

UNIVERZITA KARLOVA  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Vliv chůze v obuvi na vysokém podpatku na držení těla a rozložení tlaků na úrovni kontaktu nohy s podložkou**

Autoreferát disertační práce v oboru Kinantropologie

Autor: Mgr. Miloslav Gajdoš

Vedoucí disertační práce:

doc. PhDr. Soňa Jandová, Ph.D.

Disertační práce představuje původní rukopis. S jejím plným textem je možné se seznámit v Ústřední tělovýchovné knihovně FTVS UK.

## Abstrakt

**Název:** Vliv chůze v obuvi na vysokém podpatku na držení těla a rozložení tlaků na úrovni kontaktu nohy s podložkou.

**Cíl práce:** Cílem disertační práce bylo ověřit, jak chůze v obuvi na vysokém podpatku ovlivňuje časové a tlakové parametry krokového cyklu a držení těla při pomalé a velmi pomalé chůzi u málo zkušených nositelek této obuvi.

**Metody:** Výzkumná studie měla empirický, komparativní intra-individuální charakter. K měření distribuce plantárních tlaků a na vyhodnocení časových parametrů při chůzi na běžícím pásu s rychlostí  $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  a  $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  v rovné obuvi a v botách na vysokém podpatku byly použity měřicí vložky Pedar-X<sup>®</sup> (Novel, Mnichov, Německo). Pro posouzení držení těla byl použit SonoSens Monitor Analyzer<sup>®</sup> (Gefremed, Chemnitz, Německo). Výzkumný soubor tvořilo třicet zdravých žen, které nosí boty na vysokém podpatku jen příležitostně (věk:  $21,8 \pm 2,09$  let, hmotnost:  $55,7 \pm 4,05$  kg, výška:  $1,66 \pm 0,03$  m). Pro statistickou analýzu byly použity testy ANOVA a párový t-test, pro výpočet věcné významnosti jsme využili Cohenův koeficient d.

**Výsledky:** Byly zjištěny významné rozdíly v časových a plantárních tlakových proměnných při chůzi v obuvi na vysokém podpatku ve srovnání s rovnou obuví. U obou typů rychlost chůze ovlivňovala jenom časové proměnné, ale ne dynamické parametry. V sagitální rovině byly zjištěny významné rozdíly ve všech částech páteře pro  $v_1$  a  $v_2$ . Při chůzi v botách na vysokém podpatku se významně zmenšuje lordóza v bederní oblasti páteře, stejně i v krční části, a zvyšuje se kyfóza v hrudní páteři. Ve frontální a transverzální rovině jsme zjistili významné rozdíly v amplitudách pohybu, ale s malou velikostí efektu. V obuvi na podpatku jsme pozorovali statisticky významné rozdíly v držení těla mezi rychlostmi chůze zejména v hrudní oblasti páteře.

**Klíčová slova:** krokový cyklus, stojná fáze, švihová fáze, páteř, sagitální rovina

## Úvod

Obuv dnes patří k neodmyslitelné součásti každodenního života, proto je stále více kladen důraz na její kvalitu a pohodlnost. Na druhé straně je obuv i součástí designového průmyslu, kde móda často vítězí nad komfortem a kvalitou. Zajímavé je, že je nemožné dosáhnout přirozenou a fyziologickou chůzi téměř v 98 % obuvi (Rossi, 2001). Nošení bot na vysokém podpatku je velmi rozšířené mezi ženami "vyspělého světa" a přetrvávají v populaci bez ohledu na jeho potenciální atributy škodlivosti (Barnish, Morgan & Barnish, 2017). Stále více žen nosí boty na vysokém podpatku (Smith, 1999). Podle Esenyel, Walsh, Walden a Gitter (2003) pravidelně nosí boty s vysokým podpatkem 37 až 69 % žen. Masmédia a pop-kultura tento trend ještě posilují. Zdá se, že kultura otevřela cestu i změnám základních anatomických predispozicí. Existuje mnoho paradoxních příkladů kulturního zásahu do elementární lidské přirozenosti. Jednou z nejzajímavějších je i zásah do bipedální chůze a našich základních pohybových vzorců (Barnish et al., 2017). Vyvýšený podpatek se projevuje na ženské siluete a vytváří opticky delší dolní končetiny, což může ženě dodávat přitažlivější vzhled a více motivovat ženy k nošení takové obuvi (Lewis et al., 2017). Mnohé výzkumy poukazují na to, že časté nošení bot na vysokém podpatku může způsobovat celou řadu zdravotních komplikací. Podle American Podiatric Medical Association (2003) je u žen devětkrát větší pravděpodobnost vzniku různých deformit a poškození nohou v důsledku nevhodné obuvi než u mužů. Je mnoho výzkumů, které se zabývají biomechanickými aspekty chůze v obuvi na vysokém podpatku, ale jak jsme zjistili, výsledky jsou častokrát odlišné, za což mohou i rozdílné podmínky výzkumu. Navzdory rozdílům v metodologii, mnoho studií prokázalo, že dlouhodobé používání bot s vysokým podpatkem mění neuromechaniku chůze (Cronin, 2014). Po přezkoumání vědecké literatury jsme se v předkládané práci zaměřili na analýzu časových a tlakových parametrů krokového cyklu a držení těla v obuvi na vysokém podpatku při pomalé chůzi. Teoretická a praktická část této práce by mohla poskytnout celistvý pohled na tuto problematiku, ale také poukázat na potřebu získávání dalších informací. Toto téma považujeme za důležité, protože obuv na vysokém podpatku je u žen často používána, ať už na běžné společenské události, tak i jako každodenní pracovní obuv a zejména z hlediska vlivu práce na zdraví je důležité v bádání na toto téma pokračovat.

# CÍL, HYPOTÉZY, ÚKOLY PRÁCE

## CÍL PRÁCE

Cílem disertační práce bylo analyzovat rozložení tlaků při kontaktu nohy s podložkou při pomalých rychlostech chůze v obuvi na vysokých podpatcích (HH) a v rovné obuvi (FS) u méně zkušených nositelek bot s vysokým podpatkem. Dále bylo cílem zjistit rozdíly v držení těla při této chůzi.

## HYPOTÉZY

Na základě prostudování dostupné literatury jsme stanovili dvě různé rychlosti chůze ( $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  a  $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), při nichž jsme se snažili analyzovat jednotlivé proměnné. Ve snaze o podrobnou analýzu vztahů mezi rychlostí chůze a typem obuvi jsme stanovili poměrně velké množství hypotéz, čímž jsme se snažili analyzovat oblast jak časových a dynamických parametrů chůze, tak i případné změny v držení těla.

Pro sledování a následné zhodnocení problematiky časových a dynamických parametrů jsme realizovali Studii I a stanovili jsme těchto 5 alternativních hypotéz:

**H<sub>1</sub>:** Pomalá chůze ( $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) na podpatcích způsobuje změny v časových parametrech krokového cyklu. Předpokládáme, že celková doba kroku se vlivem chůze na podpatcích zkracuje, doba švihové fáze se zkracuje, doba stojné fáze se zkracuje a frekvence kroků se zvyšuje ve srovnání s rovnou sportovní obuví.

**H<sub>2</sub>:** Velmi pomalá chůze ( $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) na podpatcích způsobuje změny v časových parametrech krokového cyklu. Předpokládáme, že celková doba kroku se vlivem chůze na podpatcích zkracuje, doba švihové fáze se zkracuje, doba stojné fáze se zkracuje a frekvence kroků se zvyšuje ve srovnání s rovnou sportovní obuví.

**H<sub>3</sub>:** Pomalá chůze ( $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) na podpatcích způsobuje změny v dynamických parametrech krokového cyklu. Předpokládáme, že maximální tlak a maximální vertikální síla pod ploskou nohy se vlivem chůze na podpatcích zvyšuje ve srovnání s rovnou sportovní obuví.

**H<sub>4</sub>:** Velmi pomalá chůze ( $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) na podpatcích způsobuje změny v dynamických parametrech krokového cyklu. Předpokládáme, že maximální tlak a maximální vertikální síla pod ploskou nohy se vlivem chůze na podpatcích zvyšuje ve srovnání s rovnou sportovní obuví.

**H5:** Hodnoty dynamických a časových parametrů pomalé chůze ( $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ ) jsou vyšší než u velmi pomalé chůze ( $v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$ ).

Pro sledování a následné zhodnocení otázek případných změn držení těla vlivem rozdílného typu obuvi a rychlosti chůze jsme provedli Studii II, pro niž byly stanoveny a následně verifikovány tyto alternativní hypotézy:

**H6:** Chůze na podpatcích při pomalé chůzi ( $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ ) způsobuje významné změny v postavení páteře v sagitální rovině v oblasti krční, hrudní a bederní páteře oproti chůzi v rovné obuvi.

**H7:** Chůze na podpatcích při velmi pomalé chůzi ( $v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$ ) způsobuje významné změny v postavení páteře v sagitální rovině v oblasti krční, hrudní a bederní páteře oproti chůzi v rovné sportovní obuvi.

**H8:** Chůze na podpatcích při pomalé chůzi ( $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ ) způsobuje významné změny v postavení páteře ve frontální rovině v oblasti krční, hrudní a bederní páteře oproti chůzi v rovné sportovní obuvi.

**H9:** Chůze na podpatcích při velmi pomalé chůzi ( $v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$ ) způsobuje významné změny v postavení páteře ve frontální rovině v oblasti krční, hrudní a bederní páteře oproti chůzi v rovné sportovní obuvi.

**H10:** Chůze na podpatcích při pomalé chůzi ( $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ ) způsobuje významné změny v postavení páteře v transversální (rotační) rovině v oblasti krční, hrudní a bederní páteře oproti chůzi v rovné sportovní obuvi.

**H11:** Chůze na podpatcích při velmi pomalé chůzi ( $v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$ ) způsobuje významné změny v postavení páteře v transversální (rotační) rovině v oblasti krční, hrudní a bederní páteře oproti chůzi v rovné sportovní obuvi.

**H12:** Postavení páteře je pro obě rychlosti ( $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ ;  $v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$ ) odlišné v sagitální, frontální i transversální (rotační) rovině.

## ÚKOLY PRÁCE

1. Definice teoretického konceptu, struktury celkové koncepce a přezkoumání dosavadních vědeckých poznatků
2. Definování vědeckého problému a vědeckých otázek.
3. Stanovení hypotéz
4. Stanovení designu výzkumu:

- a. Výběr homogenního výzkumného souboru
  - b. Výběr vstupních a výstupních proměnných
  - c. Zajištění laboratorních podmínek měření
5. Realizace měření
  6. Zpracování, analýza a vyhodnocení naměřených výsledků
  7. Zpracování disertační práce
  8. Formulování závěrů

## **METODIKA**

Jednalo se o empirický kvantitativní typ výzkumu, kde byly sledovány kvantitativní ukazatele se zaměřením na hledání příčinných vztahů mezi proměnnými. Konkrétně se zjišťovaly korelace mezi vstupními a výstupními proměnnými. Studie má charakter komparativního vnitroskupinového kvaziexperimentu. Projekt disertační práce byl schválen etickou komisí FTVS UK v Praze dne 2. 5. 2017 pod jednacím číslem 224/2016. Zpracování výsledků proběhlo anonymně a bylo potvrzeno informovaným souhlasem probandů.

### **Studie I**

Tato studie byla zaměřena na vliv pomalé a velmi pomalé chůze v obuvi s podpatkem na rozložení plantárních tlaků a časové parametry krokového cyklu.

#### *Výzkumný soubor*

Soubor tvořilo 30 žen ( $N = 30$ ; věk:  $21,8 \pm 2,1$ ; výška:  $165,8 \pm 3$  cm; velikost nohy:  $37,9 \pm 0,7$ ; hmotnost:  $55,8 \pm 4,1$  kg; BMI:  $21 \pm 0,7$ ), které nosí HH zřídka, ne déle než 6 hodin za měsíc, poslední 2 roky, které Weitkumat et al. (2016) charakterizuje jako občasné nositelky HH (no frequent user).

Vylučovacím kritériem při výběru probandů bylo plochonoží, patologický stav muskuloskeletálního systému v posledních dvou letech a také operační zákroky na dolních končetinách, zjištěné na základě ankety (příloha 3 disertační práce). Plochonoží bylo vyšetřeno přístrojem Podoscan 3D (Sensor Medica, Řím, Itálie) a vyhodnocovány softwarem Easycad (Sensor Medica, Řím, Itálie).

### *Metody sběru dat a přístrojové vybavení*

Pro měření rozložení plantárních tlaků a na vyhodnocení časových a dynamických parametrů při pomalých rychlostech chůze v plochých botách (FS) a chůzi v obuvi s vysokými podpatky (HH) byl použit systém měřících stélek Pedar-X<sup>®</sup> (Novel, Mnichov, Německo), který byl zapůjčen z Fakulty přírodovědně-humanitní a pedagogické, Technické univerzity v Liberci. Tento systém umožňuje měřit interakci mezi nohou a obuví vložením snímací stélky do boty. Stélky jsou elastické a přizpůsobivé povrchu chodidla. Každá vložka obsahuje 99 senzorů snímajících vertikální sílu působící na definovanou plochu (vyjadřující tlak) v čase a rozložení tlaku pod plantou. Záznam dat byl proveden při frekvenci 100 Hz. Shromážděné údaje byly analyzovány pomocí softwaru Pedar-X<sup>®</sup> (Novel, Mnichov, Německo) po dokončení měření. Pedografický systém Pedar splňuje normy kvality platné pro výzkum s ohledem na přesnost a reprodukovatelnost měření (Giacomozzi, 2010; Price, Parker & Nester, 2016).

### *Průběh měření*

Měření se konalo v prosinci 2016 na Fakultě zdravotnických oborů, Prešovské Univerzity v Prešově v laboratoři Katedry fyzioterapie. V místnosti, která byla využita k měření, byl zajištěn dostatečný prostor pro chůzi a byly také zajištěny optimální teplotní, světelné a zvukové podmínky.

Na začátku měření každé účastnice byl systém pro měření tlaku v obuvi kalibrován ve stoje na jedné noze zvláště pro každou obuv podle doporučení výrobce (Pedar-X<sup>®</sup>, Novel, Mnichov, Německo). Pro měření byly použity dva typy obuvi (rovné, sportovní boty a boty s výškou podpatku 7 cm a tloušťkou 1,4x1,2 cm). Všechny subjekty byly testovány na stejném typu obuvi příslušné velikosti.

Účastnice si před měřením vyzkoušely chůzi na běžeckém pásu (inSPORTline Genesis, Slovensko) a měly také možnost chodit na běžícím pásu v obou typech obuvi 3 minuty před začátkem testu.

Nejprve všechny účastnice chodily v náhodně vybrané obuvi při předem nastavené rychlosti chůze  $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (pomalá rychlost) a  $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (velmi pomalá rychlost), které byly z pohledu účastnic vnímány jako nejpohodlnější a nejbezpečnější. Rychlost  $v_1$  byla vnímána jako pohodlná pomalá rychlost,  $v_2$  jako pohodlná velmi pomalá rychlost chůze. Sklon trenažéru nebyl nastaven ( $S = 0 \%$ ). Měření pro druhý typ obuvi (stejně při  $v_1$  a  $v_2$ )

pokračovalo po 5 minutách odpočinku, během něhož byla provedena recalibrace systému. Data se sbírala nepřetržitě během 30 sekundových pokusů.

#### *Zpracování a vyhodnocení dat, měřené parametry*

Pro analýzu chůze a jejího cyklu byly změřeny a vypočítány časové a dynamické proměnné. Z naměřených hodnot maximálního tlaku ( $PP_{\max}$ ) a maximální vertikální síly ( $F_{\max}$ ) se pro každý krok sledovaly následující časové a dynamické proměnné:

- stojná fáze kroku - STANCE [s], představuje kontaktní čas se zemí
- švihová fáze kroku - SWING [s]
- trvání celého kroku - STRIDE [s]
- frekvence kroků - FRE [kroky/min]
- maximální tlak přepočtený na tělesnou hmotnost ( $PP_{\max BW} = PP_{\max}/m \cdot g$ )
- maximální vertikální síla přepočtená na tělesnou hmotnost ( $F_{\max BW} = F_{\max}/m \cdot g$ )

Vyhodnocovalo se třicet kroků ze střední části 30 sekundového záznamu. Prvních 6-8 kroků a posledních 6-8 kroků záznamu nebyly vyhodnoceny z důvodu potřeby vyhodnotit pouze plynulý cyklus chůze. Výsledné údaje týkající se levého a pravého chodidla jsou průměrné hodnoty vypočtené na základě 15 kroků při použití každé nohy. Počet kroků pro analýzu byl založen na individuální délce kroku na měřeném úseku. Variační koeficienty (CV) týkající se vypočítaných průměrných hodnot byly 1-3 %.

#### *Statistické zpracování dat*

Všechny statistické analýzy se prováděly s použitím programu Statistica 13.0 (TIBCO Software Inc., CA, USA). Z naměřených dat jsme vypočítali základní statistické veličiny, které charakterizují sledované soubory (aritmetický průměr, směrodatná odchylka).

Pro statistické výpočty dat naměřených systémem Pedar byl použit test ANOVA, kombinacemi "Within" faktoru - analogie meziskupinových srovnání a "Between" faktoru - analogie párových srovnání. Naměřené výsledky jsme vyhodnotili porovnáním vypočítaného testovacího kritéria kritické hodnoty F - rozdělení (4,006873), kdy pro potvrzení hypotézy platí, že  $F > F_{\text{crit}}$ . Hodnoty byly považovány za statisticky významné, když  $p < 0,05$ .

V případě srovnání časových a dynamických parametrů při rozdílné rychlosti chůze jsme jako metodu statistického zpracování intervalových dat mezi dvěma závislými proměnnými (párovými daty) použili párový t-test. Test se uskutečnil při hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , to



znamená 95 % pravděpodobnost tohoto jevu. Výsledky jsou statisticky významné, pokud hodnota  $t$  překračuje kritickou tabulkovou hodnotu 2,002 a hodnota  $p$  je menší než stanovená hladina významnosti  $\alpha = 0,05$ .

Pro výpočet věcné významnosti jsme využili Cohenův koeficient účinku  $d$  k posouzení velikosti efektu, kde hodnoty  $< 0,2$  -  $0,4$  znamenají malý efekt; hodnoty  $0,5$  -  $0,7$  střední efekt;  $0,8$  a vyšší, velký efekt) (Cohen, 1988; Sawilowsky, 2009).

## Studie II

Tato studie byla zaměřena na vliv pomalé chůze ( $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ;  $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) v obuvi s podpatkem na držení těla v sagitální rovině, frontální rovině a transverzální (rotační) rovině.

### *Výzkumný soubor*

Soubor byl totožný se souborem ze Studie I. Tvořilo ho 30 žen ( $N = 30$ ; věk:  $21,8 \pm 2,1$ ; výška:  $165,8 \pm 3 \text{ cm}$ ; velikost nohy:  $37,9 \pm 0,7$ ; hmotnost:  $55,8 \pm 4,1 \text{ kg}$ ; BMI:  $21 \pm 0,7$ ), které nosí HH zřídka, ne déle než 6 hodin za měsíc za poslední 2 roky, tedy občasné nositelky HH.

Vylučovacím kritériem při výběru probandů byly přítomnost bolesti zad nebo výskyt patologického stavu muskuloskeletálního systému v posledních dvou letech a také operační zákroky na páteři a dolních končetinách kvůli možným interferujícím účinkům na parametry tvaru páteře. Tyto skutečnosti jsme zjišťovali na základě ankety (příloha 3 disertační práce). Dalším vylučovacím kritériem byly hodnoty mimo normu při vyšetření pohyblivosti páteře zkušeným fyzioterapeutem s 15 letou praxí, pomocí Čepojevové vzdálenosti, Ottovy a Schoberové distance (příloha 5 disertační práce).

### *Metody sběru dat a přístrojové vybavení*

Pro měření držení těla při pomalých rychlostech chůze v FS a chůzi v HH byl použit systém SonoSens Monitor<sup>®</sup> (Gefremed, Chemnitz, Německo), který byl zapůjčen z Fakulty zdravotnických oborů, Prešovské univerzity v Prešově.

Základní funkce přístroje SonoSens Monitor je založena na měření vzdálenosti pomocí ultrazvuku. Měření je prováděno pomocí malých ultrazvukových senzorů o průměru 20 mm, které jsou přilepeny na kůži po párech (vysílač / přijímač). Vysílač vysílá ultrazvukový signál k přijímači. Čas mezi vysláním a přijetím signálu je měřen. Rychlost šíření ultrazvuku v lidské tkáni je téměř konstantní ( $v = 1500 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ). Vzdálenost mezi dvěma senzory je

vypočítaná z jednoduchého vzorce:  $s = v \cdot t$ , kde:  $s$  je vzdálenost mezi vysílačem a přijímačem;  $v$  je rychlost šíření ultrazvuku v lidské tkáni a  $t$  je čas průchodu signálu. Natahování kůže při pohybu těla způsobuje změny ve vzdálenosti mezi senzory a přístroje. Kontinuálním měřením těchto vzdáleností je možné zjistit změny v držení lidského těla, případně kloubů (Ohlendorf et al., 2014). Naměřená data jsou uložena a přenesena do PC.

Aplikace senzorů podél páteře: Párové senzory by měly být umístěny 5 cm od páteře na pravou i levou stranu. Pár senzorů L1 a R1 (vysílače) na úroveň obratle C<sub>3</sub>, L2 a R2 (přijímače) na úroveň obratle Th<sub>2</sub>, L3 a R3 (vysílače) na úroveň obratle Th<sub>12</sub> a L4 a R4 (přijímače) na úroveň sakroiliakálního kloubu. Výchozí údaje pro jednotlivé části páteře vycházejí z měřících kanálů. Měřící kanály – A,B,C,D,E,F,G,H,I,J,K,L jsou vertikální a diagonální vzdálenosti mezi senzory [mm].

Kalibrace: Při kalibraci jsou u probanda zjištěny výchozí údaje při vzpřímeném postoji. Vzpřímená poloha vyšetřované osoby je zásadní pro správné měření. Může být korigována v případě nutnosti. Je prováděna s vzorkovací frekvencí 10 Hz. Kalibrace slouží jako podklad pro vyhodnocení dat z analýzy pohybu. Ta se vypočítávají z procentuální odchylky z výchozích údajů. Kalibrace tak představuje důležitý předpoklad pro výpočet parametrů držení těla.

Interval měření (analýza chůze): Intervaly měření se vztahují výhradně na data kalibrace. Pohyby osového orgánu během analýzy chůze jsou následně ve formě bodygramů zobrazeny jako procentuální odchylky od výchozích dat naměřených při kalibraci.

### *Průběh měření*

Měření se konalo v únoru 2017 na FZO PU v Prešově v laboratoři Katedry fyzioterapie. V prostorech, které byly využity k měření, byl zajištěn dostatečný prostor pro chůzi a byly zajištěny optimální teplotní, světelné a zvukové podmínky v místnosti.

Na začátku měření každé účastnice byl systém pro měření držení těla v jednotlivých rovinách kalibrovaný podle doporučení výrobce (Gefremed, Chemnitz, Německo). Součástí kalibrace je stoj se vzpřímeným držením těla v trvání 30 sekund a měření maximálních rozsahů pohybů páteře v trvání 10 sekund:

1. Maximální předklon krční, hrudní a bederní páteře
2. Maximální záklon v krční, hrudní a bederní páteři
3. Maximální lateroflexe doprava v krční, hrudní a bederní páteři
4. Maximální lateroflexe doleva v krční, hrudní a bederní páteři

5. Maximální rotace doprava v krční, hrudní a bederní páteři

6. Maximální rotace doleva v krční, hrudní a bederní páteři

Pro měření byly použity dva typy obuvi stejné jako v Studii I (rovnou, sportovní obuv a obuv s výškou podpatku 7 cm a tloušťkou 1,4 x 1,2 cm). Všechny subjekty byly testovány ve stejném typu obuvi příslušné velikosti.

Účastnice si před měřením vyzkoušely chůzi na běžeckém pásu (inSPORTline Genesis, Slovensko) a měly také možnost chodit na běžícím pásu v obou typech obuvi 3 minuty před začátkem testu.

Nejprve všechny účastnice chodily v náhodně vybrané obuvi při předem nastavené rychlosti chůze  $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (pomalá rychlost) a  $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (velmi pomalá rychlost). Sklon trenážeru byl  $S = 0\%$ . Měření pro druhý typ obuvi (se stejnou  $v_1$  a  $v_2$ ) pokračovalo po 5 minutách odpočinku, během něhož byla provedena recalibrace systému. Data se sbírala nepřetržitě během 10 minutové chůze.

#### *Zpracování a vyhodnocení dat, měřené parametry*

Změny v držení těla během chůze v HH a FS jsou vyjádřeny v procentních odchylkách od výchozích údajů naměřených během kalibrace. Pro analýzu držení těla během chůze ve vybraném typu obuvi se použily hodnoty, které se týkaly polohy jednotlivých úseků páteře - bederní oblasti (LSC), hrudní páteře (TSC) a krční páteře (CSC) v sagitální a frontální rovině a rotačních pohybů trupu. Vyhodnocovaly se tyto proměnné: medián pohybů v sagitální rovině (mSBI), medián pohybů ve frontální rovině (mFBI), medián rotačních pohybů v transverzální rovině (mTI), amplituda pohybů v sagitální rovině (SBA), amplituda pohybů ve frontální rovině (FBA) a amplituda rotačních pohybů v transverzální rovině (TA).

#### *Statistické zpracování dat*

Všechny statistické analýzy se prováděly s použitím Statistica 13.0 (TIBCO Software Inc., CA, USA). V případě držení těla se jako metoda statistického zpracování intervalových dat mezi dvěma závislými proměnnými (párovými daty) použil párový t-test. Je to varianta Studentova t-testu. Tato testovací varianta se používá k vyhodnocení experimentů s neznámou střední hodnotou populace, kde neznáme střední hodnotu základního souboru a vycházíme proto pouze z výběrových dat 2 souborů. V našem případě jde o dvě měření prováděná opakovaně u téhož pacienta (respondenta). V daném případě testujeme nulovou hypotézu s následujícím zápisem:  $H_0: \mu_1 = \mu_2$ . Takovým párovým pokusem srovnáváme data, která tvoří "spárovanou variační řadu", tj že pocházejí ze souboru, na kterém byla dělána 2 měření, v

našem případě na vysokých podpatcích a rovné obuvi. Testujeme hypotézu, že střední hodnota měření ve vysoké obuvi a s použitím rovné obuvi se rovnají. Test se uskutečnil při hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , to znamená 95% pravděpodobnost tohoto jevu. Výsledky jsou statisticky významné, pokud hodnota  $t$  překračuje kritickou tabulkovou hodnotu 1,669 a hodnota  $p$  je menší než stanovená hladina významnosti  $\alpha = 0,05$  (kontrolní hodnota). Pro výpočet věcné významnosti jsme využili Cohenův koeficient účinku  $d$ . Kvalita testovaného skóre byla vyhodnocována koeficientem vnitřní konzistence - Cronbachova alfa (Cronbach, 1951). Jde o statistiku odhadu reliability kvantitativních nástrojů. Při zjišťování vnitřní konzistence může Cronbach  $\alpha$  nabýt hodnoty v intervalu  $<0; 1>$ , ale obecně akceptovatelné hodnoty koeficientu jsou mezi 0,7 - 0,95.

## VÝSLEDKY

### Výsledky Studie I

Chůze na vysokých podpatcích byla při rychlosti  $v_1$  příčinou statisticky významného rozdílu ve všech měřených časových parametrech chůze (stojná fáze, švihová fáze, celková doba kroku, frekvence) oproti rovné obuvi (Tabulka 1).

**Tabulka 1** Časové parametry krokového cyklu v HH a FS při rychlosti  $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

Časové parametry chůze	FS		HH		FS vs. HH		
	průměr±SD	Poměr %	průměr±SD	Poměr %	$p$	$F$	$d$
<b><math>v_1</math></b>							
Stojná fáze [s]	0.828 ± 0.077	64	0.780 ± 0.058	64	<b>.009</b>	7.3	0.70
Švihová fáze [s]	0.476 ± 0.046	36	0.438 ± 0.040	36	<b>.001</b>	11.4	0.87
Celk. doba kroku [s]	1.304 ± 0.115	100	1.217 ± 0.084	100	<b>.002</b>	10.7	0.85
Frekv. [kroky/min.]	92.468 ± 8.392		99.004 ± 6.597		<b>.002</b>	10.9	0.85

Celková doba trvání kroku byla v průměru kratší v HH (1,217 s) než v FS (1,304 s). Celkové trvání kroku bylo statisticky významně kratší v HH oproti FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ( $p = 0,002$ ;  $d = 0,85$ ). Švihová fáze kroku byla v průměru kratší v HH (0,438 s) než v FS (0,476 s). Trvání švihové fáze kroku bylo statisticky významně kratší v

HH oproti FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ( $p = 0,001$ ;  $d = 0,87$ ). Doba stejné fáze kroku byla v průměru kratší v HH (0,780 s) než v FS (0,828 s). Stojná fáze kroku byla statisticky významně kratší v HH oproti FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ( $p = 0,009$ ;  $d = 0,70$ ). Frekvence kroků za minutu byla v průměru vyšší v HH (99) než v FS (92). V HH byla frekvence kroků za minutu statisticky významně vyšší než v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ( $p = 0,002$ ;  $d = 0,85$ ). Procentuální podíl jednotlivých fází kroku (stojné, švihové) byl v obou typech bot při rychlosti  $v_1$  stejný (64% - 36%).

Chůze na vysokých podpatcích byla při rychlosti  $v_2$  příčinou statisticky významného rozdílu ve všech měřených časových parametrech chůze (stojná fáze, švihová fáze, celková doba kroku, frekvence) oproti rovné obuvi (Tabulka 2).

**Tabulka 2** Časové parametry krokového cyklu v HH a FS při rychlosti chůze  $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

Časové parametry chůze	FS		HH		FS vs. HH		
	průměr±SD	Poměr %	průměr±SD	Poměr %	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>d</i>
<b><math>v_2</math></b>							
Stojná fáze [s]	1.215 ± 0.115	66	1.124 ± 0.121	66	<b>.005</b>	8.6	0.76
Švihová fáze [s]	0.613 ± 0.082	34	0.580 ± 0.064	34	.101	2.8	0.43
Celk. doba kroku [s]	1.829 ± 0.179	100	1.700 ± 0.154	100	<b>.005</b>	8.6	0.76
Frekv. [kroky/min.]	66.303 ± 6.547		70.878 ± 7.352		<b>.015</b>	6.3	0.65

Celková doba trvání kroku byla v průměru kratší v HH (1,700 s) než v FS (1,829 s). Celkové trvání kroku bylo statisticky významně kratší v HH oproti FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ( $p = 0,005$ ;  $d = 0,76$ ). Švihová fáze kroku byla v průměru kratší v HH (0,580 s) než v FS (0,613 s). V trvání švihové fáze kroku nebyla statisticky a věcně významná změna v HH oproti FS ( $p = 0,101$ ;  $d = 0,43$ ). Doba stejné fáze kroku byla v průměru kratší v HH (1,124 s) než v FS (1,215 s). Stojná fáze kroku byla statisticky významně kratší v HH oproti FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ( $p = 0,005$ ;  $d = 0,76$ ). Frekvence kroků za minutu byla v průměru větší v HH (71) jako v FS

(66). V HH byla frekvence kroků za minutu statisticky významně vyšší než v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ( $p = 0,015$ ;  $d = 0,65$ ). Procento trvání jednotlivých fází kroku (stojná, švihová) byl v obou typech bot při rychlosti  $v_2$  stejný (66 % - 34 %).

Chůze na vysokých podpatcích byla při rychlosti  $v_1$  příčinou statisticky významného rozdílu v měřených tlakových parametrech chůze ( $PP_{\max BW}$ ,  $F_{\max BW}$ ) oproti rovné obuvi (Tabulka 3).

**Tabulka 3** Dynamické parametry krokového cyklu v HH a FS při rychlosti  $0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

Hodnoty plantárních tlaků	FS	HH	FS vs. HH		
	Průměr±SD	Průměr±SD	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>d</i>
<b><math>v_1</math></b>					
$PP_{\max BW}$ [kPa]	$0.565 \pm 0.151$	$0.801 \pm 0.2$	<b>&lt; .001</b>	26.6	1.33
$F_{\max BW}$ [N]	$1.099 \pm 0.066$	$1.279 \pm 0.162$	<b>&lt; .001</b>	31.9	1.46

Legenda:  $PP_{\max BW}$  - maximální tlak přepočtený na tělesnou hmotnost;  $F_{\max BW}$  - maximální vertikální síla přepočtena na tělesnou hmotnost

Průměrný  $PP_{\max BW}$  byl v HH 0,801 a v FS 0,565.  $PP_{\max BW}$  byl v HH statisticky významně větší než v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ( $p < 0,001$ ;  $d = 1,33$ ).  $F_{\max BW}$  byla v HH 1,279 a v FS 1,099.  $F_{\max BW}$  byla v HH statisticky významně větší než v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ( $p < 0,001$ ;  $d = 1,46$ ).

Chůze na vysokých podpatcích byla při rychlosti  $v_1$  příčinou statisticky významného rozdílu v měřených tlakových parametrech chůze ( $PP_{\max BW}$ ,  $F_{\max BW}$ ) oproti rovné obuvi (Tabulka 4).

**Tabulka 4** Dynamické parametry krokového cyklu v HH a FS při rychlosti  $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

Hodnoty plantárních tlaků	FS	HH	FS vs. HH		
	Průměr±SD	Průměr±SD	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>d</i>
<b><math>v_2</math></b>					
$PP_{\max BW}$ [kPa]	$0.535 \pm 0.142$	$0.762 \pm 0.192$	<b>&lt; .001</b>	27.0	1.34
$F_{\max BW}$ [N]	$1.080 \pm 0.062$	$1.231 \pm 0.135$	<b>&lt; .001</b>	30.7	1.43

Průměrný  $PP_{\max BW}$  byl v HH 0,762 a v FS 0,535.  $PP_{\max BW}$  byl v HH statisticky významně větší než v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ( $p < 0,001$ ;  $d = 1,34$ ). Průměrná  $F_{\max BW}$  byla v HH 1,231 a v FS 1,080.  $F_{\max BW}$  byla v HH statisticky významně větší než v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ( $p < 0,001$ ;  $d = 1,43$ ).

Rychlost chůze byla příčinou statisticky významného rozdílu ve všech měřených časových parametrech chůze. Rychlost chůze nebyla příčinou statisticky významného rozdílu v měřených tlakových parametrech chůze v obuvi s vysokým podpatkem, ani v rovné obuvi (Tabulka 5).

**Tabulka 5** Porovnání časových a dynamických parametrů chůze v FS a HH vlivem rychlosti

Měřené parametry	FS( $v_1$ ) vs. FS( $v_2$ )			HH( $v_1$ ) vs. HH( $v_2$ )		
	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>
<b>Časové parametry kroku</b>						
Stojná fáze kroku [s]	< .001	15.057	3.89	< .001	13.883	3.58
Švihová fáze kroku [s]	< .001	7.787	2.01	< .001	10.101	2.61
Celková doba kroku [s]	< .001	13.298	3.83	< .001	14.032	3.83
Frekvence [kroky/min.]	< .001	13.238	3.42	< .001	15.334	3.96
<b>Dynamické parametry kroku</b>						
$PP_{\max BW}$ [kPa]	.441	-.775	0.20	.441	-.775	0.20
$F_{\max BW}$ [N]	.275	-1.102	0.28	.215	-1.255	0.32

Rychlost chůze měla vliv na stojnou fázi kroku v HH ( $p < 0,001$ ;  $d = 3,58$ ), švihovou fázi ( $p < 0,001$ ;  $d = 2,61$ ), celkovou dobu kroku ( $p < 0,001$ ;  $d = 3,83$ ) a frekvenci kroků za minutu ( $p < 0,001$ ;  $d = 3,96$ ). Stejně měla rychlost chůze vliv i na časové parametry v FS - stojná fáze kroku ( $p < 0,001$ ;  $d = 3,89$ ), švihová fáze ( $p < 0,001$ ;  $d = 2,01$ ), celková doba kroku ( $p < 0,001$ ;  $d = 3,83$ ), frekvence kroků za minutu ( $p < 0,001$ ;  $d = 3,42$ ). Rychlost chůze neměla vliv na maximální tlak v HH ( $p = 0,441$ ;  $d = 0,20$ ), ani na maximální vertikální sílu ( $p = 0,215$ ;  $d = 0,32$ ). V rovné obuvi neměla rychlost chůze rovněž vliv na maximální tlak ( $p = 0,441$ ;  $d = 0,20$ ), a ani na maximální vertikální sílu ( $p = 0,275$ ;  $d = 0,28$ ).

## Výsledky Studie II

Chůze na vysokých podpatcích při rychlosti  $v_1$  byla příčinou statisticky významného rozdílu v držení těla v sagitální rovině, oproti chůzi v rovné obuvi (Tabulka 6).

**Tabulka 6** Výsledné hodnoty z držení těla v sagitální rovině během chůze v HH a FS při rychlosti chůze  $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

Měřené parametry					
jednotlivých úseků páteře	FS	HH	FS vs. HH		
	Průměr±SD	Průměr±SD	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>
<b><math>v_1</math></b>					
mSBI – LSC	-0.487 ± 7.229	0.550 ± 6.962	< .001	4.2	0.74
SBA – LSC	2.503 ± 1.075	2.947 ± 1.174	.112	1.6	0.47
mSBI – TSC	-3.403 ± 2.586	-3.000 ± 2.673	< .001	5.2	0.55
SBA – TSC	1.590 ± 0.762	1.687 ± 0.850	.620	0.5	0.19
mSBI – CSC	-4.120 ± 5.019	-2.240 ± 4.392	< .001	3.9	0.44
SBA – CSC	4.850 ± 1.994	4.720 ± 1.841	.606	-0.5	0.11

Legenda: LSC – lumbální oblast páteře; TSC – thorakální oblast páteře, CSC – cervikální oblast páteře; mSBI – medián pohybů v sagitální rovině; SBA – amplituda pohybů v sagitální rovině

Při chůzi v HH se bederní lordóza statisticky významně snižuje oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ( $p < 0,001$ ;  $d = 0,74$ ). V amplitudě pohybů v bederní oblasti při chůzi v HH je věcně i statisticky nevýznamná změna oproti chůzi v FS ( $p = 0,112$ ;  $d = 0,47$ ).

Při chůzi v HH je hrudní kyfóza statisticky významně větší oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ( $p < 0,001$ ;  $d = 0,55$ ). V amplitudě pohybů v hrudní oblasti při chůzi v HH je věcně i statisticky nevýznamná změna oproti chůzi v FS ( $p = 0,620$ ;  $d = 0,19$ ).

Při chůzi v HH se krční lordóza statisticky významně snižuje oproti chůzi v FS, věcná významnost ale poukazuje na nízkou velikost efektu ( $p < 0,001$ ;  $d = 0,44$ ). V amplitudě pohybů v krční oblasti při chůzi v HH je věcně i statisticky nevýznamná změna oproti chůzi v FS ( $p = 0,606$ ;  $d = 0,11$ ).



Koeficient reliability (Cronbachova alfa) pro mSBI byl 0,815 a pro SBA 0,789, což znamená vysokou konzistenci dat (příloha 9 disertační práce).

Chůze na vysokých podpatcích při rychlosti  $v_2$  byla příčinou statisticky významného rozdílu v držení těla v sagitální rovině, oproti chůzi v rovné obuvi (Tabulka 7).

**Tabulka 7** Výsledné hodnoty z držení těla v sagitální rovině během chůze v HH a FS při rychlosti  $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

Měřené parametry					
jednotlivých úseků páteře	FS	HH	FS vs. HH		
	Průměr±SD	Průměr±SD	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>
<b><math>v_2</math></b>					
mSBI – LSC	0.003 ± 6.626	3.337 ± 7.549	< .001	4.5	0.67
SBA – LSC	3.303 ± 1.075	4.140 ± 2.247	.019	2.5	0.74
mSBI – TSC	-2.147 ± 2.134	-0.770 ± 2.169	< .001	9.0	0.64
SBA – TSC	1.733 ± 0.727	2.520 ± 1.285	.003	3.4	0.76
mSBI – CSC	-3.123 ± 3.148	-0.240 ± 3.887	.001	3.7	0.82
SBA – CSC	4.627 ± 2.064	5.853 ± 2.391	.002	3.2	0.53

Při chůzi v HH se bederní lordóza statisticky významně snižuje oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ( $p < 0,001$ ;  $d = 0,67$ ). Amplituda pohybů v bederní oblasti při chůzi v HH je statisticky významně rozdílná oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ( $p = 0,019$ ;  $d = 0,74$ ).

Při chůzi v HH je hrudní kyfóza statisticky významně větší oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ( $p < 0,001$ ;  $d = 0,64$ ). Amplituda pohybů v hrudní oblasti při chůzi v HH je statisticky významně rozdílná oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ( $p = 0,003$ ;  $d = 0,76$ ). Při chůzi v HH se krční lordóza statisticky významně snižuje oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ( $p = 0,001$ ;  $d = 0,82$ ). Amplituda pohybů v krční páteři při chůzi v HH je statisticky významně rozdílná oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ( $p = 0,002$ ;  $d = 0,53$ ).

Chůze na vysokých podpatcích při rychlosti  $v_1$  byla příčinou statisticky významného rozdílu v držení těla ve frontální rovině, oproti chůzi v rovné obuvi pouze v bederní části páteře (Tabulka 8). V ostatních úsecích páteře nebyl vliv HH příčinou statisticky významných změn mFBI. HH nebyly příčinou statistických změn amplitudy pohybu (FBA) při rychlosti  $v_1$  ani v jednom z měřených úseků páteře.

**Tabulka 8** Výsledné hodnoty z držení těla ve frontální rovině při chůzi v HH a FS při rychlosti  $v = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ .

Měřené parametry					
jednotlivých úseků páteře	FS	HH	FS vs. HH		
	Průměr±SD	Průměr±SD	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>
<b><math>v_1</math></b>					
mFBI – LSC	-2.023 ± 4.129	-2.980 ± 4.621	<b>.013</b>	-2.7	0.22
FBA – LSC	3.890 ± 1.757	4.410 ± 1.555	.083	1.8	0.20
mFBI – TSC	-1.686 ± 3.417	-1.376 ± 3.716	.461	1.9	0.09
FBA – TSC	1.843 ± 1.160	2.336 ± 2.085	.792	1.1	0.37
mFBI – CSC	-0.44 ± 2.917	-0.173 ± 2.810	.067	0.7	0.09
FBA – CSC	3.656 ± 1.635	3.770 ± 1.905	.264	0.3	0.01

Legenda: mFBI – medián pohybů ve frontální rovině; FBA – amplituda pohybů ve frontální rovině.

Při chůzi v HH došlo ke statisticky významným změnám v postavení bederní páteře ve frontální rovině oproti chůzi v FS, věcná významnost ale poukazuje na nízkou velikost efektu ( $p = 0,013$ ;  $d = 0,22$ ). V amplitudě pohybů v bederní oblasti páteře, při chůzi v HH ve frontální rovině došlo ke statisticky a věcně nevýznamným změnám oproti chůzi v FS ( $p = 0,083$ ;  $d = 0,20$ ).

Při chůzi v HH došlo ke statisticky a věcně nevýznamným změnám v postavení hrudní páteře, ve frontální rovině oproti chůzi v FS ( $p = 0,461$ ;  $d = 0,09$ ). V amplitudě pohybů v hrudní oblasti, při chůzi v HH došlo ke statisticky a věcně nevýznamným změnám oproti chůzi v FS ( $p = 0,792$ ;  $d = 0,37$ ).

Při chůzi v HH došlo k statisticky a věcně nevýznamným změnám v krční oblasti páteře, ve frontální rovině oproti chůzi v FS ( $p = 0,067$ ;  $d = 0,09$ ). Amplituda pohybů v krční páteři při

chůzi v HH je ve frontální rovině statisticky a věcně nevýznamná oproti chůzi v FS ( $p = 0,264$ ;  $d = 0,01$ ).

Koeficient reliability (Cronbachova alfa) pro mFBI byl 0,721, což znamená vysokou konzistenci dat a pro FBA 0,628.

Chůze na vysokých podpatcích při rychlosti  $v_2$  byla příčinou statisticky významného rozdílu v držení těla ve frontální rovině, oproti chůzi v rovné obuvi jen v hrudní části páteře (Tabulka 9). V ostatních úsecích páteře (LS, C) nebyly HH příčinou statisticky významných změn mFBI. HH byly příčinou statistických změn amplitudy pohybu (FBA) při rychlosti  $v_2$  v bederní a hrudní části páteře.

**Tabulka 9** Výsledné hodnoty z držení těla ve frontální rovině během chůze v HH a FS při rychlosti  $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

Měřené parametry					
jednotlivých úseků páteře	FS	HH	FS vs. HH		
	Průměr±SD	Průměr±SD	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>
<b><math>v_2</math></b>					
mFBI – LSC	-2.893 ± 3.811	-2.76 ± 3.845	.687	0.4	0.03
FBA – LSC	4.277 ± 2.039	4.833 ± 2.191	<b>.002</b>	3.4	0.22
mFBI – TSC	-1.513 ± 3.531	-1.036 ± 3.193	<b>.044</b>	2.1	0.14
FBA – TSC	2.283 ± 1.190	3.140 ± 1.434	<b>.002</b>	3.4	0.45
mFBI – CSC	-0.35 ± 2.436	-0.203 ± 3.291	.086	1.8	0.19
FBA – CSC	3.640 ± 1.809	3.590 ± 1.654	.834	-0.2	0.10

Při chůzi v HH došlo k statisticky a věcně nevýznamným změnám ve frontální rovině v bederní oblasti oproti chůzi v FS ( $p = 0,687$ ;  $d = 0,03$ ). Amplituda pohybů v bederní oblasti při chůzi v HH ve frontální rovině, je statisticky významně rozdílná oproti chůzi v FS, věcná významnost ale poukazuje na nízkou velikost efektu ( $p = 0,002$ ;  $d = 0,22$ ). Při chůzi v HH došlo ke statisticky významným změnám v postavení hrudní páteře ve frontální rovině oproti chůzi v FS, věcná významnost ale poukazuje na nízkou velikost efektu ( $p = 0,044$ ;  $d = 0,14$ ). Amplituda pohybů v hrudní oblasti při chůzi v HH je statisticky významně rozdílná oproti

chůzi v FS, věcná významnost ale poukazuje na nízkou velikost efektu ( $p = 0,002$ ;  $d = 0,45$ ). Při chůzi v HH došlo ke statisticky a věcně nevýznamným změnám v krční oblasti páteře ve frontální rovině oproti chůzi v FS ( $p = 0,086$ ;  $d = 0,19$ ). Amplituda pohybů v krční páteři při chůzi v HH je ve frontální rovině statisticky a věcně nevýznamná oproti chůzi v FS ( $p = 0,834$ ;  $d = 0,10$ ).

Chůze na vysokých podpatcích při rychlosti  $v_1$  byla příčinou statisticky významného rozdílu v držení těla v transverzální (rotační) rovině (mTI), oproti chůzi v rovné obuvi pouze v krční části páteře (Tabulka 10). V ostatních úsecích páteře (LS, C) nebyly HH příčinou statisticky významných změn mTI. HH byly příčinou statistických změn amplitudy rotačního pohybu (TA) při rychlosti  $v_1$  v bederní a krční části páteře.

**Tabulka 10** Výsledné hodnoty z držení těla v transverzální (rotační) rovině během chůze v HH a FS při rychlosti  $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

Měřené parametry						
jednotlivých úseků páteře	FS	HH	FS vs. HH			
	Průměr±SD	Průměr±SD	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>	
<b><math>v_1</math></b>						
mTI – LSC	0.970 ± 4.577	0.590 ± 4.109	.394	-0.9	0.09	
TA – LSC	4.613 ± 2.097	5.383 ± 2.398	< .001	4.7	0.11	
mTI – TSC	0.652 ± 3.196	1.181 ± 2.970	.135	1.5	0.17	
TA – TSC	2.620 ± 2.106	2.670 ± 1.317	.891	0.1	0.07	
mTI – CSC	0.420 ± 4.355	1.590 ± 4.118	.013	2.7	0.28	
TA – CSC	4.053 ± 1.784	3.280 ± 1.360	.005	-3.0	0.50	

Při chůzi v HH došlo ke statisticky a věcně nevýznamným změnám v držení těla v rotační rovině oproti chůzi v FS ( $p = 0,394$ ;  $d = 0,09$ ). Amplituda pohybů v bederní oblasti při chůzi v HH v rotační rovině je statisticky významně rozdílná oproti chůzi v FS, věcná významnost ale poukazuje na nízkou velikost efektu ( $p < 0,001$ ;  $d = 0,11$ ). Při chůzi v HH došlo k statisticky a věcně nevýznamným změnám v hrudní oblasti páteře, v rotační rovině oproti chůzi v FS ( $p = 0,135$ ;  $d = 0,17$ ). V amplitudě pohybů v hrudní oblasti, při chůzi v HH je statisticky a věcně nevýznamná změna oproti chůzi v FS ( $p = 0,891$ ;  $d = 0,07$ ).

Při chůzi v HH došlo ke statisticky významným změnám v krční oblasti páteře v rotační rovině oproti chůzi v FS, věcná významnost ale poukazuje na nízkou velikost efektu ( $p = 0,013$ ;  $d = 0,28$ ). Amplituda pohybů v krční páteři při chůzi v HH je v transversální rovině statisticky významně rozdílná oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ( $p = 0,005$ ;  $d = 0,50$ ). Koeficient reliability (Cronbachova alfa) pro mTI byl 0,846, což znamená vysokou konzistenci dat, pro TA 0,553.

Chůze na vysokých podpatcích při rychlosti  $v_2$  nebyla příčinou statisticky významného rozdílu v držení těla v transversální (rotační) rovině (mTI), oproti chůzi v rovné obuvi (Tabulka 11). HH byly příčinou statistických změn amplitudy rotačního pohybu (TA) při rychlosti  $v_2$  v bederní a hrudní části páteře.

**Tabulka 11** Výsledné hodnoty z držení těla v transversální (rotační) rovině během chůze v HH a FS při rychlosti  $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

Měřené parametry						
jednotlivých úseků páteře	FS	HH	FS vs. HH			
	Průměr±SD	Průměr±SD	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>	
<b><math>v_2</math></b>						
mTI – LSC [mm]	1.093 ± 4.036	0.250 ± 4.19	.213	-1.3	0.21	
TA – LSC [mm]	4.836 ± 1.79	5.970 ± 2.286	<.001	4.3	0.25	
mTI – TSC [mm]	0.993 ± 2.974	0.690 ± 3.353	.255	-1.2	0.10	
TA – TSC [mm]	2.493 ± 1.228	3.233 ± 1.986	.021	2.5	0.33	
mTI – CSC [mm]	1.366 ± 3.789	1.856 ± 3.786	.212	1.3	0.13	
TA – CSC [mm]	3.260 ± 1.373	3.843 ± 1.688	.052	2.0	0.37	

Při chůzi v HH došlo ke statisticky a věcně nevýznamným změnám v držení těla v rotační rovině oproti chůzi v FS ( $p = 0,213$ ;  $d = 0,21$ ). Amplituda pohybů v bederní oblasti při chůzi v HH v rotační rovině je statisticky významně rozdílná oproti chůzi v FS, věcná významnost ale poukazuje na nízkou velikost efektu ( $p < 0,001$ ;  $d = 0,25$ ).

Při chůzi v HH došlo k statisticky a věcně nevýznamným změnám v hrudní oblasti páteře, v rotační rovině oproti chůzi v FS ( $p = 0,255$ ;  $d = 0,10$ ). Amplituda pohybů v hrudní oblasti při

chůzi v HH je statisticky významně rozdílná oproti chůzi v FS, věcná významnost ale poukazuje na nízkou velikost efektu ( $p = 0,021$ ;  $d = 0,33$ ).

Při chůzi v HH došlo k statisticky a věcně nevýznamným změnám v krční oblasti páteře v rotační rovině oproti chůzi v FS ( $p = 0,212$ ;  $d = 0,13$ ). V amplitudě pohybů v krční páteři, při chůzi v HH nastala v transverzální rovině statisticky a věcně nevýznamná změna oproti chůzi v FS ( $p = 0,052$ ;  $d = 0,37$ ).

Rychlost chůze byla příčinou statisticky významného rozdílu v postavení páteře jen v sagitální rovině, a to v hrudní oblasti páteře stejně v HH i v FS. Rychlost chůze nebyla příčinou statisticky významného rozdílu v ostatních měřených parametrech držení těla v HH, ani v FS (Tabulka 12).

**Tabulka 12** Porovnání parametrů držení těla, při chůzi v FS a HH vlivem rychlosti

Měřené parametry	FS(v <sub>1</sub> ) vs. FS(v <sub>2</sub> )			HH(v <sub>1</sub> ) vs. HH(v <sub>2</sub> )		
	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>
mSBI – LSC	.788	.270	0.07	.143	1.486	0.38
SBA – LSC	<b>.006</b>	2.883	0.74	<b>.013</b>	2.578	0.67
mSBI – TSC	<b>.045</b>	2.053	0.53	<b>.001</b>	3.548	0.92
SBA – TSC	.459	.746	0.19	<b>.004</b>	2.962	0.76
mSBI – CSC	.302	1.041	0.27	.061	1.868	0.48
SBA – CSC	.671	-.426	0.11	<b>.044</b>	2.057	0.53
mFBI – LSC	.400	-.848	0.22	.842	.200	0.05
FBA – LSC	.435	.787	0.20	.392	.863	0.22
mFBI – TSC	.847	.193	0.05	.705	.380	0.10
FBA – TSC	.152	1.450	0.37	.087	1.739	0.45
mFBI – CSC	.897	.130	0.03	.635	.477	0.12
FBA – CSC	.970	-.037	0.01	.697	-.391	0.10
mTI - LSC	.917	.105	0.03	.752	-.317	0.08
TA - LSC	.659	.444	0.11	.336	.970	0.25
mTI - TSC	.668	.431	0.11	.551	-.599	0.15
TA - TSC	.777	-.285	0.07	.200	1.295	0.33
mTI - CSC	.373	.898	0.23	.795	.261	0.07
TA - CSC	.058	-1.930	0.50	.160	.1.423	0.37

Rychlost chůze měla vliv na držení těla v hrudní oblasti páteře v HH ( $p = 0,001$ ;  $d = 0,92$ ) i v FS ( $p = 0,045$ ;  $d = 0,53$ ). Na amplitudu pohybu v sagitální rovině měla rychlost chůze vliv ve všech třech měřených úsecích v HH - LSC ( $p = 0,013$ ;  $d = 0,67$ ), TSC ( $p = 0,004$ ;  $d = 0,76$ ), CSC ( $p = 0,044$ ;  $d = 0,53$ ). Při FS měla rychlost chůze vliv pouze na amplitudu pohybu v lumbální oblasti páteře ( $p = 0,006$ ;  $d = 0,74$ ).

## DISKUZE

### *Rozdíly časových parametrů krokového cyklu v obuvi na podpatcích a v rovné obuvi*

Při analýze krokového cyklu jsme vycházeli z teorie, dle které jeden cyklus chůze je rozdělen na dvě fáze: opěrnou (stojnou) a švihovou (krokovou). Stojná fáze zabírá přibližně 60 % jednoho cyklu chůze a zbývajících 40 % připadá na fázi švihovou. Délka kroku je vzdálenost mezi dotykem levé paty až po dotyk pravé paty. Délka jednoho cyklu chůze probíhá v intervalu mezi dvěma kontakty paty téže nohy s podložkou, čili zabírá celý dvojkrok (Gross et al., 2013; Kolář et al., 2009).

Výsledky naší práce ukazují, že vlivem HH došlo při pomalé chůzi ke zkrácení celkové doby kroku, ale i obou fází kroku - stojné i švihové. Při velmi pomalé chůzi jsme zjistili již menší rozdíl v trvání celkové doby kroku a stojné fáze vlivem vyššího podpatku a švihová fáze se již významně nelišila. Di Sipio et al. (2018) sice popisuje prodloužení stojné fáze, ale udává shodně s naším výzkumem zkrácení švihové fáze. Naše výsledky dále ukazují, že poměr švihové a stojné fáze kroku nebyl ovlivněn typem obuvi, ale rychlostí chůze, a to v obou měřených rychlostech. Při pomalé rychlosti byl poměr stojné fáze ke švihové: 64 % : 36 % stejně v HH i FS. Při velmi pomalé rychlosti byl mírně zvýšený poměr stojné fáze k švihové: 66 % : 34 %, ale také stejně v obou typech obuvi. Z toho lze usuzovat, že HH modifikují časové parametry chůze (Di Sipio et al., 2018). V předešlých studiích, se při chůzi v botách na vysokém podpatku popisuje prodloužení stojné fáze a zkrácení švihové fáze kroku (Di Sipio et al., 2018; Lee et al., 2001; Seung, Young, & Che, 2016), čehož důsledkem je prodloužen čas kontaktu nohy s podložkou. Podle Nyska et al. (2003) zpomalení pohybu směrem k přední části chodidla je vyjádřením vyrovnávacího mechanismu, který noze poskytuje dostatek času ke stabilizaci při přenosu hmotnosti těla na předonoží. Cronin et al. (2012), nezjistili žádné rozdíly časových parametrů kroku vlivem HH.

Z výsledků dosavadních studií také vyplývá, že vysoký podpatek přispívá k pomalejší samozvolené rychlosti chůze a zkracuje kroky, zatímco frekvence kroků je běžně nezměněna (Barkema et al., 2012; Cronin et al., 2012; Di Sipio et al., 2018; Esenyel et al., 2003; Lee et al., 2001; Opila- Correia, 1990a). Při námi konstantně nastavené rychlosti chůze se frekvence

kroků za minutu významně zvýšila v HH oproti FS v obou měřených rychlostech. Časové parametry a frekvence kroků se významně měnily i vlivem rychlosti chůze stejně v HH i v FS. Naše práce byla zaměřena na zjišťování biomechanických parametrů právě při pomalé chůzi, čímž už byly ale nastaveny rozdílné podmínky měření, neboť ve většině studií zaměřených na vliv HH volili samozvolenou rychlost chůze probandek. Zatímco při rychlých rychlostech se švihová noha pohybuje převážně balistickou trajektorií, pasivní gravitační kontrolou, při výrazně snížených rychlostech chůze může být potřebný aktivnější režim ovládání (Otter et al., 2004). Pro odměření pomalé chůze jsme v naší práci využili chodící pás. Tento fakt mohl ovlivnit výsledné časové údaje při chůzi (Nyska et al., 1996; Rangra, Santos, Coda & Jagadamma, 2017), protože při takové chůzi pravděpodobně není dostatek času na již zmíněné kompenzační zpomalení pohybu směrem k přední části chodidla, potřebné ke stabilizaci při přenosu hmotnosti těla na předonoží.

Na druhé straně Esenyel et al. (2003) uvádějí, že i samozvolená rychlost chůze může zvýšit variabilitu kinematických a kinetických parametrů, které jsou závislé na rychlosti chůze. Průměrné samozvolené rychlosti chůze v HH byly v předešlých studiích od  $1,06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Di Sipio et al., 2018) až po  $1,20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Cronin et al., 2012; Esenyel et al., 2003) a  $1,30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Barkema et al., 2012), kdežto rychlosti chůze nastaveny námi byly pod  $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Podle Usherwood, Channon, Myatt, Rankin a Hubel (2012) je zkrácení stojné fáze typické pro mladé ženy a u starších žen je méně časté. Dalším faktorem, který se mohl podepsat pod odlišné výsledky časových parametrů chůze v HH v naší práci byla odlišná metodika. Dosavadní výzkumy zaměřené na sledování časových parametrů krokového cyklu v HH používali při měření odlišné měřicí systémy, povětšinou tenzometrické plošiny maximálně 6 - 9 m dlouhé, záznamy chůze byly kratší, převážně 10 s oproti našim 30 s záznamům z měřících stélek.

#### *Dynamické parametry chůze v HH*

Pro optimální dynamický průběh se musí aktivita svalů dolních končetin i jejich synergistů uskutečnit ve správném čase. To zaručuje, aby bylo přivíjení chodidla ekonomické (Finley & Cody, 1970; Winiarski, Rutkowska-Kucharska, Zostawa, Uscinowicz-Zostawa & Klich, 2017). Tento mechanismus může být narušen, jestliže dojde ke změnám biomechanických parametrů nohy.

Tlak v přední části chodidla se výrazně zvyšuje se zvyšováním výšky podpatku. Vysoký podpatek boty způsobí kompenzaci těžiště těla tak, že se CoP posune dopředu a mediálně (Rangra et al., 2017). Vyšší maximální tlak pod plantou v přední části chodidla se zvyšující se



výškou paty je způsoben především zvýšením sil reakční síly podložky (GRF) v důsledku změny polohy hlezenního kloubu a těžiště během cyklu chůze (Broch et al., 2004; Snow & Williams, 1994). Naše pozorování distribuce plantárních tlaků ukázalo, že HH zvyšuje tlakové proměnné ( $PP_{\max BW}$ ,  $F_{\max BW}$ ) při obou rychlostech ve srovnání s FS. To souhlasí s předchozími studii (Burnfield et al., 2004; Cong et al., 2011; Mandato & Nester, 1999; Speksnijder, Munckhof, Moonen & Walenkamp, 2005; Yung Hui & Wei-Hsien, 2005). Zvýšený maximální tlak způsobený vyšším podpatkem se popisuje oproti chůzi v rovné obuvi v oblasti pod mediální částí předonoží, střední částí předonoží a pod palcem. Pod střední částí chodidla a pod patou se při chůzi v HH nacházejí rozdíly ve smyslu sníženého maximálního tlaku, ale výsledky dosavadních výzkumných prací většinou udávají, že nejsou významné (Cronin, 2014; Hong et al., 2005; Speksnijder et al., 2005). Maximální vertikální síla se podle Speksnijder et al. (2005) vlivem HH nejvíce snižuje v oblasti středonoží a laterální části předonoží a zvyšuje se pod mediální částí předonoží a palcem. Tato zjištění jsou shodná s našimi výsledky. Ve výzkumných pracích, které rozebíraly distribuci plantárních tlaků v HH vlivem rychlosti, se uvádí, že vyšší rychlosti chůze vedly k vyššímu maximálnímu tlaku předonoží (Burnfield et al., 2004; Ho, Blanchette & Powers 2012; Rangra et al., 2017; Segal et al., 2005; Warren, Maher & Higbie, 2004). Rangra et al. (2017) dále uvádějí, že největší přírůstek tlaků vlivem vyšší rychlosti byl ze 4. různých výšek podpatku (2, 3, 6, 9 cm) při výšce podpatku 9 cm. Při našem porovnávání maximálního tlaku a maximální síly při HH s výškou 7 cm jsme pozorovali nárůst průměrných tlakových hodnot při vyšší rychlosti, ale rozdíl mezi rychlostmi chůze  $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  a  $0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  nebyl významný. Z našich výsledků a předešlých studií (Rangra et al., 2017; Koo et al., 2019) je zřejmé, že při pomalejších rychlostech chůze nedochází k takovému úměrnému zvýšení maximálního tlaku jako ve vyšších rychlostech. Většina zmíněných předešlých studií zahrnula do svých srovnání rychlosti vyšší než v naší studii. Vyšší průměrný maximální plantární tlak je spojen se zvýšenou bolestí a diskomfortem nohou v botách (Lee et al., 2001; Esenyel et al., 2003). Mnozí autoři, (Cowley et al., 2009; Cronin, 2014; Rangra et al., 2017) poukazují na potřebu standardizace rychlosti chůze a návrhu obuvi při posuzování distribuce plantárního tlaku v budoucích výzkumech. Celkově by se výsledky měly interpretovat opatrně ve světle různých faktorů, které ovlivňují měření maximálního plantárního tlaku a maximální vertikální síly. Jak dokazují předešlé studie sledování plantárních tlaků v různých typech obuvi, výsledky mohou být ovlivněny strukturální a funkční dynamikou chodidla, designem obuvi, zejména výškou podpatku, či samotným zařízením pro měření plantárních tlaků (Rangra et al., 2017).

### *Vliv chůze v HH na držení těla*

Ve vědeckých publikacích se v souvislosti s držením těla během chůze v HH vedou nejčastěji diskuse ohledně jejich vlivu na lumbální lordózu. Schroeder a Hollander (2018) hovoří o tom, že velmi populární se v této souvislosti stala hypotéza, že HH zvyšují lumbální lordózu. Ve studiích (Opila-Correia, 1990b; Lee et al., 2001) uvádějí zvýšenou lordózu v HH, ale jejich studie byly kritizovány kvůli velmi malému vzorku respondentů a metodice, která ve skutečnosti neměřila lumbální lordózu a nebyla autory vysvětlena (Cronin, 2014; Russell, 2010; Russel et al., 2012).

Schroeder a Hollander (2018) nenalezli žádné významné rozdíly lumbální lordózy vlivem 11 cm podpatku. Tito autoři hodnotili vliv HH u žen, které měly zkušenosti s tímto typem obuvi během chůze na běžícím pásu, při podobné pomalé rychlosti chůze ( $0,83 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) jako tomu bylo v našem případě. Jejich metodikou měření byla rasterstereografie (5 sekundový záznam z 5 krokových cyklů), což byl podstatně kratší čas měření než v našem případě. Navzdory neprokázaným změnám úhlů bederní páteře, zaznamenaly významné změny v transverzální rovině, v rotaci pánve. Stejně nevýznamný rozdíl udávají v amplitudě pohybů v lumbální oblasti, jako tomu bylo v naší práci při rychlosti  $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Při velmi pomalé rychlosti  $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  jsme však již významné zvýšení amplitudy pohybů lumbální oblasti zaznamenali. Pravděpodobně při pomalejší rychlosti chůze na tretražeru dochází k vyšším nárokům na koordinaci, neboť odpadá pomocná síla setrvačnosti jako tomu je při rychlejší chůzi (Scott & Granata, 2006).

Ve více pracích, (Baaklini et al., 2017; Dai et al., 2015; Franklin et al., 1995; Kramers-de Quervain, Attinger Benz, Müller & Stusa, 1996) se našly významné rozdíly v držení těla vlivem HH, ve smyslu zmenšení lumbální lordózy. Zmenšení lumbální lordózy během chůze v HH se potvrdilo i v naší práci u nezkušených nositelek v obou měřených rychlostech.

Vliv zkušenosti s HH na biomechaniku páteře zůstává stále nejasným. Podle více autorů účinky na držení těla v HH závisí na návyku na tuto obuv (Pezzan et al., 2011; Russell et al., 2012; Weitkunat et al., 2016). Výsledky studií (Baaklini et al., 2017; Hapsari & Xiong, 2015; Mika et al., 2012), které se vlivem návyku na HH zabývaly, potvrzují pravý opak. Zkušenosti s HH neměly vliv na celkové balanční nebo posturální schopnosti respondentů. Přesto se tato charakteristika u vyšetřovaných vzorků udává ve všech pracích, které se zabývají vlivem HH. Možná i proto, že už ve výše zmíněných časových a dynamických parametrech chůze se v souvislosti se zkušenostmi interakce často nacházejí. Schroeder a Hollander (2018) nenacházejí rozdíly v postavení bederní páteře ani vlivem věku.

Výsledky naší studie přidávají nové důkazy do kontroverzní diskuse ohledně pohybu páteře, že vysoký podpatek nemá při chůzi za následek zvýšené zakřivení lumbální oblasti. I když se autoři často neshodují ve výsledcích týkajících se bederní lordózy, tak ve výsledcích, které se týkají pohybů pánve, je shoda větší. V oblasti pánve podle více autorů dochází ke zvýšenému pohybu ve všech rovinách. A to v sagitální, frontální i rotační (Baaklini et al., 2017; Mika et al., 2012; Schroeder & Hollander, 2018). Podle Schroeder & Hollander (2018) je pánev pravděpodobně více zapojena do posturálních kompenzačních strategií než bederní páteř. V naší práci jsme v sagitální rovině našli významné změny i v ostatních částech páteře, a to v hrudní oblasti i v krční oblasti. Přestože naše výsledky poukazují na větší hrudní kyfózu v HH oproti FS, výsledné hodnoty během chůze v HH se méně lišily od hodnot kalibrace vestoje jako při FS. Což znamená, že hrudní oblast páteře byla během chůze v HH více stabilizovaná. Nebo můžeme mluvit i o větší flexibilitě nebo větších kompenzačních posturálních možnostech při chůzi v FS v hrudní oblasti. Výraznější rozdíly se nacházely při pomalejší rychlosti ( $v_2$ ), kde byly významné i amplitudy pohybů všech úseků. Podobné výsledky jsme zaznamenali v oblasti krční páteře, ve smyslu snížené lordózy. Chůze v HH sice způsobila zmenšení krční lordózy oproti FS, ale výsledné hodnoty z chůze v HH vykazují menší rozdíly oproti hodnotám kalibrace, jako při chůzi v FS. Toto koresponduje s výsledky Baaklini et al. (2017), který také popisuje zvýšené pohyby mezi dolní a střední částí a střední a horní částí zad, ale udává i zmenšení hrudní kyfózy. Při celkovém hodnocení výsledků v sagitální rovině můžeme říci, že dochází ke změnám v pohybových vzorech vlivem HH a ty jsou výraznější při velmi pomalé rychlosti chůze.

Držení těla v hrudní a krční části při chůzi v HH nemůžeme porovnat s jinými výsledky, protože v předešlých pracích se většinou nezaměřovaly na vyšší úseky páteře.

Weitkunat et al. (2016) sice hodnotil zakřivení celé páteře, ale jen ve stoje, kde nenašel významné změny v zakřivení zad v sagitální rovině v HH. Vlivu HH na držení těla ve frontální a transverzální rovině nebyla v dosavadních vědeckých pracích, až na výše zmíněné postavení pánve, věnována velká pozornost. Hodnocení ve frontální rovině nacházíme jen u Baaklini et al. (2017), kteří udávají zvýšené pohyby mezi dolní a střední částí zad. Ve frontální rovině jsme při pomalé rychlosti v lumbální oblasti zaznamenali významné zvýšení pohybů v obou měřených rychlostech. Při velmi pomalé rychlosti jsme našli významné zvýšení pohybů v lumbální oblasti i v hrudní části zad. Stejně jako Baaklini et al. (2017) nacházíme v transverzální rovině větší amplitudy pohybů v lumbální oblasti v obou měřených rychlostech. Při velmi pomalé rychlosti jsme zaznamenali významně větší amplitudy pohybů i v hrudní oblasti.

Při porovnávání výsledků vlivem rychlosti při chůzi v HH jsme našli podobně jako při rovné obuvi rozdíly v amplitudě pohybů v lumbální oblasti v sagitální rovině. Rychlost chůze měla v HH vliv i na pohyby a postavení hrudní oblasti páteře v sagitální rovině.

Během chůze jsou jednotlivé segmenty axiálního systému doprovázené pohybem těžiště jako reakce na mechaniku dolních končetin. Výsledkem tohoto pohybu je sinusoidní křivka, která má charakteristický průběh v dané rovině, který se nejvíce přibližuje správnému stereotypu chůze (Perry, 2010). HH tento stereotyp narušují a může za to i to, že chůze v HH není plynulá (Stefanyshyn et al., 2000). Naše výsledky naznačují, že i zvolená rychlost chůze v HH může být důležitým atributem, který spouští řetězovou reakci rozdílných kinematických účinků na posturu.

### *Limity práce*

Jedním z omezení této studie může být chůze na běžícím pásu, který mohl ovlivnit cyklus chůze. Kromě toho je třeba poznamenat, že rychlosti chůze byly nastaveny pro všechny subjekty na konstantní úrovni bez ohledu na jejich jednotlivé antropometrické charakteristiky. Věříme však, že to pomohlo zaznamenávat údaje v homogenních podmínkách. Dalším limitem mohlo být použití bot s odlišným designem. Rovná obuv mohla být stejně jako boty na podpatku bez šněrování, s volným otvorem v oblasti dorza nohy. Pro lepší vyvození závěrů o účinku způsobeném samotnou výškou podpatku se mohly použít kromě rovné obuvi ještě i obuv s nízkým podpatkem.

Metodologickým nedostatkem může být i to, že Studie I a Studie II nebyly provedeny najednou, nicméně měření bylo provedeno na stejné skupině osob za stejných podmínek.

## **ZÁVĚR**

Použití HH způsobuje změny v časových i dynamických parametrech krokového cyklu při pomalé chůzi.

- Vlivem HH dochází ke zkrácení trvání stojné fáze kroku i celkové doby kroku při rychlosti  $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  i při rychlosti  $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ .
- Ke zkrácení trvání švihové fázi došlo pouze u  $v_1$ .
- Vlivem HH dochází ke zvýšení maximálního tlaku a maximální vertikální síly při kontaktu nohy s podložkou, ale rychlost chůze neměla vliv na tyto dynamické parametry.

HH dále přispívají ke specifickým změnám držení těla v průběhu chůze.

- Při použití HH došlo v sagitální rovině ke zmenšení bederní a krční lordózy a ke zvýšení hrudní kyfózy při obou rychlostech.
- Ve frontální rovině došlo při použití HH v průměru k větším pohybům do lateroflexe v lumbální oblasti při rychlosti  $v_1$ . Při pomalejší rychlosti  $v_2$  došlo ve frontální rovině k větší amplitudě pohybu v lumbální oblasti, k menší amplitudě pohybu a průměrně většímu pohybu do lateroflexe v krční oblasti. Při pomalejší rychlosti chůze v HH došlo ve frontální rovině také k větším změnám amplitudy pohybu v hrudní oblasti páteře.
- V transverzální rovině došlo k větší amplitudě pohybů v lumbální oblasti v obou rychlostech, při  $v_2$  také v hrudní oblasti.
- Statisticky významné výsledky ve frontální a transverzální rovině vykazovaly malou velikost efektu ( $d < 0,50$ ).

### *Praktický přínos*

Předkládaná studie přináší nové poznatky o pomalé a velmi pomalé chůzi v HH ve skupině nezkušených nositelek HH. Obě rychlosti byly vybrány záměrně, protože vyšší rychlosti použité v předchozích studiích se pro naše nezkušené probandky v nošení HH jevily jako příliš rychlé. Pro naše subjekty byly obě zvolené rychlosti pohodlné. Ukázalo se, že tlakové hodnoty pod plantou se při  $v_1$  a  $v_2$  v obou typech obuvi zásadně nemění, což znamená, že pomalá chůze dynamické parametry nezvyšuje. Na základě našich výsledků doporučujeme nezkušeným nositelkám HH dbát na správné postavení páteře při chůzi v HH a raději v situacích, které vyžadují velmi pomalou chůzi omezit nošení HH.

## BIBLIOGRAFIE

American Podiatric Medical Association (APMA). High heel survey; 2003. [cited 2017 June 7] Available from: [http://www.apma.org/s\\_apma/doc.as-p?CID=1233&DID=17112.2003/](http://www.apma.org/s_apma/doc.as-p?CID=1233&DID=17112.2003/)

Baaklini, E., Angst, M., Schellenberg, F., Hitz, M., Schmid, S., Tal, A., ... Lorenzetti, S. (2017). High-heeled walking decreases lumbar lordosis. *Gait & Posture*, 55, 12-14. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.03.035

Barkema, D.D., Derrick, T.R. & Martin, P.E. (2012). Heel height affects lower extremity frontal plane joint moments during walking. *Gait & Posture*, 35(3), 483-488. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.11.013.

Barnish, M., Morgan, H.M. & Barnish, J. (2017). The 2016 High heels: Health effects and psychosexual benefits (high habits) study: systematic review of reviews and additional primary studies. *BMC Public Health*, 18(37), 1-13. doi: 10.1186/s12889-017-4573-4

Broch, N.L., Wyller, T. & Steen, H. (2004). Effects of heel height and shoe shape on the compressive load between foot and base: A graphic analysis of principle. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94(5), 461-469. doi: 10.7547/0940461

Burnfield, J.M., Few, C.D., Mohamed, O.S. & Perry, J. (2004). The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics*, 19(1), 78-84. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.09.007

Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2<sup>nd</sup> ed. New York, USA: Lawrence Erlbaum Associates.

Cong, Y., Cheung, J.T., Leung, A.K. & Zhang, M. (2011). Effect of heel height on in-shoe localized triaxial stresses. *Journal of Biomechanics*, 44(12), 2267-2272. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.05.036

Cowley, E.E., Chevalier, T.L. & Chockalingam, N. (2009). The effect of heel height on gait and posture. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 99(6), 512-518. doi: 10.7547/0990512

Cronbach, L.J. (1951). Coefficient alpha and internal structure of tests. *Psychometrika*, 16(3), 297-334. doi: 10.1007/BF02310555

Cronin, N.J., Barrett, R.S. & Carty, C.P. (2012). Long-term use of high heeled shoes alters the neuromechanics of human walking. *Journal of Applied Physiology*, 112(6), 1054-1058. doi: 10.1152/jappphysiol.01402.2011

Cronin, N.J. (2014). The effects of high heeled shoes on female gait: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(2), 258-263. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.01.004

Dai, M., Li, X., Zhou, X., Hu, Y., Luo, Q., Zhou, S. (2015). High-heeled related alterations in the static sagittal profile of the spino-pelvic structure in young women, *European Spine Journal*, 24(6), 1274-1281. doi: 10.1007/s00586-015-3857-6

- Di Sipio, E., Piccinini, G., Pecchioli, C., Germanotta, M., Iacovelli, CH., Simbolotti, CH., ... Padua, L. (2018). Walking variations in healthy women wearing high-heeled shoes: Shoe size and heel height effects. *Gait & Posture*, *63*, 195-201. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.04.048
- Esenyel, M., Walsh, K., Walden, J.G. & Gitter, A. (2003). Kinetics of high-heeled gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *93*(1), 27-32. doi: 10.7547/87507315-93-1-27
- Finley, F.R. & Cody, K.A. (1970). Locomotive characteristics of urban pedestrians. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *51*(7), 423-426.
- Franklin, M.E., Chenier, T.C., Brauninger, L., Cook, H., Harris, S. (1995) Effect of positive heel inclination on posture. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *21*(2), 94–99. doi: 10.2519/jospt.1995.21.2.94
- Giacomozzi, C. (2010). Appropriateness of plantar pressure measurement devices: A comparative technical assesment. *Gait & Posture*, *32*, 141-144. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.03.014
- Gross, J.M., Fetto, J. & Rosen, E.R. (2013). *Vyšetření pohybového aparátu*. Přeložil Martina Zemanová a Jan Vacek. Praha, Česká republika: Triton.
- Hapsari, V.D. & Xiong, S. (2016). Effects of high heeled shoes wearing experience and heel height on human standing balance and functional mobility. *Ergonomics*, *59*(2), 249-264. doi: 10.1080/00140139.2015.1068956
- Ho, K.Y., Blanchette, M.G. & Powers, C.M. (2012). The influence of heel height on patellofemoral joint kinetics during walking. *Gait & Posture*, *36*(2), 271-275. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.03.008
- Hong, W.H., Lee, Y.H., Chen, H.C., Pei, Y.C., Wu, C.Y. (2005). Influence of heel height and shoe insert comfort perception and biomechanical performance of young female adults during walking. *Foot & Ankle International*, *26*(12), 1042-1048. doi: 10.1177/107110070502601208
- Kolář, P., Bitnar, P., Dyrhonová, O., Horáček, O., Kříž, J., Adámková, M., ... Zumrová, A. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha, Česká republika: Galén.
- Koo, S., Park, M.S., Chung, CH.Y., Yoon, J.S., Park, CH., Lee, K.M. (2019). Effects of walking speed and slope on pedobarographic findings in young healthy adults. *Plos One*, *14*(7), doi: 10.1371/journal.pone.0220073
- Kramers-de Quervain, L.A., Attinger Benz, D., Müller, R. & Stüsi, E. (1996). Trunk and pelvic postural adaptation during high heeled gait, *Gait & Posture*, *4*, 196–197.
- Lee, CH., Jeong, E.H., & Freivalds, A. (2001). Biomechanic effects of wearing high-heeled shoes. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *28*(6), 321–326. doi:10.1016/S0169-8141(01)00038-5

- Lewis, D.M.G., Russell, E.M., Al-Shawaf, L., Ta, V., Senveli, Z., Ickes, W., Buss, D.M. (2017). Why women wear high heels: Evolution, lumbar curvature, and attractiveness. *Frontiers in Psychology*, 8, 1875. doi:10.3389/fpsyg.2017.01875
- Mandato, M.G. & Nester, E. (1999). The effects of increasing heel height on forefoot peak pressure, *Journal of the American Podiatric Medical Association* 89(2), 75–80.
- Mika, A., Oleksy, L., Mika, P., Marchewka, A., Clark, B.C. (2012). The influence of heel height on lower extremity kinematics and leg muscle activity during gait in young and middle-aged women. *Gait & Posture*, 35(4), 677-680. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.12.001
- Nyska, M., McCabe, Ch., Linge, K. & Klenerman, L. (1996). Plantar foot pressures during treadmill walking with high-heel and low-heel shoes. *Foot & Ankle International*, 17(11), 662-666. doi: 10.1177/107110079601701103
- Nyska, M., Shabat, S., Simkin, A., Neeb, M., Matan, Y., Mann, G. (2003). Dynamic force distribution during level walking under the feet of patients with chronic ankle instability. *British Journal of Sports Medicine*, 37(6), 495-497. doi: 10.1136/bjsm.37.6.495
- Ohlendorf, D., Seebach, K., Hoerzer, S., Nigg, S., Kopp, S. (2014). The effects of a temporarily manipulated dental occlusion on the position of the spine: a comparison during standing and walking. *The Spine Journal*, 14(10), 2384-2391. doi: 10.1016/j.spinee.2014.01.045.
- Opila-Correia, K.A. (1990a). Kinematics of high heeled gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71(5), 304-309.
- Opila-Correia, K.A. (1990b). Kinematics of high-heeled gait with consideration for age and experience of wearers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71(11), 905-909.
- Otter, A.R., Geurts, A.C., Mulder, T. & Duysens, J. (2004). Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait & Posture*, 19(3), 270-278. doi: 10.1016/S0966-6362(03)00071-7
- Perry, J. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological functions*. 2<sup>nd</sup> ed. New Jersey, USA: SLACK incorporated.
- Pezzan, P.A.O., Joao, S.M.A., Ribeiro, A.P. & Manfio, E.F. (2011). Postural assessment of lumbar lordosis and pelvic alignment angles in adolescent users and nonusers of high-heeled shoes. *Journal of Manipulative & Physiological Therapy*, 34(9), 614-21. doi: 10.1016/j.jmpt.2011.09.006
- Price, C., Parker, D. & Nester, C. (2016). Validity and repeatability of three in-shoe pressure measurement systems. *Gait & Posture*, 46, (69-74). doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.01.026
- Rangra, P., Santos, D., Coda, A. & Jagadamma, K. (2017) The Influence of walking speed and heel height on peak plantar pressure in the forefoot of healthy adults: A pilot study. *Clinical Research on Foot & Ankle*, 5(2), 239. doi: 10.4172/2329-910X.1000239



- Rossi, W.A. (2001). Footwear: The Primary Cause of Foot Disorders. *Podiatry management*, 129-138.
- Russell, B.S. (2010). The effect of high-heeled shoes on lumbar lordosis: a narrative review and discussion of the disconnect between internet content and peer-reviewed literature. *Journal of Chiropractic Medicine*, 9(4), 166-173. doi: 10.1016/j.jcm.2010.07.003
- Russell, B.S., Mühlenkamp, K.A., Hoiriis, K.T. & Desimone, C.M. (2012). Measurement of lumbar lordosis in static standing posture with and without high-heeled shoes. *Journal of Chiropractic Medicine*, 11(3), 145-153. doi: 10.1016/j.jcm.2012.02.002.
- Sawilowsky, S.S. (2009). New effect size rules of thumb. *Journal of Modern Applied Statistical Methods*, 8(2), 597-599. doi:10.22237/jmasm/1257035100
- Scott, A.E. & Granata, K.P. (2006). The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait & Posture*, 25, 172-178. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.03.003
- Segal, A.D., Rohr, E., Orenduff, M.S., Shofer, J., O'Brien, M., Sangeorzan, B.J. (2005). The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot & Ankle International*, 25(12), 926-933. doi: 10.1177/107110070402501215
- Seung H.H., Young, P.K. & Che CH.R. (2016). Effect on the parameters of the high-heel shoe and transfer time of ground reaction force during level walking. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 12(5), 451-455. doi: 10.12965/jer.1632592.296
- Schroeder, J. & Hollander, K. (2018). Effects of high-heeled footwear on static and dynamic pelvis position and lumbar lordosis in experienced younger and middle-aged women. *Gait & Posture*, 59, (53-57). doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.09.034.
- Smith, E.O. (1999). High Heels and Evolution. *Psychology Evolution & Gender*, 30, 245-277.
- Snow, R.E. & Williams, K.R. (1994). High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion, and ground reaction forces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(5), 568-576.
- Speksnijder, C.M., Munckhof, R., Moonen, S. & Walenkamp, G. (2005). The higher the heel the higher the forefoot-pressure in ten healthy women. *The Foot*, 15(1), 17-21. doi: 10.1016/j.foot.2004.10.001
- Stefanyshyn, D.J., Nigg, B.M., Fisher, V., O' Flynn, B., Liu, W. (2000). The influence of high heeled shoes on kinematics, kinetics, and muscle EMG of normal female gait. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(3), 309-319. doi: 10.1123/jab.16.3.309
- Usherwood, J.R., Channon, A.J., Myatt, J.P., Rankin, J.W., Hubel, T.Y. (2012). The human foot and heel-sole-toe walking strategy: a mechanism enabling an inverted pendular gait with low isometric muscle force? *Journal of the Royal Society, Interface*, 9(75), 2396-2402. doi: 10.1098/rsif.2012.0179

Warren, G.L., Maher, R.M. & Higbie, E.J. (2004). Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed. *Gait & Posture*, 19(1), 91-100. doi: 10.1016/s0966-6362(03)00031-6

Weitkunat, T., Buck F.M., Jentzsch, T., Simmen, H.P., Werner, C.M., Osterhoff, G. (2016). Influence of high-heeled shoes on the sagittal balance of the spine and the whole body. *European Spine Journal*, 25(11), 3658-3665. doi: 10.1007/s00586-016-4621-2

Winiarski, S., Rutkowska-Kucharska, A., Zostawa, P., Uscinowicz-Zostawa, N., Klich, S. (2017). Foot mechanics in young women are altered after walking in high-heeled shoes. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 19(3), 107-113. doi: 10.5277/ABB-00671-2016-04

Yung-Hui, L. & Wei-Hsien, H. (2005). Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Applied Ergonomics*, 36(3), 355-362. doi: 10.1016/j.apergo.2004.11.001