzhledem ke skutečnosti, že data souboru jsou na sobě závislá (jedná se o hodnoty parametrů stejného probanda v různých situacích, označení Xi a Yi). Tedy to znamená, že při každém našem testu byly utvořeny rozdíly Zi = Xi - Yi a hypotéza o tom, že parametry pravděpodobnostního rozdělení veličin Xi a Yi se od sebe liší, byla formulována tak, že nějaký parametr polohy pravděpodobnostního rozdělení veličin Zi je roven nule. Dále zkoumané veličiny nemají symetrické rozdělení kolem své střední hodnoty a špičatost dat neodpovídá normálnímu rozdělení, proto byl zvolen párový znaménkový test. Konkrétně byl párový znaménkový test použit tak, že z každého náhodného výběru Z1,…,Z32 byly nejprve vyloučeny všechny nulové hodnoty. Poté byl spočten počet hodnot Zi, které mají kladné znaménko (tento počet označíme s, viz níže). Platí-li hypotéza H0 (medián rozdělení Zi je roven nule), pak musí být pravděpodobnost toho, že náhodně zvolené Zi z našeho výběru má kladné znaménko, rovna 0,5. Nakonec tedy pomocí přesného testu o parametru binomického rozdělení byla otestována právě tato hypotéza (že pravděpodobnost kladného znaménka Zi je rovna 0,5) a z toho byl vyvozen závěr o platnosti hypotézy H0. Pro každou testovanou hypotézu byl uveden nejprve bodový a intervalový odhad mediánu rozdělení příslušných veličin Zi. Bodový odhad mediánu byl získán jako prostřední hodnota z výběru Z1,…,Z32 seřazeného vzestupně od nejmenší po největší hodnotu. Intervalový odhad mediánu byl konstruován tak, aby pravděpodobnost toho, že skutečná hodnota mediánu pravděpodobnostního rozdělení veličin Zi ležící v tomto intervalu, byla rovna 95 %.

Jakým způsobem se měnily hodnoty parametrů, se dalo odečíst právě z bodového odhadu. Pokud je bodový odhad záporné číslo, bylo druhé měření s vyšší hodnotou. Pokud je bodový odhad mediánu kladný, pak druhé měření mělo nižší hodnotu než první. Toto platí pro každou jednotlivou situaci při chůzi i ve stoji.

Hodnocení dat a statistický výpočet byl vypracován odborníkem (Příloha 7., 8., 9. A 10.)

7 VÝSLEDKY

7.1 POSTURÁLNÍ ZÁTĚŽ VERSUS SITUACE BEZ POSTURÁLNÍ ZÁTĚŽE

Nulová hypotéza H1 0 zněla: „Parametry dynamické plantografie se neliší při situaci bez posturální zátěže a při posturální zátěži“. Tato hypotéza byla opakovaně zamítnuta u parametrů total, forefoot (backfoot), stance phase, double stance, step width, lateral symmetry a v jednom případě i u single support line. Dále došlo i ke změně dalších parametrů jako step length, konfidenční elipsy, COP path length a COP average velocity, které pokládáme za méně významné a nebyly zaneseny do grafu. Pro podrobnější náhled slouží následující podkapitoly. Dále nastaly dílčí změny i u parametrů length of gait line, které ovšem byly nekonstantní a nemají tak potřebnou vypovídající hodnotu. Všechny parametry a zamítnutí nulové hypotézy v jednotlivých případech jsou k dispozici v přílohách (Příloha 7. a 8.).

7.1.1 BATOH NA OBOU RAMENECH

Po zatížení nedošlo k signifikatnní změně parametrů dynamické plantografie při stoji. V chůzi došlo při zatížení k prodloužení trvání fáze dvojí opory (graf 1.) i stojné fáze obou dolních končetin (graf 2.). Při zatížení se také zkrátila trajektorie pohybu COP – single support line bilaterálně (graf 3.). Všechny parametry se změnily při 5 i 10 kg zatížení.

7.1.2 TAŠKA IPSILATERÁLNĚ

Po zatížení ve stoji došlo k signifikantní změně parametru celkového zatížení chodidla, ať už byla taška nesena na levém nebo pravém rameni při 5 i 10 kg zatížení (graf 4.). Přesněji došlo k většímu zatížení chodidla na straně zátěže oproti situaci bez zatížení. Také došlo k významnému odlehčení přednoží, a to na levém chodidle nezávisle na straně zatížení a velikosti zátěže (graf 5.). K odlehčení pravého přednoží došlo vždy při zátěži 10 kg.

Při chůzi došlo při zatížení (5 i 10 kg) na levé i pravé straně k zúžení kroku (graf 6.), k prodloužení fáze dvojí opory (graf 1.) a k prodloužení stojné fáze na straně zátěže (pokud byla zátěž na levé straně, prodloužila se stojná fáze levé dolní končetiny) (graf 2.). Dále se při zatížení (5 i 10 kg) změnil parametr lateral symmetry, a to tak že došlo k posunu průsečíku COP na stranu zátěže.

7.1.3 TAŠKA KONTRALATERÁLNĚ

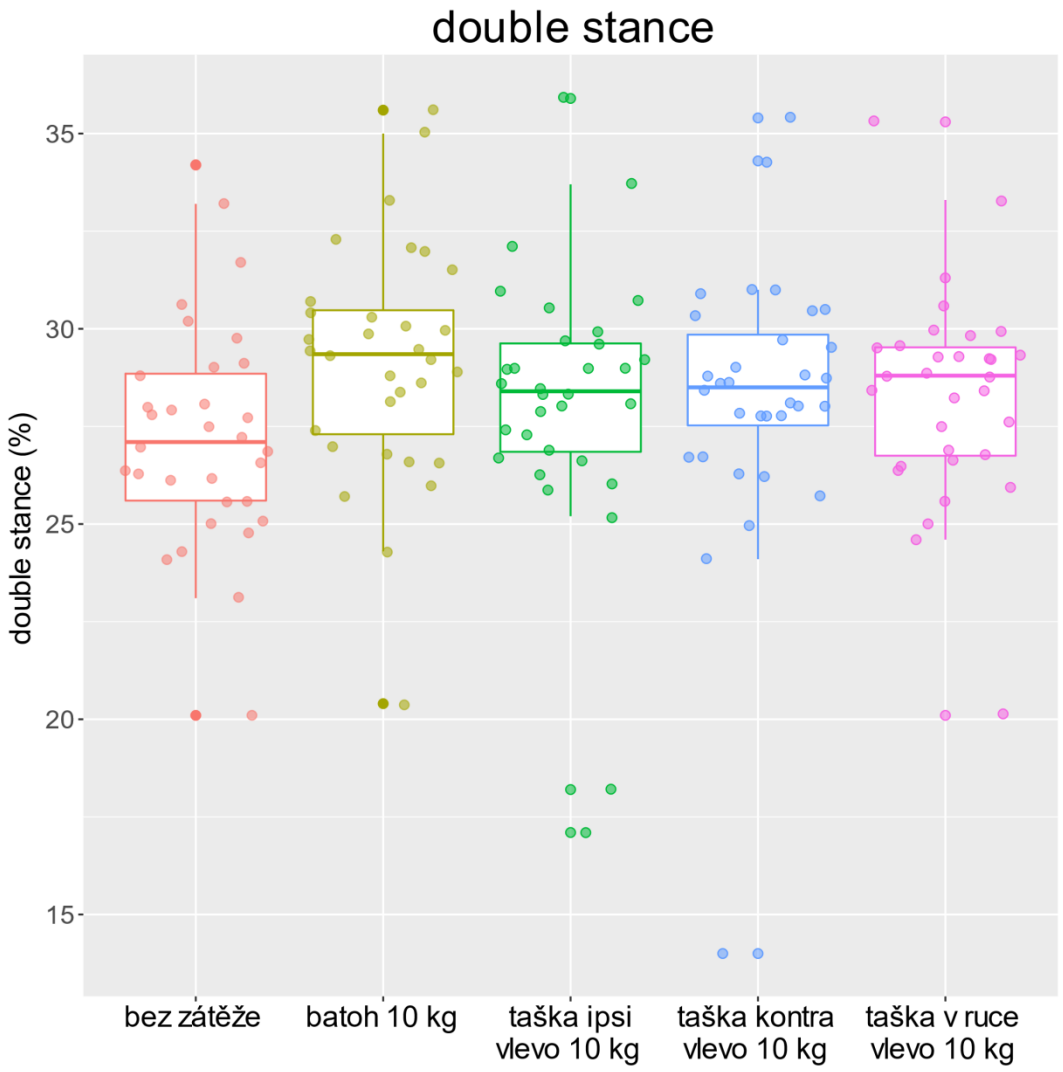
Při situaci držení tašky kontralaterálně ve stoji se opět zatížila více končetina na straně zátěže při 5 i 10 kg zatížení (graf 4.). Také se odlehčilo přednoží bilaterálně bez ohledu na stranu zátěže při 5 i 10 kg (graf 5.). Nakonec došlo k zvětšení konfidenční elipsy při držení 10 kg oproti situaci bez zátěže, ale tato změna je pouze dílčí a nepokládáme ji za významnou.

Při chůzi došlo při zatížení (5 i 10 kg) na levé i pravé straně k zúžení kroku (graf 6.), k prodloužení fáze dvojí opory (graf 1.) a k prodloužení stojné fáze na straně zátěže, tak jako u tašky ipsilaterálně (graf 2.). Ovšem k posunu průsečíku COP došlo při 5 i 10 kg zátěži pouze při zátěži umístěné na levé straně těla. Pokud byla zátěž umístěna na pravé straně těla, k žádné změně lateral symmetry nedošlo. Ve všech případech se ovšem jednalo o hraniční situace, takže zůstává otevřenou otázkou, jak to s platností těchto hypotéz opravdu je.

7.1.4 TAŠKA V RUCE

Při situaci držení tašky v ruce ve stoji se opět zatížila více končetina na straně zátěže při 5 i 10 kg zatížení (graf 4.). Také se odlehčilo přednoží bilaterálně bez ohledu na stranu zátěže při 5 i 10 kg (graf 5.). Zajímavé je, že při držení tašky v ruce vlevo, došlo k snížení parametrů COP path length a COP average velocity (a tedy zvýšení stability) při zatížení 5 kg oproti situaci bez zátěže.

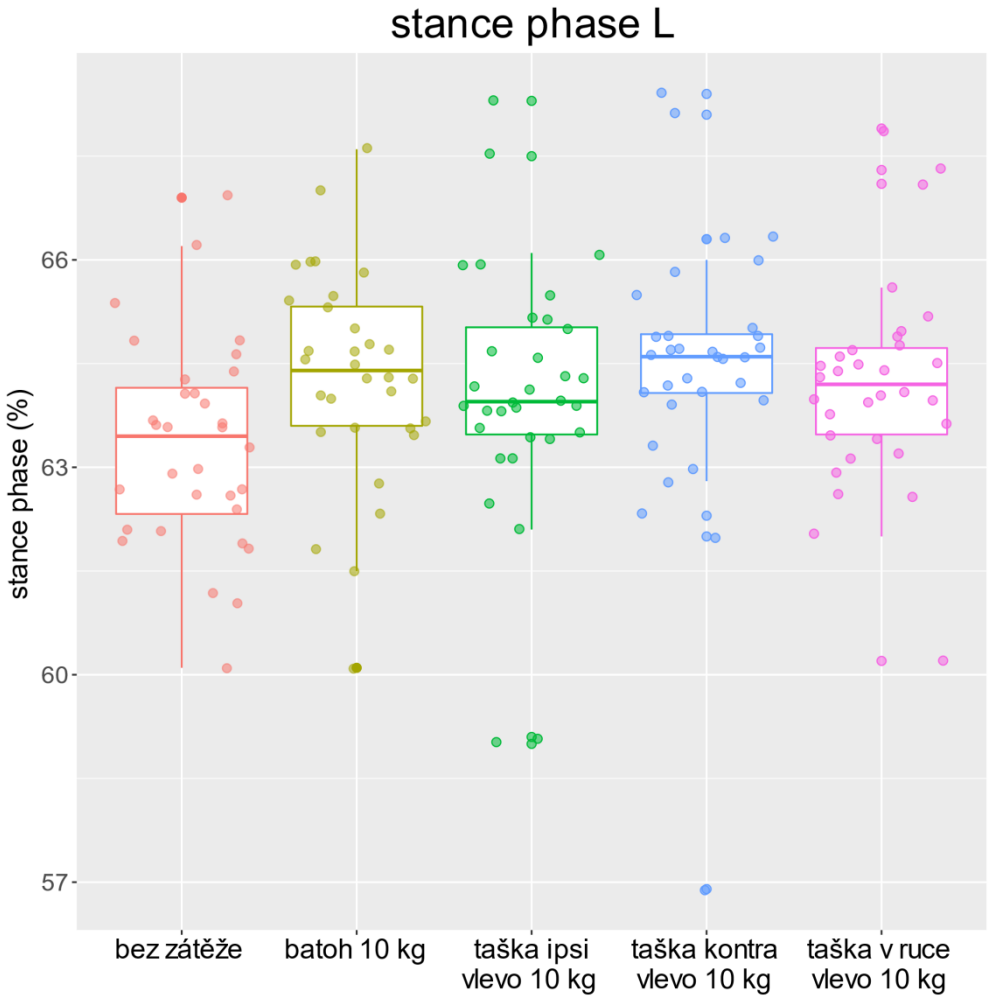
Při chůzi došlo při zatížení (5 i 10 kg) na levé i pravé straně k zúžení kroku (graf 6.), k prodloužení fáze dvojí opory (graf 1.) a k prodloužení stojné fáze na straně zátěže, tak jako u tašky ipsilaterálně a kontralaterálně (graf 2.). Dále došlo ke zkrácení kroku na obou dolních končetinách při držení zátěže na levé straně kromě parametru step length levé dolní končetiny při 5 kg zatížení. Ale při zatížení na pravé straně, došlo ke zkrácení kroku pouze pravé dolní končetiny při 5 i 10 kg zátěži. Oproti předchozím případům nedošlo k žádné významné změně parametru lateral symmetry.



Graf 1. Prodloužení fáze dvojí opory při posturální zátěži oproti situaci bez zatížení.

Graf ukazuje zvětšení parametru double stance při 10 kg zátěži při zatížení batohem oproti situaci bez zátěže, tašky ipsilaterálně vlevo oproti situaci bez zátěže, tašky kontralaterálně vlevo oproti situaci bez zátěže, tašky v ruce vlevo oproti situaci bez zátěže.

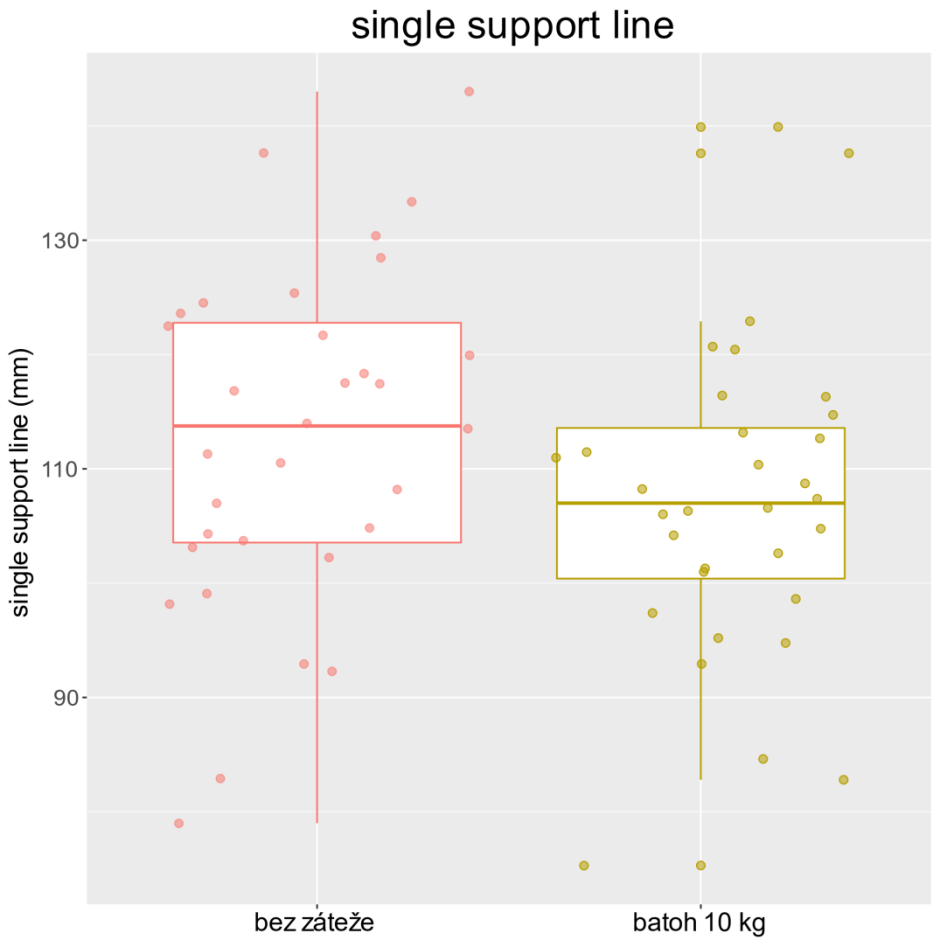
Poznámka: Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná, stejně tak u 5 kg zatížení (viz text).



***Graf 2.* Prodloužení stojné fáze dolní končetiny při posturální zátěži oproti situaci bez zatížení.**

Graf ukazuje zvětšení parametru stance phase L při 10 kg zátěži při zatížení batohem oproti situaci bez zátěže, tašky ipsilaterálně vlevo oproti situaci bez zátěže, tašky kontralaterálně vlevo oproti situaci bez zátěže, tašky v ruce vlevo oproti situaci bez zátěže.

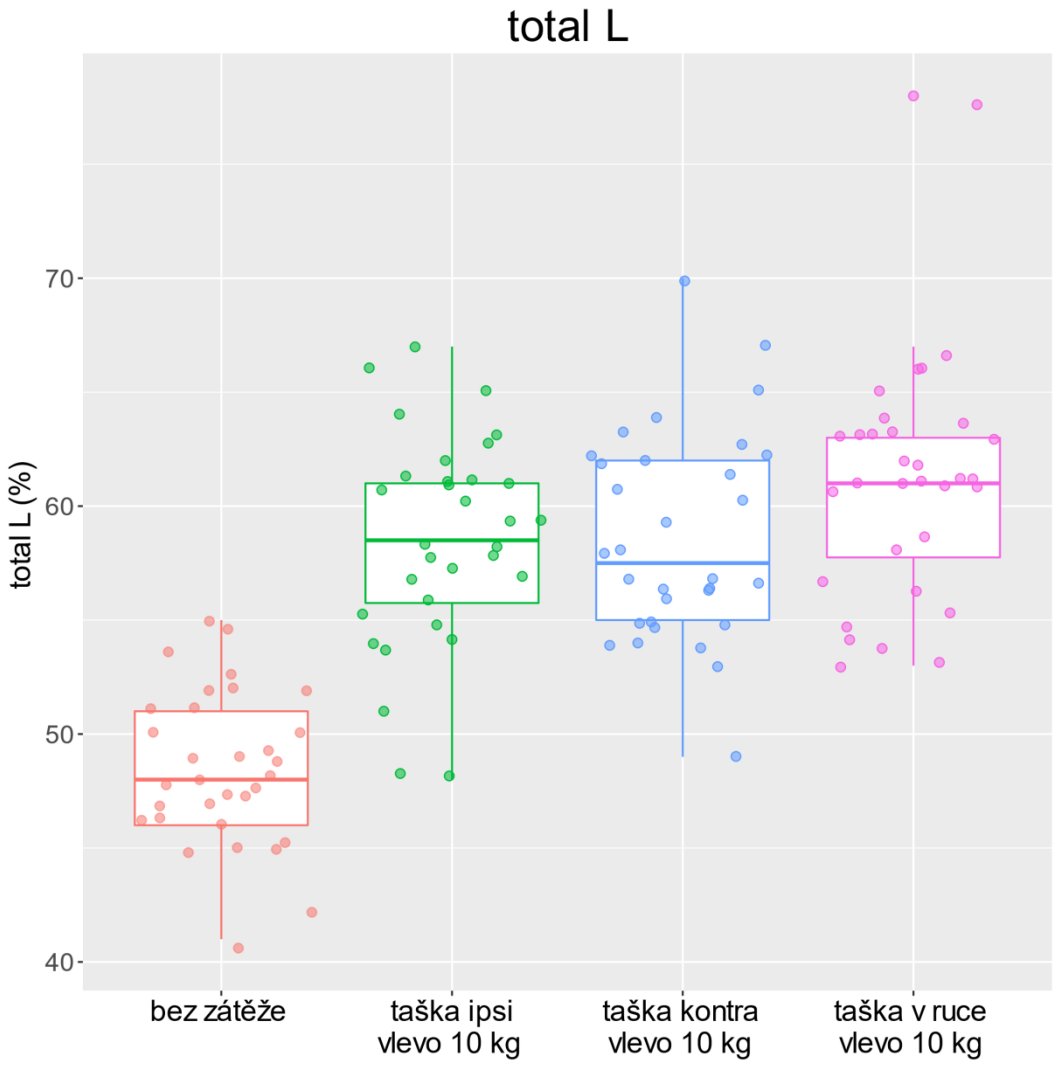
Poznámka: Při symetrickém zatížení (batohu) došlo k prodloužení i stojné fáze kontralaterální dolní končetiny (zvětšení parametru stance phase R), u asymetrické zátěže (tašky) se zvětšil pouze parametr na straně zatížení. Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná, stejně tak u 5 kg zatížení (viz text).



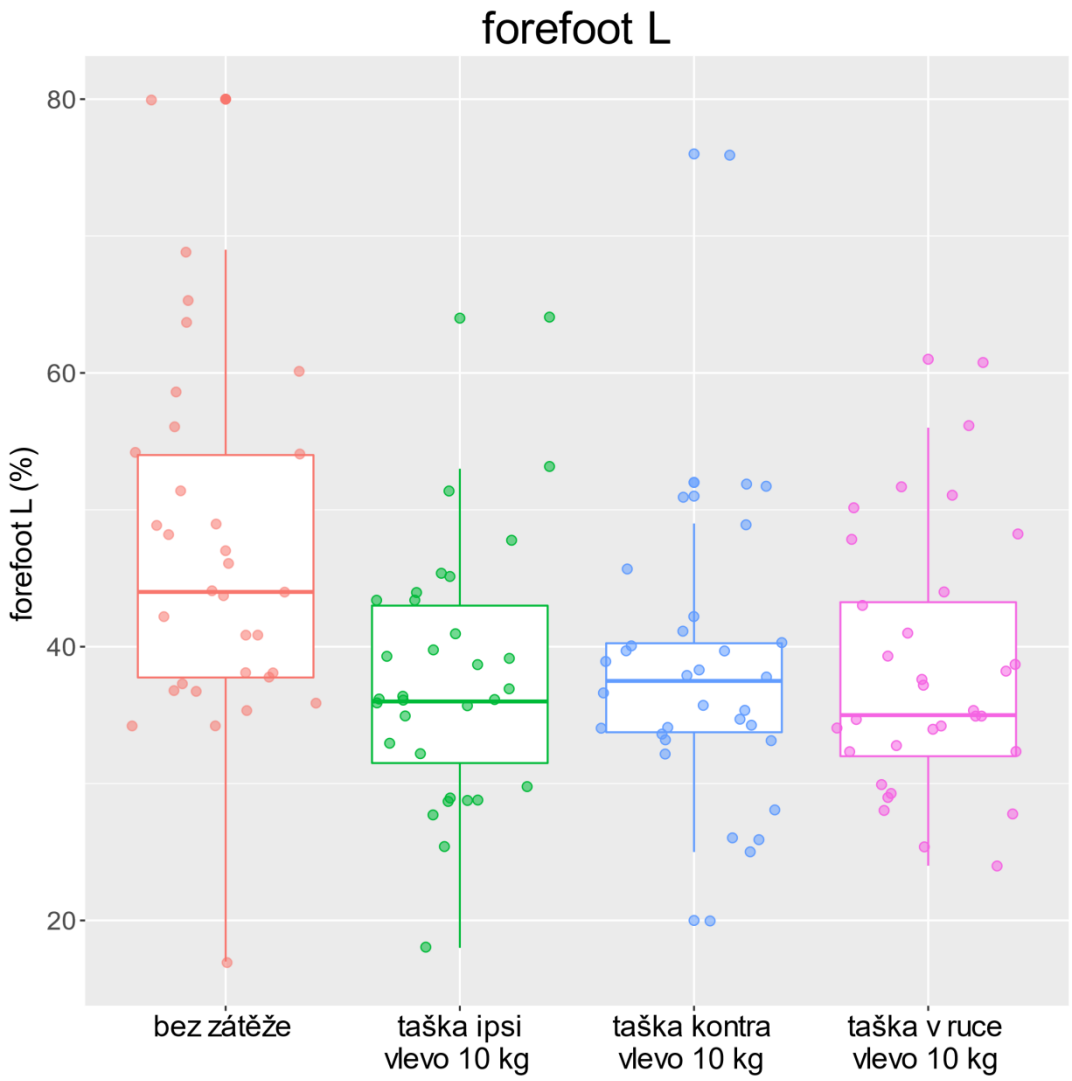
***Graf 3.* Zkrácení parametru single support line při posturální zátěži oproti situaci bez zatížení.**

Graf ukazuje zmenšení parametru single support line L při 10 kg zátěži při zatížení batohem oproti situaci bez zátěže.

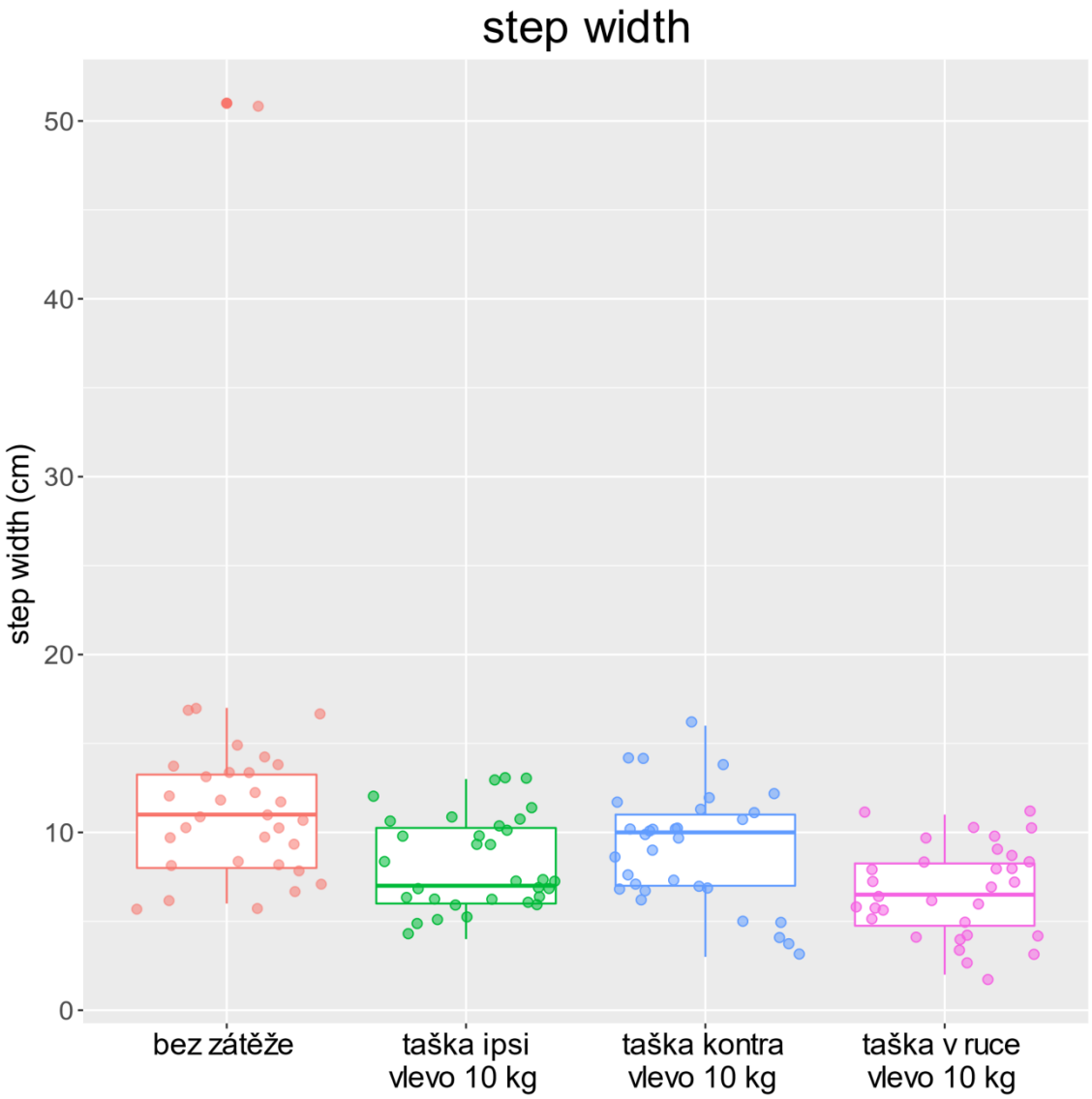
Poznámka: Při symetrickém zatížení (batohu) došlo ke zkrácení single support line bilaterálně, tedy i single support line P. Při zatížení 5 kg by byla situace stejná (viz text).



Graf 4. Změna stranového rozložení zátěže na ploskách při asymetrické posturální zátěži oproti situaci bez zatížení.
Graf ukazuje zvětšení parametru total L při 10 kg zátěži umístěné vlevo při držení tašky ipsilaterálně oproti situaci bez zátěže, tašky kontralaterálně oproti situaci bez zátěže, tašky v ruce oproti situaci bez zátěže.
Poznámka: Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná, stejně tak u 5 kg zatížení (viz text).



Graf 5. Změna anterioposteriorního rozložení zátěže na ploskách při asymetrické posturální zátěži oproti situaci bez zatížení.
Graf ukazuje snížení parametru forefoot L při 10 kg zátěži umístěné vlevo při držení tašky ipsilaterálně oproti situaci bez zátěže, tašky kontralaterálně oproti situaci bez zátěže, tašky v ruce oproti situaci bez zátěže.
Poznámka: Při asymetrickém zatížení při držení tašky kontralaterálně a tašky v ruce došlo k odlehčení přednoží i kontralaterální plosky, to znamená pravé dolní končetiny (snížení parametru forefoot R). Při zatížení na pravé straně by byla situace stejná, stejně tak u 5 kg zatížení u tašky v ruce a kontralaterálně. Ovšem pouze při situaci držení tašky ipsilaterálně je situace odlišná (viz text).



Graf 6. Zúžení šířky kroku při posturální zátěži oproti situaci bez zatížení.
Graf ukazuje zmenšení parametru step width při 10 kg zátěži umístěné vlevo při zatížení tašky ipsilaterálně oproti situaci bez zátěže, tašky kontralaterálně oproti situaci bez zátěže, tašky v ruce oproti situaci bez zátěže.
Poznámka: Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná, stejně tak u 5 kg zatížení (viz text).

7.2 VLIV STUPNĚ POSTURÁLNÍ ZÁTĚŽE

Nulová hypotéza H2 0: „Parametry dynamické plantografie se neliší v závislosti na stupni posturální zátěže.“ byla opakovaně zamítnuta u parametrů total, stance phase, double stance, step width, lateral symmetry a v jednom případě i u forefoot (backfoot).

Dále došlo i ke změně dalších parametrů jako step length, COP path length a COP average velocity, které pokládáme za méně významné a nebyly zaneseny do grafu. Pro podrobnější náhled slouží následující text.

Dále došlo k signifikantním změnám u parametru single support line a length of gait line, které ovšem byly nekonstantní a nemají tak potřebnou vypovídající hodnotu. Všechny parametry a zamítnutí nulové hypotézy v jednotlivých případech jsou k dispozici v přílohách (Příloha 7. a 8.).

7.2.1 BATOH NA OBOU RAMENECH

V situaci „Stoj – batoh na obou ramenech“ byla prokázána neplatnost nulové hypotézy ve třech případech. Přesněji při zátěži 10 kg došlo k zvýšení obsahu konfidenční elipsy, COP path length a COP average velocity oproti 5 kg zátěži.

Při batohu na obou ramenech došlo při chůzi k prodloužení stojné fáze obou dolních končetin i fáze dvojí opory při 10 kg zatížení oproti 5 kg zatížení (pro tuto změnu parametrů není samostatný graf, ale odkazuji na podobnost s grafem 7. a 8., které vystihují stejnou změnu u tašky ipsilaterálně).

7.2.2 TAŠKA IPSILATERÁLNĚ

Při držení tašky ipsilaterálně při stoji došlo k většímu přenosu zatížení na ploskách na stranu zátěže při 10 kg zatížení oproti 5 kg zatížení (graf 7.). Dále došlo k významnému odlehčení přednoží na levém chodidle nezávisle na straně zátěže při 10 kg zatížení oproti 5 kg zatížení. Až na zvýšení COP average velocity při zatížení 10 kg oproti 5 kg při držení na levé straně nedošlo k žádnému ovlivnění parametrů stability.

Při zatížení 10 kg došlo k většímu zúžení kroku (graf 8.) a prodloužení fáze dvojí opory oproti zatížení 5kg (graf 9.). Ovšem k prodloužení stojné fáze na straně zátěže došlo pouze při zatížení vpravo při 10 kg zatížení (graf 10.). Oproti následujícím situacím se nezměnil parametr lateral symmetry.

7.2.3 TAŠKA KONTRALATERÁLNĚ

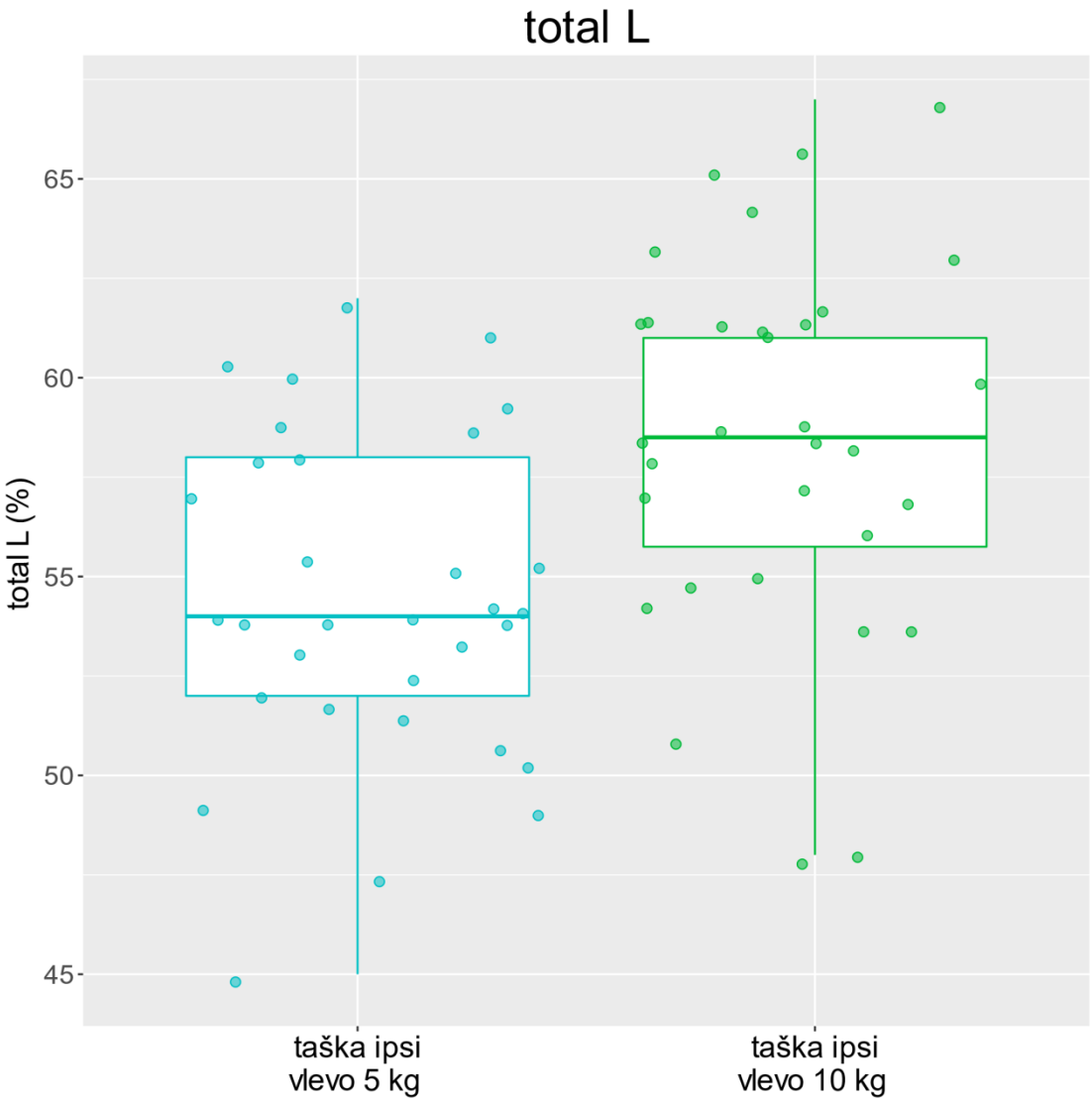
Při držení tašky kontralaterálně při stoji došlo k většímu přenosu zatížení na ploskách na stranu zátěže při 10 kg zatížení oproti 5 kg zatížení (pro tuto změnu parametru není samostatný graf, ale odkazuji na podobnost s grafem 7. vystihující stejnou změnu u tašky ipsilaterálně). Poslední, méně důležitou, ale signifikantní změnou, je zvětšení COP path length při držení 10 kg oproti držení 5 kg.

Při zatížení 10 kg došlo k většímu zúžení kroku, prodloužení fáze dvojí opory a prodloužení stojné fáze dolní končetiny na straně zátěže oproti zatížení 5kg (pro tuto změnu parametrů není samostatný graf, ale odkazuji na podobnost s grafem 8., 9. a 10., které vystihují stejnou změnu u tašky ipsilaterálně). Také se více posunul průsečík COP vpravo, pokud byla zátěž na levé straně při 10 kg zátěži oproti 5 kg zátěži, ale pokud byla zátěž na pravé straně, k žádné změně lateral symmetry nedošlo!

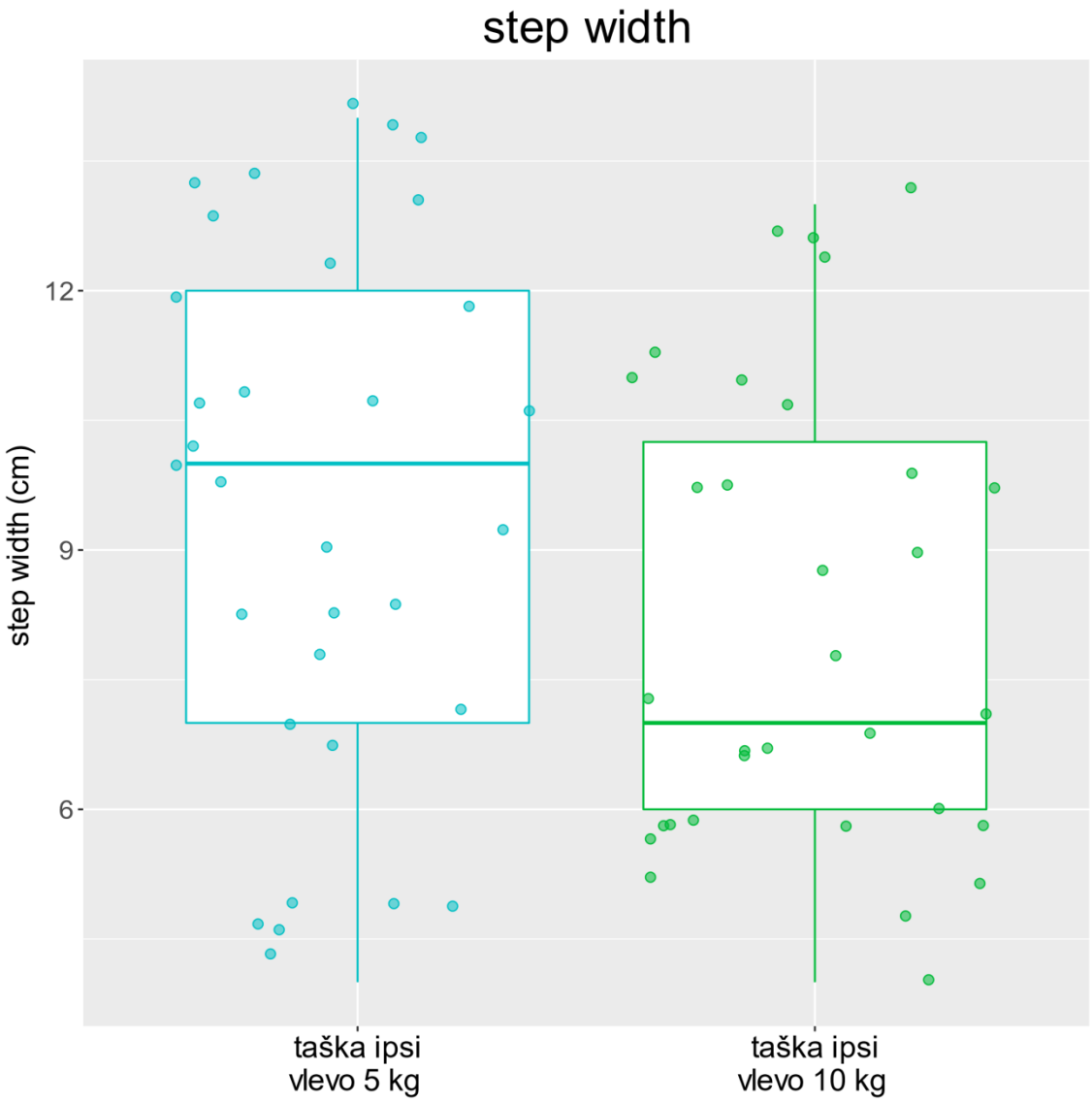
7.2.4 TAŠKA V RUCE

Tak jako v předchozích případech, opět se zatížilo více chodidlo ve stoji při 10 kg zatížení oproti 5 kg zatížení na straně zátěže (pro tuto změnu parametru není samostatný graf, ale odkazuji na podobnost s grafem 7. vystihující stejnou změnu u tašky ipsilaterálně).

Při zatížení 10 kg opět došlo při chůzi k většímu zúžení kroku, prodloužení fáze dvojí opory a prodloužení stojné fáze dolní končetiny na straně zátěže oproti zatížení 5kg, tak jako v předchozím případě (pro tuto změnu parametrů není samostatný graf, ale odkazuji na podobnost s grafem 8., 9. a 10., které vystihují stejnou změnu u tašky ipsilaterálně). Novinkou je zkrácení délky kroku při 10 kg zatížení oproti 5 kg zatížení bilaterálně. Také se více posunul průsečík COP vlevo, pokud byla zátěž na levé straně při 10 kg zátěži oproti 5 kg zátěži, ale pokud byla zátěž na pravé straně, k žádné změně lateral symmetry nedošlo (stejná situace jako u držení tašky kontralaterálně).



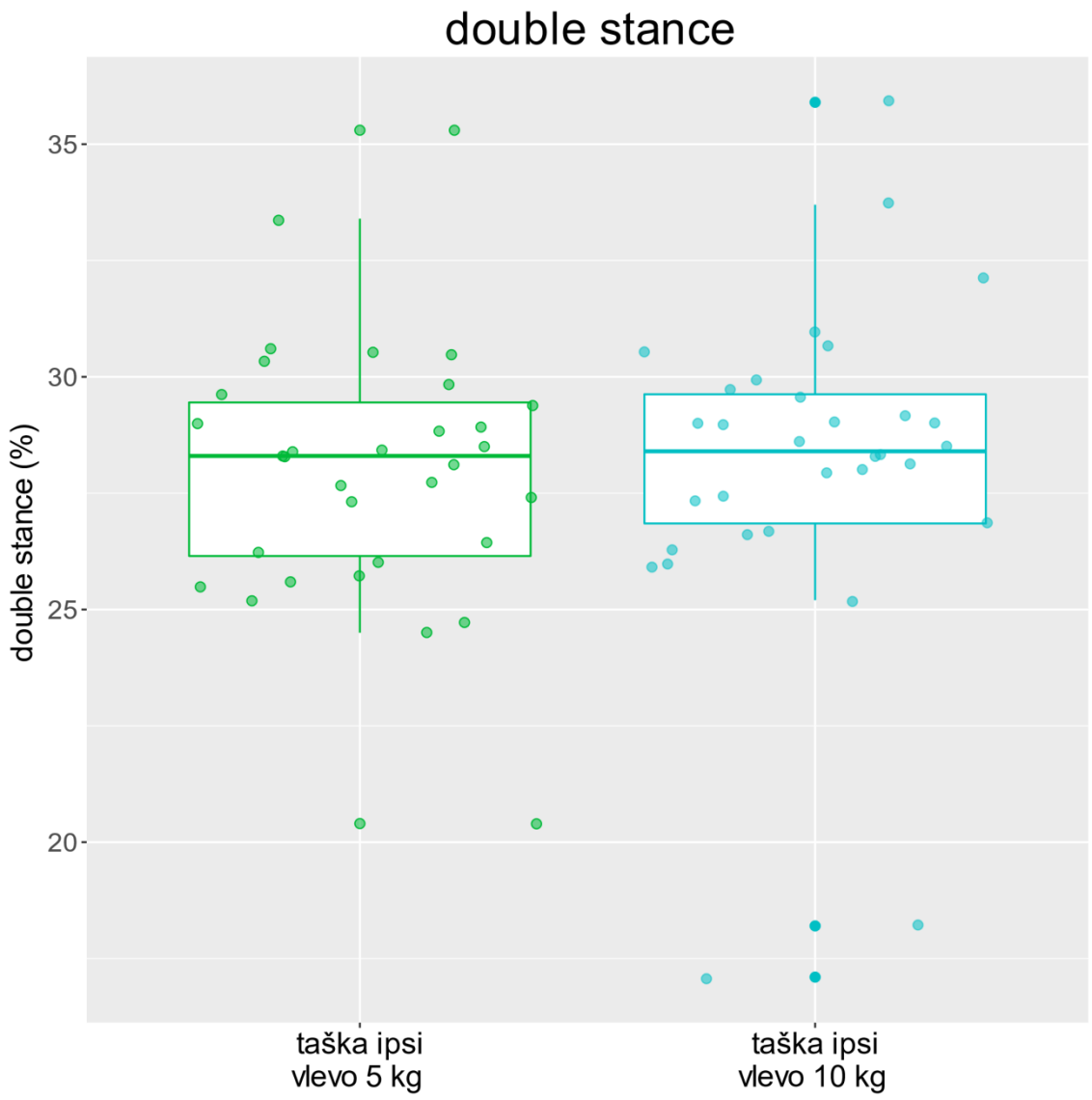
Graf 7. Změna stranového rozložení zátěže na ploskách při posturální zátěži 10 kg oproti posturální zátěži 5 kg.
Graf ukazuje zvětšení parametru total L při při zátěži umístěné vlevo u tašky ipsilaterálně 10 kg oproti tašce ipsilaterálně 5kg.
Poznámka: Stejným způsobem dochází k vyššímu zatížení plosky na straně zátěže u tašky kontralaterálně a u tašky v ruce. Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná (viz text).



Graf 8. Zúžení šířky kroku při posturální zátěži 10 kg oproti posturální zátěži 5 kg.

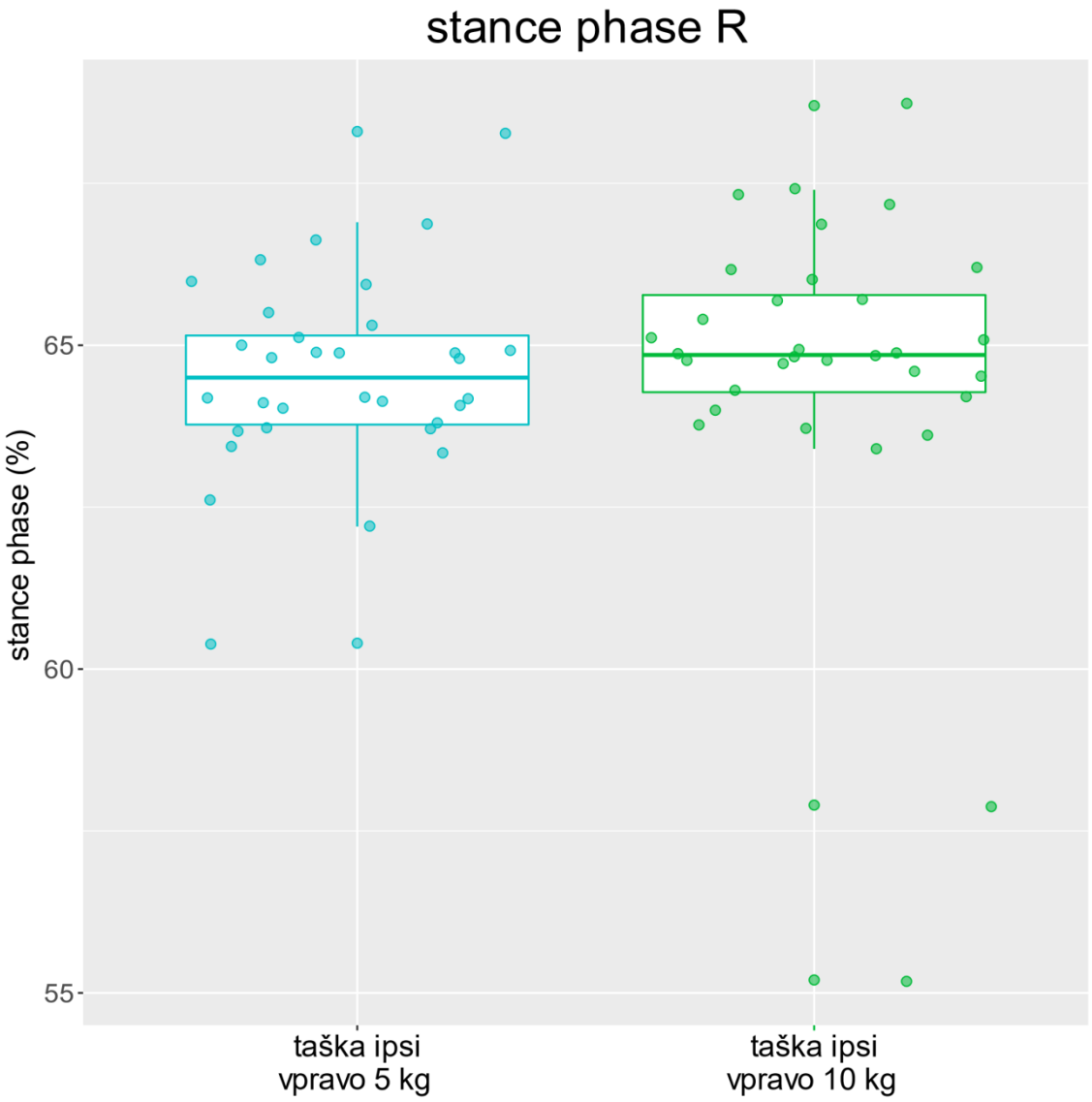
Graf ukazuje zmenšení parametru step width při zátěži umístěné vlevo u tašky ipsilaterálně 10 kg oproti tašce ipsilaterálně 5kg.

Poznámka: Stejným způsobem dochází k zmenšení šířky kroku u tašky kontralaterálně a u tašky v ruce. Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná (viz text).



Graf 9. Prodloužení fáze dvojí opory při posturální zátěži 10 kg oproti posturální zátěži 5 kg.
Graf ukazuje zvětšení parametru double stance při zátěži umístěné vlevo u tašky ipsilaterálně 10 kg oproti tašce ipsilaterálně 5kg.

Poznámka: Stejným způsobem dochází k prodloužení fáze dvojí opory u batohu, tašky kontralaterálně a u tašky v ruce. Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná (viz text).



Graf 10. Prodloužení stojné fáze dolní končetiny při posturální zátěži 10 kg oproti posturální zátěži 5 kg.
Graf ukazuje zvětšení parametru stance phase R při 10 kg zátěži umístěné vpravo u tašky ipsilaterálně 10 kg oproti tašce ipsilaterálně 5kg.
Poznámka: Stejným způsobem dochází k prodloužení stojné fáze na straně zátěže u tašky kontralaterálně, u tašky v ruce a k prodloužení stojné fáze obou dolních končetin u batohu při 10 kg zátěži oproti 5 kg zátěži. Při asymetrickém zatížení na levé straně by byla situace stejná, kromě situace držení tašky ipsilaterálně (viz text).

7.3 VLIV TYPU POSTURÁLNÍ ZÁTĚŽE

Nulová hypotéza H3 0: „Parametry dynamické plantografie se neliší v závislosti na typu posturální zátěže.“ byla opakovaně zamítnuta u parametrů total, forefoot (backfoot), stance phase, double stance, step width, lateral symmetry a single support line.

Dále došlo i ke změně dalších parametrů jako step length, které pokládáme za méně významné a nebyly zaneseny do grafu. Pro podrobnější náhled slouží následující text.

Dále došlo k signifikantním změnám u parametru length of gait line, které ovšem byly nekonstantní a nemají tak potřebnou vypovídající hodnotu. Všechny parametry a zamítnutí nulové hypotézy v jednotlivých případech jsou k dispozici v přílohách (Příloha 9. a 10.).

7.3.1 BATOH vs. TAŠKA IPSILATERÁLNĚ

Taška držená ipsilaterálně způsobuje ve stoji přenos zátěže na ploskách na stranu zatížení oproti batohu při 5 i 10 kg zatížení (graf 11.). Při 10 kg zatížení dochází k odlehčení přednoží na obou dolních končetinách při držení tašky ipsilaterálně oproti batohu (graf 12.). U 5 kg zatížení došlo k odlehčení přednoží levé dolní končetiny při držení zátěže na levé straně.

Při chůzi je zmenšená šířka kroku v situaci taška ipsilaterálně oproti batohu (při držení vlevo ve všech situacích, při držení vpravo pouze při zátěži 10 kg) (graf 13.). Dále došlo na kontralaterální končetině od zátěže ke zkrácení stojné fáze kroku (graf 14.) a fáze dvojí opory (pouze u 10 kg zátěži) při tašce ipsilaterálně oproti batohu (graf 15.). Ve všech případech (kromě single support line na pravé straně při 5 kg zátěži při tašce ipsilaterálně držené vlevo, kdy nedošlo ke změně) je single support line vyšší při tašce držené ipsilaterálně (graf 16.). Zkrácení kroku bylo významné na obou dolních končetinách při držení tašky ipsilaterálně vpravo při 5 i 10 kg zátěži, pokud ale byla zátěž na levé straně, zkrátil se krok levé dolní končetiny při 5 kg zátěži a pravé dolní končetiny při 10 kg zátěži. Dále došlo k významnému přesunu průsečíku COP na stranu asymetrické zátěže (kromě situace zátěže umístěné vpravo při 10 kg zátěži) (graf 17.).

7.3.2 BATOH vs. TAŠKA KONTRALATERÁLNĚ

Taška držená kontralaterálně také způsobuje ve stoji přenos zátěže na ploskách na stranu zatížení oproti batohu při 5 i 10 kg zatížení (graf 11.). Při tašce kontralaterálně dochází k odlehčení levého přednoží při 5 i 10 kg zatížení bez závislosti na umístění zátěže. Pravé přednoží je odlehčeno při 10 kg při zatížení vpravo a při 5 kg zatížení při zatížení vlevo (graf 12.).

Při chůzi je zmenšená šířka kroku v situaci taška kontralaterálně oproti batohu (graf 13.). Dále došlo ke zkrácení fáze dvojí opory (pokud byla zátěž na pravé straně, nedošlo ke změně při 5 kg zátěži) a na kontralaterální končetině od zátěže se zkrátila stojná fáze oproti batohu (graf 14.). Navíc, když byla zátěž umístěna na pravé straně, došlo k prodloužení stojné fáze pravé dolní končetiny při 10 kg zatížení (graf 15.). Ve všech situacích došlo k zvýšení parametrů single support line na obou stranách při tašce kontralaterálně oproti batohu při 5 i 10 kg zatížení (graf 16.) a posunul se průsečík COP na stranu zátěže (kromě zátěže umístěné vpravo při 5 kg zatížení) (graf 17.).

7.3.3 BATOH vs. TAŠKA V RUCE

I při tašce držené v ruce ve stoji nastal přenos váhy na chodidle na stranu zátěže oproti batohu ve všech situacích (graf 11.). Jako v předchozích případech došlo u asymetrického zatížení k odlehčení přednoží. Tentokrát bylo při držení tašky v ruce odlehčeno přednoží bez ohledu na stranu zatížení při 5 i 10 kg zatížení, kromě pravého přednoží při 5 kg zatížení (graf 12.).

Při chůzi se zúžil krok (graf 13.) a zkrátila se stojná fáze kontralaterální dolní končetiny oproti zátěži bez ohledu na stranu a velikost zátěže (graf 14.), fáze dvojí opory se zkrátila při držení tašky v ruce pouze u 10 kg zatížení. Pokud byla taška držena na pravé straně, došlo k prodloužení stojné fáze pravé dolní končetiny (graf 15.). Délka kroku se zmenšila bilaterálně při zátěži na levé i pravé straně při 10 kg zatížení a při držení tašky vlevo se zmenšila délka kroku na levé dolní končetině i při 5 kg zatížení. Opět se s asymetrickým zatížením prodloužila hodnota single support line, ovšem tentokrát se při 5 kg zatížení nezměnila signifikantně hodnota single support line vlevo bez ohledu na stranu zátěže (graf 16.). Nedošlo k změně parametru lateral symmetry.

7.3.4 TAŠKA IPSILATERÁLNĚ vs. TAŠKA KONTRALATERÁLNĚ

Porovnání těchto dvou situací nevykazuje konzistentní změny.

7.3.5 TAŠKA IPSILATERÁLNĚ vs. TAŠKA V RUCE

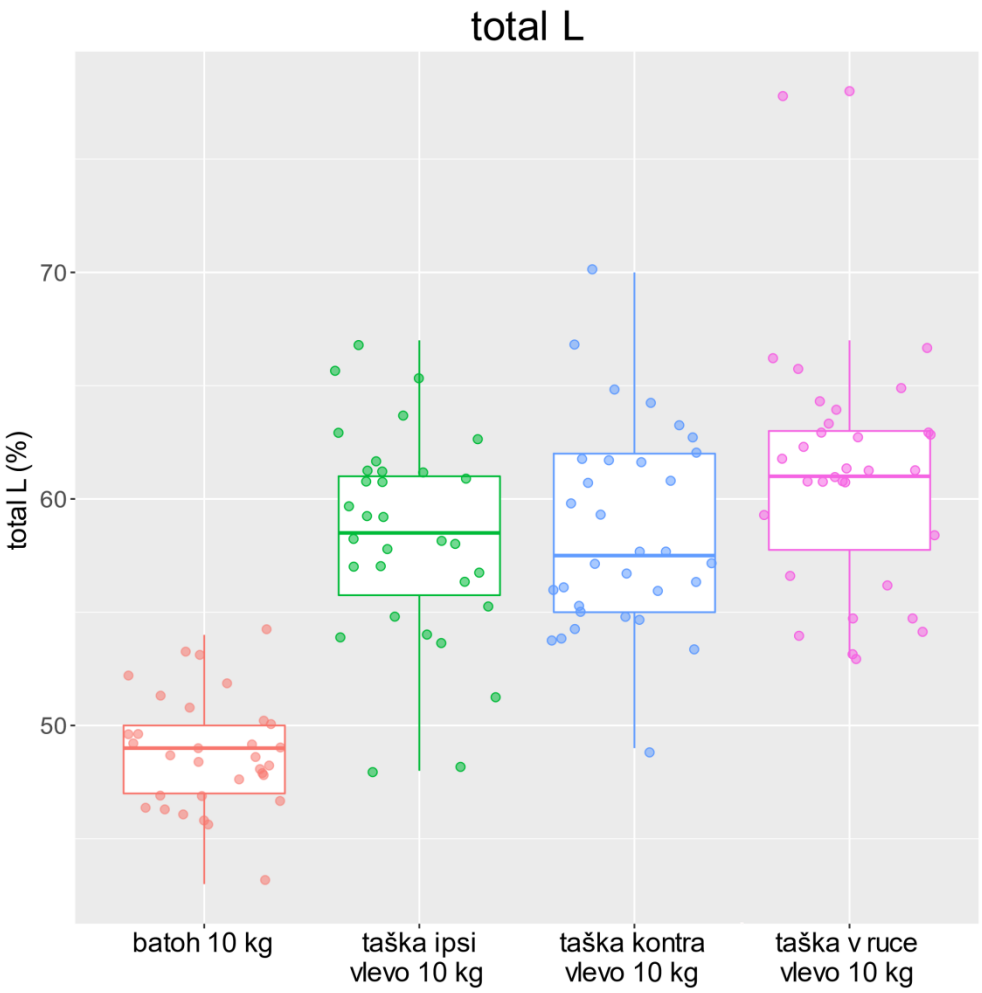
Pokud porovnáme tyto dvě situace se zátěží na stejné straně ve stoji, vidíme, že při 5 kg zatížení dochází k vyššímu zatížení chodidla na straně zátěže při tašce v ruce, ovšem při 10 kg zatížení k tomuto nedošlo!

Ve všech případech (se zatížením vlevo a vpravo) byla hodnota šířky kroků při chůzi větší při tašce ipsilaterálně (graf 18.) a také se změnil lateral symmetry, tedy došlo k relativnímu posunu COP na opačnou stranu od zátěže při tašce v ruce oproti tašce ipsilaterálně. Z toho vyplývá, že posun k zátěži u tašky v ruce byl menší, než u tašky ispilaterálně (graf 19.).

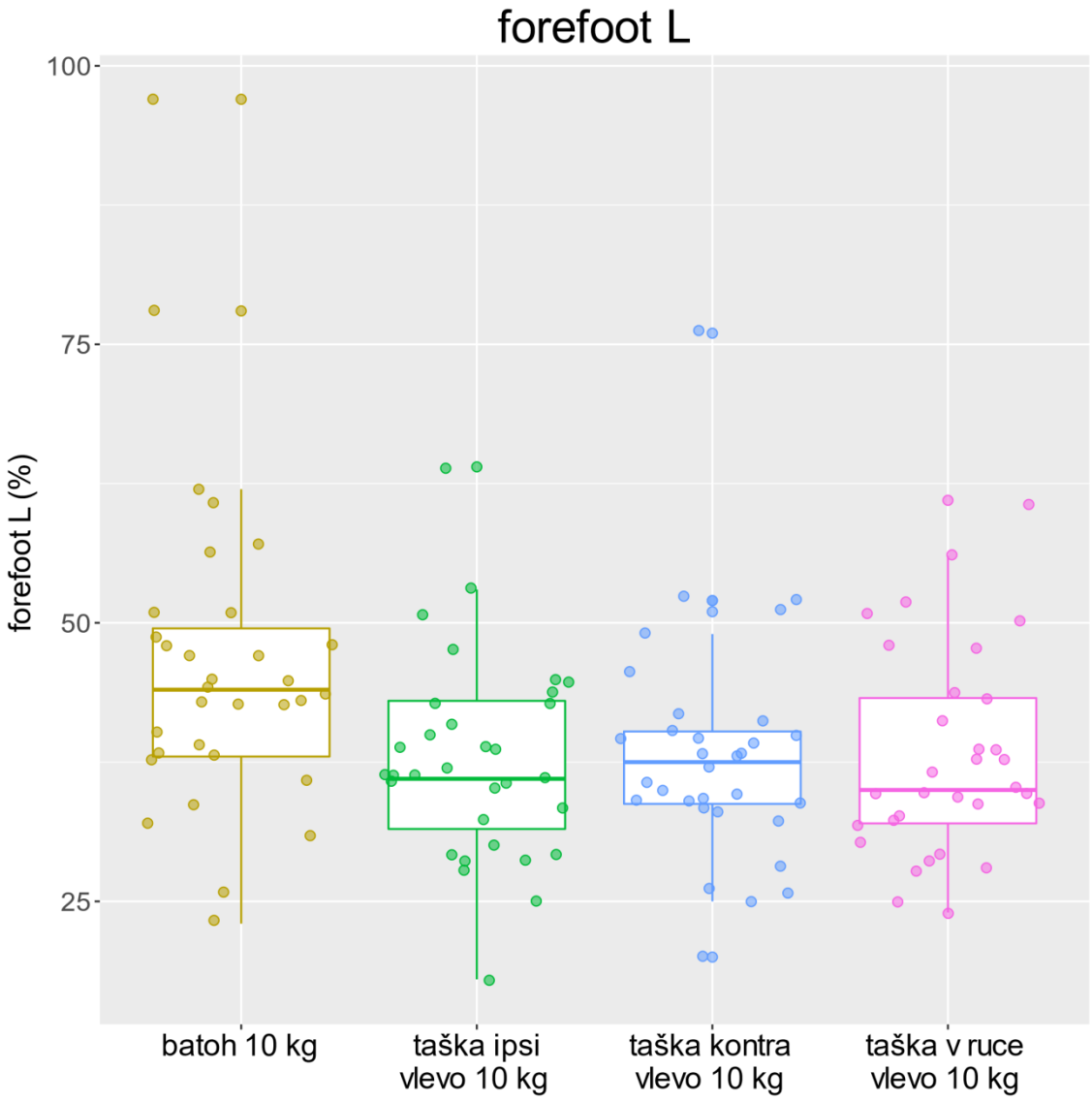
7.3.6 TAŠKA KONTRALATERÁLNĚ vs. TAŠKA V RUCE

Při stejnostranném zatížení došlo k těmto situacím. Při 10 kg zatížení dochází k odlehčení přednoží na straně zátěže při držení tašky kontralaterálně. A dále se u 5 kg zátěže více zatížilo chodidlo na straně zátěže při tašce v ruce oproti tašce kontralaterálně, tento fakt stejně jako v předchozím případě u zatížení 10 kg neplatí.

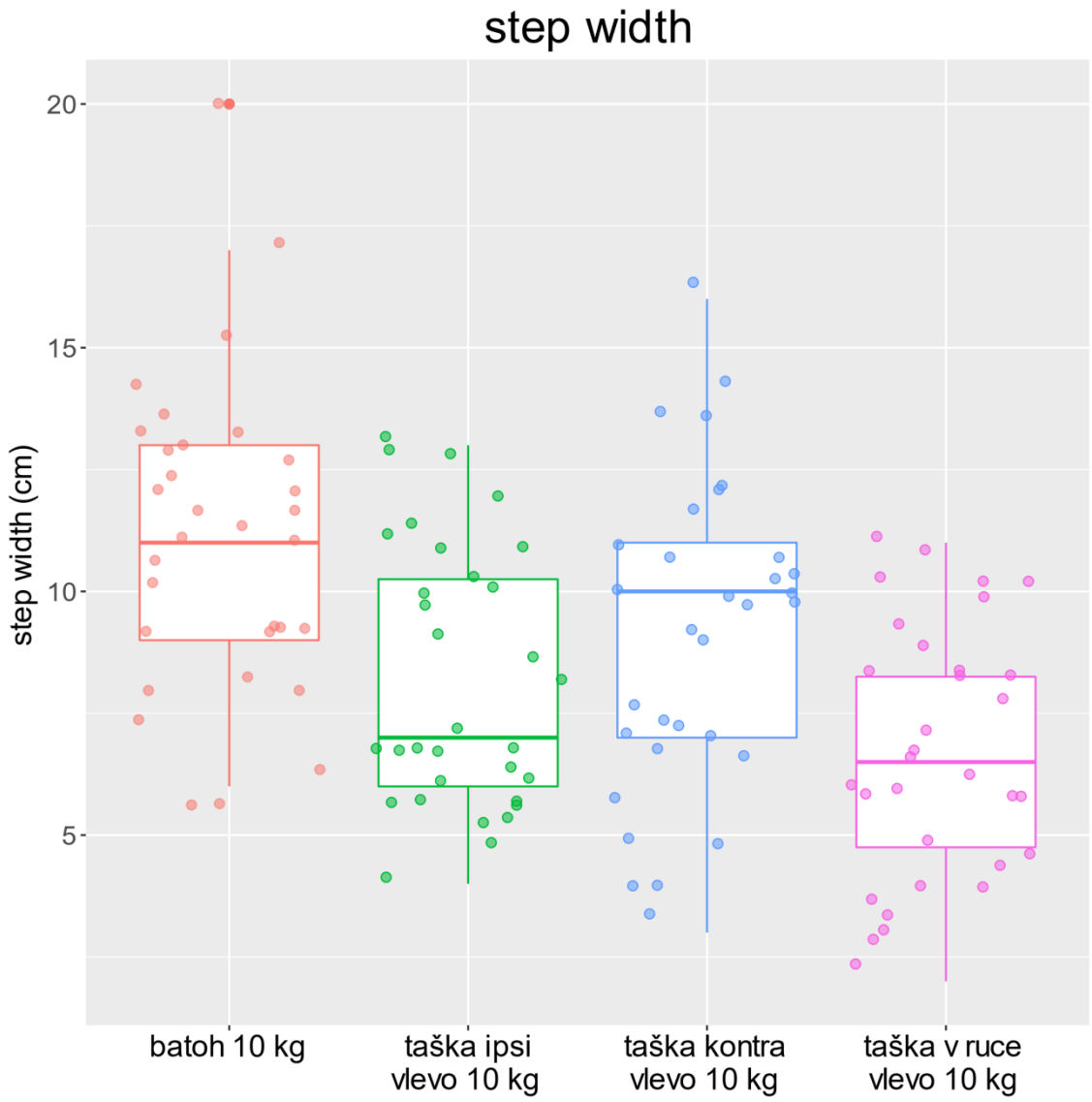
Při chůzi došlo k zúžení kroku (graf 18.) při zátěži držené v ruce oproti tašce kontralaterálně při 5 i 10 kg zatížení. A také se změnil lateral symmetry, tedy došlo k relativnímu posunu COP na opačnou stranu od zátěže při tašce v ruce oproti tašce kontralaterálně. Z toho vyplývá, že posun k zátěži u tašky v ruce byl menší, než u tašky kontralaterálně (ovšem při zatížení vpravo se lateral symmetry změnil pouze při 10 kg zátěži) (graf 19.).



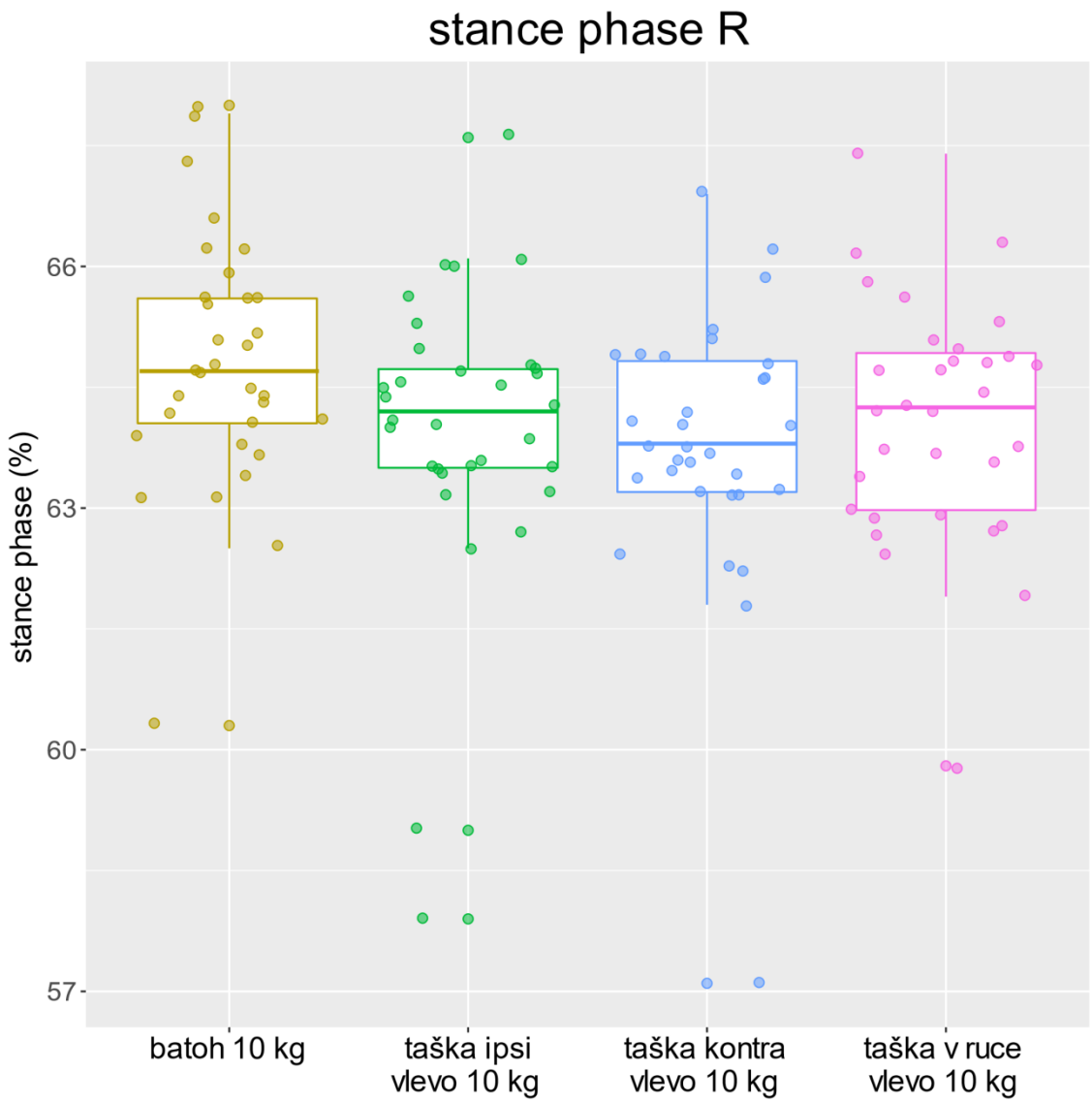
Graf 11. Změna stranového rozložení zátěže na ploskách při posturální zátěži u různého typu zátěže.
Graf ukazuje zvětšení parametru total L při 10 kg zátěži umístěné vlevo u tašky ipsilaterálně oproti batohu, tašky kontralaterálně oproti batohu, tašky v ruce oproti batohu.
Poznámka: Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná, stejně tak u 5 kg zatížení (viz text).



Graf 12. Změna anterioposteriorního rozložení zátěže při posturální zátěži u různého typu zátěže.
Graf ukazuje snížení parametru forefoot L při 10 kg zátěži umístěné vlevo u tašky ipsilaterálně oproti batohu, tašky kontralaterálně oproti batohu, tašky v ruce oproti situaci oproti batohu.
Poznámka: Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná (viz text). U 5 kg zatížení došlo ke změně jen v určitých případech (viz text).

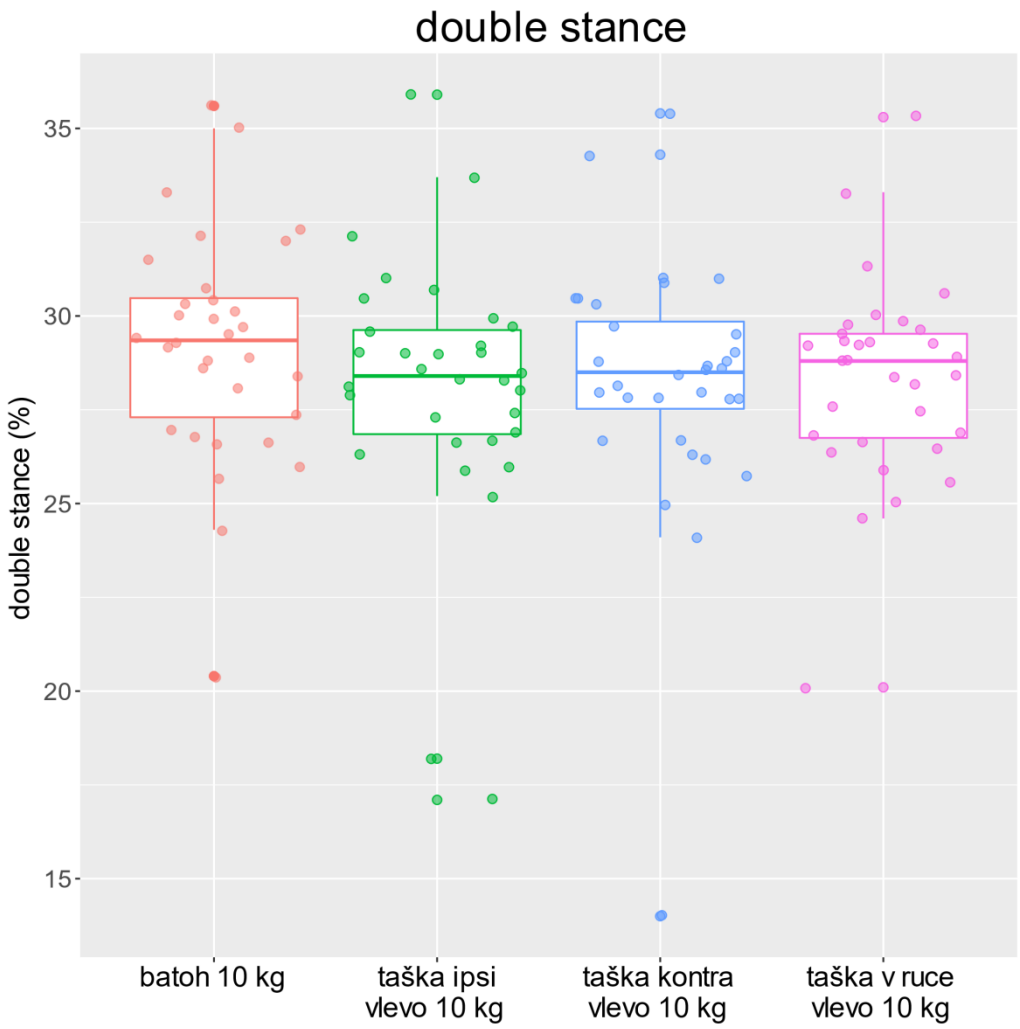


Graf 13. Zúžení šířky kroku při posturální zátěži u různého typu zátěže.
Graf ukazuje zmenšení parametru step width při 10 kg zátěži umístěné vlevo u tašky ipsilaterálně oproti batohu, tašky kontralaterálně oproti batohu, tašky v ruce oproti situaci oproti batohu.
Poznámka: Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná, u 5 kg zatížení se situace liší u držení tašky ipsilaterálně (viz text).

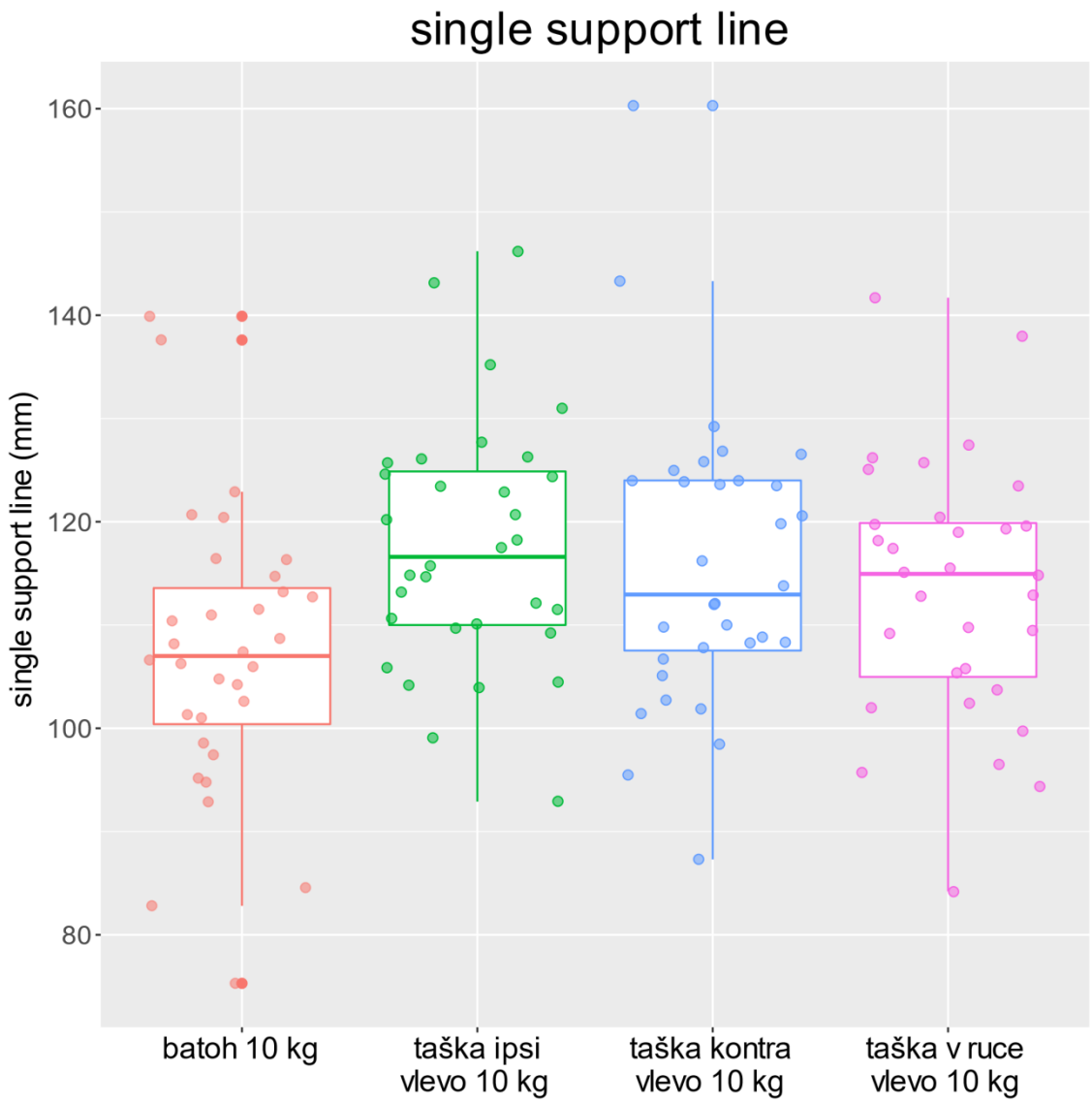


Graf 14. Změna stojné fáze dolní končetiny při posturální zátěži u různého typu zátěže.
Graf ukazuje zmenšení parametru stance phase R při 10 kg zátěži umístěné vlevo u tašky ipsilaterálně oproti batohu, tašky kontralaterálně oproti batohu, tašky v ruce oproti situaci oproti batohu.

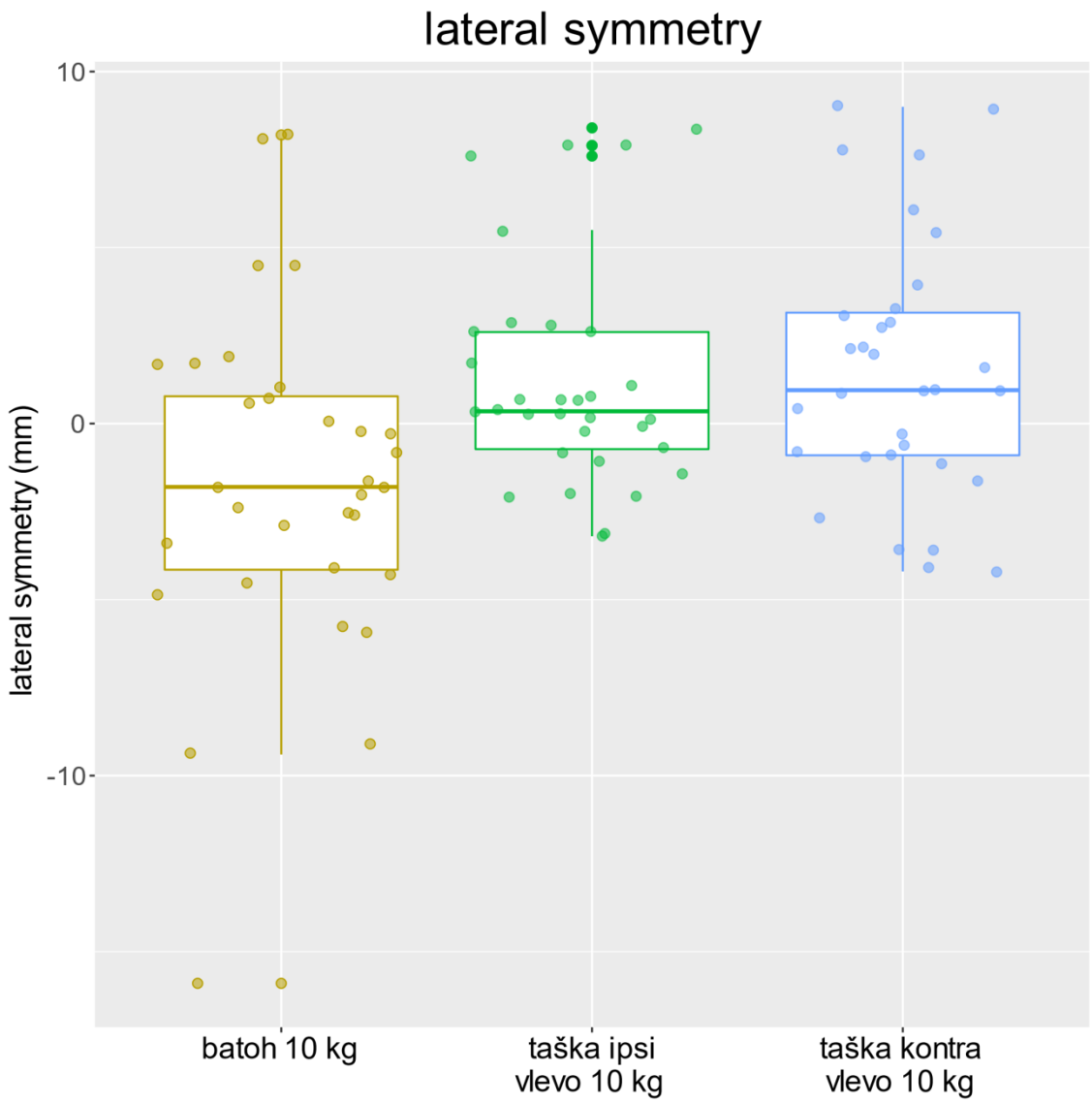
Poznámka: Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná, stejně tak u 5 kg zatížení (viz text).



Graf 15. Prodloužení fáze dvojí opory při posturální zátěži u různého typu zátěže.
Graf ukazuje zvětšení parametru double stance při zátěži umístěné vlevo u tašky ipsilaterálně oproti batohu, tašky kontralaterálně oproti batohu, tašky v ruce oproti batohu.
Poznámka: Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná, ale u 5 kg zatížení ke změně nedošlo (viz text).

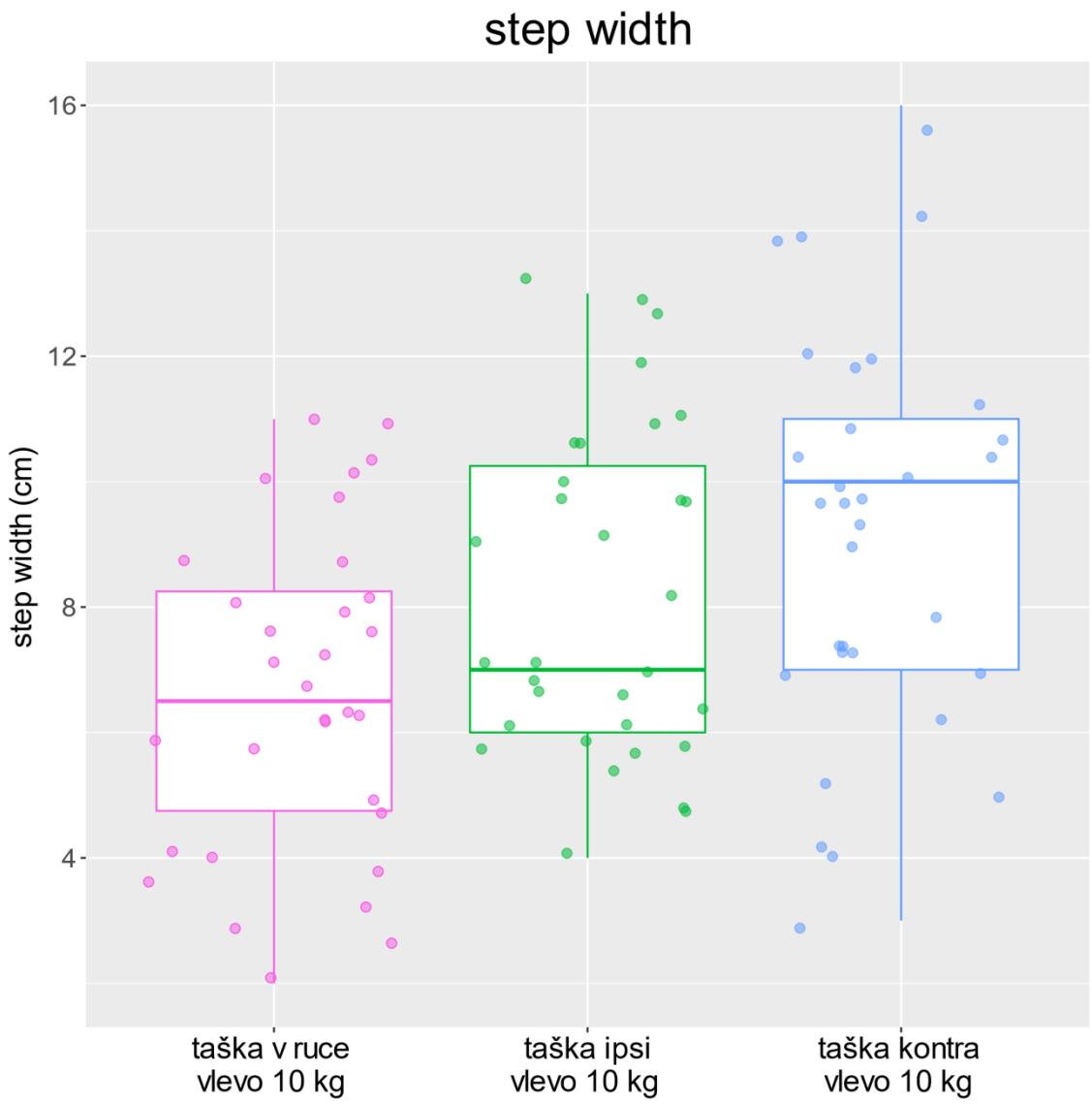


Graf 16. Prodloužení parametru single support line při posturální zátěži u různého typu zátěže.
Graf ukazuje zvětšení parametru single support line L při 10 kg zátěži umístěné vlevo u tašky ipsilaterálně oproti batohu, tašky kontralaterálně oproti batohu, tašky v ruce oproti situaci oproti batohu.
Poznámka: Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná (viz text). U 5 kg zatížení došlo ke změně jen v určitých případech (viz text).

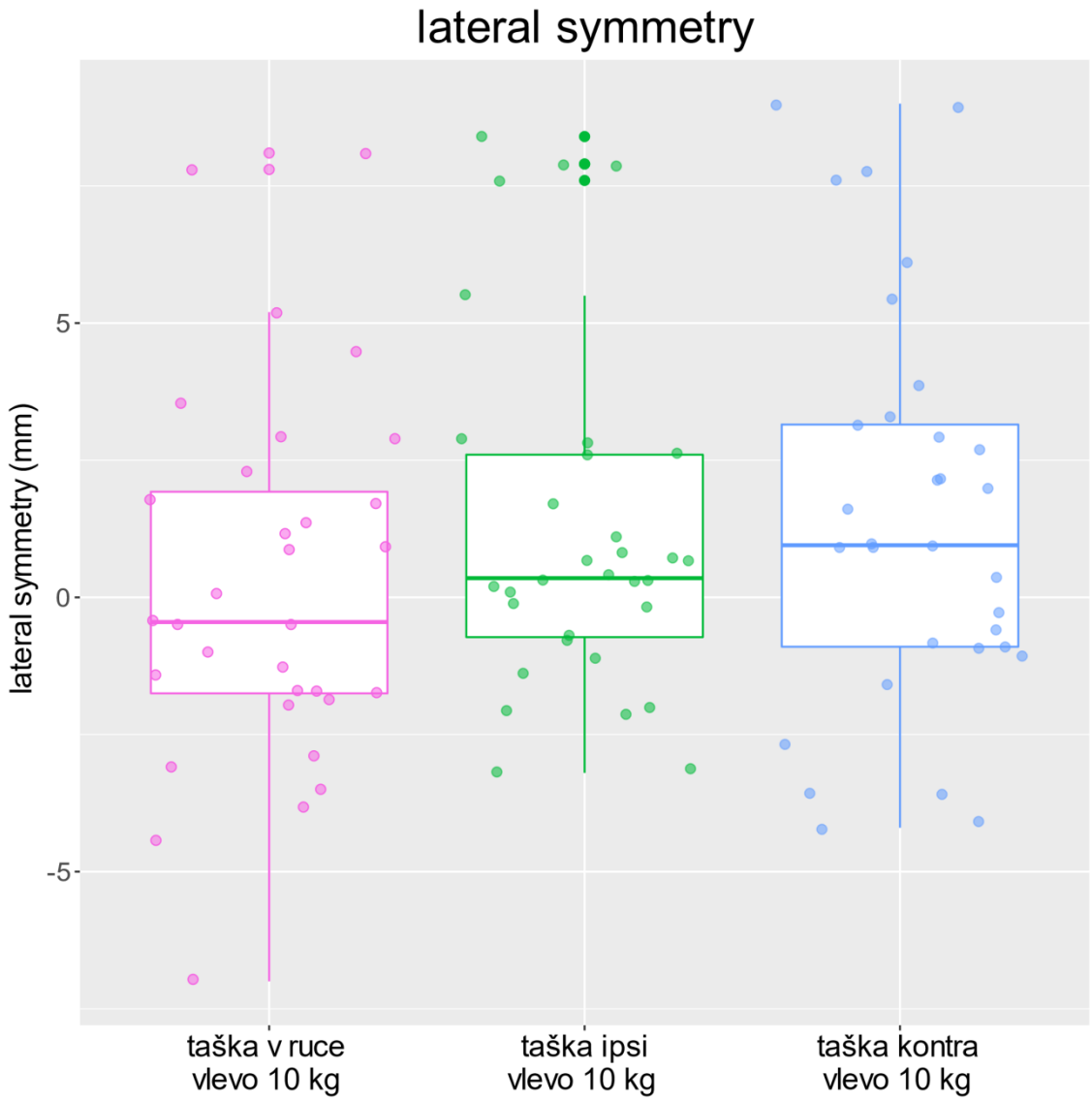


Graf 17. Změna parametru lateral symmetry při posturální zátěži u různého typu zátěže.
Graf ukazuje změnu parametru lateral symmetry při 10 kg zátěži umístěné vlevo u tašky ipsilaterálně oproti batohu a u tašky kontralaterálně oproti batohu.

Poznámka: Při asymetrickém zatížení na pravé straně a při 5 kg zátěži byly změny parametru lateral symmetry různorodé (viz text).



Graf 18. Zúžení šířky kroku při posturální zátěži u různého typu zátěže.
Graf ukazuje zmenšení parametru step width při 10 kg zátěži umístěné vlevo u tašky v ruce oproti tašce ipsilaterálně a u tašky v ruce oproti tašce kontralaterálně.
Poznámka: Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná, stejně tak u 5 kg zatížení (viz text).



Graf 19. Změna parametru lateral symmetry při posturální zátěži u různého typu zátěže.
Graf ukazuje změnu parametru lateral symmetry při 10 kg zátěži umístěné vlevo vlevo u tašky v ruce oproti tašce ipsilaterálně a u tašky v ruce oproti tašce kontralaterálně.
Při asymetrickém zatížení na pravé straně by byla situace stejná (viz text). U 5 kg zatížení došlo ke změně jen v určitých případech (viz text).

DISKUZE

Nejprve bych se chtěla zabývat změnami při symetrickém zatížení neboli změnami při nošení batohu na obou ramenech oproti situaci bez zátěže a při různém stupni zátěže (hypotézy H1 a H2).

Protože dle výchozích studií dochází při zatížení batohem k náklonu trupu vpřed, mohlo by dojít ke změně zatížení plosek při stoji v anterioposteriorním směru oproti situaci bez zátěže. Tuto domněnku potvrdily studie ukazující, zvýšené zatížení přednoží při nošení batohu (Carlsöö S., 1964; Kim, K., 2015). Ovšem v naší studii k žádné takovéto změně parametrů nedošlo. Jedním z důvodů může být, že naše studie byla prováděna oproti předchozím studiím (které vyšetřovaly změnu zatížení plosek u dětí) na dospělých jedincích, kteří se mohou lišit posturálními mechanismy při zatížení oproti dětem. Také se mohlo jednat o nedostatečnou vzdálenost zatížení od COM (umístění závaží batohu byla v diplomové práci usazena níže než v předchozích studiích). A nakonec také nemuselo vůbec dojít k signifikantnímu náklonu trupu vpřed, aby byla vyvolána reakce na ploskách, protože ve veškerých studiích dokazujících náklon trupu vpřed u dospělých, byl tento efekt zaznamenán při chůzi (nikoliv při stoji) či bylo zatížení nedostatečné, neboť ve studii (vyšetřující změnu zatížení plosek) bylo použito zatížení vyšší hmotnosti než v diplomové práci (Kim, K., 2015 použil zatížení 15% BW).

Dalším významným bodem, který byl vyšetřován při nošení batohu na obou ramenech ve stoji, byly parametry stability, tedy pohyb a rychlost pohybu COP. Ze studií, které se tímto tématem zabývaly, vychází, že k ovlivnění COP oproti situaci bez zatížení je nejspíše potřeba určité nadlimitní zátěže (Schiffman, J. M. et al., 2006.; Zultowski, I., & Aruin, A. 2008.; Heller, M. F., Challis, J. H., & Sharkey, N. A., 2009.; Mache, M. A., Janicki, A. J., & Holland, N. P. 2014., Příloha 1.).

V naší studii nedošlo k žádné změně při posturální zátěži oproti situaci bez zatížení, ale byla prokázána neplatnost nulové hypotézy ve třech případech při různém stupni zátěže. Přesněji při zátěži 10 kg došlo k zvýšení obsahu konfidenční elipsy, COP path length a COP average velocity oproti 5 kg zátěži. To vnímáme jako lehce paradoxní, protože mezi situací bez zátěže a zátěží nebyl nalezen rozdíl. Důvodem, proč došlo k této situaci, může být posloupnost měření a role opožděné reakce kontrolních mechanismů držení vzpřímené postury. Zdá se tedy, že zátěž ve formě batohu na zádech

při 5 a 10 kg zatížení nemá oproti situaci bez zátěže na sledované parametry stability významný vliv. Dalším možným vysvětlením je, že nízká zátěž (5 kg) způsobí ukotvení těla v prostoru pomocí pomyslné opory těla a dojde k mírnému zvýšení stability (to nebylo ovšem v naší práci dokázáno), a zátěž 10 kg je již nadlimitní a dojde k snížení stability oproti 5 kg zátěži.

V chůzi došlo se stoupající zátěží k prodloužení trvání fáze dvojí opory i stojné fáze obou dolních končetin, což se shoduje s předchozími studiemi. Nepotvrdil se však vliv na parametr „step length“ při zátěži oproti situaci bez zatížení. Zdá se tedy, že zátěž 5 a i 10 kg nejsou dostatečně velké na to, aby ovlivnily délku kroku při chůzi, která se při určité nadlimitní zátěži zkracuje. Demura T., Demura S., (2009) vyslovil domněnku, že chůze mladého probanda se zátěží má stejné parametry jako chůze u staršího probanda, tedy se mění tak, aby se zvýšila stabilita těla při chůzi, a dojde tedy k prodloužení stojné fáze v rámci krokového cyklu. Dále se při zatížení oproti situaci bez zátěže také zkrátila trajektorie pohybu COP – single support line bilaterálně. Zkrácení single support line lze interpetovat jako snížení dynamické funkce chodidla během částí stojné fáze (kvalitativně zhoršení práce chodidla při odvalu). Podle mé interpretace si toto tvrzení neprotiřečí s výsledky uvedených studií v teoretické části, které říkají, že při chůzi se zvyšujícím se zatížením umístěném v batohu na ramenech, dochází k zvyšování hodnot parametrů „contact area,“ „foot width“ a „foot length.“ (Schulze, C. et al., 2013; Son H., 2013). Tyto parametry souvisí se zatížením lineárně (pokud je vyšší zatížení, tím více se chodidlo „rozplácne“ na podložce), ale single support line je trajektorií COP a jeho zkrácení znamená snížení kvality funkce chodidla. Jednou z možností, proč tomu tak může být je nepřirozenost chůze na běhátku,která negativně ovlivnila tento parametr, protože měření s batohem probíhalo jako jedno z prvních měření a délka adaptace byla příliš krátká.

Další sledované parametry byly sledovány při asymetrickém zatížení (taška ipsilaterálně, taška kontralaterálně a taška v ruce) při zatížení oproti situaci bez zátěže a při různém stupni zátěže (hypotézy H1 a H2). Protože při asymetrické zátěži dochází i ke změně posturálního držení trupu, zejména náklonu na opačnou stranu od zátěže, který je spojen s rotací a také posunem vpřed, lze předpokládat, že zatížení plosek na dolních končetinách by teoreticky mohlo zůstat stejné či by mohlo dojít i k vyššímu zatížení plosky na opačné straně od zátěže, tedy na stranu náklonu trupu. Ale v naší studii byly tyto domněnky vyvráceny a při asymetrickém zatížení při stoji dochází k přesunu váhy na stranu zátěže, která je patrná při situaci 5 kg a 10 kg oproti situaci

bez zátěže a při situaci 10 kg oproti 5 kg. Takto se shodujeme s poznatky ze studií týkající se držení tašky ipsilaterálně, u ostatních typů držení tašky nebyly studie o změně stranového zatížení plosek k dispozici (Gong, W. et al., 2010.; Schulze, C. et al., 2013).

Protože dochází při asymetrickém zatížení k náklonu trupu vpřed, mohlo by dojít i k zatížení přednoží, což u tašky umístěné kontralaterálně a v ruce potvrdil de Vette, J. J., Lee, T., a Song, X., (2011). Ale v naší studii dochází k přesunu zátěže na zadní část nohy a odlehčení přednoží ve všech případech (taška ipsilaterálně, taška kontralaterálně, taška v ruce) při zatížení oproti situaci bez zátěže a u tašky ipsilaterálně i u 10 kg zatížení oproti 5 kg zatížení. V tomto poznatku se tedy zásadně rozcházíme s literaturou. Mohlo by to být způsobeno rasovými rozdíly, neboť výzkum studie probíhal v jihovýchodní Asii. U tašky ipsilaterálně je také zajímavé, že na rozdíl od ostatních situací, kdy došlo k odlehčení přednoží bilaterálně bez ohledu na umístění zátěže, u tašky ipsilaterálně docházelo k odlehčení především přednoží levé dolní končetiny bez ohledu na umístění zátěže. Takovéto chování by mohlo být způsobeno návykem nošení tašky v běžném životě (nošení tašky přes rameno je častý způsob nošení zejména u žen) a preferencí strany při držení tašky a následnou automatizovanou posturální reakcí těla, která se odrazí v odlehčení přednoží levé dolní končetiny. V naší studii se bylo celkem 12 probandů z celkového počtu 32, kteří jsou zvyklí nosit tašku ipsilaterálně (10 na pravé straně, 2 na levé straně).

U parametrů stability došlo pouze k dílčím změnám. U tašky ipsilaterálně došlo k zvýšení COP average velocity při 10 kg oproti 5 kg. U tašky kontralaterálně došlo k zvětšení konfidenčí elipsy při 10 kg oproti situaci bez zatížení a také se zvýšilo COP path length při 10 kg oproti 5 kg zatížení. Se zvyšujícím se zatížením došlo tedy k snížení stability, ale velmi nepravidelně. Snížení stability těla při asymetrickém posturálním zatížení uvedly studie pro tašku ipsilaterálně a tašku v ruce, ale opět jsou tyto parametry ovlivněny až od určitého stupně zátěže (zátěž 1,5 – 3 kg či 5 % BW neměly žádný vliv na parametry stability). Dle naší studie zatížení 10 kg ve stoji nejspíš stále není u dospělých jedinců dostatečnou hmotností pro významné ovlivnění parametrů stability. Zajímavé je, že v několika případech v naší práci došlo k ovlivnění pohybu a rychlosti COP při 10 kg zatížení oproti 5 kg zatížení, ale při 10 kg zatížení oproti situace bez zátěže žádná změna nenastala. Vliv by mohla mít nehomogenita výsledků v rámci skupiny

Nakonec u držení tašky v ruce vlevo se naopak snížila COP path length a COP average velocity při zátěži 10 kg oproti situaci bez zatížení. Proč k tomuto jevu došlo je možná způsobeno tím, že asymetrické zatížení taškou v ruce srovnalo asymetrii probandů a došlo ke zvýšení stability či vznikla pomyslná opora, způsobená taškou v ruce, která pomohla k ukotvení těla v prostoru.

Se stoupající zátěží dochází k prodlužování fáze dvojí opory a prodloužení stojné fáze na straně zátěže. Dále se u všech asymetrických zatížení projevilo zúžení šířky kroku oproti situaci bez zátěže. Prodloužení fáze dvojí opory a stojné fáze na straně zátěže potvrdil i Crowe, A.; Schiereck, P.; Keessen, W. (1993) a Crowe A., Samson M., (1997), ale pouze u držení tašky v ruce. Změna šířky kroku, která nebyla v předchozích studiích zaznamenána či byla zhodnocena jako nevýznamná se v naší práci změnila signifikantně. Jak je zmíněno v předchozím textu u symetrické zátěže, prodloužení stojné fáze slouží k zajištění stability těla při chůzi. Ale zúžení kroku vede naopak k zmenšení baze opory a způsobuje sníženou stabilitu těla v prostoru. Naší domněnkou je, že při asymetrickém zatížení dochází kromě pohybu trupu také k zvýšení abdukce v kyčli na kontralaterální straně a snížení abdukce na straně zátěže (tento fenomén byl popsán u držení tašky v ruce, ale domnívám se, že v menší míře působí i při držení tašky ipsilaterálně a kontralaterálně, Matsuo T. et al., 2008). Abdukční moment kontralaterálně od zátěže se objevuje při stojné fázi ipsilaterální končetiny, aby bylo možné udržet rovnováhu na stojné končetině na straně zátěže, což vede při zahájení dalšího krokového cyklu k položení kontralaterální dolní končetiny blíže k ipsilaterální dolní končetině, aby vzniklo výhodné postavení dolních končetin pro následující náklon trupu na kontralaterální stranu od zátěže. Tento mechanismus vede k zúžení kroku při chůzi během asymetrické zátěže a také možná způsobuje to, že dochází k prodloužení stojné fáze pouze na straně zátěže.

K posunu průsečíku COP (změně lateral symmetry) nedošlo překvapivě ve všech situacích při posturálním zatížení oproti situaci bez zátěže. Posun COP na stranu zatížené dolní končetiny byl zřejmý ve všech případech pouze v situaci taška ipsilaterálně, při tašce kontralaterálně k tomuto posunu došlo pouze při držení zátěže vlevo, ale při držení tašky v ruce k žádnému posunu průsečíku nedošlo. Otázka zní, proč tomu tak je, protože při držení tašky v ruce je zátěž v horizontálním směru držena v ruce dále od těla než při ostatních situacích. Mohlo by se tedy zdát, že při držení tašky v ruce dochází při chůzi k velkému kompenzačnímu mechanismu těla pomocí lateroflexí trupu a abdukcí končetin na kontralaterální straně od zátěže a k výraznému posunu COP

během určitého úseku chůze, tak nedochází. Pokud porovnáme posun COP při různém stupni zátěže, tak se situace mírně lišila. Při držení tašky ipsilaterálně se parametr lateral symmetry nezměnil, u tašky kontralaterálně a v ruce se posunul průsečík COP při 10 kg zátěži oproti 5 kg, ale pouze při držení zátěže v levé ruce. Takováto nesourodá změna průsečíku COP by mohla býti způsobena návykem nošení tašky v běžném životě a preferencí strany při držení tašky.

Zkrácení délky kroku, které bylo studiemi potvrzeno pouze u tašky ipsilaterálně (An, D. H., Yoon, J. Y., Yoo, W. G., & Kim, K. M., 2010) bylo v mé práci prokázáno pouze u tašky v ruce při zatížení oproti situaci bez zatížení a také při různém stupni zátěže. Při chůzi nejspíš taška v ruce způsobuje nejvyšší nároky na udržení stability těla a v chůzi se tak projevuje zkrácením délky kroku.

Posturální reakce je tak potenciálně energeticky nevýhodná pro trupové a končetinové svaly, ale umožňuje zachovat stabilitu chůze bez laterolaterálních výkyvů COP. Zároveň je to právě díky „stupňům volnosti“ pohybu končetiny a vzdáleností zátěže od COM.

Nyní bych se chtěla věnovat změnám při různém typu zátěže (H3). Při všech typech zatížení dochází k většímu zatížení nohy na straně zátěže oproti zatížení batohem při stoji, naopak druhostranná končetina je odlehčena. Dále dochází k odlehčení přednoží a zatížení zadní části chodila při držení asymetrické zátěže oproti symetrické (ovšem výsledky nejsou pravidelné). To vyplývá ze skutečnosti, že při zatížení batohem, které je symetrické nedošlo k asymetrickému rozložení váhy a zatížení batohem je tak obdobné situaci bez zátěže. Dochází tedy k vyššímu zatížení plosky na straně zátěže a odlehčení přednoží stejně, jako když bylo porovnáváno asymetrické zatížení oproti situaci bez zátěže.

Ani v jednom případě nedošlo k ovlivnění parametrů stability při asymetrickém zatížení oproti symetrické zátěži. Co se týče parametrů stability při stoji, nebyly prokázány významné změny ani při zatížení oproti situaci bez zátěže. Tudíž jestli ke změnám parametrů při symetrickém a asymetrickém zatížení došlo, byly nejspíše sobě podobné a rozdíl mezi symetrickým a asymetrickým zatížením tak není signifikantní.

Při asymetrickém zatížení dochází oproti symetrickému zatížení k snížení šířky kroku, stejně jako u asymetrického zatížení oproti situaci bez zátěže (vysvětlení je stejné jako v předchozím případě). Dále se zkrátil krok při držení asymetrické zátěže oproti držení batohu (symetrické zátěži) tentokrát u tašky držené ipsilaterálně a v ruce (neboli se prodloužil krok u batohu oproti tašce ipsilaterálně a v ruce). To že při

porovnání asymetrické zátěže a situace bez zatížení došlo ke zkrácení kroku pouze při držení tašky v ruce a při porovnání batohu a asymetrické zátěže, se zkrátil krok už ve dvou případech, by mohlo poukazovat na fakt, že batoh působí jako pomyslná opora o těla, vede k zvýšení stability těla a poté vychází vliv asymetrického zatížení na stabilitu těla jako markantnější. Ve všech případech došlo ke zkrácení fáze dvojí opory u asymetrické zátěže oproti symetrické zátěži (neboli k prodloužení fáze dvojí opory při symetrické zátěži oproti asymetrické zátěži).

Na kontralaterální straně od zátěže u asymetrické zátěže, se objevilo zkrácení stojné fáze dolních končetin a eventuélně prodloužení stojné fáze dolní končetiny na straně zátěže (v některých případech u tašky kontralaterálně a u tašky v ruce) oproti symetrické zátěži. Na zkrácení stojné fáze kontralaterální dolní končetiny a tedy na zkrácení fáze dvojí opory by mohl mít vliv změněný stereotyp kontroly dolních končetin a trupu při chůzi (viz výše), který dle našeho názoru ovlivňuje i šířku kroku oproti symetrickému zatížení a zajišťuje, co nejnižší vychylování COM.

To že se při asymetrickém zatížení oproti situaci bez zátěže zkrácení stojné fáze dolní končetiny neobjevilo, by mohlo být opět způsobeno zvýšením stability při chůzi u batohu. Parametr lateral symmetry se významně změnil pouze při situaci „taška ipsilaterálně“ a „taška kontralaterálně“, kdy došlo k posunu průsečíku COP na opačnou stranu od zátěže. Proč nedochází ke změně lateral symmetry při držení tašky v ruce je vysvětleno v předchozím textu. Oproti situaci bez zatížení a při různém stupni zátěže je COP změněno při porovnání symetrického a asymetrického zatížení pravidelným způsobem. Opět se dostáváme k vlivu batohu na stabilitu těla a změna parametru lateral symmetry vychází jasněji.

Ve všech případech asymetrického zatížení došlo k zvýšení parametru single support line bilaterálně při asymetrickém zatížení oproti symetrickému zatížení. Vzhledem k tomu, že při symetrickém zatížení došlo oproti situaci bez zátěže ke zkrácení single support line, při porovnání oproti situaci bez zátěže a při různém stupni zátěže nedošlo k žádnému významnému ovlivnění těchto parametrů, tak ze situace vyplývá, že při batohu opravdu dochází ke kvalitativně zhoršení práce chodidla při odvalu a naopak při chůzi s asymetrickou zátěží dynamická funkce chodidla zlepší svoje parametry na obou dolních končetinách oproti batohu (změna je již výraznější než oproti situaci bez zátěže). Došlo tak ke komplexní posturální reakci, která způsobila kvalitnější práci obou chodidel v dynamické funkci u asymetrické zátěže. Ke zkrácení délky kroku došlo kromě situace tašky v ruce (již se zkrátil krok oproti situaci bez

zatížení) také u tašky ipsilaterálně oproti batohu. Batoh tak způsobuje mírné prodloužení kroku, což opět potvrzuje naší domněnku o zvýšení stability těla při nošení batohu při určité zátěži.

Posledním bodem je porovnání typů zátěže při asymetrickém zatížení (H3). Při porovnání tašky ipsilaterálně a tašky kontralaterálně jsou sice známy ze studií určité odlišnosti při změnách držení těla, ale parametry dynamické plantografie se neliší. Jako první bych chtěla zmínit jedinou změnu při stoji, a to vyšší zatížení chodidla na straně zátěže při držení tašce v ruce oproti tašce ipsilaterálně a kontralaterálně. Taška v ruce tak způsobuje největší posturální reakci těla oproti ostatním asymetrickým zatížením. Při chůzi při držení tašky ipsilaterálně a kontralaterálně došlo k nejvyššímu posunu lateral symmetry na stranu k zátěži oproti tašce v ruce. Tento fakt potvrzuje naši teorii o tom, že při držení tašky v ruce k velkému posunu COP nedochází (oproti stiuaci bez zátěže a při různém stupni zátěže opravdu nedocházelo k signifikantním změnám). Při držení tašky v ruce tak dojde oproti tašce ipsilaterálně a kontralaterálně k relativnímu posunu na stranu opačnou od zátěže. Jak již bylo zmíněno při chůzi s taškou v ruce dochází k velkému kompenzačnímu mechanismu těla pomocí lateroflexí trupu a abdukcí končetin na kontralaterální straně od zátěže. Tento mechanismus potvrzuje i vznik zúžení šířky kroku při chůzi, protože ta se jevila při tašce v ruce jako nejužší při tašce v ruce oproti ostatním způsobům držení tašky.

Výsledky diplomové práce by mohly být negativně ovlivněny nevhodným způsobem zátěže, které nebylo dávkováno dle procentuální části BW. Všechny sledované parametry jsou ovlivnitelné tělesnou stavbou jedinců a tedy i jejich pohlavím, protože v naší studii nebylo použito jako zatížení určitá procentuální část tělesné hmotnosti, ale pro všechny probandy bylo použito zatížení 5 a 10 kg. Jednotlivé zátěže, tak u každého jedince vyvolaly různou posturální reakci. K omezení tohoto negativního jevu byla snaha o rovnoměrné genderové rozložení probandů.

Dále mohla k ovlivnění výsledků přispět nepřirozenost chůze na běhátku, která tak mohla negativně ovlivňovat parametry chůze. Dalším působícím faktorem je posloupnost měření jednotlivých situací a výsledky mohou být ovlivněny zpožděním posturálních reakčních mechanismů. Respektive trvá určitý čas, než dojde k adaptaci na změněný typ posturální zátěže a tato doba návyku nemusela být dostatečná. V této práci bylo dokázáno, že zatížení významně ovlivňuje parametry chůze, stability, rozložení zatížení na ploskách, a dynamické funkce chodidla u souboru probandů určitým způsobem (aniž by byli rozděleni do skupin dle posturálního zatížení v běžném

životě). Ale výsledky naznačují, že by mohly být ovlivněny tím, jaký typ a stranu zátěže preferují v běžném životě. Bylo by tedy zajímavé zjistit, jakým způsobem návyk na posturální zatížení ovlivňuje posturu a jestli vyvolává výrazné odchylky parametrů na dynamickém plantografu, které by mohly ovlivnit náš úsudek při vyšetření pacienta na dynamickém plantografu.

Data, která vyšla z naší práce, mohou posloužit jako podklad pro režimová opatření u pacientů s poruchami dolních končetin. Například pacientům, kteří po totální endoprotéze kolene či kyčle již odložili berle a mohou plně zatěžovat, doporučíme, aby se nadále vyvarovali nošení těžkých břemen na straně operované dolní končetiny.

Další fenomén, který by bylo zajímavé do budoucna vyšetřit, je vliv posturálního zatížení u probandů s poruchami rovnováhy. Posturální zátěž by dle našich výsledků mohla stabilitu nejenom snížit, ale při vhodně zvoleném typu a hmotnosti břemene, naopak stabilitu zvýšit. Či by se mohlo zjistit, jaký vhodný způsob typu a velikosti posturálního zatížení by bylo možné použít při tréninku rovnováhy.

ZÁVĚR

V této práci bylo dokázáno, že zatížení ovlivňuje nejvýznamněji parametry chůze (fáze dvojí opory, stojná fáze, šířka kroku, délka kroku), pohyb COP při chůzi (lateral symmetry) a rozložení zatížení na ploskách při stoji (stranové a předozadní rozložení zátěže). Dále došlo také ke změně parametrů stability stoje a dynamické funkce chodidla při chůzi, ale tyto změny nebyly markantní. Dynamická funkce chodidla byla zhoršena při symetrickém zatížení oproti situaci bez zátěže, naopak u asymetrického zatížení došlo oproti symetrické zátěži k jejímu zlepšení (oproti situaci bez zatížení však k žádné významné změně nedošlo).

U mnoha parametrů je dle studií potřeba určitá nadlimitní zátěž pro vyvolání posturální reakce. Například při zvoleném zatížení 5 a 10 kg nedošlo k ovlivnění anterioposteriorní zátěže plosek při symetrickém zatížení při stoji a nevýznamně byly ovlivněny i parametry stability stoje a dynamická funkce chodidla při chůzi. Ve většině studií, kde byl popsán efekt zatížení na posturu, byla hmotnost zátěže alespoň 10% BW. V naší studii tvořilo 10 kg zatížení průměrně 6,7 % tělesné zátěže.

Naopak u ostatních parametrů se jeví 5 kg zátěž jako dostatečná pro posturální reakci a také je významný rozdíl mezi 5 a 10 kg zatížením (total, forefoot, stance phase, double stance, steph width).

Změna parametrů stability u asymetrického zatížení naznačuje snížení stability se zvyšující se hmotností zátěže při stoji, ale výsledky byly tak nepravidelné, že nelze potvrdit vliv 5 kg a 10 kg zatížení na rovnováhu dospělých jedinců při stoji (10 kg není nadlimitní zátěží vyvolávající reakci). Dokonce u držení tašky v ruce došlo se zvyšující se zátěží k zvýšení stability. Tento jev mohl být způsoben tak, že asymetrické zatížení srovnalo asymetrii probandů a došlo ke zvýšení stability či vznikla pomyslná opora, způsobená taškou v ruce, která pomohla k ukotvení těla v prostoru. Stejným způsobem tak možná funguje i symetrické zatížení (batoh na zádech), především při chůzi. Toto tvrzení vyplývá z poznatku, že při asymetrickém zatížení oproti symetrickému zatížení dojde k výraznějším a odlišným změnám parametrů, než když je porovnáváno asymetrické zatížení a situace bez zátěže. Batoh, který pomohl k zvýšení stability těla v prostoru, tak poté zvýrazní odchylky při asymetrickém zatížení, které jsou měřeny. Při chůzi došlo při nošení batohu k prodloužení stojné fáze dolních končetin a fáze dvojí

opory oproti situaci bez zátěže, a to potvrzuje naší teoriii (se zatížením 5 a 10 kg v batohu došlo k zvýšení stability těla).

U symetrického zatížení a u všech typů asymetrického zatížení dochází k prodloužení fáze dvojí opory a stojné fáze dolní končetiny na straně zátěže (u symetrického zatížení se prodlužuje stojná fáze obou dolních končetin) a v některých případech dochází i ke zkrácení kroku (taška v ruce), tyto strategie vedou k zvýšení stability těla. Zároveň se ale při asymetrické zátěži sníží šířka kroku, která stabilitu těla snižuje. Šířka kroku je ovlivněna reakcí trupu a končetin při asymetrickém zatížení (viz diskuze), která se zvětšuje se vzdáleností asymetrické zátěže od těla. Tato reakce slouží k vyrovnání výchylek COM, ale zároveň jsou zvýšeny nároky na udržení rovnováhy, protože dojde ke zmíněnému zúžení kroku. Tento kompenzační mechanismus, při kterém dochází k většímu vychylování těla v mediolaterálním směru způsobuje nejspíše i to, že při držení tašky v ruce nedošlo k žádnému významnému posunu průsečíku COP na oproti situaci bez zatížení za určitý úsek chůze, jak tomu je u tašky ipsilaterálně a kontralaterálně. Dále pak ovlivňuje i to, že při asymetrickém zatížení dochází k prodloužení stojné fáze pouze na straně zátěže oproti situaci bez zatížení a také k zkrácení stojné fáze na kontralaterální straně zátěže (a k celkovému zkrácení fáze dvojí opory) oproti symetrickému zatížení.

Asymetrická zátěž při chůzi je nejspíše pro tělo náročnější pro udržení rovnováhy než symetrická zátěž. Protože strategie k zajištění chůze při asymetrické posturální zátěži sama o sobě zvyšuje nároky na udržení stability těla. Nejvíce náročnou situací se stává chůze při držení tašky v ruce.

U všech typů asymetrického zatížení dochází k zatížení plosky na straně zátěže. Tato studie doplňuje předchozí studie tím, že k signifikantní změně dochází již od zátěže 5 kg a děje se tak u držení tašky ipsilaterálně, kontralaterálně a i v ruce. V rozporu s předchozími studiemi je fakt, že při asymetrickém zatížení dochází k přesunu váhy na zadní část nohy a je odlehčena její přední část. Proč k tomuto jevu dochází, by mohlo být předmětem širší diskuze.

REFERENČNÍ SEZNAM

AHN, J. S. The effects of asymmetric load of shoulder bag on trunk and pelvis movement patterns of normal adult during gait. Graduate School of Health and Environment, Yonsei University, 2006.

AL-OBAIDI, S., WALL, J. C., AL-YAQOUB, A., & AL-GHANIM, M. A comparison of reference data for normal subjects 20 to 29 years of age from Kuwait and Scandinavia. Journal of rehabilitation research and development, 2003, 40.4: 361.

AL-KHABBAZ, YUSUF SSM; SHIMADA, TOMOAKI; HASEGAWA, MASASHI. The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. Gait & posture, 2008, 28.2: 297-302.

AN, D. H., YOON, J. Y., YOO, W. G., & KIM, K. M. Comparisons of the gait parameters of young Korean women carrying a single strap bag. Nursing & health sciences, 2010, 12.1: 87-93.

ATTWELLS, R. L., BIRRELL, S. A., HOOPER, R. H., & MANSFIELD, N. J. Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. Ergonomics, 2006, 49.14: 1527-1537[Abstract].

AYYAPPA, Ed. Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concepts and TerminologyJPO: Journal of Prosthetics and Orthotics, 1997, 9.1: 10-17. ISSN 10408800

BAMPOURAS, Theodoros M.; DEWHURST, Susan. Carrying shopping bags does not alter static postural stability and gait parameters in healthy older females. Gait & posture, 2016, 46: 81-85.

BAUBY, CATHERINE E.; KUO, ARTHUR D. Active control of lateral balance in human walking. Journal of biomechanics, 2000, 33.11: 1433-1440.

BAUER, Denise H.; FREIVALDS, Andris. Backpack load limit recommendation for middle school students based on physiological and psychophysical measurements. Work, 2009, 32.3: 339-350.

BETTANY-SALTIKOV, J.; COLE, L. The effect of frontpacks, shoulder bags and handheld bags on 3D back shape and posture in young university students: an ISIS2 study. Stud Health Technol Inform, 2012, 176: 117-121.

BETTANY-SALTIKOV, J.; WARREN, J.; STAMP, M. Carrying a rucksack on either Shoulder or the Back, Does it matter? Load Induced Functional Scoliosis in Inormal" young. 2008.

BLOOM, DAVID; WOODHULL-MCNEAL, Ann P. Postural adjustments while standing with two types of loaded backpack. Ergonomics, 1987, 30.10: 1425-1430.[Abstract].

BROWN, Ian E.; LOEB, Gerald E. A reductionist approach to creating and using neuromusculoskeletal models. In: Biomechanics and neural control of posture and movement. Springer New York, 2000. p. 148-163.

CAVANAGH, P. R., MORAG, E., BOULTON, A. J. M., YOUNG, M. J., DEFFNER, K. T., & PAMMER, S. E.. The relationship of static foot structure to dynamic foot function. Journal of biomechanics, 1997, 30.3: 243-250.

CARLSÖÖ, SVEN. Influence of frontal and dorsal loads on muscle activity and on the weightdistribution in the feet. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1964, 34.4: 299-309.

CECCATO, J. C., De SÈZE, M., AZEVEDO, C., & CAZALETS, J. R. Comparison of trunk activity during gait initiation and walking in humans. PLoS One, 2009, 4.12: e8193. DOI: 10.1371/journal.pone.0008193. ISSN 19326203

CHANSIRINUKOR, W., WILSON, D., GRIMMER, K., & DANSIE, B., Effects of backpacks on students: measurement of cervical and shoulder posture. Australian Journal of physiotherapy, 2001, 47.2: 110-116.

CHOW, D. H. K.; LEUNG, K. T. Y.; HOLMES, A. D. Changes in spinal curvature and proprioception of schoolboys carrying different weights of backpack. Ergonomics, 2007, 50.12: 2148-2156.

CHOW, D. H., KWOK, M. L., AU-YANG, A. C., HOLMES, A. D., CHENG, J. C., YAO, F. Y., & WONG, M. S.The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls. Ergonomics, 2005, 48.6: 642-656.

CHOW, D. H., KWOK, M. L., CHENG, J. C., LAO, M. L., HOLMES, A. D., AU-YANG, A., ... & WONG, M. S. The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. Gait & posture, 2006, 24.2: 173-181.

CROWE, Alan; SAMSON, Monique M. 3-D analysis of gait: The effects upon symmetry of carrying a load in one hand. Human Movement Science, 1997, 16.2: 357-365.

CROWE, A.; SCHIERECK, P.; KEESSEN, W. Gait adaptations of young adult females to hand-held loads determined from ground reaction forces. Gait & Posture, 1993, 1.3: 154-160.

DEEPASHINI, H., OMAR, B., PAUNGMALI, A., AMARAMALAR, N., OHNMAR, H., & LEONARD, J.. An insight into the plantar pressure distribution of the foot in clinical practice: Narrative review. Polish Annals of Medicine, 2014, 21.1: 51-56.

DEMUR, TOMOHIRO; DEMURA, SHIN-ICHI. Relationship among gait parameters while walking with varying loads. Journal of physiological anthropology, 2010, 29.1: 29-34.

DE VETTE, Jasmien JE; LEE, Taeyong; SONG, Xuezhen. Kinetic and kinematic effects of asymmetric load carrying in the lower extremity. In: Journal of Foot and Ankle Research. BioMed Central, 2014. p. A16.

DEVROEY, C., JONKERS, I., DE BECKER, A., LENAERTS, G., & SPAEPEN, A. . Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures. Ergonomics, 2007, 50.5: 728-742.

DONELAN, J. M., KRAM, R., & KUO, A. Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. Proceedings: Biological Sciences, 2001, 268, 1985-1992.

DREIER, D., HIGNIGHT, E., PALMER, L., ROBERTS, R., & SORELL, W. The effects of backpack placement on upper body forward postural angles: Craniovertebral, sagittal shoulder, and trunk forward lean. 2014.

DRZAŁ-GRABIEC, J., SNELA, S., RACHWAŁ, M., PODGÓRSKA, J., & RYKAŁA, J. Effects of Carrying a Backpack in an Asymmetrical Manner on the Asymmetries of the Trunk and Parameters Defining Lateral Flexion of the Spine. Human factors, 2015, 57.2: 218-226.

DUCKWORTH T, BETTS RP, FRANKS CI, BURKE J.The measurement of pressures under the foot. Foot & ankle, 1982, 3.3: 130-141.

DUNGL, Pavel. 2014. Ortopedie. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 1168 s. ISBN 9788024743578.

EILS, E., NOLTE, S., TEWES, M., THORWESTEN, L., VOLKER, K., ROSENBAUM, D. Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. Journal of biomechanics, 2002, 35.10: 1307-1313.

EIS, E. a kol. Ortopedie: určeno pro posl. fak. všeobec. lékařství. 2., přeprac. vyd. Praha:SPN, 1976. 372 s.

FORD, MATTHEW P.; WAGENAAR, ROBERT C.; NEWELL, KARL M. Arm constraint and walking in healthy adults. Gait & Posture, 2007, 26.1: 135-141.

FILAIRE, M., VACHERON, J. J., VANNEUVILLE, G., POUMARAT, G., GARCIER, J. M., HAROUNA, Y., ... & THIERRY, C.Influence of the mode of load carriage on the static posture of the pelvic girdle and the thoracic and lumbar spine in vivo. Surgical and radiologic Anatomy, 2001, 23.1: 27-31.

FOWLER, NEIL E.; RODACKI, ANDRÉ LF; RODACKI, C. D. Changes in stature and spine kinematics during a loaded walking task. Gait & posture, 2006, 23.2: 133-141.

GIACOMOZZI, CLAUDIA. Appropriateness of plantar pressure measurement devices: a comparative technical assessment. Gait & posture, 2010, 32.1: 141-144.

GOODGOLD, S., MOHR, K., SAMANT, A., PARKE, T., BURNS, T., & GARDNER, L.Effects of backpack load and task demand on trunk forward lean: Pilot findings on two boys. Work, 2002, 18.3: 213-220.

GONG, WONTAE; LEE, SANGYEOL; KIM, BYUNGGON. The comparison of pressure of the feet in stance and gait by the types of bags. Journal of Physical Therapy Science, 2010, 22.3: 255-258.

GRIEVE, D. W.; RASHDI, T. Pressures under normal feet in standing and walking as measured by foil pedobarography. Annals of the rheumatic diseases, 1984, 43.6: 816-818.

GRIMMER, K., DANSIE, B., MILANESE, S., PIRUNSAN, U., & TROTT, P. Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. BMC Musculoskeletal Disorders, 2002, 3.1: 10.

HADDAD, J. M., VAN EMMERIK, R. E., WHITTLESEY, S. N., & HAMILL, J. Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking. Gait & posture, 2006, 23.4: 429-434.

HADDERS-ALGRA, M. et al. Postural control: a Key Issue in Development Disorders. London: Wiley-Blackwell, 2008. s. 352. ISBN: 978-1-898683-57-5

HAISMAN, M. F. Determinants of load carrying ability. Applied ergonomics, 1988, 19.2: 111-121.

HAITH, A., M., KRAKAUER, J., W. Theoretical Models of Motor Control and Motor Learning. In Routledge Handbook of Motor Control and Motor Learning. Gollhofer, A., Taube, W., Nielsen, J.B.(ed.) Simultaneously Publisher in the USA and Canada by Routledge, 711 Third Avenue, New York, NY 10017, 2012. s. 14-15. ISBN: 978-0-415-66960-3

HARITHASAN, DEEPASHINI; OMAR, BAHARUDIN; PAUNGMALI, AATIT. Pattern of Alteration in Foot Mechanics When Carrying Loads Unilaterally in Hand. Internet Journal of Allied Health Sciences and Practice, 2017, 15.2: 7.

HELLER, Michelle F.; CHALLIS, John H.; SHARKEY, Neil A. Changes in postural sway as a consequence of wearing a military backpack. Gait & posture, 2009, 30.1: 115-117.

HENNIG, E. M.; MILANI, T. L. The tripod support of the foot. An analysis of pressure distribution under static and dynamic loading. Zeitschrift fur Orthopadie und ihre Grenzgebiete, 1993, 131.3: 279-284.

HESSERT, M. J., VYAS, M., LEACH, J., HU, K., LIPSITZ, L. A., &NOVAK, V.. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. BMC geriatrics, 2005, 5.1: 8.

HEUVEL van den, M. R. C. et al. The effect of augmented visual feedback during balance training in Parkinson disease: study design of a randomized clinical trial. BMC Neurology [online]. 2013, 13(137), p. 1-9 [cit. 01-03-2016]. Dostupné z: http://www.biomedcentral.com/1471-2377/13/137

HILL, M. W., DUNCAN, M. J., OXFORD, S. W., KAY, A. D., & PRICE, M. J.Effects of external loads on postural sway during quiet stance in adults aged 20–80 years. Applied ergonomics, 2018, 66: 64-69.

HOF, At L. The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. Journal of biomechanics, 2007, 40.2: 451-457.

HONG, YOULIAN; BRUEGGEMANN, GERT-PETER. Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill. Gait & posture, 2000, 11.3: 254-259.

HORAK, FAY B.; NASHNER, LEWIS M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. Journal of neurophysiology, 1986, 55.6: 1369-1381.

HUGHES J, JAGOE JR, CLARK P, KLENERMAN L. Pattern recognition of images of the pressure distribution under the foot from the pedobarograph. The Journal of Photographic Science, 1989, 37.3-4: 139-142.

HUGHES, Janet; KRISS, Stephen; KLENERMAN, Leslie. A clinician's view of foot pressure: a comparison of three different methods of measurement. Foot & ankle, 1987, 7.5: 277-284.

HUGHES, Janey; CLARK, Peter; KLENERMAN, Leslie. The importance of the toes in walking. Bone & Joint Journal, 1990, 72.2: 245-251.

HYUNG, EUN-JU; LEE, HYUN-OK; KWON, YU-JEONG. Influence of load and carrying method on gait, specifically pelvic movement. Journal of physical therapy science, 2016, 28.7: 2059-2062.

IMAMURA, M., IMAMURA, S. T., SALOMÃO, O., PEREIRA, C. A. M., DE CARVALHO JR, A. E., & NETO, R. B. Pedobarometric evaluation of the normal adult male foot. Foot & ankle international, 2002, 23.9: 804-810.

IMMS, F. J.; EDHOLM, O. G. Studies of gait and mobility in the elderly. Age and ageing, 1981, 10.3: 147-156.

JANURA, M., JANUROVÁ ,E. Fyzikální základ biomechaniky. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. s. 95. ISBN: 978-80-244-1805-6

JANURA, M. Metody biomechanického výzkumu: Kinematická analýza pohybu v biomechanice. In: http://ftk.upol.cz [online]. 2011 [cit. 2015-03-15]. Dostupné z: http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTKkatedry/biomechanika/BIOM_Metody_biomechanickeho_vyzkumu.pdf

KAPANDJI, A. I., KANDEL, M. J., & KAPANDJI, I. A. Physiology of the Joints: Lower Limb: Volume 2. Churchill Livingstone, 1988.

KEIJSERS N., NIKI M STOLWIJK N. , LOUWERENS J. W.: The effect of various subject characteristics on plantar pressure pattern. Journal of Foot and Ankle Research 2014 7(Suppl 1):A40.

KIM, KYUNG; KIM, CHANG JU; OH, DUCK-WON. Effect of backpack position on foot weight distribution of school-aged children. Journal of physical therapy science, 2015, 27.3: 747-749.

KINOSHITA, H., Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. Ergonomics, 1985, 28.9: 1347-1362. DOI: 10.1080/00140138508963251. ISSN: 0014-0139
KOLÁŘ, P., (2009) Kineziologie páteře, pánve a hrudníku. In Kolář et al. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 135 s. ISBN 9788072626571.

KOLÁŘ, P., (2009) Vyšetření posturálních funkcí. In Kolář et al. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 36-51 s. ISBN 9788072626571.

KOLÁŘ, P., & VALOUCHOVÁ, A. (2009) Chůze. In Kolář et al. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 48-42 s. ISBN 9788072626571.

KOLÁŘOVÁ, K. a M. ZVONAŘ. Analýza plantárního tlaku při chůzi. Biomechanické metody ve sportu. Brno: Masarykova univerzita, 2014, s. 92-96. ISBN 978-80-210-6861-2

KRÁLÍČEK, P. Úvod do speciální neurofyziologie. 3. vyd. Praha, Galén, 2011. s. 235. ISBN: 978-80-7262-618-2

KREBS, D. E., WONG, D., JEVSEVAR, D., RILEY, P. O., & HODGE, W. A. Trunk kinematics during locomotor activities. Physical therapy, 1992, 72.7: 505-514. ISSN 00319023.

KUO, A. D. Stabilization of Lateral Motion in Passive Dynamic Walking. The International Journal of Robotics Research, 1999, 18, 917-930.

LI, JING XIAN; HONG, YOULIAN; ROBINSON, PAUL D. The effect of load carriage on movement kinematics and respiratory parameters in children during walking. European Journal of Applied Physiology, 2003, 90.1-2: 35-43.

LIPPERT, Lynn. 2011. Clinical kinesiology and anatomy. 5th ed. Philadelphia, PA: F.A. Davis, 396 s. ISBN 0803623631.

LYU, Saemee; LABAT, Karen L. Effects of natural posture imbalance on posture deviation caused by load carriage. International Journal of Industrial Ergonomics, 2016, 56: 115-123.

MACHE, Melissa A.; JANICKI, Alexa J.; HOLLAND, Natasha P. Effect of mode of load carriage on postural sway In: ISBS-Conference Proceedings Archive. 2014.

MACIAS, B. R., MURTHY, G., CHAMBERS, H., & HARGENS, A. R.Asymmetric loads and pain associated with backpack carrying by children. Journal of Pediatric Orthopaedics, 2008, 28.5: 512-517.

MARTIN, Philip E.; NELSON, Richard C. The effect of carried loads on the walking patterns of men and women. Ergonomics, 1986, 29.10: 1191-1202.[Abstract].

MATSUO, T., HASHIMOTO, M., KOYANAGI, M., & HASHIZUME, K.Asymmetric load-carrying in young and elderly women: Relationship with lower limb coordination. Gait & posture, 2008, 28.3: 517-520.

MCGEER, T. (1990). Passive dynamic walking. In: Spong, M. W., Lewis, F. L., & Abdallah, C. T. (Eds.) (1993). Robot Control: Dynamics, Motion Planning and Analysis. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers.

MURPHY, D. F., BEYNNON, B. D., MICHELSON, J. D., & VACEK, P. M.Efficacy of plantar loading parameters during gait in terms of reliability, variability, effect of gender and relationship between contact area and plantar pressure. Foot & ankle international, 2005, 26.2: 171-179.

NEGRINI, STEFANO; NEGRINI, ALBERTO. Postural effects of symmetrical and asymmetrical loads on the spines of schoolchildren. Scoliosis, 2007, 2.1: 8.

OATIS, Carol A. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. 2nd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, c2009. ISBN 9781451108989

OBERG, TOMMY; KARSZNIA, ALEK; OBERG, KURT. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. Journal of rehabilitation research and development, 1993, 30.2: 210.

OH, J. H.; CHOI, S. N. Effects of the length of schoolbag string on gait posture. J Sport Leis Stud, 2007, 30: 619-629.

ORENDURFF, M. S., SEGAL, A. D., KLUTE, G. K., & BERGE, J. S. The effect of walking speed on center of mass displacement. Journal of rehabilitation research and development, 2004, 41.6A: 829.

O SHEA, C.; BETTANY-SALTIKOV, J. A.; WARREN, J. G. Effect of same-sided and cross-body load carriage on 3D back shape in young adults. Studies in health technology and informatics, 2006, 123: 159.

Patobiomechanika a patokineziologie : Kompendium [online]. 2004 - [cit. 2008-12-05]. Dostupný z WWW:http://biomech.ftvs.cuni.cz./pbpkJkompendium/anatomie/dk noha.php

PASCOE, David D., Pascoe, D. E., Wang, Y. T., Shim, D. M., & Kim, C. K. Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. Ergonomics, 1997, 40.6: 631-640.[Abstract].

PERIYASAMY, R., MISHRA, A., ANAND, S., & AMMINI, A. C. Preliminary investigation of foot pressure distribution variation in men and women adults while standing. The Foot, 2011, 21.3: 142-148.

PERRY, J., & DAVIDS, J. R. Gait analysis: normal and pathological function. Journal of Pediatric Orthopaedics, 1992, 12.6: 815.

PERTTUNEN, J.: Foot Loading in Normal and Phatological Walking [online]. 2002 - [cit. 2008-11-20]. Dostupné z WWW:http://selene.lib.jyu.fi:8080/vaitos/studies/studsport/9513912221.pdf

RAI, D. V.; AGGARWAL, L. M. The study of plantar pressure distribution in normal and pathological foot. Pol J Med Phys Eng, 2006, 12.1: 25-34.

RAIBERT, M. H. & HODGINS, J. A. (1993). Legged robots. In: Beer, R. Ritzmann, R. & T. McKenna, T. (Eds.) (1993). *Biological Neural Networks in Invertebrate Neuroethology and Robotics*, 319–354. Boston: Academic Press.

REED, Lloyd F.; URRY, Stephen R.; WEARING, Scott C. Reliability of spatiotemporal and kinetic gait parameters determined by a new instrumented treadmill system. BMC musculoskeletal disorders, 2013, 14.1: 249.

RODGERS, Mary M. Dynamic foot biomechanics. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 1995, 21.6: 306-316.

RUSCOE, GLENN. The effect of unilateral load carriage on adolescent posture. 1989. PhD Thesis. School of Physiotherapy, Curtin University of Technology.

SAWERS, Andrew; HAHN, Michael E. Regulation of whole-body frontal plane balance varies within a step during unperturbed walking. Gait & posture, 2012, 36.2: 322-324.

SOAMES, R. W. Foot pressure patterns during gait. Journal of biomedical engineering, 1985, 7.2: 120-126.

SCHIFFMAN, J. M., BENSEL, C. K., HASSELQUIST, L., GREGORCZYK, K. N., & PISCITELLE, L. (2006).Effects of carried weight on random motion and traditional measures of postural sway. Applied Ergonomics, 2006, 37.5: 607-614.

SCHULZE, C., LINDNER, T., WOITGE, S., FINZE, S., MITTELMEIER, W., & BADER, R.Effects of wearing different personal equipment on force distribution at the plantar surface of the foot. The Scientific World Journal, 2013, 2013.

SMITH, B., ASHTON, K. M., BOHL, D., CLARK, R. C., METHENY, J. B., & KLASSEN, S. Influence of carrying a backpack on pelvic tilt, rotation, and obliquity in female college students. Gait & posture, 2006, 23.3: 263-267.

SOBOTKA, Z. Biomechanické funkce dolních končetin a chodidel. Pohybové ústrojí, 1996, 3.1: 28-38.

SON, HOHEE. The effect of backpack load on muscle activities of the trunk and lower extremities and plantar foot pressure in flatfoot. Journal of physical therapy science, 2013, 25.11: 1383-1386.

STOKES, I. A.; STOTT, J. R.; HUTTON, W. C. Force distributions under the foot--a dynamic measuring system. Biomedical engineering, 1974, 9.4: 140-143.

SVOBODOVÁ, Jaroslava. *Svalová aktivita trupu při chůzi*. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2016. 67 s., Vedoucí bakalářské práce Mgr. Michaela Opálková.

ŠKOPEK, Martin. (2012). Sledování změn zapojení svalů ve vybraných oblastech pohybové soustavy člověka při chůzi a nordic walking. Disertační práce, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 186 s

TAUBE, W., GOLLHOFER., A. Postural Control and Balance Training. In Routledge Handbook of Motor Control and Motor Learning. Gollhofer, A., Taube, W., Nielsen, J.B. (ed.). Simultaneously Publisher in the USA and Canada by Routledge, 711 Third Avenue, New York, NY 10017, 2012. s. 252. ISBN: 978-0-415-66960-3

TESIO, L., ROTA, V., CHESSA, C., & PERUCCA, L. The 3D path of body centre of mass during adult human walking on force treadmill. Journal of biomechanics, 2010, 43.5: 938-944

TING, L. H., VAN ANTWERP, K. W., SCRIVENS, J. E., MCKAY, J. L., WELCH, T. D., BINGHAM, J. T., & DEWEERTH, S. P. . Neuromechanical tuning of nonlinear postural control dynamics. Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science, 2009, 19.2: 026111.

VACHERON, J. J., POUMARAT, G., CHANDEZON, R., & VANNEUVILLE, G. Changes of contour of the spine caused by load carrying. Surgical and Radiologic Anatomy, 1999, 21.2: 109-113.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část) – Terminologie a biomechanické principy. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 2002, roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN: 1211-2658

VAŘEKA, I. Dynamická plantografie. Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu [online]. 2009 [cit. 2015-02-23]. Dostupné z: http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/

VAŘEKA, I. a R. VAŘEKOVÁ. Kineziologie nohy. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, František. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy, 2006, Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 375 s. ISBN 8072548379.

WANG, C., WAI, Y., KUO, B., YEH, Y. Y., & WANG, J. Cortical control of gait in healthy humans: an fMRI study. Journal of neural transmission, 2008, 115.8: 1149-1158. DOI 10.1007/s00702-008-0058-z

WELTON, E. ANN. The Harris and Beath footprint: interpretation and clinical value. Foot & ankle, 1992, 13.8: 462-468.

WILLIAMS, M., LISSNER, H. Biomechanics of human motion. Philadelphia [etc.] : W.B. Saunders, 1962. s. 147.

WINTER, DAVID A. Human balance and posture control during standing and walking. Gait & posture, 1995, 3.4: 193-214.

WINTER, D. A., PATLA, A. E., PRINCE, F., ISHAC, M., & GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing. Journal of neurophysiology, 1998, 80.3: 1211-1221.

WONG, Aaron SK; HONG, Y. Walking pattern analysis of primary school children during load carriages on treadmill 492. Medicine & Science in Sports & Exercise, 1997, 29.5: 85.[Abstract].

XU, C., WEN, X. X., HUANG, L. Y., SHANG, L., CHENG, X. X., YAN, Y. B., & LEI, W. Normal foot loading parameters and repeatability of the Footscan® platform system. Journal of Foot and Ankle Research, 2017, 10.1: 30.

XUE, WANG. Foot Behavior during Walking based on Foot Kinetics and Kinematics. 2012. PhD Thesis.

ZEBRIS MEDICAL GMBH. FDM-T Bedienungsanleitung: Uživatelský manuál. Isny im Allgäu (Německo), 2011, 95 s.

ZEBRIS MEDICAL GMBH. FDM-T Software User Manual: Uživatelský manuál. Isny im Allgäu (Německo), 2015, 178 s.

ZULTOWSKI, ILYSE; ARUIN, ALEXANDER. Carrying loads and postural sway in standing: the effect of load placement and magnitude. Work, 2008, 30.4: 359-368.

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1.: Opěrná baze (Vařeka, 2002) 15
Obrázek 2.: Vztah závislosti COP a COM (Hadders-Algra et al., 2008) 15
Obrázek 3.: Pohyb COP (Perry, 1992) 18
Obrázek 4.: Jednotlivé fáze krokového cyklu (Perry, 1992) 21
Obrázek 5.: Parametry ovlivňující tlak chodidla (Keijsers N., Stolwijk N., Lowerens J. W., 2014) 23
Obrázek 6.: Efektivní intersegmentální mobilita (Vacheron, J. J., Poumarat, G., Chandezon, R., & Vanneuville, G, 1999) 27
Obrázek 7.: Walking angle (Demur, Tomohiro; Demura, Shin-ichi, 2010) 28
Obrázek 8.: Asymetrické zatížení ipsilaterálně na rameni (Drzał-Grabiec, J. et al., 2013) 30
Obrázek 9.: Srovnání asymetrického zatížení taška kontralaterálně a ipsilaterálně na rameni (Bettany-Saltikov, J. A.; Warren, J. G., 2006) 31
Obrázek 10.: Pohyb páteře ve frontální rovině při asymetrickém zatížení (Filaire M. et al., 2001) 33
Obrázek 11.: Pohyb páteře v transverzální rovině při asymetrickém zatížení (Filaire M. et al., 2001) 33
Obrázek 12.: Konfidenční elipsa (Janura, 2011) 38
Obrázek 13.: Parametry kroku (Demur T., Demura S., 2010) 40
Obrázek 14: Motýlový diagram 40

SEZNAM GRAFŮ

Graf č. 1: double stance (zatížení X bez zátěže) 44
Graf č. 2: stance phase L (zatížení X bez zátěže) 45
Graf č. 3: single support line L(zatížení X bez zátěže) 46
Graf č. 4: total L(zatížení X bez zátěže) 47
Graf č. 5: forefoot L (zatížení X bez zátěže) 48
Graf č. 6: step width (zatížení X bez zátěže) 49
Graf č. 7: total L (stupeň zátěže) 52
Graf č. 8: step width (stupeň zátěže) 53
Graf č. 9: double stance (stupeň zátěže) 54
Graf č. 10: stance phase R (stupeň zátěže) 55
Graf č. 11: total L (typ zátěže) 59
Graf č. 12: forefoot L (typ zátěže) 60
Graf č. 13: step width (typ zátěže) 61
Graf č. 14: stance phase R (typ zátěže) 62
Graf č. 15: double stance (typ zátěže) 63
Graf č. 16: single support line L (typ zátěže) 64
Graf č. 17 lateral symmetry (typ zátěže) 65
Graf č. 18: step width (typ zátěže) 66
Graf č. 19: lateral symmetry (typ zátěže) 67

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Srovnání výsledků symetrického zatížení (tabulka) 91-93
Příloha č. 2: Report analýza stoje (obrázek) 94
Příloha č. 3: Report analýza chůze (obrázek) 95-96
Příloha č. 4: Umístění zátěže (foto).....97
Příloha č. 5: Držení tašky (foto).....98
Příloha č. 6: Závaží (foto).....98
Příloha č. 7: Výsledky statistických hypotéz H1 a H2 stoj (tabulka).....99-103
Příloha č. 8: Výsledky statistických hypotéz H1 a H2 chůze (tabulka) 104-109
Příloha č. 9: Výsledky statistických hypotéz H3 stoj (tabulka) 110-116
Příloha č. 10: Výsledky statistických hypotéz H3 chůze (tabulka).....166-124

PŘÍLOHY

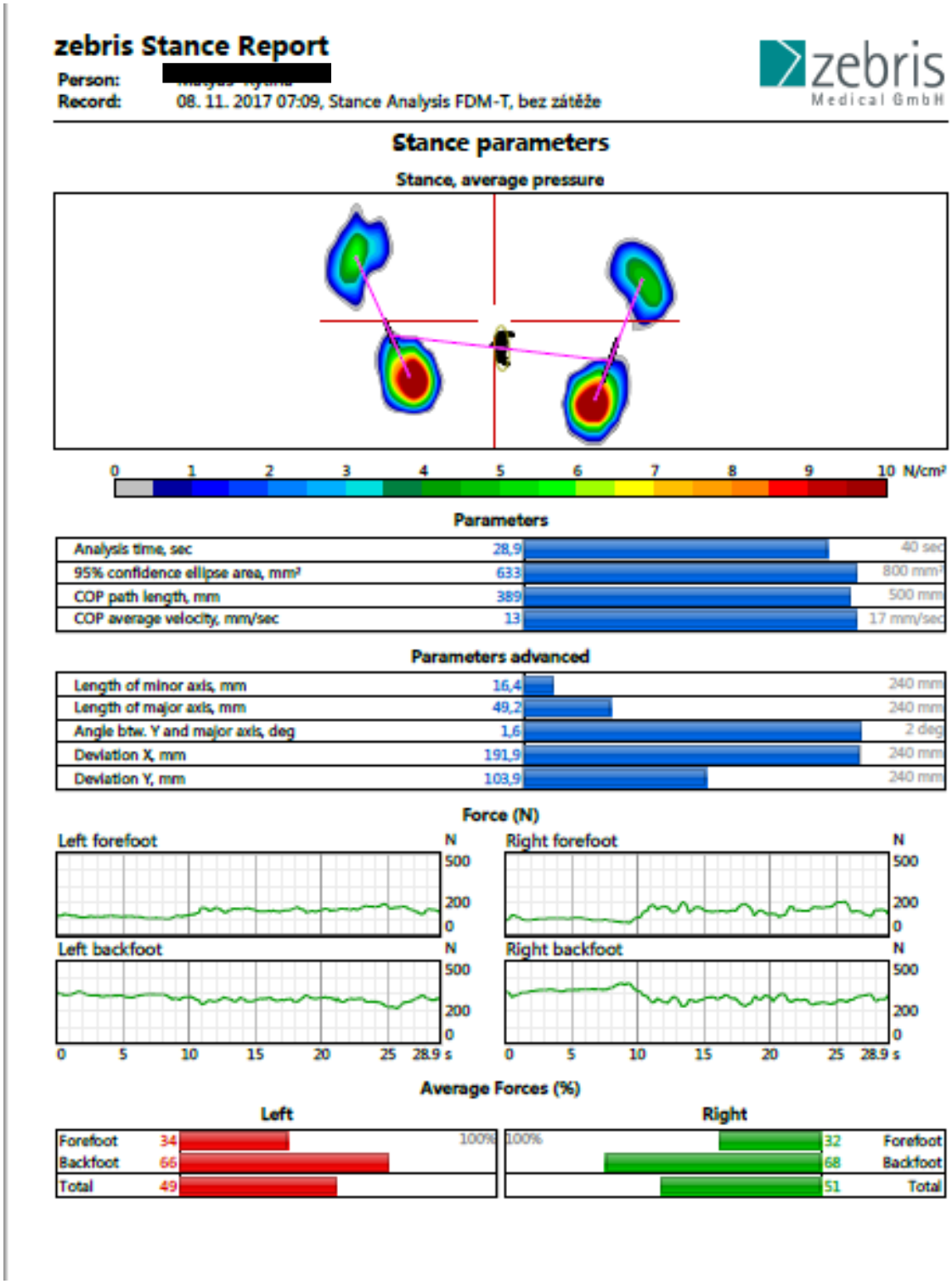
Příloha 1: Srovnání výsledků symetrického zatížení

AUTOR	VĚK PROBANDŮ	VÁHA ZÁTĚŽE	STOJ ČI CHŮZE	TYP ZÁTĚŽE	VÝSLEDKY
Martin P., Nelson RC., 1986	**dospělí**	**9, 17, 29, 36 kg**	**chůze**	**Vojenská výzbroj 36 kg - rucksack**	**Snížení délky kroku Snížení švihové fáze Zvýšení fáze dvojí opory Náklon trupu vpřed (29, 36 kg) Ženy ovlivněny více**
Bloom D, Woodhull-McNeal AP., 1987	**dospělí**	**14 kg pro ženy, 19 kg pro muže**	**chůze**	**„frame pack“**	**Náklon trupu vpřed**
Vacheron J.J., et al., 1999	**dospělí**	**22,5 kg**	**chůze**	**Batoh na obou ramenech**	**snížení efektivní intersegmentální pohyblivosti obratlů v sagitální rovině mezi obratli Th12-L3-S1 a T7-T12-L3, zvýšení intersegmentálního pohybu mezi segmenty occiput -C7 –T7**
Attwells, R. L., Birrell, S. A., Hooper, R. H., & Mansfield, N. J., 2006	**dospělí**	**8, 16, 40, 50 kg**	**chůze**	**Různá (vojenská výbava)**	**Náklon trupu vpřed. Zvýšení range of motion (ROM) kyčle a kolene.**
Devroey C. et al., 2007	**dospělí**	**5,10, 15% BW**	**Stoj a chůze**	**Batoh na obou ramenech**	**zvýšení flexe trupu, snížená anteverze pánve (od 10% BW)**
Chow, D. H. K., Hin, C. K. F., Ou, D., & Lai, A., 2011	**dospělí**	**10% BW**	**chůze**	**Batoh na obou ramenech**	**Náklon trupu vpřed, snížení bederní lordózy, zvýšení hrudní kyfózy a krční lordózy**
Schiffman, J. M. et al.,	**dospělí**	**20 kg**	**stoj**	**Vojenská výzbroj**	**Zvýšení pohybu COP v mediolaterálním i**

(2006)					**anterioposteriorním směru**
Zultowski, I., & Aruin, A. 2008	**dospělí**	**10,20% BW**	**stoj**	**Batoh na obou ramenech**	**Nesignifikantní zvýšení pohybu COP v mediolaterálním i anterioposteriorním směru**
Heller, M. F., Challis, J. H., & Sharkey, N. A., 2009	**Dospělé ženy**	**18,1 kg**	**stoj**	**Batoh na obou ramenech**	**Zvýšení pohybu COP v mediolaterálním i anterioposteriorním směru**
Mache, M. A., Janicki, A. J., & Holland, N. P., 2014	**dospělí**	**10% BW**	**stoj**	**Batoh na obou ramenech**	**Zvýšení pohybu COP v anterioposteriorní m směru**
Dreier, D. et al., 2014	**18-30 let**	**17% BW**	**chůze**	**Batoh na obou ramenech**	**Náklon trupu vpřed, předsun ramen a hlavy**
Pascoe D. D., 1997	11-13 let		Chůze a stoj	Batoh na obou ramenech, batoh na jednom rameni	Elevace ramene a lateroflexe páteře při batohu na jednom rameni Snížení délky kroku Náklon trupu vpřed Předsun hlavy
Hong Y, Brueggeman n GP., 2000	10 let	10, 15, 20% BW	chůze	Batoh na obou ramenech	Náklon trupu vpřed (15,20% BW), zvýšení trvání fáze dvojí opory a stojné fáze, snížení intersegmentální mobility trupu, snížení trvání švihové fáze (20% BW)
Grimmer K. et al., 2002	12-18 let	3, 5, 10% BW	stoj	Batoh na obou ramenech centrovan ý v pozici T7, T12, L3	Náklon trupu vpřed (především v oblasti T7)
Li JX, Hong Y, Robinson P.,2003	10 let	10, 15, 20% BW	chůze	Batoh na obou ramenech	Náklon trupu vpřed (20%)
Wong ASK, Hong Y., 1997	11,6 let	10, 15, 20% BW	chůze	Batoh na obou ramenech	Náklon trupu vpřed, nebyl rozdíl při trvání švihové fáze, fáze

					dvojí opory, šířce kroku
Goodgold et al., 2002	10 let	0, 8,5, 17% BW	Stoj a chůze	Batoh na obou ramenech	Náklon trupu vpřed
Chow D. H., Leung K. T., Holmes A. D., 2007	Děti školního věku	10, 15, 20% BW	stoj	Batoh na obou ramenech	Vyhlazení bederní lordózy, snížení horní hrudní kyfózy
Chow D., et al., 2006	Dívky 10-15 let	7.5%, 10%, 12.5% 15% BW	chůze	Batoh na obou ramenech	Zvýšení flexe trupu, rotace trupu vpravo-rotace hlavy vlevo, zvýšení COP v anterioposteriorním směru
Negrini, S., Negrini, A.,2007	12 let	8, 12 kg	chůze	Batoh na obou ramenech	Náklon trupu vpřed, anteverze pánve

Příloha 2. Report analýza stoje



zebris Stance Report

Person: [redacted]

Record: 08. 11. 2017 07:09, Stance Analysis FDM-T, bez zátěže

zebris Medical GmbH

Stance parameters

Stance, average pressure

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 N/cm²

Parameters

Analysis time, sec	28,9	40 sec
95% confidence ellipse area, mm²	633	800 mm²
COP path length, mm	389	500 mm
COP average velocity, mm/sec	13	17 mm/sec

Parameters advanced

Length of minor axis, mm	16,4	240 mm
Length of major axis, mm	49,2	240 mm
Angle btw. Y and major axis, deg	1,6	2 deg
Deviation X, mm	191,9	240 mm
Deviation Y, mm	103,9	240 mm

Force (N)

Left forefoot / Right forefoot / Left backfoot / Right backfoot

N 500 200 0

0 5 10 15 20 25 28.9 s

Average Forces (%)

Left			Right		
Forefoot	34	100%	100%	32	Forefoot
Backfoot	66			68	Backfoot
Total	49			51	Total

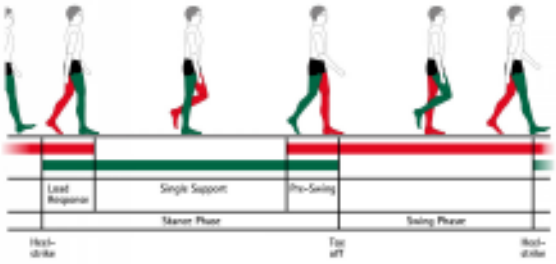
Příloha 3. Report analýza chůze

zebris Gait Report

Person: [redacted]
Record: 08. 11. 2017 07:29, Gait Analysis FDM-T, bez zátěže

zebris Medical GmbH

Gait parameters



Geometry

Foot rotation, degree	L	17,9±2,2	-25° 25°
	R	14,0±2,2	
Step length, cm	L	73±2	180 cm
	R	71±1	
Stride length, cm		144±2	
Step width, cm		8±3	

Phases

Stance phase, %	L	62,6±0,8	100 %
	R	62,2±0,8	
Load response, %	L	12,4±0,6	
	R	12,4±0,6	
Mid stance, %	L	37,8±0,9	
	R	37,4±0,7	
Pre-Swing, %	L	12,4±0,6	
	R	12,4±0,6	
Swing phase, %	L	37,4±0,8	
	R	37,8±0,8	
Double stance phase, %		24,8±0,8	

Timing

Step time, sec	L	0,57±0,...	1,4 sec
	R	0,58±0,...	
Stride time, sec		1,15±0,...	
Cadence, steps/min		105±1	180 steps/min
Velocity, km/h		4,5±0,1	6 km/h

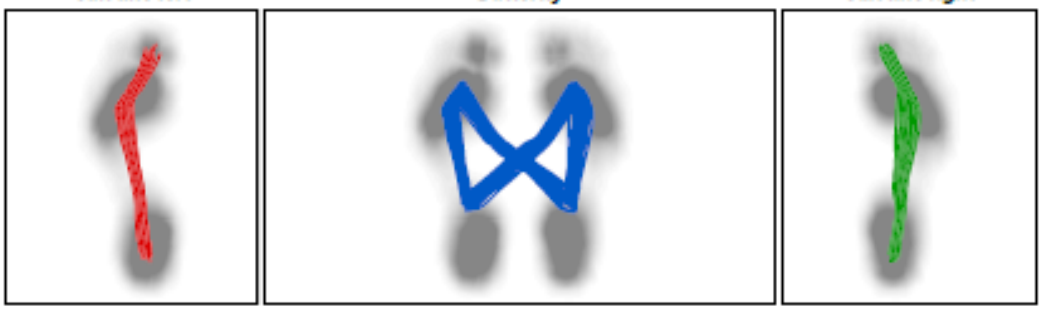
zebris Gait Report

Person: [redacted]
Record: 08. 11. 2017 07:29, Gait Analysis FDM-T, bez zátěže

zebris Medical GmbH

COP analysis

Gait line left | Butterfly | Gait line right

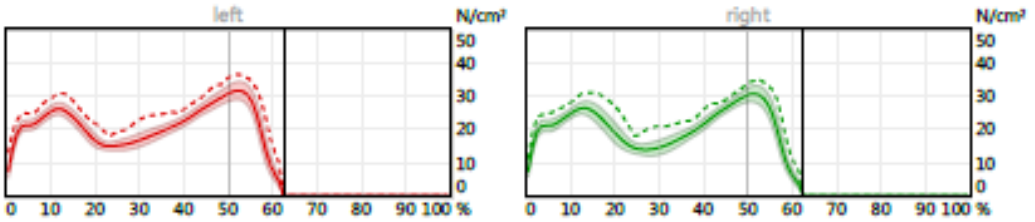


Butterfly parameters

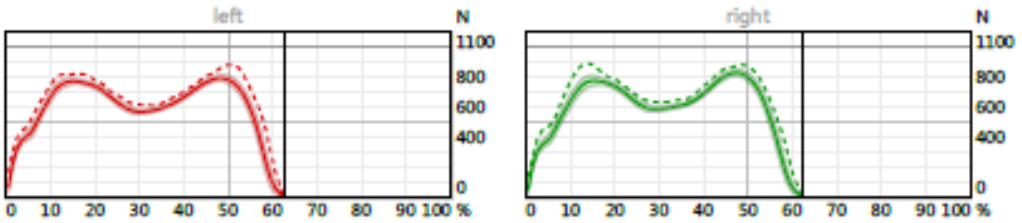
Length of gait line, mm	L	226,5 ±...	300 mm
	R	233,3 ±...	
Single support line, mm	L	124,5 ±...	
	R	128,3 ±...	
Ant/post position, mm		165,7 ±...	
Lateral symmetry, mm		-0,3 ±4,5	-150 mm 150 mm

Force and pressure

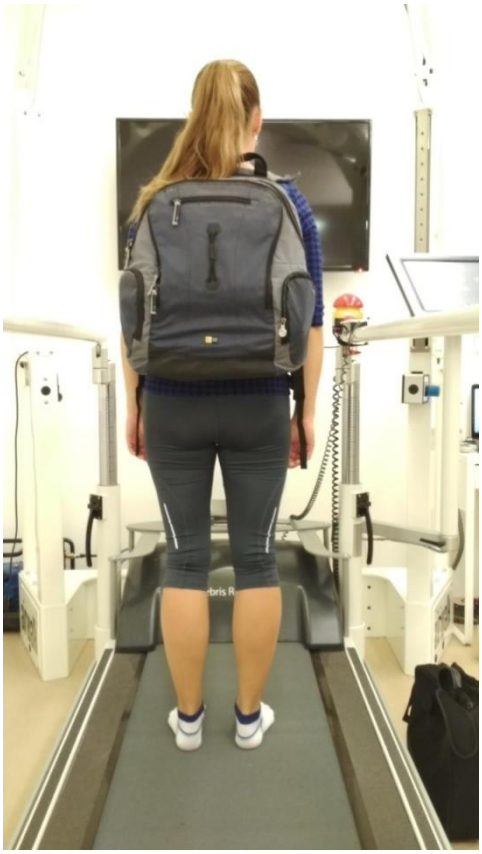
Pressure curves



Force curves

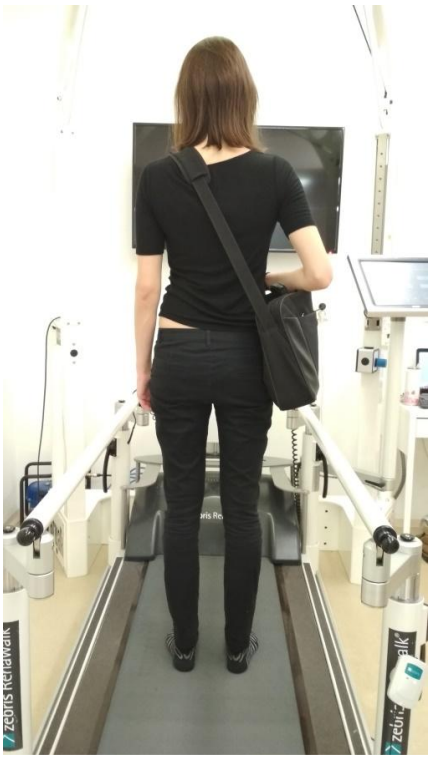


Příloha 4. Umístění zátěže



Obrázek A. Batoh na obou ramenech

Obrázek B. Taška na rameni ipsilaterálně



Obrázek C. Taška na rameni ipsilaterálně

Obrázek D. Taška v ruce

Příloha 5. Držení tašky

Příloha 6. Závaží

Příloha 7. Výsledky statistických hypotéz H1 a H2 stoj

Stoj – batoh na obou ramenech						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	bez zátěže x 5 kg	2,5	(-35,1; 27,0)	16	1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-55,5	(-103,0; -5,9)	10	0,05	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-41,5	(-82,0; -25,9)	9	0,02	**zamítáme H0**
COP path length	bez zátěže x 5 kg	7,5	(-3,1; 29,0)	20	0,22	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-20	(-35,0; 9,1)	12	0,22	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-21	(-58,0; -4,0)	8	0,01	**zamítáme H0**
COP average velocity	bez zátěže x 5 kg	0,5	(0,0; 1,0)	16	0,33	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-1	(-1,0; 0,0)	10	0,25	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-1	(-2,0; 0,0)	7	0,01	**zamítáme H0**
Forefoot L	bez zátěže x 5 kg	3	(0,0; 5,0)	20	0,1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1,5	(-2,0; 4,0)	17	0,58	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(-3,0; 1,0)	14	1	nezamítáme H0
Forefoot R	bez zátěže x 5 kg	1	(-2,0; 6,0)	19	0,28	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-0,5	(-2,0; 2,0)	13	0,71	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-2	(-6,0; 0,0)	10	0,07	nezamítáme H0
Backfoot L	bez zátěže x 5 kg	-3	(-5,0; 0,0)	10	0,1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-1,5	(-5,0; 2,0)	13	0,58	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(-2,0; 3,0)	15	1	nezamítáme H0
Backfoot R	bez zátěže x 5 kg	-1,5	(-6,0; 1,0)	11	0,15	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1	(-1,0; 2,0)	18	0,36	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	2,5	(0,0; 7,0)	21	0,07	nezamítáme H0
Total L	bez zátěže x 5 kg	-0,5	(-1,0; 1,0)	11	0,44	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-0,5	(-2,0; 1,0)	12	0,57	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(-1,0; 1,0)	13	1	nezamítáme H0
Total R	bez zátěže x 5 kg	0,5	(-1,0; 1,0)	16	0,44	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0,5	(-1,0; 2,0)	16	0,57	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(-1,0; 1,0)	14	1	nezamítáme H0

Stoj – taška na rameni ipsi vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	bez zátěže x 5 kg	9	(-59,0; 48,0)	17	0,86	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-21,5	(-110,0; 46,0)	14	0,6	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-31,5	(-59,1; 26,0)	11	0,11	nezamítáme H0
COP path length	bez zátěže x 5 kg	16,5	(-5,0; 32,1)	20	0,22	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	11,5	(-38,1; 56,0)	18	0,6	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-22	(-31,0; 10,0)	13	0,38	nezamítáme H0
COP average velocity	bez zátěže x 5 kg	0,5	(0,0; 2,0)	16	0,23	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0	(-1,0; 2,0)	14	1	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-1	(-1,0; 0,0)	6	0,02	**zamítáme H0**

Forefoot L	bez zátěže x 5 kg	6,5	(3,0; 10,0)	25	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	9	(5,0; 13,0)	24	0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	3	(1,0; 5,0)	22	0,008	**zamítáme H0**
Forefoot R	bez zátěže x 5 kg	3	(0,0; 5,0)	21	0,07	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	4	(1,0; 7,0)	24	0,003	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	3	(0,0; 5,0)	18	0,18	nezamítáme H0
Backfoot L	bez zátěže x 5 kg	-6,5	(-10,0; -3,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-9	(-13,0; -5,0)	6	0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-3	(-5,0; -1,0)	7	0,008	**zamítáme H0**
Backfoot R	bez zátěže x 5 kg	-3	(-5,0; 0,0)	10	0,07	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-4	(-7,0; -1,0)	7	0,003	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-3	(-5,0; 0,0)	10	0,18	nezamítáme H0
Total L	bez zátěže x 5 kg	-6,5	(-8,0; -4,0)	4	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-10	(-14,0; -8,0)	1	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-4	(-6,0; -3,0)	2	<0,001	**zamítáme H0**
Total R	bez zátěže x 5 kg	6,5	(4,0; 8,0)	26	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	10	(8,0; 14,0)	30	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	4	(3,0; 6,0)	29	<0,001	**zamítáme H0**

Stoj – taška na rameni ipsi vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	bez zátěže x 5 kg	-9	(-58,0; 68,1)	15	0,86	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-44	(-81,1; 60,1)	12	0,22	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-10	(-58,1; 24,0)	13	0,37	nezamítáme H0
COP path length	bez zátěže x 5 kg	4,5	(-34,0; 34,1)	16	1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-5,5	(-46,0; 25,0)	16	1	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-24,5	(-51,0; 11,0)	11	0,11	nezamítáme H0
COP average velocity	bez zátěže x 5 kg	0	(-1,0; 1,0)	15	0,85	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0	(-2,0; 1,0)	15	0,85	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(-2,0; 0,0)	9	0,31	nezamítáme H0
Forefoot L	bez zátěže x 5 kg	3,5	(1,0; 6,0)	22	0,004	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	7,5	(4,0; 10,0)	25	0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	4	(2,0; 7,0)	24	0,007	**zamítáme H0**
Forefoot R	bez zátěže x 5 kg	3,5	(0,0; 5,0)	21	0,07	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	6,5	(0,0; 7,0)	21	0,04	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	3	(0,0; 6,0)	20	0,1	nezamítáme H0
Backfoot L	bez zátěže x 5 kg	-4	(-6,0; -2,0)	6	0,002	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-8,5	(-11,0; -4,0)	6	0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-3,5	(-6,0; -1,0)	9	0,02	**zamítáme H0**
Backfoot R	bez zátěže x 5 kg	-2,5	(-5,0; 1,0)	11	0,15	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-6,5	(-7,0; -2,0)	7	0,005	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-3,5	(-6,0; 0,0)	9	0,04	**zamítáme H0**
Total L	bez zátěže x 5 kg	3	(2,0; 5,0)	26	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	7	(4,0; 8,0)	29	<0,001	**zamítáme H0**

	5 kg x 10 kg	4	(2,0; 5,0)	25	<0,001	**zamítáme H0**
Total R	bez zátěže x 5 kg	-3	(-5,0; -2,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-7	(-8,0; -4,0)	3	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-4	(-5,0; -2,0)	3	<0,001	**zamítáme H0**

Stoj – taška na rameni kontra vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	bez zátěže x 5 kg	5	(-25,1; 67,0)	17	0,72	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-66	(-153,0; -20,0)	9	0,02	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-80	(-160,0; -44,0)	13	0,002	**zamítáme H0**
COP path length	bez zátěže x 5 kg	27	(-10,0; 61,1)	19	0,28	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-4	(-29,0; 16,0)	15	1	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-28,5	(-77,0; 0,0)	9	0,04	**zamítáme H0**
COP average velocity	bez zátěže x 5 kg	1	(0,0; 2,0)	18	0,12	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0	(-1,0; 0,0)	9	0,4	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-1	(-2,0; 0,0)	9	0,06	nezamítáme H0
Forefoot L	bez zátěže x 5 kg	8,5	(6,0; 11,0)	26	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	7,5	(6,0; 12,0)	29	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	1	(-1,0; 4,0)	17	0,34	nezamítáme H0
Forefoot R	bez zátěže x 5 kg	4	(1,0; 7,0)	23	0,01	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	3	(1,0; 5,0)	22	0,008	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	0	(-2,0; 1,0)	15	0,85	nezamítáme H0
Backfoot L	bez zátěže x 5 kg	-8,5	(-11,0; -6,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-8	(-12,0; -6,0)	3	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-1	(-4,0; 1,0)	11	0,34	nezamítáme H0
Backfoot R	bez zátěže x 5 kg	-4	(-7,0; -1,0)	8	0,01	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-2,5	(-5,0; -1,0)	7	0,008	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	0	(-1,0; 2,0)	13	0,85	nezamítáme H0
Total L	bez zátěže x 5 kg	-5	(-8,0; -3,0)	3	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-10	(-13,0; -7,0)	0	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-4,5	(-5,0; -3,0)	1	<0,001	**zamítáme H0**
Total R	bez zátěže x 5 kg	5	(3,0; 8,0)	29	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	10	(7,0; 13,0)	31	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	3,5	(3,0; 5,0)	28	<0,001	**zamítáme H0**

Stoj – taška na rameni kontra vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	bez zátěže x 5 kg	-16	(-64,0; 49,0)	13	0,47	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-13,5	(-76,0; 37,0)	12	0,28	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-17	(-77,0; 72,0)	14	0,72	nezamítáme H0
COP path length	bez zátěže x 5 kg	0	(-15,1; 41,1)	16	1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	6,5	(-42,0; 32,0)	17	0,86	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-8	(-32,0; 21,0)	11	0,11	nezamítáme H0

COP average velocity	bez zátěže x 5 kg	0	(-1,0; 1,0)	14	0,69	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0	(-2,0; 1,0)	14	1	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(-1,0; 0,0)	10	0,54	nezamítáme H0
Forefoot L	bez zátěže x 5 kg	5,5	(3,0; 9,0)	24	0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	7,5	(2,0; 11,0)	23	0,01	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	0	(-3,0; 2,0)	15	1	nezamítáme H0
Forefoot R	bez zátěže x 5 kg	5	(2,0; 7,0)	23	0,01	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	5	(3,0; 8,0)	23	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	2	(-1,0; 4,0)	17	0,58	nezamítáme H0
Backfoot L	bez zátěže x 5 kg	-5,5	(-9,0; -3,0)	5	0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-8,5	(-11,0; -2,0)	8	0,01	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	0	(-2,0; 3,0)	14	1	nezamítáme H0
Backfoot R	bez zátěže x 5 kg	-4,5	(-7,0; -2,0)	9	0,03	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-5	(-7,0; -3,0)	2	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-2	(-4,0; 1,0)	13	0,58	nezamítáme H0
Total L	bez zátěže x 5 kg	3	(2,0; 4,0)	25	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	6	(3,0; 10,0)	26	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	4	(2,0; 6,0)	26	<0,001	**zamítáme H0**
Total R	bez zátěže x 5 kg	-3	(-4,0; -2,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-6	(-10,0; -3,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-4	(-6,0; -2,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**

Stoj – taška v ruce vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	bez zátěže x 5 kg	24	(-25,0; 66,0)	18	0,6	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-14	(-85,1; 38,1)	13	0,38	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-35,5	(-126,1; 21,0)	13	0,38	nezamítáme H0
COP path length	bez zátěže x 5 kg	38,5	(11,0; 77,0)	23	0,02	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-3,5	(-30,1; 36,0)	16	1	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-21,5	(-59,0; 10,0)	12	0,22	nezamítáme H0
COP average velocity	bez zátěže x 5 kg	1,5	(0,0; 3,0)	21	0,01	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	0	(-1,0; 1,0)	12	0,7	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-1	(-2,0; 0,0)	8	0,08	nezamítáme H0
Forefoot L	bez zátěže x 5 kg	8	(6,0; 10,0)	28	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	9	(5,0; 13,0)	24	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	1	(-2,0; 3,0)	17	0,58	nezamítáme H0
Forefoot R	bez zátěže x 5 kg	3,5	(1,0; 8,0)	22	0,004	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	7	(5,0; 10,0)	26	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	2	(1,0; 6,0)	22	0,05	nezamítáme H0
Backfoot L	bez zátěže x 5 kg	-7,5	(-10,0; -4,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-9	(-13,0; -5,0)	4	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-1	(-3,0; 2,0)	13	0,58	nezamítáme H0
Backfoot R	bez zátěže x 5 kg	-3,5	(-8,0; -2,0)	6	0,004	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-7	(-10,0; -3,0)	6	0,001	**zamítáme H0**

	5 kg x 10 kg	-2	(-5,0; -1,0)	10	0,05	nezamítáme H0
Total L	bez zátěže x 5 kg	-7	(-9,0; -6,0)	0	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-12	(-13,0; -11,0)	0	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-5	(-6,0; -3,0)	1	<0,001	**zamítáme H0**
Total R	bez zátěže x 5 kg	7	(6,0; 9,0)	31	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	12	(11,0; 13,0)	32	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	5	(3,0; 6,0)	31	<0,001	**zamítáme H0**

Stoj – taška v ruce vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	bez zátěže x 5 kg	2	(-48,0; 62,0)	16	1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	23,5	(-60,0; 67,1)	18	0,6	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-3	(-79,0; 42,1)	16	1	nezamítáme H0
COP path length	bez zátěže x 5 kg	21,5	(-4,1; 42,0)	19	0,38	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-0,5	(-40,0; 32,0)	15	1	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-29,5	(-48,0; 12,0)	13	0,38	nezamítáme H0
COP average velocity	bez zátěže x 5 kg	1	(0,0; 1,0)	17	0,25	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0	(-1,0; 1,0)	13	1	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-1	(-2,0; 0,0)	9	0,17	nezamítáme H0
Forefoot L	bez zátěže x 5 kg	4,5	(3,0; 8,0)	26	0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	4,5	(3,0; 10,0)	27	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	0,5	(-2,0; 3,0)	16	0,71	nezamítáme H0
Forefoot R	bez zátěže x 5 kg	3,5	(2,0; 6,0)	23	0,01	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	4	(0,0; 6,0)	21	0,02	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	1,5	(-4,0; 3,0)	18	0,47	nezamítáme H0
Backfoot L	bez zátěže x 5 kg	-4,5	(-9,0; -3,0)	6	0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-5	(-12,0; -2,0)	2	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	0	(-4,0; 2,0)	14	1	nezamítáme H0
Backfoot R	bez zátěže x 5 kg	-3,5	(-5,0; -2,0)	8	0,01	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-4,5	(-6,0; 0,0)	8	0,02	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-2	(-4,0; 3,0)	12	0,28	nezamítáme H0
Total L	bez zátěže x 5 kg	5	(4,0; 7,0)	31	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	8	(7,0; 10,0)	32	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	4	(2,0; 5,0)	25	0,001	**zamítáme H0**
Total R	bez zátěže x 5 kg	-5	(-7,0; -4,0)	0	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-8	(-10,0; -7,0)	0	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-4	(-5,0; -2,0)	6	0,001	**zamítáme H0**

Příloha 8. Výsledky statistických hypotéz H1 a H2 chůze

Chůze – batoh v obou ramenech						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	bez zátěže x 5 kg	0	(-1,0; 1,0)	12	1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0	(-1,0; 0,0)	8	0,21	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(-1,0; 0,0)	5	0,21	nezamítáme H0
Step length R	bez zátěže x 5 kg	0	(0,0; 1,0)	11	0,65	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0	(-1,0; 1,0)	12	0,85	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(-1,0; 0,0)	8	0,38	nezamítáme H0
Step width	bez zátěže x 5 kg	0	(-1,0; 1,0)	12	1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0	(0,0; 1,0)	12	0,66	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(-1,0; 0,0)	8	0,65	nezamítáme H0
Stance phase L	bez zátěže x 5 kg	-0,55	(-0,8; -0,3)	2	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-0,85	(-1,4; -0,7)	0	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,4	(-0,5; -0,2)	3	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase R	bez zátěže x 5 kg	-0,3	(-0,6; -0,2)	3	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-0,75	(-1,2; -0,5)	2	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,4	(-0,6; -0,1)	4	<0,001	**zamítáme H0**
Double stance	bez zátěže x 5 kg	-1,1	(-1,4; -0,7)	2	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-1,85	(-2,2; -1,4)	0	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,85	(-1,1; -0,7)	4	<0,001	**zamítáme H0**
Length of gait line L	bez zátěže x 5 kg	0,15	(-2,3; 1,1)	17	0,86	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-0,6	(-3,3; 1,7)	15	0,86	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-0,2	(-1,9; 1,5)	15	0,86	nezamítáme H0
Length of gait line R	bez zátěže x 5 kg	0,85	(-2,3; 1,5)	18	0,36	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0,45	(-3,5; 2,6)	17	0,86	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-0,1	(-1,8; 0,7)	15	1	nezamítáme H0
Single support line L	bez zátěže x 5 kg	5,15	(3,9; 7,3)	28	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	6,5	(3,1; 8,1)	28	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	1,1	(0,0; 3,1)	21	0,07	nezamítáme H0
Single support line R	bez zátěže x 5 kg	3,45	(2,1; 6,3)	26	0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	5,95	(3,2; 8,8)	25	0,002	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	2,25	(-0,1; 3,7)	21	0,11	nezamítáme H0
Lateral symmetry	bez zátěže x 5 kg	0,1	(-0,9; 1,0)	17	0,86	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0,05	(-0,5; 0,8)	16	0,86	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-0,05	(-0,7; 0,3)	15	1	nezamítáme H0

Chůze – taška na rameni ipsi vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	bez zátěže x 5 kg	1	(0,0; 1,0)	21	0,07	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1	(0,0; 2,0)	18	0,18	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0,5	(-1,0; 1,0)	16	0,57	nezamítáme H0

Step length R	bez zátěže x 5 kg	1	(0,0; 2,0)	17	0,11	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1	(0,0; 1,0)	19	0,03	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	0	(0,0; 1,0)	14	0,29	nezamítáme H0
Step width	bez zátěže x 5 kg	2	(1,0; 2,0)	27	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	3	(2,0; 4,0)	29	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	1	(1,0; 2,0)	24	0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	bez zátěže x 5 kg	-0,65	(-1,0; -0,2)	5	0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-0,75	(-1,2; -0,6)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,4	(-0,6; 0,0)	10	0,07	nezamítáme H0
Stance phase R	bez zátěže x 5 kg	-0,15	(-0,4; 0,1)	11	0,26	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-0,3	(-0,4; 0,2)	13	0,38	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-0,05	(-0,2; 0,1)	12	0,57	nezamítáme H0
Double stance	bez zátěže x 5 kg	-0,9	(-1,3; -0,2)	9	0,02	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-1,15	(-1,7; -0,5)	7	0,002	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,4	(-0,7; 0,1)	11	0,11	nezamítáme H0
Length of gait line L	bez zátěže x 5 kg	-2,95	(-7,1; 0,6)	11	0,11	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-4,25	(-10,0; 0,0)	10	0,07	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-1,25	(-3,7; -0,2)	9	0,02	**zamítáme H0**
Length of gait line R	bez zátěže x 5 kg	2,65	(0,6; 4,2)	22	0,05	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	3,05	(-2,3; 5,9)	17	0,72	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	1,2	(-0,7; 2,5)	21	0,11	nezamítáme H0
Single support line L	bez zátěže x 5 kg	-0,05	(-4,3; 1,9)	14	0,86	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-3,85	(-7,5; 0,8)	11	0,11	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-0,9	(-3,1; 0,3)	12	0,22	nezamítáme H0
Single support line R	bez zátěže x 5 kg	2,05	(-3,8; 3,8)	18	0,6	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-1,9	(-6,4; 5,8)	15	0,86	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-0,15	(-3,6; 1,2)	14	0,86	nezamítáme H0
Lateral symmetry	bez zátěže x 5 kg	-2,3	(-3,3; -0,3)	9	0,03	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-2,45	(-3,8; -0,8)	8	0,007	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,3	(-1,4; 0,7)	13	0,47	nezamítáme H0

Chůze – taška na rameni ipsi vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	bez zátěže x 5 kg	1	(0,0; 2,0)	20	0,1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1	(0,0; 2,0)	19	0,14	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(-1,0; 1,0)	14	0,85	nezamítáme H0
Step length R	bez zátěže x 5 kg	1	(0,0; 2,0)	20	0,01	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	2	(0,0; 3,0)	19	0,09	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(0,0; 1,0)	14	0,29	nezamítáme H0
Step width	bez zátěže x 5 kg	1	(0,0; 2,0)	20	0,02	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	3	(2,0; 3,0)	29	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	2	(2,0; 2,0)	28	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	bez zátěže x 5 kg	-0,05	(-0,4; 0,2)	12	0,57	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-0,1	(-0,3; 0,2)	12	0,36	nezamítáme H0

	5 kg x 10 kg	-0,05	(-0,2; 0,0)	9	0,23	nezamítáme H0
Stance phase R	bez zátěže x 5 kg	-0,5	(-0,9; -0,4)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-1,05	(-1,4; -0,5)	3	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,4	(-0,8; -0,1)	6	0,002	**zamítáme H0**
Double stance	bez zátěže x 5 kg	-0,85	(-1,2; -0,1)	8	0,007	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-1,45	(-1,7; -0,4)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,45	(-0,8; -0,1)	9	0,02	**zamítáme H0**
Length of gait line L	bez zátěže x 5 kg	2,6	(0,2; 5,9)	22	0,05	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	2,1	(-3,4; 4,6)	20	0,22	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0,45	(-2,7; 1,7)	17	0,86	nezamítáme H0
Length of gait line R	bez zátěže x 5 kg	-0,2	(-2,8; 1,2)	16	1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-3,55	(-5,8; 1,0)	13	0,38	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-1	(-2,7; 0,3)	11	0,15	nezamítáme H0
Single support line L	bez zátěže x 5 kg	3,15	(-1,2; 4,8)	19	0,38	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-0,05	(-4,0; 4,0)	16	1	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-2,3	(-5,3; -0,1)	10	0,05	nezamítáme H0
Single support line R	bez zátěže x 5 kg	0,7	(-2,3; 3,9)	17	0,72	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-1,5	(-6,0; 2,4)	14	0,6	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-1,8	(-4,6; 0,2)	13	0,38	nezamítáme H0
Lateral symmetry	bez zátěže x 5 kg	1,85	(1,3; 2,4)	26	0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	1,35	(0,3; 2,7)	24	0,007	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,3	(-1,0; 0,8)	14	0,6	nezamítáme H0

Chůze – taška kontra vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	bez zátěže x 5 kg	1	(-2,0; 1,0)	17	0,46	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1	(0,0; 2,0)	21	0,07	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0,5	(0,0; 1,0)	16	0,15	nezamítáme H0
Step length R	bez zátěže x 5 kg	0	(0,0; 1,0)	14	0,29	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1	(1,0; 2,0)	23	0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	1	(0,0; 1,0)	18	<0,001	**zamítáme H0**
Step width	bez zátěže x 5 kg	1,5	(1,0; 2,0)	25	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	2	(1,0; 3,0)	26	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	1	(0,0; 2,0)	20	0,009	**zamítáme H0**
Stance phase L	bez zátěže x 5 kg	-0,6	(-0,8; -0,4)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-1,15	(-1,4; -0,8)	2	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,55	(-0,7; -0,4)	3	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase R	bez zátěže x 5 kg	0	(-0,1; 0,3)	14	1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0,2	(-0,2; 0,5)	18	0,36	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(-0,1; 0,2)	15	1	nezamítáme H0
Double stance	bez zátěže x 5 kg	-0,65	(-0,9; -0,4)	6	0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-1,35	(-1,6; -0,7)	8	0,007	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,6	(-0,7; -0,2)	7	0,002	**zamítáme H0**
Length of	bez zátěže x 5 kg	-2,95	(-4,3; 1,1)	12	0,22	nezamítáme H0

gait line L	bez zátěže x 10 kg	-4,15	(-8,8; -0,8)	9	0,02	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-1,7	(-3,9; 0,2)	12	0,22	nezamítáme H0
Length of gait line R	bez zátěže x 5 kg	1,6	(-4,7; 5,5)	19	0,38	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	3,75	(-4,5; 5,2)	20	0,22	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	1,55	(-0,3; 3,4)	21	0,11	nezamítáme H0
Single support line L	bez zátěže x 5 kg	-2,9	(-6,0; 0,7)	13	0,38	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-1,35	(-5,6; 4,3)	13	0,47	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	1	(-0,2; 3,4)	21	0,11	nezamítáme H0
Single support line R	bez zátěže x 5 kg	-0,8	(-6,1; 2,0)	15	0,86	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-1,75	(-7,4; 3,8)	15	0,86	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	2	(-0,7; 3,9)	19	0,38	nezamítáme H0
Lateral symmetry	bez zátěže x 5 kg	-1,7	(-2,4; -0,6)	7	0,003	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-2,65	(-3,5; -0,9)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-4	(-1,3; -0,1)	9	0,03	**zamítáme H0**

Chůze – taška kontra vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	bez zátěže x 5 kg	0,5	(0,0; 2,0)	16	0,33	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1	(0,0; 2,0)	19	0,05	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	1	(0,0; 1,0)	17	0,06	nezamítáme H0
Step length R	bez zátěže x 5 kg	1	(0,0; 1,0)	20	0,1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1	(0,0; 1,0)	18	0,18	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(0,0; 1,0)	12	0,5	nezamítáme H0
Step width	bez zátěže x 5 kg	1	(0,0; 2,0)	21	0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	3	(2,0; 3,0)	27	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	1	(0,0; 2,0)	21	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	bez zátěže x 5 kg	0,05	(-0,3; 0,3)	16	0,86	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0,1	(-0,2; 0,5)	17	0,46	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0,05	(-0,2; 0,2)	16	0,71	nezamítáme H0
Stance phase R	bez zátěže x 5 kg	-0,55	(-0,9; -0,4)	3	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-1,3	(-1,7; -1,1)	1	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,65	(-0,9; -0,5)	3	<0,001	**zamítáme H0**
Double stance	bez zátěže x 5 kg	-0,65	(-1,1; -0,5)	4	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-1,35	(-1,7; -1,0)	3	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,65	(-0,9; -0,4)	5	<0,001	**zamítáme H0**
Length of gait line L	bez zátěže x 5 kg	1,85	(-1,8; 3,0)	19	0,38	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1,95	(-1,3; 3,5)	20	0,22	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0,3	(-0,6; 1,8)	16	1	nezamítáme H0
Length of gait line R	bez zátěže x 5 kg	-1,75	(-5,2; 2,1)	13	0,38	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-3	(-7,8; -0,9)	8	0,007	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,75	(-2,5; 0,7)	12	0,28	nezamítáme H0
Single support line L	bez zátěže x 5 kg	-2,5	(-3,8; 1,0)	15	0,86	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0,5	(-2,6; 4,1)	17	0,86	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	3,3	(1,1; 5,3)	23	0,02	**zamítáme H0**

Single support line R	bez zátěže x 5 kg	0,7	(-5,5; 2,9)	17	0,86	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0	(-4,7; 5,8)	16	1	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	1,6	(-1,0; 3,9)	20	0,22	nezamítáme H0
Lateral symmetry	bez zátěže x 5 kg	1,3	(0,2; 2,4)	22	0,05	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	2,05	(0,4; 3,9)	22	0,05	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	1	(0,5; 1,5)	22	0,05	nezamítáme H0

Chůze – taška v ruce vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	bez zátěže x 5 kg	1	(0,0; 2,0)	17	0,25	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1	(0,0; 3,0)	20	0,04	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	1	(0,0; 1,0)	19	0,003	**zamítáme H0**
Step length R	bez zátěže x 5 kg	1	(0,0; 1,0)	19	0,03	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	1	(0,0; 2,0)	19	0,03	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	1	(0,0; 1,0)	18	0,02	**zamítáme H0**
Step width	bez zátěže x 5 kg	3	(2,0; 4,0)	29	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	4	(3,0; 5,0)	30	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	1	(1,0; 2,0)	27	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	bez zátěže x 5 kg	-0,8	(-0,9; -0,4)	2	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-0,8	(-1,0; -0,7)	2	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,1	(-0,2; 0,1)	12	0,46	nezamítáme H0
Stance phase R	bez zátěže x 5 kg	0	(-0,2; 0,3)	15	1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-0,15	(-0,6; 0,2)	12	0,28	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-0,15	(-0,3; 0,0)	8	0,04	**zamítáme H0**
Double stance	bez zátěže x 5 kg	-0,75	(-1,0; -0,4)	4	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-1,15	(-1,5; -0,4)	2	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,4	(-0,6; 0,0)	8	0,02	**zamítáme H0**
Length of gait line L	bez zátěže x 5 kg	-1	(-3,9; 1,1)	13	0,38	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-2,85	(-5,9; -0,8)	8	0,01	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-1,35	(-2,8; -0,2)	9	0,03	**zamítáme H0**
Length of gait line R	bez zátěže x 5 kg	1	(-4,8; 3,3)	19	0,38	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0,7	(-4,9; 5,2)	17	0,86	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0,35	(-0,8; 1,6)	17	0,86	nezamítáme H0
Single support line L	bez zátěže x 5 kg	-0,3	(-2,2; 4,8)	16	1	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0,7	(-4,0; 4,3)	17	0,86	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0,75	(-2,6; 1,5)	18	0,6	nezamítáme H0
Single support line R	bez zátěže x 5 kg	1,1	(-4,1; 4,1)	18	0,6	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1,5	(-3,5; 5,6)	7	0,86	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	1,15	(-1,2; 2,8)	19	0,38	nezamítáme H0
Lateral symmetry	bez zátěže x 5 kg	0,4	(-1,1; 0,8)	20	0,22	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-0,5	(-3,2; 0,4)	14	0,72	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-1,5	(-2,0; -0,4)	9	0,02	**zamítáme H0**

Chůze – taška v ruce vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	bez zátěže x 5 kg	0	(0,0; 1,0)	15	0,42	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1	(0,0; 2,0)	19	0,05	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0	(0,0; 1,0)	14	0,03	**zamítáme H0**[3]
Step length R	bez zátěže x 5 kg	1	(0,0; 2,0)	20	0,02	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	2	(1,0; 3,0)	22	0,004	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	1	(0,0; 1,0)	20	0,004	**zamítáme H0**
Step width	bez zátěže x 5 kg	2,5	(2,0; 3,0)	27	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	4	(3,0; 5,0)	32	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	2	(1,0; 2,0)	31	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	bez zátěže x 5 kg	-0,1	(-0,4; 0,2)	14	0,86	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-0,05	(-0,4; 0,2)	14	0,86	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-0,05	(-0,3; 0,2)	12	0,57	nezamítáme H0
Stance phase R	bez zátěže x 5 kg	-0,8	(-1,0; -0,4)	1	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-1,1	(-1,4; -0,6)	2	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,4	(-0,7; -0,1)	6	0,001	**zamítáme H0**
Double stance	bez zátěže x 5 kg	-0,9	(-1,2; -0,7)	4	<0,001	**zamítáme H0**
	bez zátěže x 10 kg	-1,35	(-1,6; -1,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	5 kg x 10 kg	-0,4	(-0,7; -0,1)	8	0,007	**zamítáme H0**
Length of gait line L	bez zátěže x 5 kg	0,25	(-5,2; 2,3)	18	0,6	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	0,7	(-0,5; 4,0)	20	0,22	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0,65	(-0,8; 1,2)	17	0,72	nezamítáme H0
Length of gait line R	bez zátěže x 5 kg	0,35	(-1,8; 1,4)	18	0,6	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	-1,9	(-7,3; 0,0)	10	0,07	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	-0,1	(-1,8; 0,3)	14	0,6	nezamítáme H0
Single support line L	bez zátěže x 5 kg	-0,95	(-2,7; 1,4)	14	0,6	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	2,45	(-2,3; 3,6)	20	0,22	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	2,4	(1,0; 3,3)	23	0,02	**zamítáme H0**
Single support line R	bez zátěže x 5 kg	1,7	(-2,1; 4,4)	18	0,47	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1,05	(-2,0; 4,8)	19	0,38	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	2,25	(-0,6; 2,8)	19	0,38	nezamítáme H0
Lateral symmetry	bez zátěže x 5 kg	0,65	(-0,4; 1,3)	19	0,28	nezamítáme H0
	bez zátěže x 10 kg	1,1	(-0,2; 2,1)	19	0,28	nezamítáme H0
	5 kg x 10 kg	0,2	(-0,5; 0,7)	20	0,22	nezamítáme H0

[3] V parametru step length L 5 kg x 10 kg chůze taška v ruce vpravo došlo k zamítnutí nulové hypotézy, i když vyšel bodový odhad 0. Jak je napsáno na začátku kapitoly výsledky, znaménkový test dělá to, že vyloučí všechny nulové hodnoty a pak porovnává počet kladných a záporných hodnot. V této situaci došlo k tomu, že 14 rozdílů bylo kladných, 14 nulových a 4 záporné. Mediánem tohoto statistického souboru (a tedy i bodovým odhadem) je nula, ale počet kladných hodnot výrazně převyšuje počet záporných hodnot, a proto došlo k zamítnutí hypotézy.

Příloha 9. Výsledky statistických hypotéz H3 stoj

Stoj – batoh vs. taška ipsi vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	B 5 kg x TI 5 kg	1,5	(-54,0; 53,0)	16	1	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	22,5	(-37,0; 54,0)	18	0,6	nezamítáme H0
COP path length	B 5 kg x TI 5 kg	4,5	(-24,1; 23,0)	17	0,72	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	25	(-27,0; 53,1)	19	0,38	nezamítáme H0
COP average velocity	B 5 kg x TI 5 kg	0	(-1,0; 1,0)	12	1	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	1	(-2,0; 0,0)	17	0,58	nezamítáme H0
Forefoot L	B 5 kg x TI 5 kg	2,5	(1,0; 5,0)	23	0,01	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	8	(4,0; 9,0)	26	<0,001	**zamítáme H0**
Forefoot R	B 5 kg x TI 5 kg	2	(-4,0; 9,0)	18	0,6	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	5	(2,0; 8,0)	25	0,002	**zamítáme H0**
Backfoot L	B 5 kg x TI 5 kg	-2,5	(-5,0; -1,0)	8	0,01	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	-8	(-9,0; -4,0)	2	<0,001	**zamítáme H0**
Backfoot R	B 5 kg x TI 5 kg	-2	(-8,0; 4,0)	15	0,86	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	-5,5	(-10,0; -3,0)	6	0,001	**zamítáme H0**
Total L	B 5 kg x TI 5 kg	-5	(-7,0; -4,0)	3	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	-10,5	(-12,0; -9,0)	0	<0,001	**zamítáme H0**
Total R	B 5 kg x TI 5 kg	5	(4,0; 7,0)	28	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	10,5	(9,0; 12,0)	31	<0,001	**zamítáme H0**

Stoj – batoh vs. taška ipsi vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	B 5 kg x TI 5 kg	-10	(-63,0; 30,1)	15	0,86	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	10	(-22,1; 63,0)	19	0,38	nezamítáme H0
COP path length	B 5 kg x TI 5 kg	1	(-29,0; 36,0)	16	1	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	-10	(-29,0; 21,1)	14	0,6	nezamítáme H0
COP average velocity	B 5 kg x TI 5 kg	0	(-1,0; 1,0)	15	1	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	0	(-1,0; 1,0)	11	0,84	nezamítáme H0
Forefoot L	B 5 kg x TI 5 kg	2	(1,0; 4,0)	22	0,05	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	4	(1,0; 9,0)	23	0,001	**zamítáme H0**
Forefoot R	B 5 kg x TI 5 kg	1,5	(-4,0; 5,0)	18	0,6	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	4,5	(1,0; 8,0)	22	0,02	**zamítáme H0**
Backfoot L	B 5 kg x TI 5 kg	-2	(-4,0; -1,0)	10	0,05	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	-3	(-9,0; -1,0)	8	0,02	**zamítáme H0**
Backfoot R	B 5 kg x TI 5 kg	-1	(-3,0; 4,0)	15	0,86	nezamítáme H0

	B 10 kg x TI 10 kg	-7	(-9,0; -2,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**
Total L	B 5 kg x TI 5 kg	4	(3,0; 5,0)	25	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	8	(7,0; 9,0)	28	<0,001	**zamítáme H0**
Total R	B 5 kg x TI 5 kg	-4	(-5,0; -3,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	-8	(-9,0; -7,0)	4	<0,001	**zamítáme H0**

Stoj – batoh vs. taška kontra vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	B 5 kg x TK 5 kg	15	(-18,0; 54,0)	18	0,6	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-30,5	(-79,0; 42,0)	12	0,22	nezamítáme H0
COP path length	B 5 kg x TK 5 kg	8,5	(-18,0; 39,0)	20	0,22	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	1	(-21,1; 39,0)	16	1	nezamítáme H0
COP average velocity	B 5 kg x TK 5 kg	0	(0,0; 2,0)	15	0,42	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	0	(-1,0; 1,0)	12	1	nezamítáme H0
Forefoot L	B 5 kg x TK 5 kg	6	(2,0; 7,0)	25	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	5,5	(4,0; 10,0)	27	<0,001	**zamítáme H0**
Forefoot R	B 5 kg x TK 5 kg	2	(1,0; 8,0)	22	0,03	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	4	(-2,0; 6,0)	19	0,28	nezamítáme H0
Backfoot L	B 5 kg x TK 5 kg	-6	(-8,0; -2,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-6	(-10,0; -4,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**
Backfoot R	B 5 kg x TK 5 kg	-2	(-8,0; 0,0)	10	0,07	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-4	(-9,0; 2,0)	12	0,28	nezamítáme H0
Total L	B 5 kg x TK 5 kg	-5	(-7,0; -4,0)	4	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-9,5	(-12,0; -7,0)	0	<0,001	**zamítáme H0**
Total R	B 5 kg x TK 5 kg	5	(4,0; 7,0)	28	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	9	(7,0; 12,0)	31	<0,001	**zamítáme H0**

Stoj – batoh vs. taška kontra vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	B 5 kg x TK 5 kg	-13	(-39,0; 40,0)	14	0,6	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	5,5	(-22,1; 64,0)	19	0,38	nezamítáme H0
COP path length	B 5 kg x TK 5 kg	-6,5	(-24,0; 13,0)	14	0,6	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-14	(-39,0; 50,0)	14	0,6	nezamítáme H0
COP average velocity	B 5 kg x TK 5 kg	0	(-1,0; 0,0)	10	0,42	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	0	(-1,0; 2,0)	13	0,85	nezamítáme H0
Forefoot L	B 5 kg x TK 5 kg	3,5	(3,0; 6,0)	23	0,005	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	4	(1,0; 9,0)	24	0,007	**zamítáme H0**
Forefoot R	B 5 kg x TK 5 kg	4	(-3,0; 7,0)	20	0,22	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	5,5	(2,0; 8,0)	25	0,002	**zamítáme H0**

Backfoot L	B 5 kg x TK 5 kg	-3,5	(-6,0; -3,0)	7	0,005	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-4	(-9,0; -1,0)	8	0,007	**zamítáme H0**
Backfoot R	B 5 kg x TK 5 kg	-3,5	(-5,0; 3,0)	13	0,38	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-6	(-9,0; -3,0)	6	0,001	**zamítáme H0**
Total L	B 5 kg x TK 5 kg	3	(2,0; 4,0)	26	0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	7,5	(5,0; 10,0)	27	<0,001	**zamítáme H0**
Total R	B 5 kg x TK 5 kg	-3	(-4,0; -2,0)	6	0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-7,5	(-10,0; -5,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**

Stoj – batoh vs. taška v ruce vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	B 5 kg x TK 5 kg	21	(-15,0; 66,1)	20	0,22	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	36,5	(-102,0; 137,0)	18	0,47	nezamítáme H0
COP path length	B 5 kg x TK 5 kg	18,5	(-2,0; 55,0)	21	0,11	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	15,5	(-24,0; 60,0)	17	0,86	nezamítáme H0
COP average velocity	B 5 kg x TK 5 kg	0,5	(0,0; 2,0)	16	0,23	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	1	(-1,0; 2,0)	17	0,72	nezamítáme H0
Forefoot L	B 5 kg x TK 5 kg	6	(3,0; 8,0)	27	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	6	(4,0; 9,0)	27	<0,001	**zamítáme H0**
Forefoot R	B 5 kg x TK 5 kg	2,5	(-2,0; 7,0)	19	0,28	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	7	(2,0; 12,0)	24	0,003	**zamítáme H0**
Backfoot L	B 5 kg x TK 5 kg	-6	(-8,0; -3,0)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-6	(-9,0; -4,0)	4	<0,001	**zamítáme H0**
Backfoot R	B 5 kg x TK 5 kg	-2	(-6,0; 3,0)	13	0,47	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-7,5	(-12,0; -3,0)	7	0,003	**zamítáme H0**
Total L	B 5 kg x TK 5 kg	-7,5	(-10,0; -6,0)	1	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-12	(-14,0; -9,0)	0	<0,001	**zamítáme H0**
Total R	B 5 kg x TK 5 kg	7,5	(6,0; 10,0)	30	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	12	(9,0; 14,0)	32	<0,001	**zamítáme H0**

Stoj – batoh vs. taška v ruce vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	B 5 kg x TK 5 kg	27	(-30,1; 75,1)	18	0,6	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	45,5	(-26,1; 94,3)	20	0,22	nezamítáme H0
COP path length	B 5 kg x TK 5 kg	13,5	(-17,0; 24,0)	18	0,6	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	5	(-28,0; 30,0)	17	0,86	nezamítáme H0
COP average velocity	B 5 kg x TK 5 kg	0	(0,0; 1,0)	15	0,42	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	0	(-1,0; 1,0)	15	0,7	nezamítáme H0
Forefoot L	B 5 kg x TK 5 kg	4	(2,0; 6,0)	23	0,01	**zamítáme H0**

	B 10 kg x TK 10 kg	5	(2,0; 11,0)	25	<0,001	**zamítáme H0**
Forefoot R	B 5 kg x TK 5 kg	3	(-2,0; 7,0)	19	0,2	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	3,5	(2,0; 6,0)	23	0,002	**zamítáme H0**
Backfoot L	B 5 kg x TK 5 kg	-5	(-7,0; -2,0)	8	0,01	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-5	(-11,0; -1,0)	6	0,001	**zamítáme H0**
Backfoot R	B 5 kg x TK 5 kg	-3	(-6,0; 3,0)	12	0,36	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-4	(-7,0; -2,0)	5	0,003	**zamítáme H0**
Total L	B 5 kg x TK 5 kg	6	(5,0; 7,0)	31	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	9,5	(8,0; 11,0)	32	<0,001	**zamítáme H0**
Total R	B 5 kg x TK 5 kg	-6	(-7,0; -5,0)	1	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-9,5	(-11,0; -8,0)	0	<0,001	**zamítáme H0**

Stoj – taška ipsi vlevo vs. taška kontra vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	TI 5 kg x TK 5 kg	12	(-38,0; 55,0)	18	0,6	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-46,5	(-98,1; 3,0)	12	0,22	nezamítáme H0
COP path length	TI 5 kg x TK 5 kg	3	(-23,0; 26,0)	17	0,86	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-26,5	(-50,0; 19,0)	13	0,38	nezamítáme H0
COP average velocity	TI 5 kg x TK 5 kg	0	(-1,0; 1,0)	13	1	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-1	(-1,0; 1,0)	13	0,58	nezamítáme H0
Forefoot L	TI 5 kg x TK 5 kg	1	(-1,0; 3,0)	17	0,34	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-0,5	(-4,0; 2,0)	13	0,71	nezamítáme H0
Forefoot R	TI 5 kg x TK 5 kg	0	(-3,0; 4,0)	15	1	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-2	(-4,0; 1,0)	12	0,28	nezamítáme H0
Backfoot L	TI 5 kg x TK 5 kg	-1	(-3,0; 1,0)	11	0,34	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0,5	(-2,0; 4,0)	16	0,71	nezamítáme H0
Backfoot R	TI 5 kg x TK 5 kg	0	(-4,0; 3,0)	15	1	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	2	(-1,0; 4,0)	19	0,28	nezamítáme H0
Total L	TI 5 kg x TK 5 kg	-1	(-2,0; 1,0)	12	0,46	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-0,5	(-2,0; 1,0)	12	0,57	nezamítáme H0
Total R	TI 5 kg x TK 5 kg	1	(-1,0; 2,0)	17	0,46	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0,5	(-1,0; 2,0)	16	0,57	nezamítáme H0

Stoj – taška ipsi vpravo vs. taška kontra vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	TI 5 kg x TK 5 kg	-11,5	(-60,0; 27,1)	16	1	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-9	(-39,0; 43,1)	13	0,38	nezamítáme H0
COP path length	TI 5 kg x TK 5 kg	-9	(-41,0; 27,0)	15	0,86	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	10,5	(-0,1; 21,0)	21	0,07	nezamítáme H0

COP average velocity	TI 5 kg x TK 5 kg	0	(-1,0; 1,0)	13	0,85	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0	(0,0; 1,0)	13	0,68	nezamítáme H0
Forefoot L	TI 5 kg x TK 5 kg	2,5	(-1,0; 5,0)	18	0,26	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-2,5	(-6,0; 2,0)	14	0,6	nezamítáme H0
Forefoot R	TI 5 kg x TK 5 kg	2	(0,0; 4,0)	21	0,07	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	1	(-2,0; 4,0)	17	0,72	nezamítáme H0
Backfoot L	TI 5 kg x TK 5 kg	-2,5	(-5,0; 1,0)	11	0,26	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	2	(-3,0; 6,0)	17	0,86	nezamítáme H0
Backfoot R	TI 5 kg x TK 5 kg	-2	(-4,0; 0,0)	10	0,07	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0,5	(-2,0; 3,0)	16	1	nezamítáme H0
Total L	TI 5 kg x TK 5 kg	-1	(-2,0; 0,0)	10	0,1	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-1	(-2,0; 1,0)	12	0,46	nezamítáme H0
Total R	TI 5 kg x TK 5 kg	1	(0,0; 2,0)	20	0,1	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	1	(-1,0; 2,0)	17	0,46	nezamítáme H0

Stoj – taška ipsi vlevo vs. taška v ruce vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	TI 5 kg x TR 5 kg	34,5	(-29,0; 71,0)	18	0,6	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-13,5	(-104,0; 93,0)	15	0,86	nezamítáme H0
COP path length	TI 5 kg x TR 5 kg	14	(-9,0; 35,0)	18	0,6	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	4,5	(-29,0; 40,0)	17	0,86	nezamítáme H0
COP average velocity	TI 5 kg x TR 5 kg	0	(0,0; 1,0)	15	0,21	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	0	(-1,0; 1,0)	15	0,7	nezamítáme H0
Forefoot L	TI 5 kg x TR 5 kg	2	(-1,0; 4,0)	19	0,28	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	0	(-2,0; 1,0)	13	1	nezamítáme H0
Forefoot R	TI 5 kg x TR 5 kg	3	(1,0; 4,0)	22	0,05	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	1,5	(0,0; 5,0)	19	0,05	nezamítáme H0
Backfoot L	TI 5 kg x TR 5 kg	-2	(-4,0; 1,0)	12	0,28	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	0	(-1,0; 2,0)	12	1	nezamítáme H0
Backfoot R	TI 5 kg x TR 5 kg	-3	(-4,0; -1,0)	10	0,05	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-1	(-5,0; 0,0)	9	0,12	nezamítáme H0
Total L	TI 5 kg x TR 5 kg	-2	(-4,0; 0,0)	8	0,04	zamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-2	(-4,0; 0,0)	9	0,06	nezamítáme H0
Total R	TI 5 kg x TR 5 kg	2	(0,0; 4,0)	20	0,04	zamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	2	(0,0; 4,0)	20	0,06	nezamítáme H0

Stoj – taška ipsi vpravo vs. taška v ruce vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	TI 5 kg x TR 5 kg	16	(-23,0; 84,0)	19	0,38	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	60	(-16,0; 87,0)	20	0,22	nezamítáme H0
COP path length	TI 5 kg x TR 5 kg	4	(-31,0; 42,0)	17	0,86	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-7	(-33,0; 35,0)	15	0,86	nezamítáme H0
COP average velocity	TI 5 kg x TR 5 kg	0,5	(-1,0; 1,0)	16	0,57	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	0	(-1,0; 1,0)	14	1	nezamítáme H0

Forefoot L	TI 5 kg x TR 5 kg	3	(-1,0; 5,0)	20	0,15	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-2	(-4,0; 4,0)	14	0,6	nezamítáme H0
Forefoot R	TI 5 kg x TR 5 kg	1	(-1,0; 3,0)	17	0,58	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-1,5	(-2,0; 1,0)	13	0,58	nezamítáme H0
Backfoot L	TI 5 kg x TR 5 kg	-3	(-5,0; 1,0)	11	0,15	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	1,5	(-4,0; 4,0)	17	0,86	nezamítáme H0
Backfoot R	TI 5 kg x TR 5 kg	-1	(-3,0; 1,0)	13	0,58	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	2	(-1,0; 4,0)	19	0,2	nezamítáme H0
Total L	TI 5 kg x TR 5 kg	1,5	(0,0; 4,0)	21	0,04	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TR 10 kg	1	(-1,0; 3,0)	19	0,28	nezamítáme H0
Total R	TI 5 kg x TR 5 kg	-1,5	(-4,0; 0,0)	9	0,04	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TR 10 kg	-1	(-3,0; 1,0)	12	0,28	nezamítáme H0

Stoj – taška kontra vlevo vs. taška v ruce vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	TI 5 kg x TR 5 kg	14,5	(-22,0; 32,0)	17	0,86	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	3	(-50,0; 146,0)	16	1	nezamítáme H0
COP path length	TI 5 kg x TR 5 kg	8,5	(-8,0; 15,0)	19	0,38	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	18	(-5,0; 50,0)	19	0,28	nezamítáme H0
COP average velocity	TI 5 kg x TR 5 kg	0	(0,0; 0,0)	10	0,81	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	0,5	(0,0; 2,0)	16	0,15	nezamítáme H0
Forefoot L	TI 5 kg x TR 5 kg	1	(0,0; 2,0)	19	0,09	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	1	(-2,0; 2,0)	17	0,58	nezamítáme H0
Forefoot R	TI 5 kg x TR 5 kg	1,5	(-3,0; 4,0)	18	0,6	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	5	(2,0; 6,0)	23	0,005	**zamítáme H0**
Backfoot L	TI 5 kg x TR 5 kg	-1	(-2,0; 0,0)	9	0,09	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-1	(-2,0; 2,0)	13	0,58	nezamítáme H0
Backfoot R	TI 5 kg x TR 5 kg	-1,5	(-4,0; 3,0)	14	0,6	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-5	(-6,0; -2,0)	7	0,005	**zamítáme H0**
Total L	TI 5 kg x TR 5 kg	-1,5	(-3,0; 0,0)	8	0,04	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TR 10 kg	-1,5	(-4,0; 0,0)	10	0,14	nezamítáme H0
Total R	TI 5 kg x TR 5 kg	1,5	(0,0; 3,0)	20	0,04	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TR 10 kg	1,5	(0,0; 4,0)	19	0,14	nezamítáme H0

Stoj – taška kontra vpravo vs. taška v ruce vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Konfidenční elipsa	TI 5 kg x TR 5 kg	23,5	(-48,0; 105,0)	19	0,38	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	4	(-30,0; 31,1)	18	0,6	nezamítáme H0
COP path length	TI 5 kg x TR 5 kg	17	(-13,0; 41,0)	19	0,28	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-11,5	(-53,0; 31,0)	14	0,6	nezamítáme H0
COP average velocity	TI 5 kg x TR 5 kg	1	(0,0; 2,0)	18	0,12	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	0	(-2,0; 1,0)	12	0,7	nezamítáme H0
Forefoot L	TI 5 kg x TR 5 kg	0	(-1,0; 2,0)	15	1	nezamítáme H0

	TI 10 kg x TR 10 kg	0,5	(-2,0; 2,0)	16	0,71	nezamítáme H0
Forefoot R	TI 5 kg x TR 5 kg	-1	(-5,0; 2,0)	14	0,6	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-3	(-4,0; -1,0)	7	0,005	**zamítáme H0**
Backfoot L	TI 5 kg x TR 5 kg	0	(-2,0; 1,0)	14	1	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-0,5	(-2,0; 2,0)	13	0,71	nezamítáme H0
Backfoot R	TI 5 kg x TR 5 kg	1	(-2,0; 5,0)	18	0,6	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	2,5	(1,0; 4,0)	22	0,02	**zamítáme H0**
Total L	TI 5 kg x TR 5 kg	2	(1,0; 4,0)	23	0,001	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TR 10 kg	2	(0,0; 3,0)	20	0,06	nezamítáme H0
Total R	TI 5 kg x TR 5 kg	-2	(-4,0; -1,0)	5	0,001	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TR 10 kg	-2	(-3,0; 0,0)	9	0,06	nezamítáme H0

Příloha 10. Výsledky statistických hypotéz H3 chůze

Chůze – batoh vs. taška ipsi vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	B 5 kg x TI 5 kg	1	(0,0; 1,0)	21	0,006	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	1	(0,0; 2,0)	18	0,08	nezamítáme H0
Step length R	B 5 kg x TI 5 kg	1	(0,0; 1,0)	18	0,12	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	1	(1,0; 2,0)	23	0,001	**zamítáme H0**
Step width	B 5 kg x TI 5 kg	2	(1,0; 2,0)	23	0,002	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	2	(2,0; 3,0)	31	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	B 5 kg x TI 5 kg	0	(-0,2; 0,2)	14	1	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	0,1	(0,0; 0,4)	19	0,14	nezamítáme H0
Stance phase R	B 5 kg x TI 5 kg	0,3	(0,1; 0,5)	24	0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	0,6	(0,3; 1,0)	28	<0,001	**zamítáme H0**
Double stance	B 5 kg x TI 5 kg	0,3	(-0,2; 0,7)	20	0,15	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	0,7	(0,4; 1,3)	27	<0,001	**zamítáme H0**
Length of gait line L	B 5 kg x TI 5 kg	-3	(-5,8; -0,6)	9	0,02	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	-5,6	(-6,9; -2,7)	6	0,001	**zamítáme H0**
Length of gait line R	B 5 kg x TI 5 kg	0,8	(-0,3; 3,4)	21	0,11	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	2,65	(0,4; 5,4)	23	0,01	**zamítáme H0**
Single support line L	B 5 kg x TI 5 kg	-6,85	(-10,1; -2,2)	8	0,007	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	-8,95	(-14,6; -5,5)	6	0,001	**zamítáme H0**
Single support line R	B 5 kg x TI 5 kg	-3,35	(-4,7; -0,2)	10	0,05	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	-6,3	(-8,2; -2,6)	8	0,007	**zamítáme H0**
Lateral symmetry	B 5 kg x TI 5 kg	-1,4	(-2,4; -0,4)	8	0,01	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	-2,6	(-3,6; -1,1)	5	<0,001	**zamítáme H0**

Chůze – batoh vs. taška ipsi vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	B 5 kg x TI 5 kg	1	(1,0; 2,0)	23	0,005	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	1	(0,0; 2,0)	21	0,002	**zamítáme H0**
Step length R	B 5 kg x TI 5 kg	1	(0,0; 2,0)	20	0,002	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	1	(0,0; 2,0)	20	0,01	**zamítáme H0**
Step width	B 5 kg x TI 5 kg	0,5	(0,0; 1,0)	16	0,23	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	2	(2,0; 3,0)	30	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	B 5 kg x TI 5 kg	0,45	(0,2; 0,6)	26	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	0,95	(0,6; 1,2)	31	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase R	B 5 kg x TI 5 kg	-0,1	(-0,3; 0,1)	12	0,46	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	-0,1	(-0,6; 0,1)	13	0,58	nezamítáme H0
Double stance	B 5 kg x TI 5 kg	0,2	(-0,1; 0,5)	20	0,15	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	0,7	(0,4; 1,4)	24	0,007	**zamítáme H0**
Length of gait line L	B 5 kg x TI 5 kg	1,8	(0,3; 4,2)	23	0,02	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	1,75	(-0,2; 3,9)	20	0,22	nezamítáme H0
Length of gait line R	B 5 kg x TI 5 kg	-1,9	(-4,4; 0,0)	10	0,07	nezamítáme H0
	B 10 kg x TI 10 kg	-2,5	(-4,6; 0,3)	11	0,11	nezamítáme H0
Single support line L	B 5 kg x TI 5 kg	-3	(-5,2; -1,0)	7	0,002	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	-5,4	(-8,5; -3,6)	4	<0,001	**zamítáme H0**
Single support line R	B 5 kg x TI 5 kg	-3,75	(-6,4; -1,9)	8	0,007	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	-7,4	(-10,3; -5,5)	3	<0,001	**zamítáme H0**
Lateral symmetry	B 5 kg x TI 5 kg	1,55	(0,6; 2,4)	23	0,01	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TI 10 kg	1,55	(0,8; 2,5)	22	0,05	nezamítáme H0

Chůze – batoh vs. taška kontra vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	B 5 kg x TK 5 kg	1	(-1,0; 1,0)	19	0,2	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	2	(1,0; 2,0)	22	0,004	**zamítáme H0**
Step length R	B 5 kg x TK 5 kg	0,5	(0,0; 1,0)	16	0,23	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	1	(1,0; 2,0)	26	<0,001	**zamítáme H0**
Step width	B 5 kg x TK 5 kg	1	(0,0; 2,0)	20	0,004	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	2	(1,0; 2,0)	26	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	B 5 kg x TK 5 kg	0,1	(-0,3; 0,2)	17	0,72	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-0,35	(-0,5; 0,2)	11	0,15	nezamítáme H0
Stance phase R	B 5 kg x TK 5 kg	0,5	(0,1; 0,8)	23	0,005	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	0,95	(0,7; 1,0)	30	<0,001	**zamítáme H0**
Double	B 5 kg x TK 5 kg	0,35	(0,0; 0,9)	21	0,04	**zamítáme H0**

stance	B 10 kg x TK 10 kg	0,5	(0,2; 1,0)	25	0,001	**zamítáme H0**
Length of gait line L	B 5 kg x TK 5 kg	-2,2	(-4,2; 0,1)	11	0,15	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-2,9	(-5,8; -1,1)	9	0,02	**zamítáme H0**
Length of gait line R	B 5 kg x TK 5 kg	0,55	(-2,7; 2,1)	19	0,28	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	2,65	(-0,7; 4,9)	21	0,11	nezamítáme H0
Single support line L	B 5 kg x TK 5 kg	-6,8	(-11,6; -2,0)	4	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-8,65	(-13,1; -3,4)	6	0,001	**zamítáme H0**
Single support line R	B 5 kg x TK 5 kg	-7	(-9,5; -3,6)	6	0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-5,85	(-8,5; -2,8)	6	0,001	**zamítáme H0**
Lateral symmetry	B 5 kg x TK 5 kg	-1,8	(-2,2; -0,7)	7	0,002	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-2,3	(-3,5; -1,6)	5	<0,001	**zamítáme H0**

Chůze – batoh vs. taška kontra vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	B 5 kg x TK 5 kg	1	(0,0; 2,0)	17	0,11	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	2	(0,0; 2,0)	21	0,001	**zamítáme H0**
Step length R	B 5 kg x TK 5 kg	1	(0,0; 1,0)	17	0,17	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	1	(0,0; 2,0)	19	0,05	nezamítáme H0
Step width	B 5 kg x TK 5 kg	1	(0,0; 1,0)	20	0,004	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	2	(2,0; 3,0)	29	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	B 5 kg x TK 5 kg	0,5	(0,4; 0,9)	29	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	1	(0,8; 1,6)	30	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase R	B 5 kg x TK 5 kg	-0,15	(-0,4; 0,1)	13	0,38	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-0,45	(-0,8; -0,2)	6	0,001	**zamítáme H0**
Double stance	B 5 kg x TK 5 kg	0,3	(0,1; 0,8)	22	0,05	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	0,6	(0,2; 1,0)	24	0,001	**zamítáme H0**
Length of gait line L	B 5 kg x TK 5 kg	0,95	(-1,2; 3,1)	18	0,47	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	1,75	(-0,8; 5,2)	19	0,38	nezamítáme H0
Length of gait line R	B 5 kg x TK 5 kg	-2,1	(-4,9; 0,6)	14	0,6	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-4	(-4,8; -2,3)	6	0,001	**zamítáme H0**
Single support line L	B 5 kg x TK 5 kg	-7,95	(-9,7; -6,2)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-6,6	(-8,9; -3,1)	7	0,002	**zamítáme H0**
Single support line R	B 5 kg x TK 5 kg	-5,4	(-7,9; -3,0)	7	0,002	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-5,8	(-7,1; -2,4)	6	0,001	**zamítáme H0**
Lateral symmetry	B 5 kg x TK 5 kg	1,05	(0,2; 1,7)	22	0,05	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	1,9	(1,1; 3,1)	26	0,001	**zamítáme H0**

Chůze – batoh vs. taška v ruce vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	B 5 kg x TK 5 kg	1	(0,0; 2,0)	21	0,02	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	2	(0,0; 3,0)	21	<0,001	**zamítáme H0**
Step length R	B 5 kg x TK 5 kg	0,5	(0,0; 1,0)	16	0,15	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	1	(1,0; 2,0)	27	<0,001	**zamítáme H0**
Step width	B 5 kg x TK 5 kg	2	(1,0; 4,0)	27	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	4	(3,0; 5,0)	32	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	B 5 kg x TK 5 kg	-0,1	(-0,4; 0,1)	13	0,47	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	0,05	(-0,1; 0,5)	16	0,86	nezamítáme H0
Stance phase R	B 5 kg x TK 5 kg	0,45	(0,2; 0,8)	24	0,003	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	0,55	(0,4; 0,9)	28	<0,001	**zamítáme H0**
Double stance	B 5 kg x TK 5 kg	0,4	(0,0; 0,8)	20	0,06	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	0,55	(0,3; 1,0)	28	<0,001	**zamítáme H0**
Length of gait line L	B 5 kg x TK 5 kg	-1,85	(-4,2; 1,0)	14	0,6	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-2,5	(-4,0; -0,3)	10	0,05	nezamítáme H0
Length of gait line R	B 5 kg x TK 5 kg	0,1	(-1,9; 3,1)	16	1	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	0,6	(-0,4; 4,9)	21	0,11	nezamítáme H0
Single support line L	B 5 kg x TK 5 kg	-3	(-10,0; 0,2)	11	0,15	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-5,35	(-9,8; -2,6)	7	0,002	**zamítáme H0**
Single support line R	B 5 kg x TK 5 kg	-3,7	(-7,0; -1,1)	7	0,002	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-3,75	(-6,1; -1,5)	5	<0,001	**zamítáme H0**
Lateral symmetry	B 5 kg x TK 5 kg	0,35	(-0,8; 1,1)	18	0,47	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-1,2	(-3,0; 0,1)	11	0,15	nezamítáme H0

Chůze – batoh vs. taška v ruce vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	B 5 kg x TK 5 kg	0,5	(0,0; 1,0)	16	0,09	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	1	(0,0; 2,0)	21	0,002	**zamítáme H0**
Step length R	B 5 kg x TK 5 kg	1	(0,0; 1,0)	17	0,06	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	1	(1,0; 2,0)	27	<0,001	**zamítáme H0**
Step width	B 5 kg x TK 5 kg	2	(1,0; 3,0)	26	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	4	(3,0; 5,0)	32	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	B 5 kg x TK 5 kg	0,45	(0,2; 0,7)	26	<0,001	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	1	(0,6; 1,2)	31	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase R	B 5 kg x TK 5 kg	-0,15	(-0,4; -0,1)	8	0,02	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-0,35	(-0,6; 0,1)	11	0,15	nezamítáme H0
Double stance	B 5 kg x TK 5 kg	0,2	(-0,1; 0,5)	19	0,2	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	0,8	(0,4; 1,2)	26	<0,001	**zamítáme H0**

Length of gait line L	B 5 kg x TK 5 kg	-0,3	(-1,9; 1,8)	13	0,38	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	0,65	(-0,6; 3,1)	18	0,6	nezamítáme H0
Length of gait line R	B 5 kg x TK 5 kg	-1,6	(-4,1; -0,4)	10	0,05	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-3,1	(-4,2; -1,0)	8	0,007	**zamítáme H0**
Single support line L	B 5 kg x TK 5 kg	-5,8	(-7,6; -3,2)	5	<0,001	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	-5,65	(-8,2; -1,9)	7	0,002	**zamítáme H0**
Single support line R	B 5 kg x TK 5 kg	-3,05	(-6,0; -0,5)	9	0,02	**zamítáme H0**
	B 10 kg x TK 10 kg	-3	(-6,1; -1,5)	5	<0,001	**zamítáme H0**
Lateral symmetry	B 5 kg x TK 5 kg	0,55	(-0,1; 1,5)	20	0,22	nezamítáme H0
	B 10 kg x TK 10 kg	0,95	(-0,3; 1,7)	19	0,38	nezamítáme H0

Chůze – taška ipsi vlevo vs. taška kontra vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	TI 5 kg x TK 5 kg	0	(-1,0; 0,0)	7	0,13	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0	(-1,0; 0,0)	10	0,54	nezamítáme H0
Step length R	TI 5 kg x TK 5 kg	0	(-1,0; 0,0)	9	0,66	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0	(0,0; 1,0)	15	0,13	nezamítáme H0
Step width	TI 5 kg x TK 5 kg	0	(-1,0; 0,0)	7	0,19	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-1	(-1,0; 0,0)	5	0,007	**zamítáme H0**
Stance phase L	TI 5 kg x TK 5 kg	0,05	(-0,3; 0,2)	16	0,86	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-0,35	(-0,7; -0,1)	9	0,03	**zamítáme H0**
Stance phase R	TI 5 kg x TK 5 kg	0,1	(-0,1; 0,3)	17	0,46	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0,2	(0,0; 0,5)	21	0,04	**zamítáme H0**
Double stance	TI 5 kg x TK 5 kg	0,1	(-0,2; 0,4)	18	0,36	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0,1	(-0,3; 0,3)	17	0,34	nezamítáme H0
Length of gait line L	TI 5 kg x TK 5 kg	1,1	(-0,6; 2,5)	20	0,22	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	1,55	(0,0; 2,5)	21	0,04	**zamítáme H0**
Length of gait line R	TI 5 kg x TK 5 kg	0,4	(-0,7; 1,3)	17	0,58	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0,45	(-1,0; 2,2)	17	0,86	nezamítáme H0
Single support line L	TI 5 kg x TK 5 kg	-1,1	(-2,8; 0,6)	12	0,22	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	2,7	(1,1; 3,7)	24	0,007	**zamítáme H0**
Single support line R	TI 5 kg x TK 5 kg	-2,15	(-3,5; -0,7)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TK 10 kg	0,05	(-1,5; 1,8)	16	1	nezamítáme H0
Lateral symmetry	TI 5 kg x TK 5 kg	0,15	(-0,6; 0,8)	17	0,86	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-0,55	(-1,1; 0,1)	11	0,11	nezamítáme H0

Chůze – taška ipsi vpravo vs. taška kontra vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	TI 5 kg x TK 5 kg	0	(-1,0; 0,0)	7	0,26	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0	(0,0; 1,0)	11	0,48	nezamítáme H0
Step length R	TI 5 kg x TK 5 kg	-0,5	(-1,0; 0,0)	7	0,09	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0	(-1,0; 0,0)	8	0,21	nezamítáme H0
Step width	TI 5 kg x TK 5 kg	1	(0,0; 1,0)	17	0,11	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0	(-1,0; 0,0)	6	0,17	nezamítáme H0
Stance phase L	TI 5 kg x TK 5 kg	0,1	(0,0; 0,3)	18	0,12	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0,25	(0,1; 0,4)	23	0,005	**zamítáme H0**
Stance phase R	TI 5 kg x TK 5 kg	-0,15	(-0,3; 0,3)	13	0,47	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-0,4	(-0,5; -0,2)	5	<0,001	**zamítáme H0**
Double stance	TI 5 kg x TK 5 kg	0	(-0,4; 0,6)	15	1	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0	(-0,3; 0,1)	13	1	nezamítáme H0
Length of gait line L	TI 5 kg x TK 5 kg	-0,75	(-1,7; -0,1)	10	0,05	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-0,05	(-0,9; 1,6)	15	1	nezamítáme H0
Length of gait line R	TI 5 kg x TK 5 kg	-0,85	(-2,0; 0,8)	13	0,38	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	-0,65	(-2,4; 0,0)	10	0,1	nezamítáme H0
Single support line L	TI 5 kg x TK 5 kg	-5,1	(-6,6; -3,2)	6	0,001	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TK 10 kg	0,3	(-0,9; 2,7)	17	0,86	nezamítáme H0
Single support line R	TI 5 kg x TK 5 kg	-1,5	(-3,0; -0,6)	9	0,02	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TK 10 kg	1,4	(0,2; 4,0)	23	0,005	**zamítáme H0**
Lateral symmetry	TI 5 kg x TK 5 kg	-0,35	(-1,5; 0,4)	14	0,72	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TK 10 kg	0,55	(0,1; 1,4)	22	0,03	**zamítáme H0**

Chůze – taška ipsi vlevo vs. taška v ruce vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	S	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	TI 5 kg x TR 5 kg	0	(0,0; 1,0)	11	1	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	0,5	(0,0; 2,0)	16	0,23	nezamítáme H0
Step length R	TI 5 kg x TR 5 kg	0	(-1,0; 1,0)	11	1	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	0	(0,0; 1,0)	14	0,54	nezamítáme H0
Step width	TI 5 kg x TR 5 kg	1	(1,0; 2,0)	22	<0,001	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TR 10 kg	1,5	(1,0; 2,0)	25	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	TI 5 kg x TR 5 kg	-0,05	(-0,4; 0,2)	14	0,86	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-0,05	(-0,3; 0,2)	13	0,71	nezamítáme H0
Stance phase R	TI 5 kg x TR 5 kg	0,25	(-0,1; 0,5)	20	0,22	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	0	(-0,2; 0,2)	14	1	nezamítáme H0
Double stance	TI 5 kg x TR 5 kg	0,1	(0,0; 0,4)	18	0,18	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-0,1	(-0,3; 0,3)	14	0,6	nezamítáme H0

Length of gait line L	TI 5 kg x TR 5 kg	1,8	(-0,1; 3,6)	21	0,11	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	2,05	(0,4; 4,2)	22	0,02	**zamítáme H0**
Length of gait line R	TI 5 kg x TR 5 kg	-0,95	(-2,7; 0,0)	10	0,07	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-1	(-3,1; 0,5)	12	0,22	nezamítáme H0
Single support line L	TI 5 kg x TR 5 kg	1,2	(-0,2; 4,5)	20	0,22	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	3,25	(1,9; 5,1)	26	0,001	**zamítáme H0**
Single support line R	TI 5 kg x TR 5 kg	-1,7	(-2,7; 0,9)	11	0,15	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	1,05	(-0,7; 2,1)	20	0,22	nezamítáme H0
Lateral symmetry	TI 5 kg x TR 5 kg	1,55	(0,5; 2,5)	24	0,003	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TR 10 kg	1,1	(0,3; 1,6)	23	0,02	**zamítáme H0**

Chůze – taška ipsi vpravo vs. taška v ruce vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	TI 5 kg x TR 5 kg	0	(-1,0; 0,0)	4	0,05	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	0	(0,0; 0,0)	9	1	nezamítáme H0
Step length R	TI 5 kg x TR 5 kg	0	(-1,0; 0,0)	10	0,42	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	0	(0,0; 1,0)	13	0,52	nezamítáme H0
Step width	TI 5 kg x TR 5 kg	2	(1,0; 3,0)	26	<0,001	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TR 10 kg	2	(1,0; 2,0)	28	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	TI 5 kg x TR 5 kg	0,1	(-0,1; 0,2)	18	0,26	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	0,1	(-0,2; 0,2)	17	0,72	nezamítáme H0
Stance phase R	TI 5 kg x TR 5 kg	0	(-0,3; 0,1)	14	1	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-0,3	(-0,5; 0,1)	11	0,2	nezamítáme H0
Double stance	TI 5 kg x TR 5 kg	-0,1	(-0,4; 0,2)	14	0,6	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	-0,15	(-0,3; 0,1)	11	0,15	nezamítáme H0
Length of gait line L	TI 5 kg x TR 5 kg	-1,85	(-3,1; -0,5)	5	<0,001	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TR 10 kg	-2	(-3,1; -0,1)	10	0,05	**zamítáme H0**
Length of gait line R	TI 5 kg x TR 5 kg	0,25	(-0,3; 1,4)	18	0,26	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	0,4	(-0,8; 1,3)	18	0,36	nezamítáme H0
Single support line L	TI 5 kg x TR 5 kg	-3,1	(-5,4; -0,5)	9	0,02	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TR 10 kg	1,05	(-0,7; 3,3)	21	0,11	nezamítáme H0
Single support line R	TI 5 kg x TR 5 kg	0,4	(-1,2; 2,3)	18	0,6	nezamítáme H0
	TI 10 kg x TR 10 kg	3,2	(0,5; 6,4)	22	0,05	nezamítáme H0
Lateral symmetry	TI 5 kg x TR 5 kg	-1,15	(-1,7; -0,4)	8	0,01	**zamítáme H0**
	TI 10 kg x TR 10 kg	-0,7	(-1,4; -0,1)	8	0,01	**zamítáme H0**

Chůze – taška kontra vlevo vs. taška v ruce vlevo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	TK 5 kg x TR 5 kg	0	(0,0; 1,0)	14	0,06	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	0,5	(0,0; 1,0)	16	0,09	nezamítáme H0
Step length	TK 5 kg x TR 5 kg	0	(0,0; 1,0)	11	0,82	nezamítáme H0

R	TK 10 kg x TR 10 kg	0	(-1,0; 0,0)	10	0,83	nezamítáme H0
Step width	TK 5 kg x TR 5 kg	2	(1,0; 3,0)	26	<0,001	**zamítáme H0**
	TK 10 kg x TR 10 kg	2	(2,0; 3,0)	30	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	TK 5 kg x TR 5 kg	-0,1	(-0,3; 0,2)	12	0,46	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	0,3	(0,0; 0,5)	21	0,04	**zamítáme H0**
Stance phase R	TK 5 kg x TR 5 kg	0	(-0,2; 0,3)	15	1	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	-0,35	(-0,6; 0,0)	8	0,02	**zamítáme H0**
Double stance	TK 5 kg x TR 5 kg	-0,05	(-0,4; 0,4)	14	0,86	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	0,1	(-0,2; 0,4)	17	0,58	nezamítáme H0
Length of gait line L	TK 5 kg x TR 5 kg	0,45	(-0,4; 2,4)	21	0,11	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	0,65	(-1,9; 2,4)	18	0,47	nezamítáme H0
Length of gait line R	TK 5 kg x TR 5 kg	-0,75	(-1,7; 0,0)	10	0,07	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	-1,3	(-3,6; 0,7)	12	0,28	nezamítáme H0
Single support line L	TK 5 kg x TR 5 kg	2,5	(1,3; 4,4)	26	0,001	**zamítáme H0**
	TK 10 kg x TR 10 kg	1,5	(-1,2; 4,3)	20	0,22	nezamítáme H0
Single support line R	TK 5 kg x TR 5 kg	1,2	(0,2; 3,3)	24	0,007	**zamítáme H0**
	TK 10 kg x TR 10 kg	2,15	(-0,4; 4,1)	20	0,22	nezamítáme H0
Lateral symmetry	TK 5 kg x TR 5 kg	1,45	(0,6; 2,2)	27	<0,001	**zamítáme H0**
	TK 10 kg x TR 10 kg	1,1	(0,3; 2,2)	24	0,003	**zamítáme H0**

Chůze – taška kontra vpravo vs. taška v ruce vpravo						
Parametr	Situace	Bodový odhad	Intervalový odhad	s	p-hodnota	Závěr o H0
Step length L	TK 5 kg x TR 5 kg	0	(-1,0; 0,0)	10	0,83	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	0	(-1,0; 1,0)	11	1	nezamítáme H0
Step length R	TK 5 kg x TR 5 kg	0	(0,0; 1,0)	12	0,66	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	1	(0,0; 2,0)	19	0,05	nezamítáme H0
Step width	TK 5 kg x TR 5 kg	1	(1,0; 2,0)	23	0,001	**zamítáme H0**
	TK 10 kg x TR 10 kg	2	(2,0; 2,0)	29	<0,001	**zamítáme H0**
Stance phase L	TK 5 kg x TR 5 kg	-0,15	(-0,3; 0,3)	15	0,86	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	-0,15	(-0,3; 0,1)	11	0,26	nezamítáme H0
Stance phase R	TK 5 kg x TR 5 kg	-0,1	(-0,3; 0,2)	13	0,58	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	0,2	(-0,1; 0,6)	19	0,2	nezamítáme H0
Double stance	TK 5 kg x TR 5 kg	-0,1	(-0,5; 0,1)	12	0,46	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	-0,1	(-0,2; 0,2)	13	0,58	nezamítáme H0
Length of gait line L	TK 5 kg x TR 5 kg	-2	(-3,1; 0,9)	12	0,22	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	-1,75	(-2,5; -0,3)	10	0,05	nezamítáme H0
Length of gait line R	TK 5 kg x TR 5 kg	1,55	(-0,6; 2,7)	20	0,22	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	1,75	(0,2; 2,4)	22	0,05	nezamítáme H0

Single support line L	TK 5 kg x TR 5 kg	1,05	(0,8; 2,8)	23	0,02	**zamítáme H0**
	TK 10 kg x TR 10 kg	2,75	(-1,5; 4,4)	20	0,22	nezamítáme H0
Single support line R	TK 5 kg x TR 5 kg	1,55	(0,7; 3,5)	22	0,05	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	1,05	(-1,8; 2,9)	17	0,86	nezamítáme H0
Lateral symmetry	TK 5 kg x TR 5 kg	-0,95	(-1,5; 0,4)	12	0,22	nezamítáme H0
	TK 10 kg x TR 10 kg	-1,3	(-2,3; -0,3)	7	0,003	**zamítáme H0**