

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Studijní obor – Kinantropologie

Disertační práce

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

Vedoucí disertační práce:
prof. PhDr. Soňa Jandová, Ph.D.

Zpracoval:
Mgr. Miloslav Gajdoš

Praha, leden 2021

Prohlašuji, že jsem disertační práci na téma „Vliv chůze v obuvi na vysokém podpatku na držení těla a rozložení tlaků na úrovni kontaktu nohy s podložkou“ zpracoval samostatně pod vedením školitelky prof. PhDr. Soni Janové, PhD., uvedl všechny použité literární zdroje v seznamu použité literatury a dodržel zásady vědecké etiky. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne

Mgr. Miloslav Gajdoš

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením této disertační práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto disertaci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení	Číslo OP	Datum	Vypůjčení	Podpis
------------------	----------	-------	-----------	--------

Poděkování

Děkuji paní prof. PhDr. Soni Jandové, Ph. D. za trpělivost, podporu, cenné rady a vedení v průběhu celého postgraduálního studia. Poděkování patří i mým nejbližším za trpělivost a pochopení po celou dobu mého studia.

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[®] (Novel, Mnichov, Německo). Pro posouzení držení těla byl použit SonoSens Monitor Analyzer[®] (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

Abstract

Title: Influence of gait in high heels on posture, and division of pressure on the contact area level of the feet and the floor.

Objective: The aim of the dissertation was to confirm how walking in high-heeled shoes influences the time and pressure parameters of the step cycle and posture during slow and very slow walking in low experienced wearers.

Methods: The research study was an empirical, comparative intra-individual study. Pedar-X® measuring inserts (Novel, Munich, Germany) were used to measure the distribution of plantar pressures and to evaluate time parameters while walking on a conveyor belt at $v_1 = 0.97 \text{ ms}^{-1}$ and $v_2 = 0.56 \text{ ms}^{-1}$ in straight shoes and high-heeled shoes. SonoSens Monitor Analyzer® (Gefremed, Chemnitz, Germany) was used to assess posture. The research group consisted of thirty healthy women wearing high-heeled shoes occasionally (age: 21.8 ± 2.09 years, weight: 55.7 ± 4.05 kg, height: 1.66 ± 0.03 m). Anova test and paired t-test were used for statistical analysis, and the Cohen coefficient d was used to calculate material significance.

Results: Significant differences in time and plantar pressure variables were found when walking in high-heeled shoes compared to straight footwear. For both types of footwear, walking speed only affected time variables, but not dynamic parameters. In the sagittal plane, significant differences were found in all parts of the spine for v_1 and v_2 . When walking in high-heeled shoes, lordosis in the lumbar region of the spine as well as in the cervical region decreases significantly and the kyphosis in the thoracic spine increases. In the frontal and transversal planes, we found significant differences in motion amplitudes, but with a small magnitude of effect. In the heel shoes, we observed statistically significant differences in posture between walking speeds, especially in the thoracic area of the spine.

Keywords: step cycle, standing phase, swing phase, spine, sagittal plane

Obsah

Úvod	9
1 Teoretická východiska práce	10
1.1 Chůze člověka	10
1.1.1 Mechanismus pohybů v kloubech dolní končetiny při chůzi	13
1.1.2 Změny pánevního sklonu a lumbální lordózy během chůze	15
1.1.3 Rychlost a energetická náročnost chůze	16
1.2 Páteř, zakřivení páteře	18
1.2.1 Kinetika páteře	20
1.3 Vzpřímené držení těla	21
1.3.1 Svaly trupu podílející se na vzpřímené poloze	23
1.4 Postura a posturální funkce	24
1.4.1 Senzorická složka	25
1.4.2 Řídící složka	26
1.4.3 Kognitivní a exekutivní funkce	26
1.5 Posturální stabilita	29
1.6 Center of pressure, Center of gravity, Center of mass	30
1.7 Vliv osového orgánu na dolní končetinu	33
1.8 Kineziologie nohy	34
1.8.1 Pohyby v kotníku	38
1.8.2 Svaly nohy	39
1.9 Faktory ovlivňující funkci nohy	40
1.9.1 Vliv klenby na nohu	41
1.9.2 Vliv postavení kyčelního a kolenního kloubu na nohu	41
1.9.3 Vliv struktury a funkce nohy na distribuci plantárních tlaků	42
2 Současný stav poznání vlivu obuvi na vysokém podpatku na člověka	43
2.1 Rozložení plantárních tlaků v obuvi s vysokým podpatkem	43
2.2 Boty s vysokým podpatkem a jejich vliv na držení těla	46
2.2.1 Studie zaměřené na vliv HH ve stoje	49
2.2.2 Studie zaměřené na vliv HH během chůze	50
2.3 Rychlost chůze a zkušenosti s obuví na vysokém podpatku	53
2.4 Biomechanické vyšetřovací metody	54
2.4.1 Dynamografické metody	55

2.4.2 Metody pro měření kinematických veličin pohybů lidského těla	56
3. Praktická část disertační práce	62
3.1 Cíle práce	62
3.2 Úkoly formulovány pro potřeby realizace disertační práce	62
3.3 Výzkumné otázky	63
3.4 Hypotézy	63
3.5 Metodika práce	66
3.5.1 Studie I	66
3.5.2 Studie II	73
4. Výsledky	82
4.1 Výsledky Studie I	82
4.1.1 Ověření hypotézy H0 ₁	82
4.1.2 Ověření hypotézy H0 ₂	84
4.1.3 Ověření hypotézy H0 ₃	87
4.1.4 Ověření hypotézy H0 ₄	91
4.1.5 Ověření hypotézy H0 ₅	93
4.2 Studie II	95
4.2.1 Ověření hypotézy H0 ₆	95
4.2.2 Ověření hypotézy H0 ₇	98
4.2.3 Ověření hypotézy H0 ₈	101
4.2.4 Ověření hypotézy H0 ₉	104
4.2.5 Ověření hypotézy H0 ₁₀	106
4.2.6 Ověření hypotézy H0 ₁₁	109
4.2.7 Ověření hypotézy H0 ₁₂	112
5. Diskuze	116
6. Závěr	122

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 (M. Barnish, Morgan, & J. Barnish, 2017). 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 predispozic. Existuje mnoho paradoxních příkladů kulturního zásahu do elementární lidské přirozenosti. Jedním z nejzajímavějších je i zásah do bipedální chůze a našich základních pohybových vzorců (Barnish et al., 2017). Vyvýšený podpatek se projevuje na ženské siluetě 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.

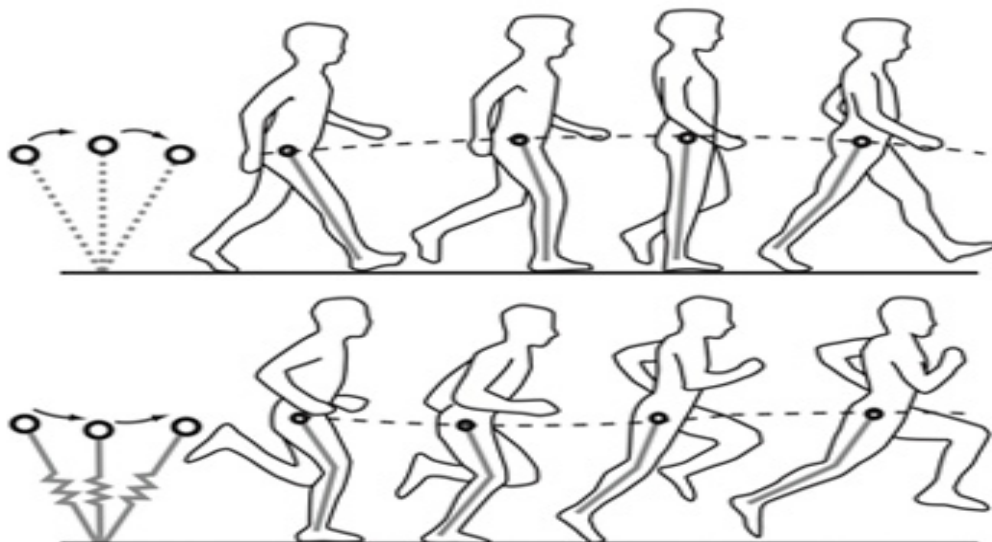
1 Teoretická východiska práce

Za teoretická východiska, která je důležité zmínit v souvislosti s tématem práce, jsme považovali hlavně poznatky v oblasti kineziologie chůze, kineziologie páteře, postury a nohy.

1.1 Chůze člověka

Chůze je základním pohybovým stereotypem, je motorickým vyjádřením člověka a jedním ze základních znaků života (Mayer, 2000). Názny bipedální chůze se objevují již u předků člověka, prvních homininů před 5-7 miliony let. Vyhynulý rod homininů, Australopithecus se začal bezpečně pohybovat pomocí dvou končetin přibližně před čtyřmi miliony let (Hewes, 1961; Šmahel, 2005). Způsob lokomoce se u člověka postupně měnil a stále se mění v závislosti na prostředí, ve kterém žije (Harcourt-Smith, 2007). Podobně jako u živočichů s kvadrupedální lokomoci využívá člověk zkřížený vzor chůze, kde je pohyb horní končetiny synchronizovaný s kontralaterální dolní končetinou (Kračmar et al., 2016; Vojta & Peters, 2010). Tělo má tendenci rotovat kolem osy stojné dolní končetiny, následkem kinetické energie vycházející ze švihové dolní končetiny. Význam zkříženého pohybu paží spočívá především v tlumení této rotace těla (Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018).

Chůzi jako základní lidskou lokomoci popisuje mnoho autorů, odborníků z oblasti kineziologie, biomechaniky, tělovýchovy atd., a proto existuje mnoho definic chůze. Dle Vařeka et al. (2018) je chůze cyklický pohyb, jehož základní jednotkou je tzv. krokový cyklus. Krokový cyklus se odehrává mezi dvěma po sobě následujícími počátečními kontakty jedné nohy s podložkou čili zabírá celý dvojkrok (stride). Véle (2006) popisuje chůzi jako rytmický translační pohyb těla kyvadlového charakteru. Začíná se v určité výchozí poloze, prochází obloukem přes nulové postavení do jedné krajní polohy a pokračuje do druhé krajní polohy, ale ne jako kyvadlo, ale dále dopředu, protože se jeho upevnění mezi tím posunulo a tím se celý systém rytmicky posouvá vpřed. Podle Liebermana (2013) funguje dolní končetina při chůzi jako obrácené kyvadlo (Obr. 1), které v první polovině stojné fáze těžiště zvedá, dokud se překloupí a v druhé polovině těžiště zase padá. Při běhu je dolní končetina spíš jako pružina, která se napíná a těžiště v první polovině kontaktu nohy se zemí padá a v druhé polovině pomáhá tělo vymrštit vzhůru a odrazit do skoku.



Obr. 1 Obrácené kyvadlo – chůze a běh, (zdroj: Lieberman, 2013).

Chůze mimo jiné znamená i pohyb vzpřímeného těla směrem dopředu prováděný rytmickým střídáním obou dolních končetin (Gross, Fett, & Rosen, 2013). Bezpečná chůze na nerovném terénu je možná pouze při zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla. Centrální nervový systém (CNS) řídí stabilizaci svalovým aparátem, ale potřebná je pevná opora v místě kontaktu s opěrnou bází na zemi, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a hnací svalové síly (Véle, 2006). Aktivita svalů při chůzi, řízení střídavé flexe a extenze nemá reflexní, ale programovou povahu. Zajišťují ji centrální generátory vzorů (central pattern generator), (Vařeka, Bednář, & Vařeková, 2015). Protože pohybová reakce se připravuje a probíhá dříve, než může vzniknout příslušný reflexní podnět. Elektromyografická analýza funkce lýtkových svalů při chůzi ukázala, že jejich aktivita začíná 140 ms před dotykem paty s podložkou a přetrvává 120 ms po dotyku. Monosynaptický reflex má latenci asi 30 ms po podráždění dotykem. Proto nemůže jít o reflexní mechanismus vyvolaný kontaktem paty s podložkou, ale jedná se o centrálně připravený podprogram v rámci chůze. Reflexní mechanismus působí především jako rychlý nouzový zákrok při selhávání předem programovaného mechanismu. Pohybový program vzniká opakováním, stejně jako podmíněný reflex (Véle, 2006). Centrální generátory vzorů jsou však u člověka prokázány jenom na základě nepřímých důkazů (Albert & Curran, 2018).

Jeden cyklus chůze je rozdělen na dvě fáze: opěrnou (stojnou) a švihovou (kročnou). Stojná fáze (opěrná) zabírá přibližně 60 % jednoho cyklu chůze a zbývajících 40 % připadá na fázi švihovou. Přesná doba trvání těchto intervalů cyklu chůze se liší podle rychlosti chůze dané

osoby. Při obvyklé rychlosti chůze 80 m/min., představuje oporná fáze 62 % a švihová 38 % (Perry & Burnfield, 2010).

Opornou fázi kroku rozděluje Perry & Burnfield (2010) na tyto části:

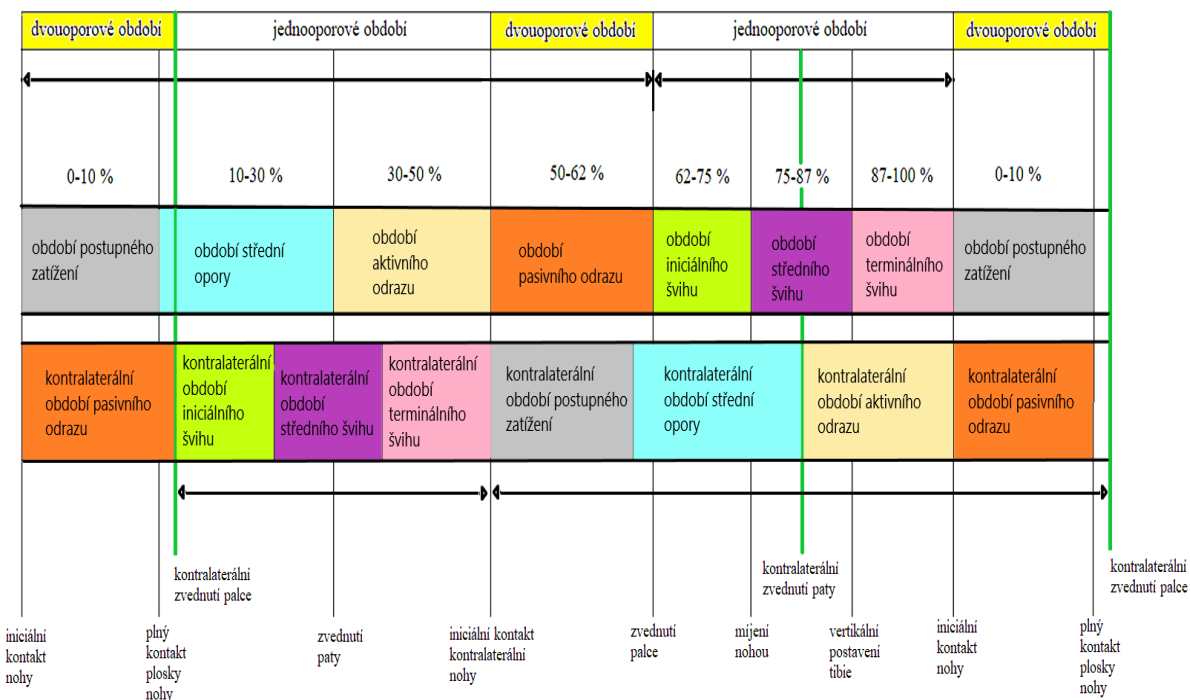
1. Initial contact (0 – 2 % krokového cyklu) – počáteční kontakt nohy s podložkou
2. Loading response (0 – 10 % krokového cyklu) – období postupného zatížení
3. Mid stance (10 – 30 % krokového cyklu) – období střední opory
4. Terminal stance (30 – 50 % krokového cyklu) – období aktivního odrazu
5. PreSwing (50 – 62 % krokového cyklu) – období pasivního odrazu

Počáteční kontakt nohy začíná typicky na patě a následně přechází do období postupného zatížení. Toto je počáteční dvouoporové období (double support) a pokračuje, dokud se druhá noha nezvedne pro švih – jednooporové období (single support) (Obr. 2). První polovinu jednooporového období tvoří období střední opory. Začíná zvednutím druhé nohy a pokračuje, dokud není tělesná hmotnost přesunutá nad přednoží. Období aktivního odrazu dokončuje jednooporové období, začíná zvedáním paty a pokračuje, dokud se druhá noha nedotkne země. Tělesná hmotnost se přesouvá před přednoží. Období pasivního odrazu je druhým obdobím dvouoporového období a začíná počátečním kontaktem opačné končetiny a končí odlepením palce ipsilaterální nohy (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka et al., 2018).

Švihovou fázi kroku rozděluje Perry & Burnfield (2010) na 3 části:

1. Initial swing (62 – 75 % krokového cyklu) – období počátečního švihu
2. Mid swing (75 – 87 % krokového cyklu) – období středního švihu
3. Terminal swing (87 – 100 % krokového cyklu) – období terminálního švihu

Období počátečního švihu začíná zvednutím chodidla a končí, když je švihová noha naproti stojné noze. Během míjení nohou (foot clearance) přechází do období středního švihu. Tato druhá švihová fáze končí vertikálním postavením tibie a začíná závěrečnou švihovou fází. Závěrečná švihová fáze končí počátečním kontaktem nohy s podložkou a ukončuje i celý krokový cyklus příslušné dolní končetiny (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka et al., 2018).



Obr. 2 Fáze a období krokového cyklu, (upraveno dle Vařeka et al., 2018).

Vaughan, Davis, & O'Connor (1992) popisuje fázi krokového cyklu takto:

1. "heel strike" - dotyk paty
2. "foot flat" - kontakt nohy
3. "midstance" - střed stojné fáze
4. "heel off" - odvinutí paty
5. "toe off" - odraz palce
6. "acceleration" - zrychlení
7. "midswing" - střed švihové fáze
8. "deceleration" – zpomalení

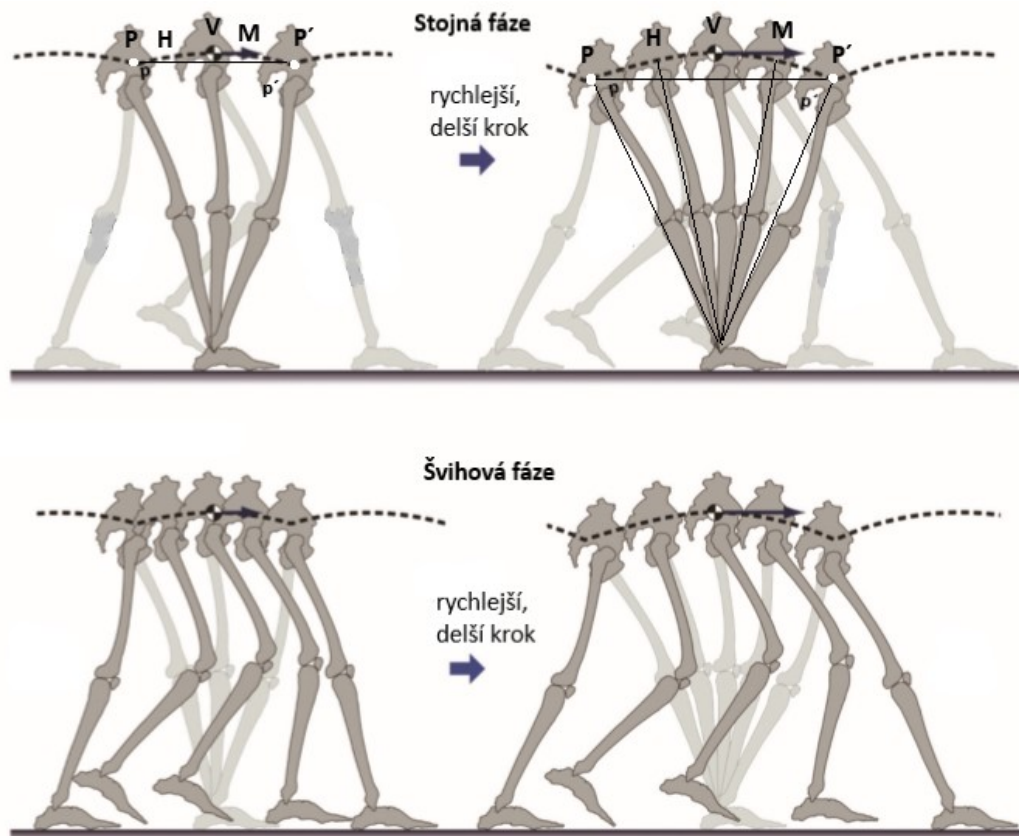
Termín Heel Strike byl Perry (1992) nahrazen termínem Initial Contact, protože při patologických typech chůze nemusí být počáteční kontakt nohy s podložkou přes patu.

1.1.1 Mechanismus pohybů v kloubech dolní končetiny při chůzi

Při počátečním kontaktu nohy působí na hlezno, přesněji subtalární kloub výrazný pronační moment reakční síly podložky. Pronace je spojena s odemknutím Chopartova kloubu a s vnitřní rotací bérce. Během období střední opory je koleno v extenzi se zevní rotací bérce, hlezno je v relativní dorziflexi oproti pozici v předchozím období postupného zatížení a supinaci zánoží,

Chopartův kloub je uzamčen. V období aktivního odrazu je již celé přednoží zpevněno a připraveno na výrazné zatížení (Vařeka et al., 2018).

Kyčelní kloub opisuje ve stojné fázi oblouk, který má vzestupnou a sestupnou fázi, ve které je stojná končetina ve vertikále, takže její kyčel je přímo nad hlezenním kloubem (Obr. 3). Skutečný průběh těchto sdružených pohybů je ovlivněn variabilitou anatomických poměrů v oblasti kyčelního kloubu (Vařeka et al., 2018).



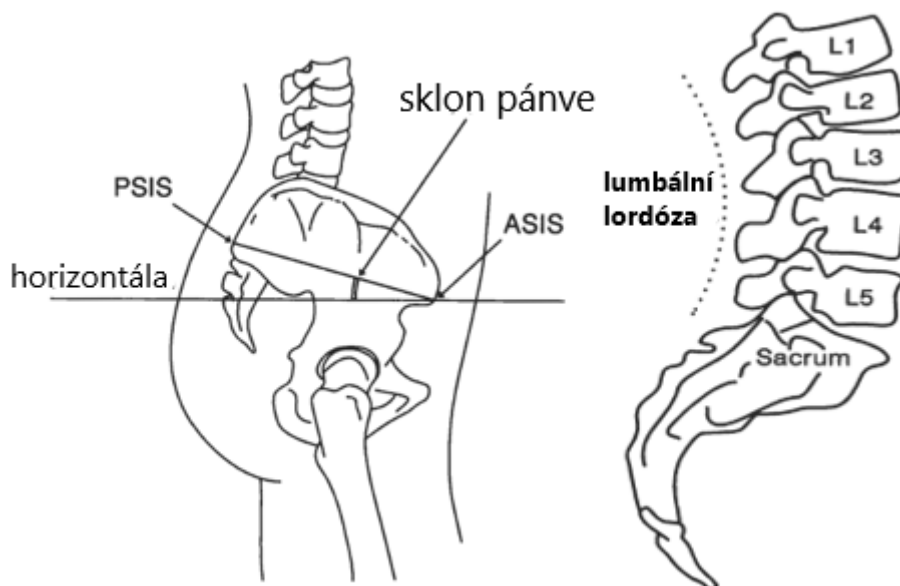
Legenda: Výška oblouku (V) je relativně velká. Při "normální chůzi" se dostupuje na patu, čímž se dostává hlezenní kloub, kolem kterého se pohyb kyčle zpočátku odehrává, výše a s ním i zadní část oblouku (p). Při klesání nohy na podložku se hlezenní kloub dostává níže a kyčel se dostává na hlavní oblouk HM (H - hlezenní kloub, M - metatarzofalangeální klouby nohy), který se odehrává kolem hlezna. Oblouk HV tvoří jeho vzestupnou část a její výška závisí na flexi kolena. I mírná flexe v kolenu, může proměnit pohyb v kyčelním kloubu téměř na valivý pohyb po horizontále, a to v úseku HM. Za polohou M dochází k novému odrazu, odvíjení paty a zvedání kotníku kolem metatarzofalangeálních kloubů. Zvedání hlezenního kloubu kolem metatarzofalangeálních kloubů je zapříčiněno vznikem předního obloučku (p'). V následující fázi se stojná končetina odrazí i špičkou od podložky, stává se kročná. Skutečnou dráhu středu kyčelního kloubu v každé fázi podstatně ovlivňuje flexe kolena, které může vzdálenost kotník – kyčel podstatně zkrátit. Kyčelní kloub se ve stojné fázi pohybuje po oblouku PH (zadní doplňkový oblouk), potom po oblouku HM (hlavní oblouk) a z něj přechází po oblouku MP' (přední doplňkový oblouk) do výchozí analogické polohy (p') (Kuo & Donelan, 2010; Lánik, 1990; Simoneau, 2010).

Obr. 3 Opsání kruhového oblouku v kyčli se středem v hlezenním kloubu při normální chůzi, (upraveno dle Kuo & Donelan, 2010).

1.1.2 Změny pánevního sklonu a lumbální lordózy během chůze

Z biomechanického pohledu plní pánev funkci "přenašeče" zátěže mezi osovým systémem a dolními končetinami, je stabilní a mírně pružící báze pro flexibilní segmenty páteře. Tvar a zakřivení páteře je podmíněn také sklonem pánve. Tato báze je v sedě pevná, ale ve vzpřímeném stoji a lokomoci se změní na dynamickou strukturu. Mezi základní pohyby pánve patří antevertze a retrovertze. Antevertze je pohyb pánve vpřed v sagitální rovině, kdy symfýzy směřují dolů. Tento pohyb je spojen se zvýšením bederní lordózy a spolupodílí se na něm m. iliopsoas. Retrovertze je pohyb pánve v opačném směru, os pubis se pohybuje směrem nahoru a dochází k vyhlazení bederní lordózy, na tomto pohybu participují břišní svaly. Postavení pánve má vliv na funkci svalů axiálního systému a vyplývá ze souhry všech svalů trupu, tedy pánev není přímou příčinou chybného držení těla (Dylevský, 2009; Kolář et al., 2009; Věle, 2006).

Sklon pánve - pelvic tilt (PT) je úhel přímky, která je vedena ze středu kraniální plochy S1 do středu hlavic obou femurů se svislicí. Norma je $12 \pm 6^\circ$. Kolář et al. (2009) definují sklon pánve jako úhel mezi vodorovnou rovinou a čarou procházející středním bodem zadních spin (spina iliaca posterior superior) a středem předních spin (spina iliaca anterior superior) (Obr. 4). Sklon pánve závisí na testované pozici jedince. Vestoje byl sklon pánve určen pomocí RTG na $11,2^\circ$ a v sedě $26,9^\circ$ u osob bez bolesti páteře (Berthonnaud, Hilmi, Labelle, & Dimnet, 2011).



Legenda: PSIS - spina iliaca posterior superior, ASIS - spina iliaca anterior superior, L1-L5 – obratle bederní páteře.

Obr. 4 Znárodnění os pro výpočet sklonu pánve (vlevo) a lumbální lordózy (vpravo), (upraveno dle Levine & Whittle, 1996).

Aktuální pozice pánve závisí na souhře mezi břišními a paravertebrálními svaly, svaly pánevního dna, bránicí, flexory kyčelního kloubu a ischiokrurálními svaly. Větší sklon pánve vede nejen ke zvětšení bederní lordózy, ale také k oslabení břišního svalstva, dolní části m. trapezius a m. latissimus dorsi (Morris et al., 2006).

Někteří autoři se domnívají, že lumbální lordóza je nejlépe definována jako úhel v sagitální rovině mezi povrchy na kůži na dvou zakřivení bederní páteře (Levine & Whittle, 1996; Schroeder & Hollander, 2018). Při měření polohy pánve během chůze se úhel náklonu měří v cyklu chůze - od počátečního kontaktu nohy (initial contact-IC) po druhý IC toutéž nohou. Při symetrické chůzi by měl být pohyb trupu a pánve stejný při pohybech obou nohou, takže by se pohyby během jedné poloviny cyklu chůze měly opakovat i během druhé poloviny cyklu. Rozdíly průměrů pohybu mezi nimi souvisí se stupněm asymetrie chůze (Whittle & Levine, 1994).

Whittle & Levine (1994) analyzovali změny ve velikosti bederní lordózy, a sklonu pánve ve stoji a během chůze. Použili měřicí systém Vicon (Oxford Metrics Ltd.) s aplikací markerů v oblasti sakrálního obratle (S_2) a prvního bederního obratle (L_1) u 28 zdravých dospělých žen (průměrný věk 23,4 let). Údaje analyzovali odděleně pro levý poloviční cyklus (levý IC na pravý IC) a pravý poloviční cyklus (pravý IC na levý IC). Naklonění pánve se měřilo jako úhel mezi horizontálou a linií spojující S_2 se středovým bodem dvou předních spina iliaca anterior superior. Bederní lordóza byla měřena jako rozdíl úhlů vzdáleností povrchu kůže v sagitální rovině mezi L_1 a S_2 . Přední pánevní sklon byl v průměru o $1,1^\circ$ menší a bederní lordóza o $4,7^\circ$ menší při chůzi než ve stoje. Náklon pánve se během cyklu chůze měnil průměrně v rozsahu pohybu $2,9^\circ$ a bederní lordóza v rozsahu $4,0^\circ$. Pohybový vzorec se však mezi jednotlivci značně lišil, takže průměrné údaje přesně neodrážely ani vzor, ani rozsah pohybu. Průměrný rozdíl $0,6^\circ$ byl pozorován mezi dvěma polovinami cyklu chůze (levý postoj a pravý postoj), v pánevním náklonu i v lumbální lordóze. Zdá se, že existuje malá korelace mezi změnami sklonu pánve a změnami bederní lordózy, které se vyskytují během cyklu chůze.

1.1.3 Rychlost a energetická náročnost chůze

Mezi hlavní charakteristiky chůze podle Whittle (2007) patří celková doba krokového cyklu (STRIDE), rytmus a rychlost. Z pohledu klinického vyšetření jsou tyto parametry nejjednodušší formou hodnocení chůze. Rychlost chůze je ovlivněna délkou kroků, které závisí na rozsahu pohybu dolní končetiny během švihové fáze a je ovlivněna i polohou stojné dolní končetiny. Pokud je chodidlo končetiny před tělem, rychlost chůze se zpomaluje. Pokud je končetina za

tělem, chůze se zrychluje (Whittle, 2007). Průměrná rychlost chůze dospělého člověka je $1,33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1} - 1,53 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Neumann, 2002). Za přirozenou rychlost chůze se považuje taková, kterou si člověk zvolí sám při chůzi naboso. Zrychlení nebo zpomalení této rychlosti zvyšuje energetickou náročnost (Cronin, 2014). Pomalá chůze zatěžuje více posturální systém, a proto při delší pomalé chůzi dochází spíše k únavě z poruchy koordinace jako při chůzi středně rychlé. Rychlá chůze neklade nároky na stabilizaci vzpřímené polohy, protože je udržována setrvačností a tím odlehčuje řídicí CNS (Cronin, Barrett, & Carty, 2012; Otter, Geurts, Mulder, & Duysens, 2004). Změna parametrů chůze může nastat s kterýmkoliv handicapem. Vliv na nich má také věk, nebo pohlaví. Rychlost chůze můžeme definovat jako vzdálenost, kterou projde tělo v daném čase a je vyjádřena v $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Průměrná rychlost je vypočtena ze vztahu: délka dvojkroku (m) \times kadence / 120. Kadence je počet kroků za minutu. Podle mezinárodní klasifikace SI ("Systému International", SI) je tzv. doba krokového cyklu ("cycle time") udávaná v sekundách. Antropometrické rozdíly mezi muži a ženami způsobují, že ženy chodí pomaleji, s kratšími kroky a vyšší kadencí než muži. Také jedinci vyššího věku mají delší kroky s pomalejší kadencí (Neumann, 2002).

Na lidské tělo působí i reakční síla podložky, kdy její vektor je opačný než vektor tahové síly. Rovnováha mezi silami umožňuje vzpřímený stoj. Patří rovněž k základním podmínkám chůze (Rose & Gamble, 2006). V energeticky optimálním modelu bipedální chůze se těžiště plynule pohybuje po sinusoidě s nízkou amplitudou a plynulost pohybu je hlavním faktorem energetické úspornosti (Vařeka et al., 2018). Význam funkčně-anatomických mechanismů chůze pro snížení energetických nároků chůze demonstrovali Sauder, Inman a Eberhart (1953). Jsou to:

1. střídavá horizontální rotace pánve,
2. pokles pánve na straně švihové končetiny spolu s flexí jejího kolene,
3. flexe kolene během prvních dvou třetin oporné fáze,
4. a 5. spojení plantiflexe hlezna a flexe kolena během první a poslední šestiny oporné fáze,
6. valgozita kolene s relativní addukcí v kyčli, které redukuje horizontální výchylky těžiště (Vařeka et al., 2018). Tyto mechanismy umožňují jednoduše vysvětlit mechanické důsledky jejich omezení či ztráty.

Další faktory, které mají význam pro provedení chůze jsou: princip energetické úspornosti, anatomicky dané možnosti a limity, nocicepce, tkáňová elasticita a plasticita, viskoelastické vlastnosti svalů spolu s fyziologickými principy jejich kontrakce, biomechanické principy účinku v segmentovém systému, metabolické a hormonální vlivy (Vařeka et al., 2018). Pro

chůzi je důležitý CNS, ale i logistická kardiovaskulární složka. Z vnějších faktorů ovlivňuje chůzi kvalita opory a odpor prostředí. Chůze na nerovném terénu je nejistá. Mentální stav rovněž ovlivňuje charakteristiku jako držení těla, tak i chůzi (Véle, 2006).

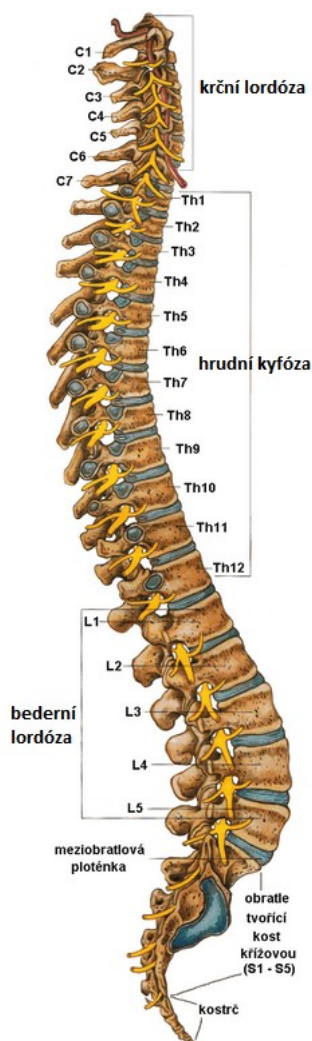
Při pomalejší chůzi platí, že je větší zatížení pod druhým a třetím metatarzem a prodlužuje se doba plného kontaktu nohy s podložkou (Zhu, Wertsch, Harris, Lofsgaarden, & Price, 1991). Rychlá chůze má za následek větší zatížení pod hlavičkou prvního metatarzu. Distribuce tlaků je však u každého jedince individuální (Jacob, 2001). Extrémní snížení rychlosti chůze způsobuje změny v požadavcích na lokomoci, které mohou v konečném důsledku vyústit do modifikace svalové aktivity, která je základem chůze. Otter et al. (2004) zjišťoval změny aktivity svalů dolních končetin při různých rychlostech chůze (1,39, 0,83, 0,28, 0,22, 0,17, 0,11 a 0,06 m.s⁻¹). Výsledky ukázaly, že fáze svalové aktivity zůstalo relativně stabilní při rychlostech chůze navzdory podstatným změnám v její amplitudě. Se snižující rychlostí však docházelo i k novému vzplanutí aktivity svalů, zejména m. peroneus longus v mezistoji (midstance) a m. rectus femoris v pozdější švihové fázi (terminal swing). Připisuje to zvýšeným požadavkům na posturální stabilitu a změněné dynamice švihové končetiny při velmi pomalé rychlosti.

1.2 Páteř, zakřivení páteře

Páteř (columna vertebralis) tvoří obratle (vertebrae). U člověka je jich celkem 33 až 34. Podle oblasti, v které se nachází, rozlišujeme:

- 7 krčních obratlů, vertebrae cervicales
- 12 hrudních obratlů, vertebrae thoracicae
- 5 bederních obratlů, vertebrae lumbales
- 5 křížových obratlů, vertebrae sacrales, které sekundárně srůstají a vytvoří křížovou kost, os sacrum, která je u žen kratší a širší než u mužů.
- 4-5 kostrční obratle, vertebrae coccygae, srůstem vytvoří kostrč, os coccygis.

Páteř dospělého člověka tvoří 24 samostatných (praesakrálních) obratlů, křížová kost a kostrč (Mráz, Binovský, Holomáňová, Osvaldová, & Ruttkay-Nedecká, 2004). Délka páteře tvoří asi 45 % celkové délky těla. V základním stoji značně působí na axiální systém hmotnost těla, nejvíce na meziobratlové ploténky. Vleže je vliv hmotnosti těla eliminována, proto je páteř ráno o 1,5 až 2 cm delší než večer. Pohyby mezi jednotlivými obratli umožňuje komprese meziobratlových plotének, usměrňované meziobratlovými klouby. Rozsah pohyblivosti je přímo úměrný výšce meziobratlového disku, a to výšce relativní, ve vztahu k ploše ploténky



(Kolář et al., 2009). Důležitou a charakteristickou vlastností páteře jsou její zakřivení v sagitální a frontální rovině. Za fyziologických okolností jsou v sagitální rovině čtyři oblouky: dva lordotické (v krční a bederní oblasti) a dva kyfotické (v hrudní a křížové oblasti) (Obr. 5).

Velikost zakřivení je individuálně velmi variabilní. Ženy mají zakřivení více zdůrazněno zejména v bederní oblasti. Hrudní zakřivení je fylogeneticky primární, ostatní zakřivení jsou sekundární a souvisejí se vzpřímeným držením těla a s ručkováním a visem v období arboreálního způsobu života. Při vzpřimování se totiž měnil pánevní sklon, který si vynutil kompenzaci lumbální lordózou (Kolář, 2002).

Legenda: C₁-C₇ – obratle krční páteře, Th₁-Th₁₂ – obratle hrudní páteře, L₁-L₅ – obratle bederní páteře.

Obr. 5 Zakřivení páteře, (upraveno dle <https://www.spinalis-stolicky.sk/uploads/users/1/fc6f6f64f4-pater12031.gif>).

Mírně prohloubená bederní lordóza může být rizikovým faktorem pro rozvoj bolesti v oblasti bederní páteře (Sorensen, Norton, Callaghan, Hwang, & Van Dillen, 2015). Obecně je hyperlordóza bederní páteře popisována jako stav, který je škodlivý. Zvýšená lordóza ale také představuje z určitého úhlu pohledu zvýšení stability bederní páteře, kloubní výběžky obratlů se zasouvají více do sebe a páteř není tak fragilní, což má enormní význam u hypermobilních jedinců. Naopak při oploštění bederní lordózy (flat back) se kloubní výběžky navzájem oddalují a páteř je snadno zranitelná torzními i flekčně-extenčními mechanizmy (Kolář et al., 2012; Poděbradská, 2018).

Jednotlivé oblouky mají vrcholy konvexity umístěny zpravidla takto:

- cervikální lordóza ve výši C₄-C₅
- lumbální lordóza, šterbina L₃-L₄, přičemž velikost bederní lordózy je 40°- 60°
- hrudní kyfóza, vrchol v úrovni Th₆-Th₇, velikost hrudní kyfózy je 20°- 45°
- sakrální kyfóza, synostóza S₃-S₅, zakřivení v oblasti křížové kosti je 40° (Carlson, 2003).

Přechod kyfóza a lordóza je plynulý, s výjimkou přechodu mezi pátým bederním obratlem a křížovou kostí, kde je páteř úhlově zalomená v místě zvaném promontorium (Mráz et al., 2004). Pro velikost zakřivení má velký význam tvar křížové kosti a její postavení vůči pánvi. Pokud je křížová kost orientovaná více horizontálně, jsou křivky výraznější. Zakřivení páteře způsobuje, že svislá těžnice těla neprochází všemi obratli, ale jde od traga, za kondyly okcipitální kosti, v oblasti C7-Th₁ se dostává před hrudní obratle, prochází přes hrudní úsek ve výši Th₁₂ a těsně u zadního okraje L₃ na velký trochanter, střed kolenního a hlezenního kloubu. Při pohybech trupu se křivky mění. Při flexi se bederní křivka zplošťuje a hrudní se zvětšuje. Při extenzi trupu je to naopak (Lánik, 1990). Zakřivení páteře v sagitální rovině má zásadní význam pro posturální funkce (Kolář et al., 2009).

1.2.1 Kinetika páteře

Pohyblivost páteře závisí na pevnosti vazivového aparátu, i na svalstvu trupu. Pohybů v páteři se zúčastňuje řada drobných i větších kloubů, svalů a vazů. O tom, které klouby a svalové skupiny budou použity, rozhoduje motorická kůra čelního laloku, kde se vytváří pohybový vzorec (Dylevský, 2009).

Pohyby páteře se uskutečňují zejména v krčním a bederním úseku. Nejpohyblivějším oddílem je krční páteř. V krčním úseku se při předklonu vytváří obloukovitá kyfóza, při záklonu se prohlubuje fyziologická lordóza. Rotace probíhá mezi kosti týlní, atlasem a epistrofeem. V bederní oblasti probíhá rotace stejně, ale navíc se zúčastňují pohyby pánve a sakroiliakální kloub. Při předklonu se fyziologická lordóza vyhlazuje a v záklonu se prohlubuje (White & Panjabi, 1990).

Páteř dovoluje provést několik druhů rotačních i translačních pohybů. Translační pohyb je možný ve smyslu stlačení - komprese a roztažení - distenze. Kompresi umožňují meziobratlové disky v celkovém rozsahu 5-10 mm. Jednotlivé oddíly páteře se pohyblivostí liší díky odlišnému postavení a tvaru kloubních ploch (Živčák et al., 2018).

Pohyby v sagitální rovině jsou flexe, nebo a anteflexe a extenze nebo retroflexe. Při flexi se páteř sklání ventrálně, takže vytvoří dorzální konvexní oblouk. Těla obratlů se vpředu k sobě přibližují, výběžky trnů se oddalují. Při extenzi se páteř zaklání dozadu a vytváří vpředu konvexní oblouk. Těla obratlů se zadními hranami k sobě přibližují právě tak jako výběžky trnů. Největší rozsah flekčního pohybu je možný v krční a bederní části páteře, zatímco v hrudní je možný jen asi v polovičním rozsahu. Extenze je největší v krční páteři, v hrudní a bederní

části je možná pouze v polovičních rozsazích (White & Panjabi, 1990; Moore, Dalley, & Argur, 2010; Kolář et al., 2009).

Pohyby ve frontální rovině se označují jako lateroflexe. Největší lateroflexe je možná v krční páteři, v ostatních částech v menším rozsahu. K lateroflexi v hrudní oblasti se vždy přidává i rotace páteře, a to těly obratlů na stranu konvexity, neboť kloubní plošky meziobratlových kloubů nejsou postaveny ve frontální rovině (Véle, 2006; Kolář et al., 2009).

Za pohyby v transverzální rovině se považují rotační pohyby páteře kolem osy nebo torze, která probíhá v cervikální oblasti přibližně ve středu těla obratlů a v lumbální oblasti u kořene processu spinosi. Největší rozsah rotačních pohybů dovoluje krční páteř, zatímco v hrudní a bederní oblasti jsou rotační pohyby velmi omezené (Lánik, 1990). Rozsah pohyblivosti je velmi individuální a závisí na několika faktorech (pohlaví, věk, zaměstnání, sport a jiné). Mezi jednotlivými obratli je rozsah pohybu malý (Véle, 1997).

V následující tabulce (Tabulka 1) jsou prezentována rozsahy pohybu jednotlivých segmentů a částí páteře. Jde o orientační údaje (White & Panjabi, 1990).

Tabulka 1 Rozsah pohybů jednotlivých úseků páteře, (Kolář, 2009).

Úsek páteře	Úhel(°)			
	Flexe	Extenze	Lateroflexe	Rotace
Krční (C ₁ -C ₇)	30-35	80-90	35-40	45-50
Hrudní (Th ₁ -Th ₁₂)	35-40	20-25	20-25	25-35
Bederní (Th ₁₂ -S ₁)	55-60	30-35	20-30	5

Legenda: (C₁-C₇) – první až sedmý krční obratel, (Th₁-Th₁₂) – první až dvanáctý hrudní obratel, (Th₁₂-S₁) – dvanáctý až první sakroiliakální obratel.

1.3 Vzpřímené držení těla

Vzpřímené držení těla je možné popsat jako uspořádání pohybových segmentů v podélné ose těla, které probíhá ve vertikále tak, aby vzdálenost od paty, která se opírá o podložku, byla k vrcholu hlavy co největší (Obr. 6). K provedení optimálního pohybu je nutné zaujmout vzpřímené držení těla (Vařeka, 2002a). Držení těla je také definováno jako poloha těla a jeho částí před samotným pohybem a po jeho ukončení v gravitačním poli. Spolu s orientovanou

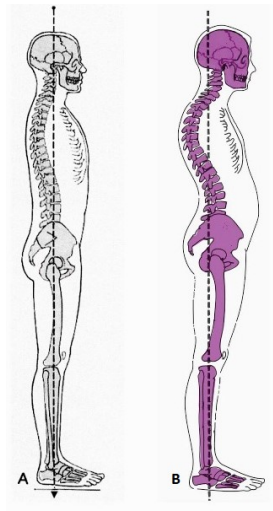
posturou, která je základním nastavením pro pohyb (atituda), předchází pohyb a po jeho ukončení znovu vede k udržení výsledné polohy (Véle, 2006).

Při hodnocení funkcí posturálního systému, respektive při určování, o jaký stupeň závažnosti poruchy jde, je hlavní problém v tom, že neexistuje předepsaná norma správného držení těla. Je to způsobeno různým pohledem autorů, kteří se pokusili tuto normu definovat. Samotná postura odráží reakce na patologické stavy uvnitř organismu. Abychom mohli dospět k definici ideální postury tedy správnému držení těla musíme brát v úvahu i základní biomechanické, anatomické a neurofyzilogické funkce (Kolář et al., 2009).

Samotný stoj patří mezi nejnáročnější posturální polohy. Při hodnocení v stoji je důležité zaměřit se na celkové držení těla, sledujeme rovnováhu pacienta, odklon od vertikálního postavení, postavení hlavy, ramena a nezapomínáme ani na postavení horních a dolních končetin a s tím souvisejícím rozložením tlaků na podložku (Jandová & Šeflová, 2015). V souvislosti s držením těla Vařeka (2002a) upozorňuje také na termín napřímění. Napřímění není synonymem pro vzpřímení, ale znamená „narovnání“ osového orgánu. Například vadné držení těla je sice vzpřímené, ale ne napříméné.

Držení těla se realizuje individuálně a má neopakovatelné prvky, které identifikují konkrétního člověka, podobně jako otisky prstů. Systém vzpřímeného držení těla má složku řídicí a výkonnou. Oslabení či výpadek funkce jedné jeho části se nemusí projevit hned, ale např. až při zvýšené zátěži, kdy dojde k dekompenzaci. To je také jeden z důvodů, proč bývá vyšetření v klidovém stoji zaměřené na stanovení kvality posturální stability a případnou kvantifikaci poruchy z hlediska validity zpochybňováno. Působením vnějších a vnitřních vlivů je držení těla ovlivňováno pozitivně, ale i negativně. Na držení těla je proto třeba pohlížet jako na dynamickou fabulu (Vařeka, 2002a).

Deformace vzpřímeného držení těla nebo nesprávné uspořádání jeho segmentů je příznakem poruchy zdraví (Kolář et al., 2009; Lewit, 2003; Véle, 2006).



Obr. 6 A - Vertikála zdravého jedince, B - patologické zakřivení páteře v sagitální rovině, (zdroj: http://sk.medicine-worlds.com/12_lordo2.jpg).

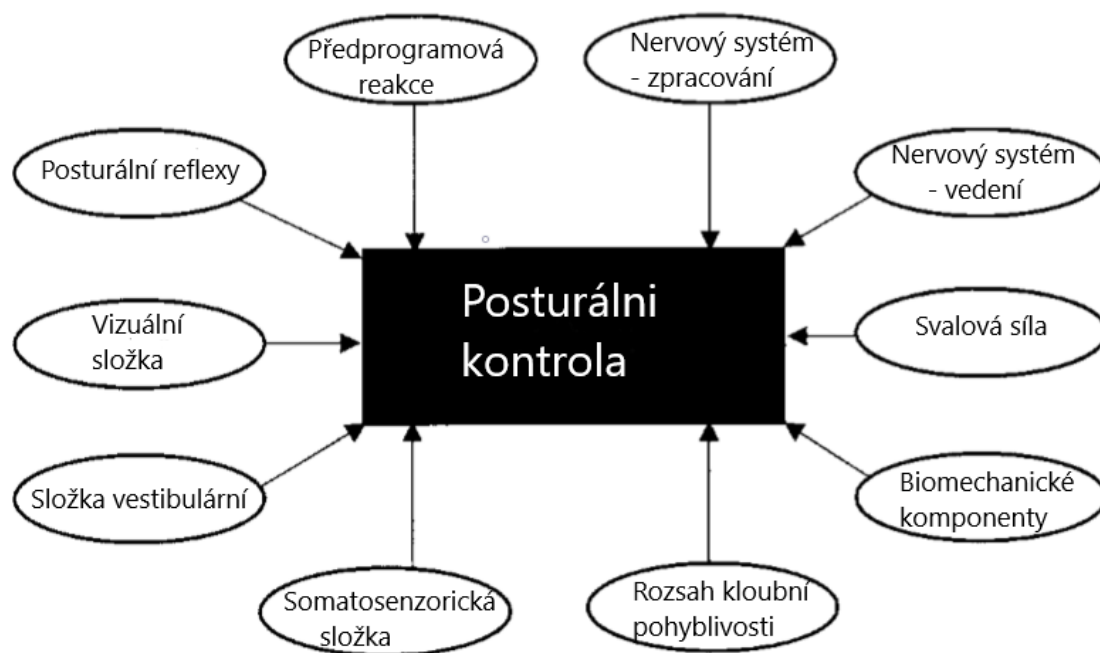
1.3.1 Svaly trupu podílející se na vzpřímené poloze

Krátké, slabé a hluboko uložené tonické svaly jsou označovány také jako stabilizační svaly. Patří k nim svaly spojující sousední obratle. V ramenních kloubech jsou to hluboké svaly vnějších rotátorů: m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis, m. teres minor. V kyčelních kloubech jsou to: mm. obturatorii, mm. gemelli, m. quadratus femoris a m. piriformis. Povrchové svaly fázičké povahy – erector trunci jsou hlavním zdrojem síly pro pohyb nebo korekci polohy. Aktivita m. transversus abdominis zvyšuje napětí torakolumbální fascie a břišní stěna se kontrakcí tohoto svalu přitlačuje k páteři, čímž se zabraňuje nadměrnému vyklenutí břišní stěny při nádechu. Aktivitou bránice spolu s m. transversus abdominis, m. rectus abdominis, mm. obliqui abdominis a svaly pánevního dna se zvyšuje nitrobřišní tlak a dochází ke zpevnění břišní stěny. Tato aktivita zpevňuje držení páteře. Dysfunkce břišních svalů zhoršuje stabilizaci osového orgánu (Richardson, Hodges, & Hides, 2004). Společnou aktivitou extenzorů trupu a aktivitou m. transversus abdominis a isometrickou aktivitou přímých a šikmých břišních svalů dochází ke stlačení trupu v předozadním směru, který se projevuje větší výškou těla ve stoje. Toto přispívá k aktivnímu udržování napřímění držení těla. Hrudník se touto stabilizací páteře při dýchání rozšiřuje více do stran, a zakřivení páteře se mírně narovnávat, čímž se páteř prodlužuje v podélné ose. Bránice může díky svým úponům na bederní páteř a na žebrový oblouk a sternum působit na bederní lordózu a ovlivňovat konfiguraci hrudníku a páteře. Bránice reaguje velmi citlivě na posturální změny a má výrazný vliv na držení těla. Aktivita svalů pánevního dna (diaphragma pelvis, diaphragma urogenitální,

funkčně i zevní rotátory kyčelního kloubu) tvoří rovněž součást posturálního programu, který zahrnuje souhru celého osového orgánu včetně dýchání. Svalstvo pánevního dna působí na pánevní kosti a tak i na jejich konfiguraci a postavení pánve, které zase ovlivňuje konfiguraci osového orgánu opírajícího se o pánev, čímž se aktivita pánevního dna promítá do držení těla (Kolář et al., 2009; Lewit, 2003; Tichý, 2000; Véle, 2006).

1.4 Postura a posturální funkce

Podle Dylevského (2009) můžeme posturu chápat jako aktivní držení těla, které je řízeno CNS podle přesného programu realizovaného definovaným pohybovým systémem. Ovlivňuje a je odrazem celkového stavu lidského organismu. Zahrnuje všechny schopnosti motoriky člověka, jejímž cílem je udržení určité polohy a není jen synonymem pro stoj na dvou nohách, ale součástí postury je i sed, zvednutí hlavy vleže na břiše, jakož i chůze a další způsoby lokomoce. Dynamika je součástí postury, tedy neustálé udržování zaujaté polohy těla vůči jakýmkoli vnějším podmínkám. Tento stav umožňuje tělu rychlý přechod z klidu do pohybu (Véle, 2006). Svalovou aktivitu vyvíjenou k tomuto účelu a vyvolávající určitý pohyb korigující držení těla označujeme jako ereizmatický pohyb (Véle, 2006). Na kontrole posturálního řízení a výsledného posturálního nastavení čili i držení těla se podílejí řídicí mechanismy i posturálně-rovnovážné funkce (Obr. 7). Tyto mechanismy představují 3 hlavní složky: senzoricke, řídicí a výkonnou (Vařeka, 2002b). Posturální kontrola je tedy zajišťována a dosahovaná integrací a koordinací více tělesných systémů (Mancini & Horak, 2010).



Obr. 7 Mechanismy podílející se na posturální kontrole, (upraveno dle Palmieri, Ingersoll, Stone, & Krause, 2002).

Podle Rychlíkové (2009) je postura takový postoj, při kterém jsou jednotlivé části těla udržované v gravitačním poli nad sebou s minimálním napětím posturálních svalů. Kritériem pro správnou posturu je symetrie pravé a levé části těla a správná fyziologická křivka páteře.

1.4.1 Senzorická složka

Senzorickou složku představují zrak čili optické funkce, propiocepce, informace povrchové citlivosti – exterocepce, interoceptivní informace a vestibulární aparát (Abrahámová & Hlavačka, 2008). Tyto všechny senzorické systémy informují řídicí centra o odchylkách tělesné osy od směru vektoru zemské přitažlivosti (Králiček, 2002). Zrak má zásadní roli při orientaci v prostoru, a především při předvídání změn působením vnějších sil a při pohybu. Uplatňuje se také i ve stoje. Při vyloučení zraku se totiž zvyšuje rychlost změny polohy CoP (Center of pressure), roste variabilita vychýlení a zvětšuje se plocha konfidenční elipsy. Dosavadní experimentální studie potvrzují dominantní vliv propiocepce na udržení stability v klidném stoji (Palmieri et al., 2002). Vestibulární aparát informuje o směru gravitace jak v klidu, tak i při pohybu. Uplatňuje se při rychlých změnách polohy hlavy a rotačních pohybech. Na řízení posturální stability se podílí ještě exterocepce. Informace z Ruffiniho a Maissnerových tělísek

slouží i k identifikaci míst s různým zatížením, takže i polohy CoP. Senzorické informace přicházejí do CNS z receptorů, které podávají zprávy z vnějšího i vnitřního prostředí. Ty se porovnávají s informacemi, které jsou uloženy v paměti a používají se k řízení stabilizace. Většina impulsů, které vycházejí z těchto receptorů, je zpracovávána na periferní úrovni prostřednictvím zpětných vazeb a servomechanismů. Část informací se dostává cestou zadních provazců míchy do CNS (kůrová centra a mozeček). Každé informaci, která přichází z periferie, je přiřazen určitý význam. Výměnou informací se tak tvoří pozadí řízení stabilizačního procesu (Vařeka, 2002b; Véle, 2006; Vrabec, Lischkeová, Světlík, & Skřivan, 2002).

1.4.2 Řídící složka

Řídící složku představuje centrální nervový systém. CNS se na posturálním řízení podílí se svými sestupnými a vzestupnými drahami, regulační funkcí a schopností adekvátní odpovědi a nastavení muskuloskeletálního systému, tedy adekvátním nastavením svalového tonu (Winter, 2009). Zajišťování polohy těla má reflexní charakter a je primárně řízen centry mozkového kmene, především retikulární formací a vestibulárními jádry. Kmenová centra, která se uplatňují při zajišťování polohy těla ovlivňují činnost segmentu míchy prostřednictvím několika sestupných drah, z nichž má největší význam vestibulospinální a retikulospinální dráha. Vestibulospinální dráha přenáší do míchy impulsy z vestibulárních receptorů, z vestibulární části mozečku a jím jsou ovlivňovány motoneurony extenzorů a axiálního svalstva. Retikulospinální dráha začíná v retikulární formaci, prochází celou délkou míchy a prostřednictvím interneuronů ovlivňuje alfa i gama motoneurony (Trojan, 2005).

1.4.3 Kognitivní a exekutivní funkce

Kognitivní funkce jsou poznávací funkce (cognosco = poznávám). Pod poznáváním se rozumí poznávání sebe samého, poznávání okolí a vytváření vztahů s okolím (Dufek, 2009). To zahrnuje vnímání, pozornost, koncentraci, rozpoznávání a porozumění a má to úzkou souvislost s inteligencí a pamětí (krátkodobou-dlouhodobou, topografickou, figurální, verbální), myšlením, představivostí a exekutivními funkcemi. Můžeme říci, že díky kognitivním schopnostem dokáže člověk řešit problémy, při kterých potřebuje zkušenosti (Yoge & Bolte, 2014).

Z anatomických struktur je s kognitivními funkcemi výrazně spojen frontální lalok, podkúrové arey, parietální lalok a limbický systém (Yogev-Seligmann, Hausdorff, & Giladi, 2008). Frontální lalok je zásadní oblastí v celkové integritě osobnosti. Neuronální spojení frontálního laloku jsou nezbytné při sebeřízení či sebeuvědomování a podílí se na časoprostorové orientaci (Stuss, 2010). Frontální laloky, přesněji jejich prefrontální oblasti jsou centrem exekutivní kontroly – nachází se zde abstraktní myšlení, plánování, řízení činností, multitasking apod. (Yogev-Seligmann et al., 2008). Prefrontální kůra čelního laloku je propojena se všemi oblastmi mozku, se zadní asociační kůrou, stejně jako s premotorickou kůrou, bazálními ganglii a mozečkem. Dále je prefrontální kůra propojena s dorzomediálním jádrem talamu, hippokampem, amygdalou a s hypotalamem (Koukolík, 2012). V neposlední řadě je prefrontální kůra propojena s jádru mozku kmene. Integruje informace z vnitřního a vnějšího prostředí, má na starost celkovou koordinaci mozkové činnosti (Goldberg, 2004; Orel & Facová, 2009)

Pod pojmem exekutivní funkce jsou brány ty poznávací, tedy kognitivní procesy, které zajišťují samostatné a účelné konání a myšlení člověka (Kerr & Zelazo, 2004). Definování exekutivních funkcí je poměrně široké. Jsou jakýmsi zastřešujícím pojmem pro takové funkce jako je pracovní paměť, rozhodování, pozornost, kontrola impulsů, plánování a flexibilita. Mnohdy bývá tento pojem používán bez přesnějšího vymezení (Happaney, Zelazo, & Stuss, 2004). Stojí za plánováním, organizací činností a myšlení a jejich vzájemnou souhrou, vůli, schopností průběžné kontroly a opravy případných chyb. Stojí také za schopností řízení pozornosti žádoucím směrem a odklonem od nežádoucích podnětů, předvídání budoucích dějů, sebekontrolou, formulací reálných cílů a určování priorit (Emick & Welsh, 2005). Díky exekutivním funkcím se nám daří sladit provádění více činností najednou, rozpoznávat chyby a poučit se z nich, přizpůsobit se (nečekaným) změnám. Umožňují nám řešení problémů a efektivní využívání času (Kerr & Zelazo, 2004). Samotné slovo exekutivně se překládá jako výkonnostní neboli řídicí (Koukolík, 2012). Od kognitivních funkcí se liší v mnoha ohledech. Někteří odborníci považují exekutivní funkce za nadřazené ostatním kognitivním funkcím, jako jsou paměť, pozornost, myšlení, řeč a předpokládají, že jsou dokonce zodpovědné za to, zda a jak naplánujeme, zahájíme a ukončíme činnost. Kognitivní funkce se pak vztahují k tomu, co a kolik toho budeme dělat (Happaney et al., 2004; Martin et al., 2013). Exekutivní funkce společně s pozorností úzce souvisí také s chůzí a její kvalitou. Na chůzi působí neustále vlivy neuropsychologické a následně interakce mezi kontrolou motoriky a sdruženým chováním (Martin et al., 2013). Kognice zodpovídá za povědomí o cíli či úmyslu, umožňuje schopnost

řídít pohyby končetin vytvářejících stereotyp chůze a schopnost navigace těla ve složitém prostředí s cílem dosáhnout požadované lokality (Yogev-Seligmann et al., 2008). Pro chůzi je důležitá aktivita kortikálních a subkortikálních oblastí a také spinální oblasti (Ali, Ansari, Rahman, Imtiyaz, & Rashid, 2013). Výsledná kvalita chůze souvisí s vědomým rozhodováním a monitorováním pohybu, plánováním, účelovou činností (Yogev-Seligmann et al., 2008). Naplánování pohybového programu, jeho začátek a efektivní udržení si vyžaduje zrakové informace, paměťové stopy a určitou rychlost v kognitivním zpracování (Atkinson, Rosano, & Simosick, 2007).

Deficit kognitivních funkcí, především zhoršená pozornost, zpracování zrakových informací a neadekvátní naplánování vhodného pohybového programu snižuje schopnost posturální kontroly a zvyšuje riziko pádů (Culham, Cavina-Pratesi, & Singhal, 2006; Horák, 2006). Deficit kognitivní složky prodlužuje reakční dobu odpovědi na posturální změny. Dá se říci, že čím náročnější jsou změny postury, tím potřebnější jsou kognitivní procesy (Horák, 2006). Studie Coppin et al. (2006) potvrzuje vztah mezi rychlostí chůze a exekutivními funkcemi. Jedinci se zhoršenou exekutivní funkcí dosahovali nižší rychlost chůze, zejména v náročnějším terénu s různými překážkami.

Na druhé straně je zpomalování chůze při zdolávání složitější překážky do určité míry fyziologické a rychlost chůze může být závislá také na předchozích zkušenostech s překážkou. Např. člověk, který před sebou vidí ledovou plochu, nevstoupí na ni stejnou rychlostí, protože očekává posturálně náročnější situaci. Zároveň se nebude stejně rychle pohybovat v místnosti, kde je tma (Coppin et al., 2006). V těchto případech by naopak nepřizpůsobení se očekávanému terénu mohlo poukazovat na snížení kognitivních funkcí. Skupina s nižším kognitivním skóre při složitějším úkolu dále vykazovala sníženou schopnost odhadu vzdálenosti či vnímání rizika, což jsou všechny oblasti spojované s kontrolou exekutivních funkcí (Yogev-Seligmann et al., 2008).

Při bipedální lokomoci při chůzi v neznámém, nerovném terénu (anebo také například při použití obuvi s vysokým podpatkem) je potřebné přesné umístění chodidla na zemi (Takakusaki, 2013). To vyžaduje přesnou vizuomotorickou koordinaci, díky které je jedinec schopen modifikovat trajektorii pohybu jednotlivých končetin během krokového cyklu (Culham et al., 2006). Vizuomotorická koordinace je spjata s pracovní pamětí. Vizuální informace jsou totiž zpracovávány parietálním lalokem a přímými spoji vedou do frontálního laloku, kde jsou uloženy právě v pracovní paměti (Rossignol, Dubuc, & Gossard, 2006).

Krátkodobá paměť následně slouží jako jakýsi průvodce, který napomáhá správnému vytvoření a provedení pohybového programu (Culham et al., 2006).

Frontoparietální okruh jako celek je zodpovědný za výběr, přípravu a provedení pohybů na základě vizuální a proprioceptivní informace a pozornosti (Rossignol et al., 2006). Krátkodobá paměť se dává do souvislosti s pojmem body schéma, tedy jakýmsi vnitřním posturálním modelem určujícím vnímání těla a jeho pohybů. Pro optimální pohyb je velmi důležitá integrace vizuomotorického zpracování a bezprostředních aktualizací body schématu podle informací z vestibulárního systému a proprioceptorů (Culham et al., 2006).

1.5 Posturální stabilita

V souvislosti s posturou jsou často užívány termíny jako rovnováha a stabilita. Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny vnějších (tíhová síla) a vnitřních sil (svalová aktivita a poloha kloubů) tak, aby nedošlo k nepředvídanému a / nebo neřízenému pádu (Vařeka, 2002a). Pod pojmem rovnováha můžeme rozumět stav, při kterém soubor statických a dynamických strategií zajišťuje posturální stabilitu (Vařeka, 2002a).

Pro úroveň stability lidského organismu má význam velikost a charakter opěrné plochy a kontakt s podložkou. Opěrná plocha (area of support, AS) je část plochy kontaktu podložky s tělem, která je aktuálně využita na opěrnou bázi (BS). Opěrná báze (base of support, BS) je tvořena spojnicemi, které spojují styčné plochy s podložkou, má tvar lichoběžníku tvořeného spojnicemi pat (sustentační polygon), vnějšími hranami nohou a bříšky metatarzů (Véle, 2006; Vařeka, 2002a). Na stabilitě stojí se odráží průmět těžiště do opěrné báze. Čím blíže se těžiště promítá k okraji opěrné báze, tím je stoj méně stabilní. Rozšířená báze znamená, že šlápěje nohou jsou více od sebe, nebo je jedna noha více vpředu. Čím širší opěrnou základnu má pacient, tím jsou jeho posturální funkce slabší (Kociová, Homzová, Ištoňová, Labunová, & Mikuláková, 2013; Véle, 2006).

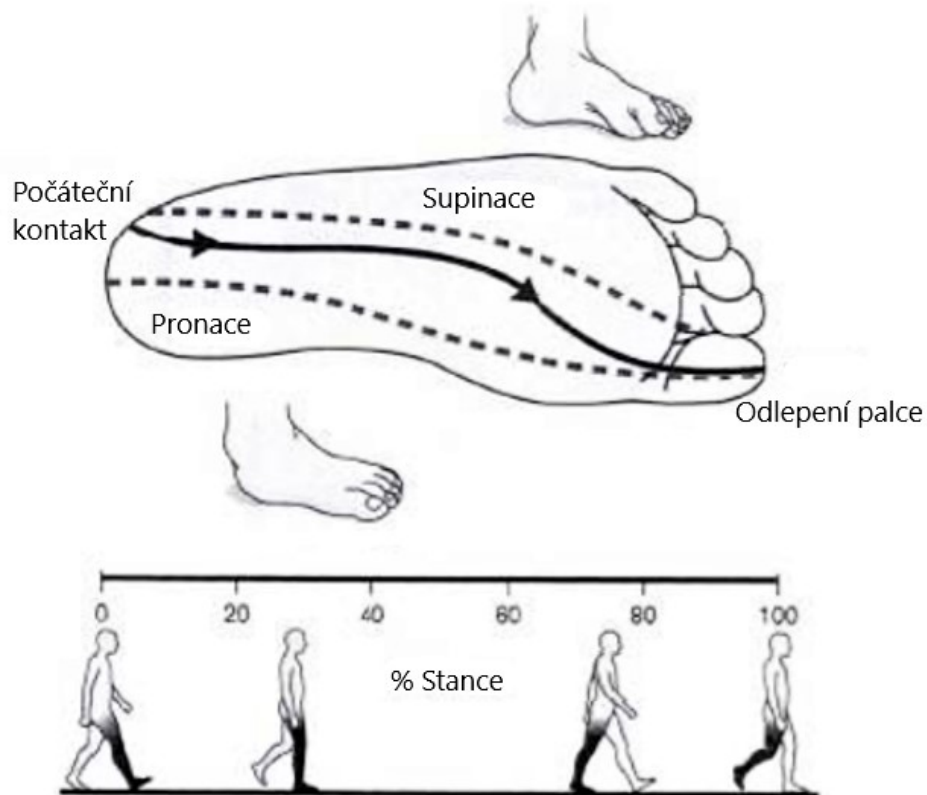
Hranice stability je oblast, ve které se tělo bezpečně pohybuje bez změny rozsahu opěrné báze. Stabilita stojí je větší u lidí s větší hmotností a nižšího vzrůstu. Plocha kontaktu s podložkou je při tuhých tělesech neměnná, ale při lidském těle dochází ke změnám, které jsou podmíněny polohou jednotlivých segmentů. K statickým a dynamickým strategiím můžeme přiřadit i "postojové" a "vzpřimovací reflexy" (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2001). Žádná aktivně udržovaná poloha nemůže být dokonale nehybná. Při poruchách posturálně-rovnovážných reakcí dochází ke snížené schopnosti posturálního nastavení a reaktivity, ale při dobrém řízení

posturálních funkcí se tato porucha nemusí tak rychle projevit (Aruin, 2003). S posturální stabilitou úzce souvisí i hluboký stabilizační systém páteře, který zajišťuje pevnost páteře při dynamickém i statickém zatížení (Kolář, 2006).

Kromě aferentních informací z krátkých extenzorů šije, které jsou spíše svaly zajišťující rovnováhu, jak svaly pohybu, mají na udržování stability významný vliv aferentní informace z plosky nohy. Při vyřazení optické kontroly mají labyrintový aparát a mechanoreceptory nohy srovnatelnou úlohu a proprioreceptory nohy získávají na důležitosti v řízení vzpřímeného stoje při vyřazení zmíněných mechanoreceptorů (Yatsuda, Nakagawa, Inoue, Iwamoto, & Inokuchi, 1999).

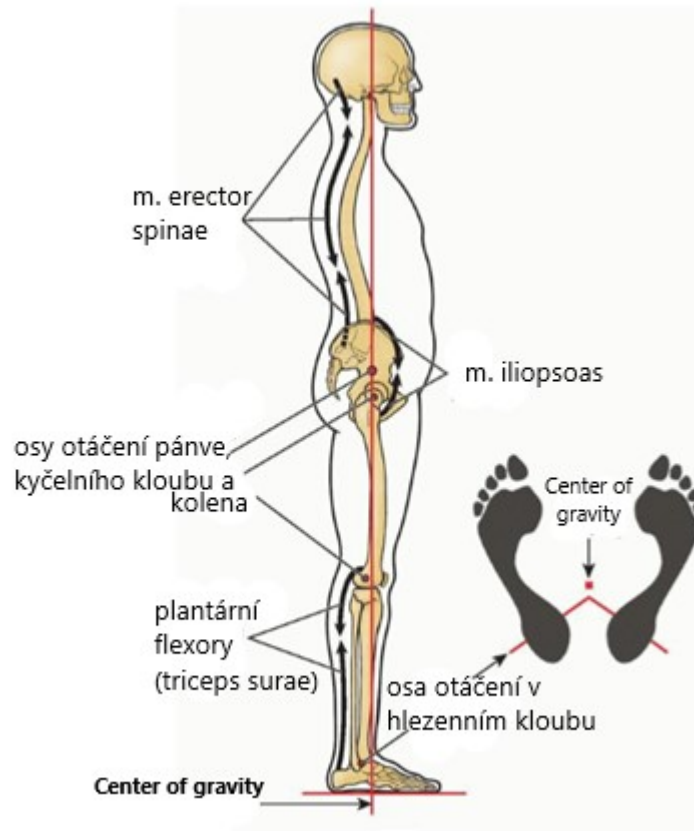
1.6 Center of pressure, Center of gravity, Center of mass

Center of pressure (CoP) je působištěm vektoru vertikální reakční síly podložky. Jeho polohu lze vypočítat z hodnot reakční síly naměřených v rozích silové plošiny, nebo vypočítat jako vážený průměr všech tlaků snímaných senzory přímo z opěrné plochy (Palmieri et al., 2002; Vařeka, 2002; Winter, 1995). Při měření jednou detekční plochou, nebo pomocí měřících vložek lze stanovit pouze celkové center of pressure (CoP_{net}). Při měření dvěma plošinami je dostupné CoP pro každou nohu zvlášť (Vařeka, 2002). I během zdánlivě statického stoje není kontrakce svalů konstantní a dochází ke změně polohy společného těžiště segmentů těla a změně polohy CoP. V stoji, kdy jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou, je CoP pod oběma chodidly. Odráží to neuromuskulární kontrolu svalů kolem hlezenního kloubu. CoP se pohybuje vpřed a vzad v závislosti na poloze – center of gravity (CoG), od aktivity svalů bérce a také svalů, které vykonávají inverzi a everzi nohy (Palmieri et al., 2002; Věle, 2006). Na přesnou polohu CoP má vliv i rozložení hmotnosti mezi oběma dolními končetinami, rychlost chůze, typ nohy nebo individuální parametry chůze (Gefen, Megido-Ravid, Itzchak, & Arcana, 2002; Winter, 1995). Během oporné fáze chůze se noha dostává do kontaktu s podložkou v určitém sledu, kdy se dá sledovat trajektorie CoP (Kirtley, 2006; Perry, 2010) (Obr. 8).



Obr. 8 CoP v stojné fázi (STANCE), (upraveno dle Kirtley, 2006).

Pod CoG můžeme rozumět průmět společného těžiště do opěrné báze, která je vymezena plochou sustentačního polygonu. Do plochy opěrné báze se promítá těžiště asi do jejího středu, trochu více dozadu a lehce vpravo nebo vlevo podle toho, kterou nohu vyšetřovaný více zatěžuje (Véle, 2006). Podle Winter (1995) je CoG pasivní proměnnou, která se řídí systémem posturální kontroly (Obr. 9). CoP není v případě člověka identické s CoG, ale odráží jeho polohu. Díky tomuto vztahu je CoP využíváno jako metoda kvantifikace posturální stability. Dá se říci, že člověk se nachází ve stabilní poloze, dokud působení vektorů sil působících na člověka se promítá do opěrné báze (BS) (Nashner, 1993; Palmieri et al., 2002).

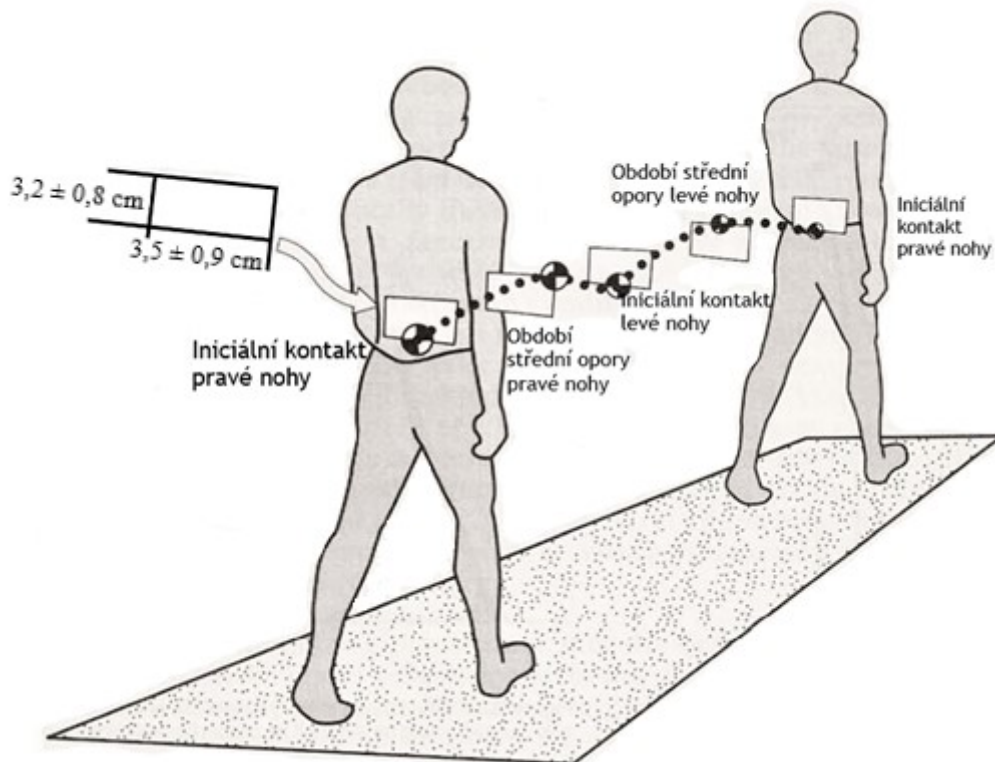


Obr. 9 CoG při uvolněném stoji s volně uloženými nohama, (upraveno dle Moore, Dalley, & Agur, 2010).

Ve vztahu ke stabilitě se využívá termín Center of mass (CoM). Je to těžiště nebo pomyslný bod, do kterého je koncentrována hmotnost celého těla. Jeho poloha je závislá na konstituci, pohlaví, věku, poloze. V tzv. základním anatomickém postoji (stoj spojnou, paže podél těla, dlaně vpřed) se celkové těžiště těla nachází přibližně ve výšce 2. sacroiliakálního obratle, u žen je to asi o 1-2% nižší než u mužů kvůli rozdílným tvarům pánve. V průběhu ontogenetického vývoje (do dospělosti) se těžiště posouvá níže. Kojenci a batolata mají větší hlavu ve srovnání s trupem a končetinami. Kvůli této disproporcionalitě hlavy k trupu se u dětí nemusí těžiště nacházet jako u dospělého čili v 55% výšky těla nad zemí, nebo ve výši 2. sacroiliakálního obratle (Kirtley, 2006). Těžiště těla souvisí s udržováním stability v jednotlivých polohách a během pohybu. Posturální rovnováha zajišťuje koordinaci motorických strategií, které jsou potřebné ke stabilizaci CoM vůči BS, čili držení těžiště v limitech stability (Mancini & Horak, 2010).

CoM opisuje při chůzi trajektorii ve tvaru plynulé sinusoidy v sagitální a horizontální rovině. Trajektorie CoM závisí na recipročním střídání podpůrné role pravé a levé končetiny, kdy se tělo musí posunout z jedné strany na druhou. Končetiny také mění svislé postavení mezi

dvouoporovým a jednooporovým obdobím, což vede k pohybu CoM nahoru a dolů (Collins, 2008; Perry & Burnfield, 2010) (Obr. 10). Výše bylo uvedeno, že CoM se v energeticky optimálním modelu bipedální chůze pohybuje plynule po sinusoidě s nízkou amplitudou. Amplituda vertikálního posunu je $3,2 \pm 0,8$ cm, v medio-laterálním směru v průměru $3,5 \pm 0,9$ cm. Tyto hodnoty se mohou lišit v závislosti na rychlosti chůze, pohlaví a tělesné konstituci (Perry & Burnfield, 2010).



Legenda: normální dráha CoM (černo/bílý kruh) je znázorněna krokem začínajícím pravou nohou, z nízké pozice CoM v dvouoporovém období (iniciální kontakt pravé nohy), CoM se pohybuje nahoru a do stran (období střední opory pravé nohy), klesá do druhé nízké pozice (iniciální kontakt levé nohy), stoupá znovu na vrchol (období střední opory levé nohy) a opět klesá (druhý iniciální kontakt pravé nohy). Amplituda vertikálního posunu je $3,2 \pm 0,8$ cm, v medio-laterálním směru v průměru $3,5 \pm 0,9$ cm.

Obr. 10 Trajektorie CoM při chůzi, (upraveno dle Perry, 1992).

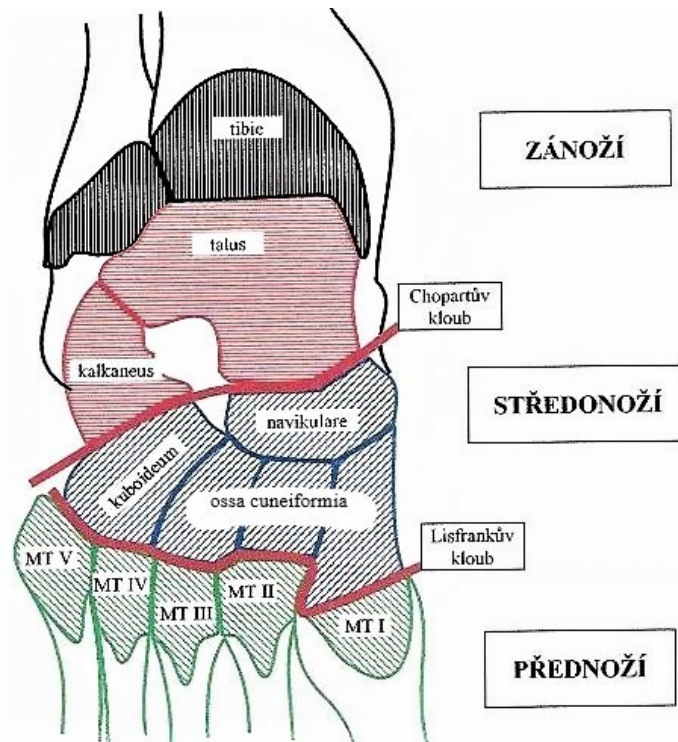
1.7 Vliv osového orgánu na dolní končetinu

Posturální systém funguje jako celek, takže postavení dolních jakož i horních končetin má vliv na osově postavení orgánu nebo naopak postavení orgánu na osu těla. (Bačová et al., 2015;

Jebavý et al., 2016). Femur s tibií tvoří dlouhou vertikální páku, oproti které stojí talus. Rotace femuru se vestoje přenáší až na postavení nohy, a naopak postavení nohy se přes lýtko přenáší až na pánev. Podle Kapandjiho (1975) pohyby v kyčli ovlivňují funkci nohy. Pokud je ve stoje femur rotovaný venku, patela směřuje k malíčku a noha má tendenci k supinaci, podélná klenba se zvyšuje. Pro udržení stability stoje je nutná schopnost fixace poloh kloubů na dolní končetině. Ta se dosahuje v proximodistálním směru třemi způsoby: 1. snižováním počtu os v kloubech distálním směrem, 2. tvarováním kostí, 3. zpevněním kloubů mediálními a laterálními vazy (Véle, 2006).

1.8 Kineziologie nohy

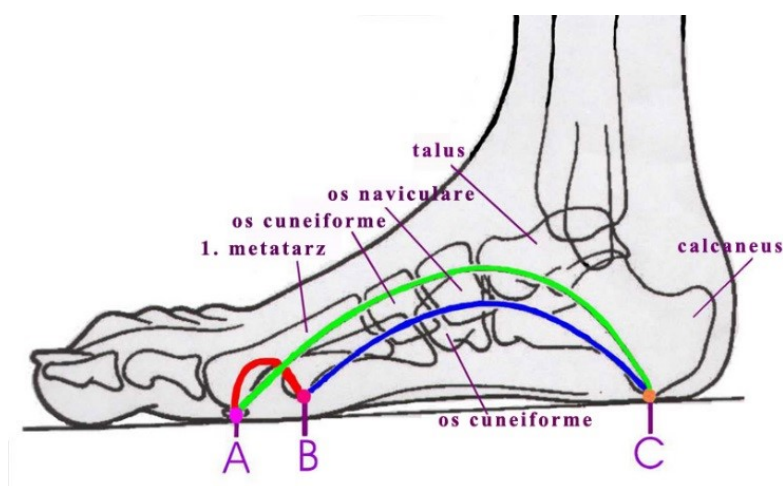
Noha umožňuje dotyk těla s terénem, po kterém se pohybujeme. Je přizpůsobena na lokomoci ve stoje a je schopna aktivně "absorbovat" terénní nerovnosti a zajišťovat tak potřebnou oporu pro lokomoci na nerovném terénu. Mechanické nárazy, které při lokomoci vznikají a přenášejí se mechanicky na vyšší segmenty, kde jsou dále tlumené pružnou páteří (Véle, 2006). Anatomickým termínem "noha", označujeme část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Noha se skládá z 26 kostí, 33 kloubů, 107 vazů a 19 svalů. Je bazálním článkem lidského těla, který je potřebný pro lokomoci, ale také je i důležitým senzitivním receptorem, jehož stav se projevuje i odpovědí posturální aktivity. Lidská noha se změnila v průběhu fylogenetického vývoje na nosnou strukturu. Prošla regresí volných elementů a zvětšením stabilních částí chodidla. 26 kostí tvořících lidskou nohu je uspořádáno v tarsus, metatarsus a články prstů (Riegerová, Přidalová, & Ulbrichová, 2006). Nohu můžeme podle linií Chopartova a Lisfrankova kloubu rozdělit na 3 funkční části: zánoží (calcaneus, talus), středonoží (os naviculare, os cuboideum, 3 ossa cuneiformia) a přednoží (5 metatarzů, 14 falangů), (Obr. 11) (Vařeka & Vařeková, 2003).



Obr. 11 Funkční dělení nohy, (upraveno dle Kolář et al., 2012).

Hmotnost těla se přenáší prostřednictvím hlezenního kloubu na nohu, kde se rozkládá do čtyř míst v oblasti kontaktu s podložkou, kterými jsou: dva body pod patou, hlavička I. metatarzu a hlavička V. metatarzu. Mezi těmito body vznikají tři vyklenutí (Obr. 12), a to:

- podélná vnitřní klenba: od paty k hlavičce I. metatarzu;
- podélná vnější klenba: od paty k hlavičce V. metatarzu;
- příčná klenba: mezi hlavičkami I. a V. metatarzu.



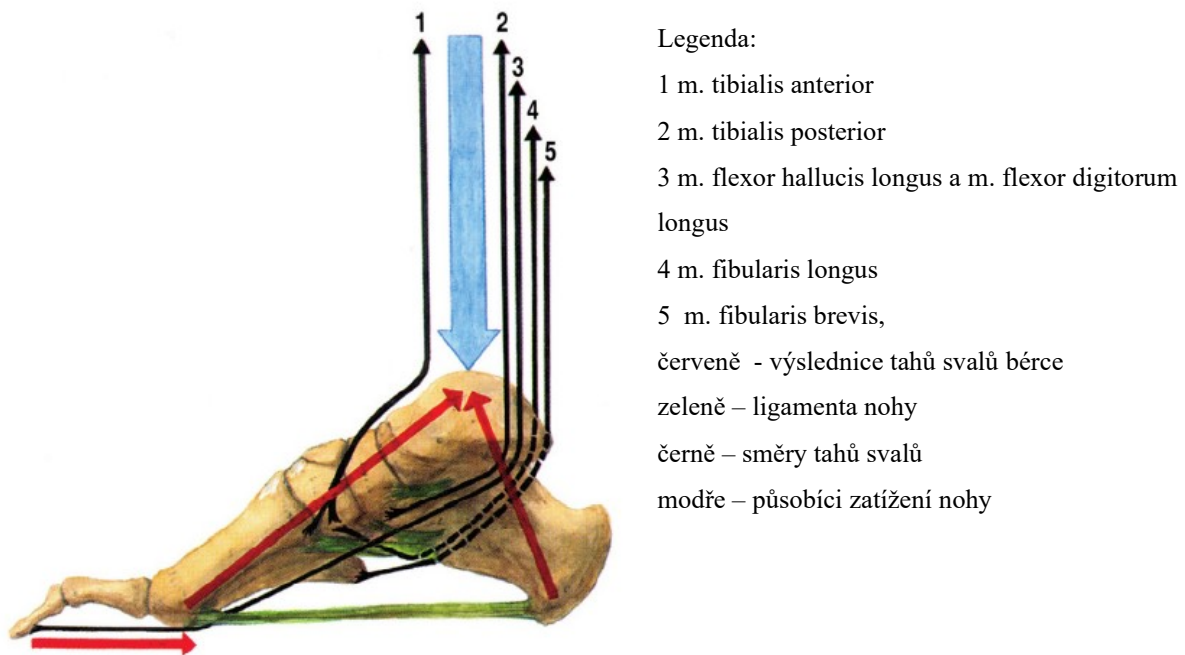
Obr. 12 Klenby nohy A-příčná klenba, B-vnitřní podélná klenba, C-vnější podélná klenba, (zdroj: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_I/pics/obr-31.jpg).

Vytvoření podélné a příčné klenby nohy umožnilo pružnou lokomoci a ztlumení otřesů vznikajících při kontaktu nohy s podložkou, aby nebyly v plné intenzitě přenášeny na životně důležité orgány. Podélná klenba je dána vyšším mediálním obloukem, který tvoří tři mediální paprsky spojující talus, ossa cuneiforma, 1. až 3. metatarsus a články 1. až 3. prstu. Laterální oblouk je nižší, méně rigidní, je tvořen dvěma laterálními paprsky, které spojují calcaneus, os cuboideum, metatarzy a články 4. - 5. prstu. Podélná klenba nohy je primárně udržována systémem početného vazivového aparátu a plantární aponeurózou a sekundárně krátkými a dlouhými svaly v oblasti bérce a nohy, které se zapojují především při dynamickém zatížení. Palec je umístěn v ose nohy, pohybuje se především ve vertikální rovině, pohyb do stran je poměrně omezený (Simoneau, 2010; Watkins, 1999).

Příčná klenba je podmíněna tvarem a uspořádáním ossa cuneiformia a proximálních metatarzů. Jejím úkolem je poskytovat ochranu měkkým strukturám v plosce nohy a částečně absorbovat síly, vznikající při přenosu tělesné hmotnosti. Druhý a třetí cuneo-metatarsální kloub jsou stabilními částmi přednoží. Zůstávají v původním nastavení i při poklesu příčné klenby, zatímco okrajové metatarzy přecházejí do elevace. Na tvaru klenby závisí nášlapná plocha chodidla. Díky elasticitě klenby nohy a změnám zakřivení se může noha adaptovat na nerovnosti terénu, přenášet hmotnost těla a zajišťovat pohyb. Jakýkoliv patologický stav, který zvětší nebo zmenší zakřivení klenby, vážně zasahuje do opory těla. Obzvláště při běhu a chůzi. (Riegerová et al., 2006). Typickým znakem lidské nohy se stala mobilita palce na úkor dokonalého přenosu tělesné hmotnosti. Formování klenby nohy je ukončeno kolem 6. roku života. Od tohoto věku by měla noha fyziologicky fungovat jako noha dospělého jedince (Poděbradská, 2018).

Podle Riegerové et al. (2006) je funkce klenby založena na principu klínu. Oblouk nese sám sebe, bez nosného sloupu uprostřed. Na vrcholu klenby se nacházejí tři klínovité kosti. S rostoucí zátěží se klíny více do sebe vklíní a zajišťují tak stabilitu. Dalším principem uplatňujícím se při klenbě nohy je princip spirály, kde torze drží klíny pohromadě. Zaklínění je silnější díky protichůdnému sešroubování (torzi) zadní a přední části nohy (Larsen, 2020). Z dynamického hlediska se dá přirovnat klenba nohy ke střeše, kde jsou krokve udržovány v požadovaném postavení kleštinami. Tento model demonstruje schopnost nohy odolávat dynamickým změnám při měnícím se zatížení během chůze či kontrole polohy těžiště ve stoje (Vařeka & Vařeková, 2009; Riegerová et al., 2006).

Podle Kapandjiho (2011) nejde o klenby v stavitelském slova smyslu, kdy pod klenbou rozumíme nehybný statický útvar nesoucí svou konstrukcí hmotnost nad sebou. Oblouky klenb nohy jsou udržovány tahem aponeuróz a svalů (Obr. 13).

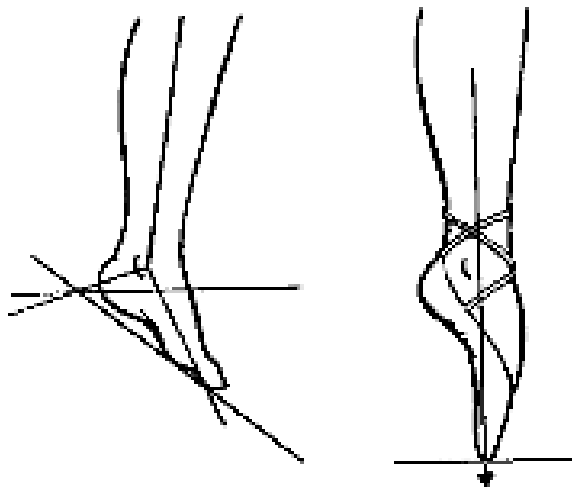


Obr. 13 Svaly a ligamenta, které udržují klenbu nohy, (zdroj: https://medicina.ronnie.cz/img/data/clanky/galerie//8828_1.jpg).

Seringe a Wicart (2013) vysvětlují biomechaniku nohy tak, že považují celou kostru nohy i s ligamenti a svalovým aparátem za jeden celek. Tento celek přirovnávají k destičce (lamina pedis), která tvoří funkční jednotku nohy. Tato destička je stočená podél osy tak, že ve své přední části je vodorovná (mezi metatarzami) a vzadu se vytáčí navenek. Tím leží vnější hrana destičky na podložce a vnitřní hrana se zvedá do kolmé osy, odpovídající patní kosti. Tímto lze dobře vysvětlit vliv osy patní kosti na výšku podélné klenby.

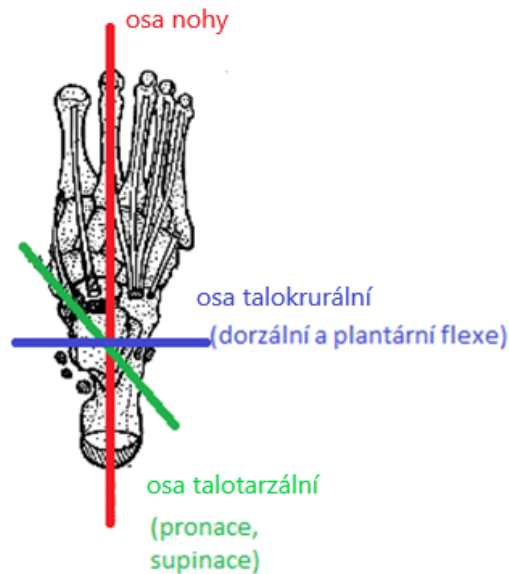
1.8.1 Pohyby v kotníku

Dorzální flexe je pohyb planty ze středního postavení směrem k bércei nebo stoj na patách. Má rozsah 20-30°. Plantární flexe je pohyb planty opačným směrem, jinak řečeno stoj na špičce, v rozsahu asi 30-50°. Dorzální a plantární flexe se dějí v talokrurálním a v subtalárním kloubu. Plantární flexi doplňuje při uvolněných intertarzálních kloubech inflexe přednoží, takže přední část nohy se dostává zcela do pokračování osy holeně (noha baletky) (Obr. 14).



Obr. 14 Plantární flexe v kotníku, stoj na špičce, (upraveno dle Lánik, 1990).

Abdukce je pohyb nohy kolem vertikální osy směrem ven. Addukce je pohyb nohy kolem vertikální osy dovnitř. Rozsah mezi abdukci a addukcí je asi 35-45° při extendovaném koleni. Při flektovaném koleni se zvětšuje, a ještě větší je při současné rotaci v kyčli. Pronace a supinace jsou komplexní pohyby okolo osy subtalárních kloubů, které probíhají šikmo z laterální strany zdola a zezadu na mediální stranu dopředu a nahoru. Na fibulární straně vstupuje do kalkanea, jde přes horní část sinus tarsi a vychází trochu laterálně od caput tali (Obr. 15). Pronace nohy je rotační pohyb planty kolem podélné osy nohy laterální cca 15°, když se zvedá malíčková strana nohy a palcová zůstává na podložce. Klenba nohy se tehdy snižuje. Supinace je rotační pohyb planty kolem podélné osy nohy mediální cca 35°. Palcová strana se zvedá od podložky a malíčková zůstává na zemi. Klenba nohy se tehdy zvyšuje. Inverze je addukce spojená se supinací a everze je abdukce spojená s pronací (Tichý, 2000; Véle, 2006).



Obr. 15 Osy nohy, (upraveno dle Lánik, 1990).

1.8.2 Svaly nohy

Svaly pro funkci nohy můžeme rozdělit do dvou skupin. Na dlouhé vnější svaly (extrinsic muscles), které jsou lokalizovány v oblasti lýtky a holeně a krátké, vnitřní svaly (intrinsic muscles), které jsou v oblasti vlastní nohy. Tyto drobné svaly nastavují profil nohy při iniciaci vzpřímeného držení těla. Vnější svaly nohy slouží rovněž k udržování stabilní polohy ve vzpřímeném postoji, který je doprovázen neustálým kolísáním mezi supinací, pronací, flexí a extenzí nohy. Do přední skupiny lýtkových svalů patří: m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus, m. peroneus longus a m. peroneus brevis. Při kontaktu nohy s podložkou je brzděn pád špičky nohy aktivitou mm. peronei, aby noha dopadla na patu a ne na špičku. Zadní skupinu lýtkových svalů tvoří m. triceps surae, m. gastrocnemii, m. soleus, m. plantaris, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a tyto svaly se podílejí při chůzi na odvíjení nohy, když se palec jako poslední zvedá ze země. Při lokomoci je m. triceps surae hlavním „motorem chůze“. Skupinu krátkých svalů tvoří: m. extensor digitorum brevis, m. flexor digitorum brevis, m. quadratus plantae, mm. lumbricales pedis, mm. interossei pedis, m. extensor hallucis brevis, m. abductor hallucis, m. flexor hallucis brevis, m. adductor hallucis (Véle, 2006).

1.9 Faktory ovlivňující funkci nohy

Celá dolní končetina tvoří funkční i anatomickou jednotku. Proto jakékoliv změny v oblasti kyčelního kloubu a kolene se projevují i v oblasti nohy a je tomu tak i naopak. Při pohybech jako je chůze, vstávání, udržování rovnováhy, ale i při samotném stožení je důležitá úloha chodidla. Svaly distálně od kolene jsou zodpovědné za postavení chodidla (Véle, 2006; Votava, 2002). Aby mohla noha své funkce zastávat, musí být dostatečně pevná (kosti a vazivo), pohyblivá (svalová koordinace a síla) a vnímavá (propriocepce, exterocepce). Tyto komponenty se navzájem ovlivňují (Hermachová, 1998). Pokud nejsou všechny komponenty nohy v souladu, dochází k patologickým odchýlkám a dochází pak i k porušení funkce nohy (Levinger et al., 2010).

Mezi hlavní faktory, které ovlivňují funkci nohy, patří zejména vyřazení přirozených podnětů potřebných pro správný vývoj chodidla, změny terénu, po kterém se člověk pohybuje (rovné podlahy bez dráždivých podnětů na plochu nohy), nošení obuvi. To vše vede v dnešní době k častějším funkčním poruchám nohou (Kapandji, 2011). Funkci nohy, hlavně v souvislosti se zvýšenou sportovní činností ovlivňuje také morfologická stavba nohy (Riegerová et al., 2006). Rozlišujeme 3 morfologické typy nohou: nohu Antickou, Egyptskou a Kvadratickou. Nohu Antickou charakterizuje delší druhý a někdy i třetí prst než palec. U Egyptské nohy je délka prstů menší než u palce a postupně se snižuje od prvního prstu až po poslední. Má velkou plochu doteku prstů, a proto i předpoklad menšího přetížení. Je typická pro evropskou populaci. U kvadratické nohy jsou první tři prsty v rovině. Kvadratická noha je nejvíce náchylná z hlediska mechanického přetížení a běžně tento typ nohy můžeme pozorovat u žen z Latinské Ameriky (Cain, Nicholson, Adams, & Burns, 2007; Gurney, Kersting, & Rosenbaum, 2009).

Genetická a rodinná zátěž má na rozvoj deformit a funkčních poruch rovněž vliv. Často můžeme v rodinné anamnéze zjistit podobné deformity u přímých předků jedince. Nadváha způsobuje přetížení celé nohy a u predisponovaných pacientů vede k rozvoji deformit. Zvláštní jednotkou je vznik bolestivých deformit během těhotenství, které jsou způsobeny zvýšenou laxitou vaziva v těhotenství a zároveň náhlým zvýšením hmotnosti. Tento typ má však dobrou prognózu (Rapi, 2016). Stav a funkci nohy ovlivňují také vnitřní faktory - stav tkáně, periostu, dolních končetin, páteře a nakonec i celého organismu. V souvislosti s etiologií funkčních poruch nohou je třeba zmínit i funkční svalový řetězec, kde os chodidla, fibuly a m. biceps femoris je v nejbližším vztahu přes m. gluteus maximus a m. rectus abdominis k předsazenému držení těla a přes pánevní dno k hlubokému stabilizačnímu systému (Lewit, 2003).

1.9.1 Vliv klenby na nohu

Udržení podélné a příčné klenby závisí na 3 faktorech: kostní architektice (morfologie nohy dána délkou metatarzů spolu s délkou článků prstů uspořádaných do dvou klenbových oblouků), ligamentózním systémem, svalech nohy a bérce. Při statické zátěži je noha držena ligamentami, při dynamické zátěži se přidává svalová činnost. K svalům ovlivňujícím stav nohy patří jednak skupina svalů bérce, dlouhé svaly nohy, které přecházejí z bérce na dorzum nohy a chodidlo, krátké svaly nohy, probíhající z tarzálních, případně metatarzálních kostí na články prstů. Význam svalů roste při dynamickém zatížení nohy. Na vývoj posturální funkce fázických svalů je vázána morfologická zralost nebo nezralost skeletu. Z fylogenetického hlediska je klenba nohy mladým útvarem stejně jako osový orgán, proto je labilní a poměrně zranitelná. Její poruchy patří k nejčastějším ortopedickým vadám vůbec. Neadekvátní maximální fyzická zátěž, stejně jako zátěž nedostatečná, jsou vždy pro plosku nohy rizikové (Kolář et al., 2009; Riegerová et al., 2006).

K deformitám předonoží, které mohou ovlivňovat funkci nohy, patří i vyosení palce (valgozita, varozita) a s tím související pronace postavení předonoží. Pronace postavení předonoží, se projevuje zatěžováním mediálního okraje nohy a přetížením podélné klenby nohy. Změny v oblasti předonoží ovlivňují rozložení vertikální síly v jednotlivých částech nohy, což se následně negativně projevuje na stavu podélné klenby, v reaktivitě a pružnosti nohy. Další deformitou je například i vyosení malíčku, která zapříčiňuje rozšíření přední části nohy (nestejná šířka levé a pravé nohy). Poruchy kinetických funkcí nohy, jako statická – stoj, a dynamická - pohyb člověka ve smyslu odvíjení nohy a ochrany měkkých částí nohy, vede ke změnám kroku a stereotypch chůze jedince a k modifikacím jeho motorických předpokladů. Tyto změny se pak odrážejí na stavu pohybového aparátu na dolních končetinách, v oblasti pánve a v dolní části trupu. Tato závislost platí i naopak (Riegerová et al., 2006).

1.9.2 Vliv postavení kyčelního a kolenního kloubu na nohu

Postavení hlavice femuru ovlivňuje postavení nohy a její podélné klenby (Véle, 2006). Podle Kapandjiho (1975) má noha ve stoji při extrarotaci femuru tendenci k supinaci a podélná nožní klenba se zvyšuje. Při intrarotaci má noha tendenci k pronaci a nožní klenba se snižuje.

Z anatomicko – funkčních vztahů kloubů dolní končetiny vyplývá, že flexe v kolenním kloubu zatížené dolní končetiny (uzavřený kinematický řetězec) by měla být spojena s vnitřní rotací bérce a pronace / everze paty. Při objektivním vyšetření se proto dá očekávat prokazatelný

rozdíl v rozložení tlakových sil pod plantou při flexi a extenzi kolene. Při flexi dojde k přesunu zatížení mediálním směrem proti kolenu v extenzi (Vařeka, 2004).

1.9.3 Vliv struktury a funkce nohy na distribuci plantárních tlaků

Plantární tlak a jeho velikost je ovlivňována mnoha faktory. Tyto faktory mohou být strukturální nebo funkční. Podíl vlivu struktury a funkce nohy na distribuci plantárního tlaku je přibližně 50 %, ale jejich míra vlivu se v jednotlivých regionech nohy liší. Struktura nohy má dominantní vliv ve střední oblasti planty a pod prvním metatarzem, ale v oblasti paty a palce jsou významné obě složky (Morag & Cavanagh, 1999).

Výška klenby je přímo úměrná maximální hodnotě tlaku (PP). Větší množství měkkých tkání pod patou vede rovněž k redukcí tlaku v této oblasti nohy (Morag & Cavanagh, 1999).

Velikost tlaku v oblasti střední části nohy ovlivňuje struktura nohy, hmotnost jedince a věk. Rovněž velký vliv má velikost klenby nohy. Čím je klenba nižší, tím větší je kontaktní plocha a vyšší hodnota maximálního tlaku. Velikost tlaku pod střední částí nohy může ovlivňovat i pasivní rozsah everze v kotníku. Větší rozsah redukuje tlak pod střední částí nohy (Morag & Cavanagh, 1999).

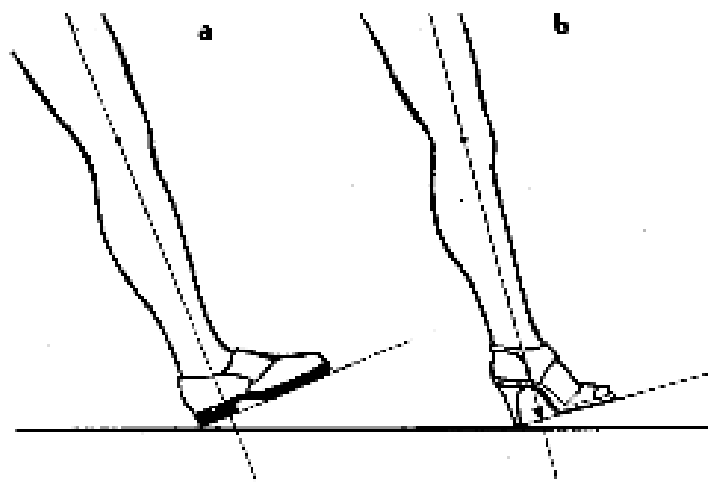
Silnější aktivace m. gastrocnemius ke konci stojné fáze může způsobit větší tlak pod prvním metatarzem. Na tlaky v předonoží mohou mít také vliv snížená pohyblivost talocalcaneonavikulárního kloubu, větší úhel v Chopartově kloubu a kratší druhý metatarz (Morag & Cavanagh, 1999). U obézních lidí byla zjištěna větší šířka předonoží a vyšší plantární zatížení během stoje a chůze. Největší rozdíl v zatížení byl u o obézních osob nalezen pod podélnou klenbou a hlavičkami metatarzů (Hills, Henning, McDonald, & Bar-Or, 2001).

2 Současný stav poznání vlivu obuvi na vysokém podpatku na člověka

V moderní společnosti je možné u žen pozorovat tendenci nosit obuv na vysokém podpatku – high heels shoes (HH), které způsobují výrazné změny v dynamice a kinematice chůze, mění silové profily a motorickou kontrolu (Cowley, Chevalier, & Chockalingam, 2009). HH jsou definovány jako boty, kde je pata vyšší než přední část boty, někdy i více než o 10 cm (Cronin, 2014). Ebbeling, Hamill a Crussemyer (1994) považují již podpatek vysoký 5 cm za takový, který výrazně zasahuje do stereotypu chůze. Podle American Podiatric Medical Association (2003) nosí denně HH 37-69 %, což představuje velkou část ženské populace.

2.1 Rozložení plantárních tlaků v obuvi s vysokým podpatkem

Při nízkém podpatku se odraz může plně uskutečnit, a proto umožňuje při zrychlení chůze prodlužovat kroky. Těžiště těla zatěžuje nohu v oblasti Chopartova kloubu, čímž se usnadňuje chůze se vzpřímeným trupem (Lánik, 1990). Při HH, tak jako při chůzi po špičkách se těžiště posouvá dopředu až do oblasti Lisfrankova kloubu (Obr. 16), zvyšuje se tak tlak na metatarzální oblast a pata se odlehčuje (Burnfield, Few, Mohamed, & Perry, 2004; Mandato & Nester, 1999).



Obr. 16 Došlap v různých typech obuvi; A- padání těžiště v obuvi s nízkým podpatkem, B- dostup chodidla v botě na vysokém podpatku, (upraveno dle Lánik, 1990).

CoP závisí na vnějších faktorech: na sklonu opěrné plochy, na jejím profilu a třecích vlastnostech podložky a obuvi (Gross et al., 2013). CoP se pohybuje vpřed a vzad podle polohy CoG a dle aktivity svalů bérce (Nyska, McCabe, Linge, & Klenerman, 1996; Véle, 2006; Yung-Hui & Wei-Hsien, 2005). Při chůzi naboso se CoP přenáší ze středu paty, po vnější straně chodidla k pátému prstu a přes bříška prstů k palci nohy. Noha vykonává funkci dvouramenné páky, kde delší přední rameno je rameno břemene a zadní kratší rameno – patní kost je rameno síly. Délka těchto dvou ramen je ovlivněna obuví. Poměr ramen lze ovlivnit výškou podpatku: čím vyšší je podpatek, tím více se rameno břemene v poměru k ramenu síly zkracuje. HH znemožňuje došlap na patu, nedovoluje chodidlu postupně se přivínout k zemi, a navíc je v plantární flexi. Čím je podpatek vyšší, tím je přední část nohy více přetížena (Nyska et al., 1996; Soames & Clark, 1985) (Obr. 17). Větší tlak v oblasti předonoží, oproti patní části popisuje Schwartz, Heath, Morgan a Towns (1964) již při 5 cm vysokém podpatku. Posun tlakových sil směrem dopředu a tlak na předonoží popisuje většina vědeckých studií zaměřených na CoP v HH (Cong, Cheung, Leung, & Zhang, 2011; Hong, Lee, Chen, Pei, & Wu, 2005; Mandato & Nester, 1999; Nyska et al., 1996; Snow, Williams, & Holmes, 1992; Yung-Hui & Wei-Hsien, 2005). To podle Cowley et al. (2009) znamená, že HH způsobují přenos hmotnosti směrem dopředu.



Obr. 17 Poloha chodidla v botě na vysokém podpatku, (zdroj: <http://www.treehugger.com/High-Heeled-Shoes.php>).

Výsledky mnoha studií poukazují na to, že HH zvyšují maximální tlak (maximum peak pressure), celkový tlak (total pressure) a trvání tlaku (duration of pressure), tedy délku kontaktu nohy se zemí pod chodidlem během chůze (Burnfield et al., 2004; Snow et al., 1992; Yung-Hui & Wei-Hsien, 2005). Podle Li, Wang, Crompton a Gunther (2001), mechanismus přenosu hmotnosti se děje nejen v anteriorním, ale i mediálním směru. Průměrné tlakové hodnoty jsou při HH pod hlavičkou 1. a 2. metatarzu a dokonce se zdvojnásobují. Laterální část předonoží pod ostatními třemi hlavičkami se uvolňuje a klesá k nule. Podle Nyska et al. (1996) se zkracují i silově-časové parametry (force time integral) laterální části chodidla oproti 1. hlavičce metatarzu. V HH se oproti chůzi s nízkým podpatkem prodlužuje stejná fáze, čehož důsledkem je prodloužený čas kontaktu nohy s podložkou (Lee, Jeong, & Freivalds, 2001). Nyska et al. (1996) dále uvádějí, že v HH se v oblasti hlavičky 1. metatarzu zvyšují tlakové parametry (pressure time integral) o 35 %. Yung-Hui a Wei-Hsien (2005), poukazují na nárazovou sílu (impact force) během chůze vlivem HH. V několika studiích se zaznamenalo i konzistentní zvýšení vertikální, anteroposterorní a mediolaterální reakční síly podložky (ground reaction force - GRF) v souvislosti se zvýšeným podpatkem ve stoje i během chůze (Cronin et al., 2012, Hong et al., 2005; Stefanyshyn, Nigg, Fisher, O'Flynn, & Liu, 2000; Yung-Hui & Wei-Hsien, 2005). Větší GRF způsobují větší zpomalení CoM, což má za následek zvýšení maximální propulze (peak propulsive force) (Stefanyshyn et al., 2000).

Se zvyšujícím se podpatkem se dorzální flexe během chůze zmenšuje. Při 7,62 cm vysokém podpatku je dorzální flexe v hlezenním kloubu téměř nulová (Ebbeling et al., 1994). Kotník se nemůže dostat z pozice z plantární flexe dokonce ani ve švihové fázi (Cowley et al., 2009). Úhel everze chodidla v subtalárním kloubu se podle Ebbeling et al. (1994) zvyšuje právě až do výšky 7,62 cm. Při této výšce podpatku se už everze snižuje, což se připisuje zvýšené činnosti perimaleolárních svalů, které se snaží udržet stabilitu v kotníku, ale i peroneálních svalů, které jsou v neustálé izometrické aktivitě. V HH má hlezenní kloub větší volnost pohybu ve frontální rovině (a je tedy méně mechanicky stabilní) kvůli snížené kloubní úrovni kongruence mezi talem a tibiofibulárním kloubem.

Různé problémy s HH souvisí i s vlastnostmi boty – šířka špičky, podpatku, tvrdost podešve a i. (Y. Luximon, Cong, A. Luximon, & Zhang, 2015). HH mají často úzkou špičku, tuhou patní část a zakřivenou plantární oblast. To vše nepříznivě ovlivňuje chodidlo a má daleko k přirozenému pohybu nohou. Moderní špičatá obuv způsobuje deformity prstů, vbočený palec, vybočený malíček nebo kladívkové prsty, tlačí na hlavičky metatarzů, nedovolí příčné klenbě chodidla uvolněné uložení do šířky čili ani optimálnímu odvíjení chodidla při chůzi (Paiva de

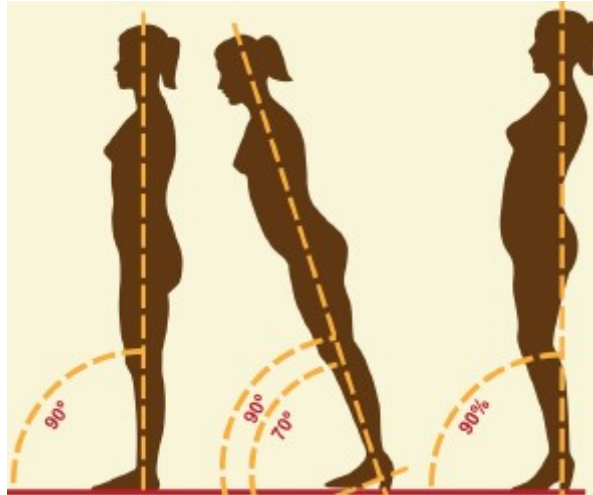
Castro, Rebelatto, & Aurichio, 2009). Branthwaite, Chockalingam a Greenhalgh (2013) doporučují raději nosit obuv s kulatou špičkou, která více odpovídá anatomickému tvaru chodidla. Při výběru pohodlné obuvi má význam nejen šířka obuvi, ale i tvar přední části boty. Podle Branthwaite et al. (2013) je v obuvi s kulatou špičkou hodnota plantárního tlaku, stejně jako časového integrálu tlaku nejnižší v mediální oblasti chodidla. Při obuvi se špičatou špičkou je snížen tlak v oblasti laterální části chodidla a prstů. Celkově byly vyšší hodnoty tlaku naměřené v obuvi s úzkou špičkou než v okrouhlé, která více odpovídá anatomickému tvaru chodidla. Podle Broch, Wyller a Steen (2004) má noha v HH často tendenci sklouznout distálním směrem, protože se nositelka snaží udržet botu, které chybí horní část boty. Proto dochází ke kompresi mezi dotýkající se částí nohy s botou. Tato komprese může vyvolávat bolest. Některé studie dokazují, že na CoP má vliv i tloušťka podpatku. Při tenkém podpatku se centrum tlaku zvyšuje (Luximon et al., 2015). Vedle negativních účinků HH může mít tento typ obuvi i pozitivní účinek. Pozitivní efekt HH je zmíněný při diagnóze plantární fascitidy, kdy zvýšená plantární flexe v hlezenním kloubu snižuje napětí v oblasti planty (Kogler, Veer, Verhulst, Solomonidis, & Paul, 2001; Yu et al., 2008). Podle Yu et al. (2008) mohou být prospěšné při léčbě plantární fascitidy podpatky do výšky 5,08 cm. Bolest je nejčastěji v oblasti prstů, bříšek metatarzů, paty a klenby (American Podiatric Association, 2003). Podle Foster a Blanchette (2012) až 80 % žen, které nosí boty s vysokým podpatkem, mají bolesti nohou. Zjišťovaly se i účinky kontaktních vložek v HH, od kterých se očekávala rovnoměrnější distribuce tlaku na plantu a zlepšení komfortu při chůzi. Nicméně výsledky, které by potvrdily potenciál neutralizovat některé z negativních účinků HH na nohy z dlouhodobého hlediska, nebyly dostačující (Hong et al., 2005; Yung-Hui & Wei-Hsien, 2005). Wang & Li (2005) při svém výzkumu se systémem Pedar zjistili, že v HH se zvyšuje maximální tlak v oblasti palce a do oblastí 1. až 3. metatarzu a v oblasti paty a ve střední části chodidla je tlak minimální.

2.2 Boty s vysokým podpatkem a jejich vliv na držení těla

Pohyb těžiště ovlivňuje poloha dolní končetiny během krokového cyklu a opakující se pohyb dolních končetin je doprovázen pohybem páteře a horních končetin. Výsledkem tohoto pohybu je sinusoidní křivka, která má charakteristický průběh v dané rovině, který se nejvíce přibližuje správnému stereotypu chůze (Perry & Burnfield, 2010). HH tento stereotyp narušují a může za to i to, že chůze v HH není plynulá (Stefanyshyn et al., 2000).

V mnoha vědeckých pracích byly zkoumány tyto důsledky polohové změny z hlediska posturální rovnováhy. Výsledná data poukazují na reakční řetězové účinky, které se nacházejí

od dolních končetin směrem k páteři (Cronin, 2014). S výškou podpatku se zvětšuje i vertikální posun těžiště (CoM) (Obr. 18), (Annoni, Mapello, Sidequersky, Zagg, & Sforza, 2014; Lee at al., 2001).

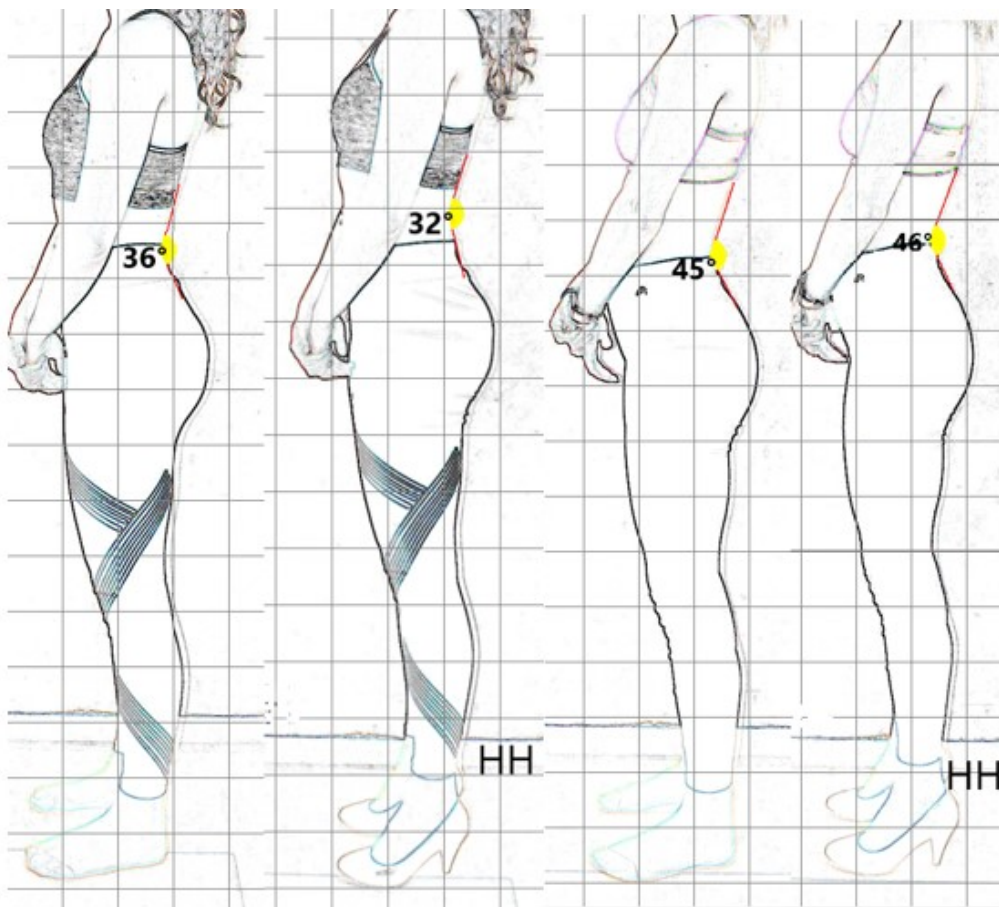


Obr. 18 Vertikální posun těžiště v HH, (zdroj:

<https://osteopathysingapore.files.wordpress.com/2015/04/angles-with-floor.png>).

Mechanismus změn v držení těla v HH nebyl ještě dostatečně pochopen a velká část studií na toto téma zůstává kontroverzní. Postavení jednotlivých úseků páteře, hlavně účinky HH na lumbální lordózu jsou nejčastějším předmětem diskuse ohledně HH (Cronin, 2014; Russell, Mühlenkamp, Hoiriis, & Desimone, 2012). Russell (2010) upozorňuje na to, že velmi rozšířený pohled, že vlivem HH dochází k prohloubení lordózy v bederní oblasti a se kterým se často setkáváme i v různých odborných publikacích, se nezakládá na podložených vědeckých výzkumech. Výsledky mnoha vědeckých studií tuto skutečnost až dogma nepotvrzují a jsou velmi často protichůdné. Upozorňuje zejména na vizuální hodnocení lordózy, která může také mýlit fyzioterapeuty (Obr. 19). Vyšetření aspektů může být ovlivněno konturami svalových tkání (Bryan, Mosner, Shippee, & Stull, 1990). Větší kontrakce gluteální oblasti, jako kompenzace překlopení pánve dozadu může být nepřesně vnímána jako zvýšená lordóza (Russell, 2010). V souvislosti s hodnocením bederní lordózy v HH vzpomíná Russell (2010) ještě další omezení a těmi jsou rozdílnost metod hodnocení a velikost vzorku studií. Většina stávajících výzkumů byla omezena na velikost výzkumného vzorku o velikosti menší než 20. Cronin (2014) ve své přehledové studii zmiňuje rovněž nesrovnalosti v dosavadních výzkumech, a sice co se týká metod hodnocení zakřivení bederní páteře, různých typů obuvi, malého množství probandů nebo změn v aktivitě břišních svalů, které mohou také ovlivnit

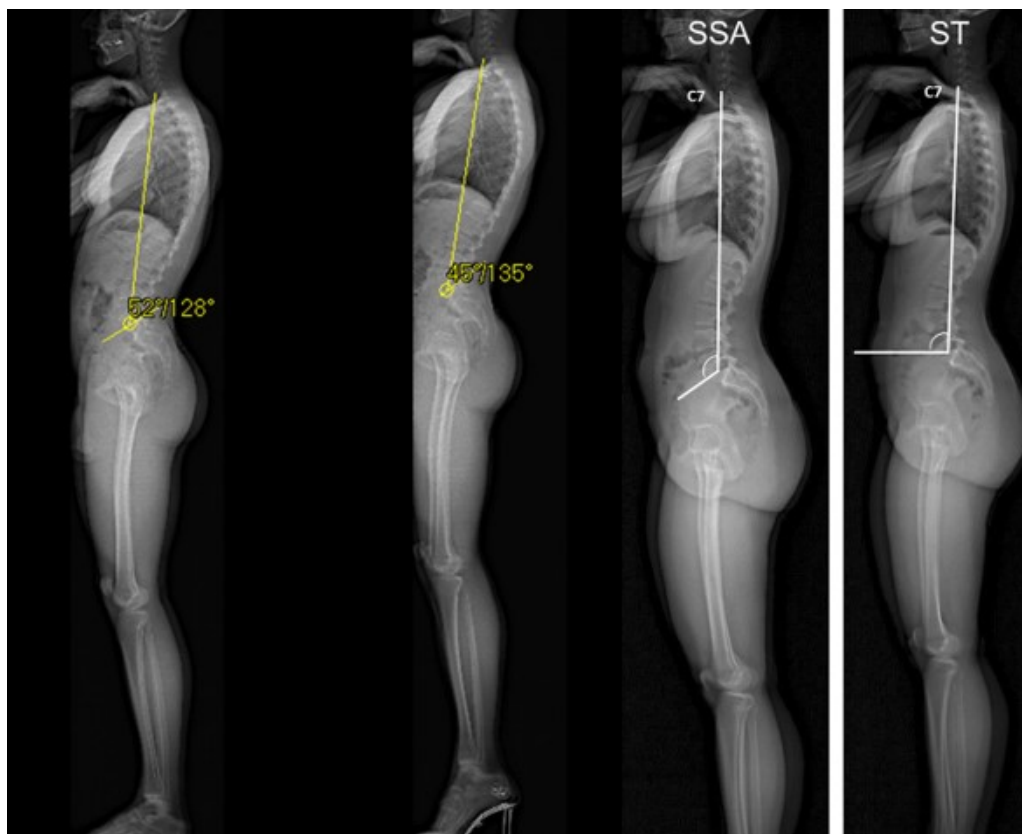
výsledky. Navíc mnoho studií bylo provedeno pouze ve stoje, takže otázka mechaniky bederní části páteře při chůzi byly těžce odvoditelné. Apeluje na potřebu najít nejvhodnější způsob, který posuzuje zakřivení bederní páteře, aby mohli být vysloveny pevné závěry. Pokud HH snižují lordózu, může dojít k dalšímu přenosu tlaku v lumbální oblasti. Naopak pokud v případě dlouhodobého používání HH dochází ke zvýšené lordóze lumbální části páteře, její doprovodnými příznaky mohou být změny ve svalech a ligamentech stejně jako potenciální zvýšení únavy a bolest (Cronin, 2014).



Obr. 19 Vizuální hodnocení bederní lordózy u probandky s normálním postavením pánve (vlevo) a probandky s anteverzí pánve (vpravo), (zdroj: Archiv autora).

2.2.1 Studie zaměřené na vliv HH ve stoje

Weitkunat et al. (2016) porovnávali pomocí radiografické analýzy držení těla v sagitální rovině ve stoje v HH a naboso (Obr. 20). Uvádí, že rozdíly úhlů krční lordózy, hrudní kyfózy a bederní lordózy, jakož i sklon pánve a sakrální úhel nebyly změněny vlivem HH.



Legenda: C7 – 7. krční obratel, SSA – spinosakrální úhel, ST – pánevní sklon, vlevo hodnocení lumbální lordózy u hlavní autorky studie v stoji naboso a v HH (navzdory celkovým výsledkům studie je na obrázku zvětšení lumbální lordózy v botách na vysokém podpatku), vpravo hodnocení sklonu pánve.

Obr. 20 Názorná ukázka radiografické analýzy za pomoci biplanárního nízkodávkového radiografického zobrazovacího systému, (upraveno dle Weitkunat et al., 2016).

Většina studií, která se věnovala vlivu HH na držení těla ve stoje, nenašla žádné rozdíly a tvrdí, že HH neovlivnily bederní lordózu a celkové zakřivení páteře (Cronin, 2014; Iunes, Monte-Raso, Santos, Castro, & Salgado, 2008; Przybył, Scienska, & Jankowicz, 2016; Russell, Mühlkamp, Hoiriis, & Desimone, 2012). Russell et al. (2012) navíc doporučuje prozkoumat účinek HH v dynamických podmínkách. V porovnání se stojem naboso popisují Opila, Wagner, Schiowitz a Chen (1988) při HH posunutí hlavy a hrudní páteře v posteriorním směru a změny celkového držení těla ve smyslu napřímení bederní lordózy, postavení pánve do retroverze,

snížení vzdálenosti mezi kolenním a kotníkovým kloubem. Autoři dále uvádějí, že je možné, že změny svalového tonu v důsledku změněného sklonu pánve mohou z dlouhodobého hlediska vést k hyperlordóze bederní páteře. Stejně Bendix, Sorensen a Klausen (1984) při HH popisují napřimění bederní lordózy. Franklin, Chenier, Brauning, Cook a Harris (1995) hodnotili ve stoji na HH úhel bederní lordózy a postavení pánve. Úhel v HH se snížil a retroverze pánve se zvětšila o 2° oproti relaxovanému stoji, kde bylo neutrální postavení pánve s předními spinami níže než zadními.

2.2.2 Studie zaměřené na vliv HH během chůze

Ve výzkumných pracích, ve kterých se zjišťoval vztah mezi HH a lumbální lordózou během chůze, se nejčastěji zmiňuje, že vlivem zvýšeného podpatku nedochází k výrazným změnám v zakřivení lumbální oblasti (Tabulka 2), (Opila-Correia, 1990a; Schroeder & Hollander, 2018; Snow & Williams, 1994). Lateur, Giacona, Questad, Ko a Lehmann (1991) porovnávali při chůzi naboso, na nízkém podpatku a s HH postavení pánve a bederní páteře. Autoři nenašli významné změny v postavení pánve ani ve velikosti lordózy. V ostatních vědeckých studiích se zmiňuje, že chůze v HH způsobuje napřimění lumbální lordózy (Baaklini et al., 2017; Kramers de Quervain, Benz, Müller, & Stüsi, 1996). Podle Baaklini et al. (2017) bolesti v bederní oblasti u žen, které nosí HH, jsou vyvolávány jinými souvislostmi jako je zvětšená lordóza. Dále ve své studii popisuje kromě napřimění lordózy v L oblasti i zmenšený úhel zakřivení v thorakální oblasti vlivem HH při samozvolené rychlosti chůze. Kramers de Quervain et al. (1996) měřili úhel svírající osu trupu s osou pánve při chůzi v HH. Popisují, že pánev se při chůzi naklání více do retroverze průměrně o 2°. Lee et al. (2001) - (HH 4,5 a 8 cm) zaznamenali prohloubení lordózy u pěti žen ve věku 20 - 30 let při přechodu ze stoje do chůze. Uvádějí, že každým zvýšením podpatku o 1 cm se flexe trupu při chůzi snižuje o 1°. Jejich metoda měření však byla kritizována (Russell, 2010).

Tabulka 2 Přehled výsledků studií zaměřených na vliv HH na lumbální lordózu.

Autoři	Použitá obuv (výška podpatku)	Stoj/Chůze	Použitá diagnostika	Výsledek
Snow & Williams (1994)	1,91; 3,81; 7,62 cm	Chůze (1,4 m.s ⁻¹)	3D kinematická analýza	0
Schroeder & Holander (2018)	rovná obuv; 7; 11 cm	Chůze (0,83 m.s ⁻¹)	Rastestereografie	0
Lateur et al. (1991)	naboso; 2,2; 8,9 cm	chůze	-	0
Baaklini et al. (2017)	naboso; 4; 10 cm	samozvolená rychlost chůze	3D analýza	↷
Kramers-Quervain et al. (1996)	naboso; 4,5; 7,5 cm	chůze	3D analýza (Vicon system)	↷
Lee et al. (2001)	naboso; 4,5; 8 cm	přechod ze stoje do chůze	neuvádí	↶
Weitkunat et al. (2016)	naboso; 9 cm	stoj	Rádiografie	0
Russell et al. (2012)	naboso; 7, 5 cm	stoj	Spinal mouse	0
Przybylo (2016)	naboso; 4; 8 cm	stoj	Zebris pointer	0
Iunes et al. (2008)	naboso; 6,5; 8 cm	stoj	videografie	0
Franklin et al. (1995)	rovná obuv; 5 cm	stoj	3D elektrogoniometer	↷
Bendix et al. (1984)	2,5; 4,5 cm	stoj	-	↷
Opila et al. (1988)	-	stoj	-	↷

Legenda: ↷ snížená lordóza, ↶ zvýšená lordóza, 0 beze změn

Podle Pezzan, Joao, Ribeiro a Manfio (2011) dochází ke zvětšení lordózy v L oblasti vlivem HH až následkem dlouhodobého nošení. Vysvětlují to dlouhodobým zvýšením svalového tonu v L oblasti, který mění sklon pánve.

Přenášející se otřes v důsledku vyšších sil v kontaktu se zemí může být přenášen do páteře a způsobovat poškození měkkých tkání, což v konečném důsledku přispívá k bolestem nohou, páteře a degenerativním kloubním onemocněním (Kerrigan, Todd, & O'Riley, 1998; Voloshin & Loy, 1994; Voloshin & Wosk, 1982).

Při vlivu HH na postavení kyčelního kloubu se také výsledky výzkumníků liší. Ebbeling et al. (1994) a Snow a Williams (1994) popisují, že flexe v kyčelním kloubu během stojné fáze chůze mezi rovnou obuví, obuví s nízkým podpatkem a HH zůstala stejná. Kerrigan et al. (1998) však uvádí větší úhel flexe kyčelního kloubu a krátkou zvýšenou aktivitu flexorů kyčelního kloubu v úvodu stojné fáze v HH. Esenyel et al. (2003) také pozorovali zvýšenou flexi kyčle v přechodu ze stojné fáze do švihové. Ve švihové fázi kroku je flexe v kyčelním kloubu mírně snížena v HH oproti obuvi bez podpatku nebo chůzi naboso (Opila-Correia, 1990a). Obecně se dá říci, že pokud jsou přítomny kinetické či kinematické rozdíly v kyčelním kloubu mezi HH a plochou obuví nebo naboso, tak jsou poměrně malé. Oproti tomu jsou rozdíly HH a „rovnou“ botou výraznější v kolenním a hlezenním kloubu. Lee et al. (2001) zkoumali velikost úhlů v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu v souvislosti s rostoucí výškou podpatku. Nejvýraznější zvětšení úhlu při došlapu bylo v hlezenním kloubu. Došli k závěru, že dochází stále k většímu omezení pohybu DK, čím je podpatek vyšší. Barkema, Derrick a Martin (2012) zjišťovali, jak výška podpatku ovlivňuje ve frontální rovině klouby dolních končetin a zaměřili se především na kolenní klouby. Zjistili, že rostoucí výška podpatku představuje větší zatížení kolena, což vede ke kinetickým změnám také v hlezenním kloubu. Dospěli k závěru, že nošení bot na vysokých podpatcích zvyšuje riziko degenerace, gonartrózy v mediální oblasti. Titchenal, Asay, Favre, Andriacchi a Chu (2015) zkoumali potencionální vliv nošení bot na vysokém podpatku u žen v souvislosti s gonartrózou. Zjistili, že časté používání bot na vysokých podpatcích v kombinaci s vyšším zatížením (hmotností) může přispívat ke zvýšenému riziku vzniku osteoartrózy u žen. I přesto, že výzkum v oblasti vlivu HH na držení těla je nesourodý, změna svalové aktivity při HH je potvrzena ve více vědeckých příspěvcích. Převážná většina studií v této oblasti uvádí zvýšenou svalovou aktivitu v dolní části zad při nošení HH, která se zvyšuje úměrně se zvyšováním podpatku (Barton, Coyle, & Tinley, 2009; Lee et al., 2001; A. Mika, Oleksy, P. Mika, Marchewka, & Clark, 2012). Barton et al. (2009) popisuje zvýšenou EMG aktivitu paravertebrálních svalů v oblasti L4-L5, ale v oblasti L1-L2 nezaznamenal žádnou změnu svalové aktivity. Mika et al. (2012) zhodnotili změny aktivity erektorů trupu a kinematiku pánve při chůzi s rovnou obuví a v botách na vysokých podpatcích u žen v mladém a středním věku. U mladších žen byly pozorovány výrazné rozdíly v aktivitě erektorů během chůze při prvním kontaktu se zemí. U žen středního věku byla výrazně vyšší aktivita vzpřimovačů v L oblasti při chůzi v botách s vysokými podpatky, z čehož vyvodili závěr, že nadměrné nošení bot s vysokým podpatkem způsobuje zvýšené svalové napětí vzpřimovačů a s přibývajícím věkem může způsobovat ještě větší problémy s páteří a bolesti. Výsledky studie Mika et al. (2012) poukazují i na změněnou aktivaci m. gluteus maximus a svalů v okolí kyčelního kloubu

vlivem HH. Lee et al. (2001) popisují významně zvýšenou aktivitu m. erector spinae v oblasti L₄ během chůze s HH, jako důsledek kompenzačních mechanismů k zajištění stability. Došli tak k závěru, že chůze v HH ovlivňuje bederní lordózu z dlouhodobého hlediska. McGill, Hughson a Parks (2000) tvrdí, že ve skutečnosti je svalová kontrakce v lumbální oblasti nízké intenzity, ale prodloužená izometrická kontrakce i nízké intenzity je spojena s přetěžováním a negativními následky na tkáň.

2.3 Rychlost chůze a zkušenosti s obuví na vysokém podpatku

Mnoho autorů tvrdí, že kinetické účinky HH závisí na návyku na tuto obuv, věku a na rychlosti chůze (Opila-Correia, 1990a; Pezzan et al., 2011; Russell et al., 2012; Snow & Williams, 1994). Také účinky na držení těla v HH závisí na zkušenosti uživatele s HH (Opila et al., 1988; Pezzan et al., 2011; Russell et al., 2012; Snow & Williams, 1994; Weitkunat et al., 2016). Výsledky a názory se v tomto ohledu také velmi liší.

Pro určení míry zkušenosti či návyku v nošení HH neexistuje momentálně společný popis nebo pohled autorů. Někteří autoři vycházejí z popisu zkušenosti pouze z předešlých studií. Pezzan et al. (2011) rozlišovali zkušené nositelky HH, které nosí tuto obuv minimálně 4x týdně po dobu čtyř hodin denně za poslední rok. Občasné nositelky podle něj nosí HH zřídka, méně než 2x za týden nebo pod 3 hodiny týdně. Weitkunat et al. (2016) považují za občasné nositelky (no frequent user) ženy, které HH (3 cm) mají ne déle než 6 hodin za měsíc, poslední 2 roky. Schroeder a Hollander (2018), považují za zkušené nositelky HH ženy, které nosily poslední 3 roky HH minimálně 2 hod. týdně.

Chien, Lu a Liu (2014) porovnávali stabilitu u žen, které nosí boty na vysokých podpatcích pravidelně (minimálně 3x týdně, 6 hod. denně) a u žen, které vysoké podpatky nosí jen zřídka (maximálně 2x za měsíc). Zkušenější ženy měly lepší kontrolu během stojné fáze, kdy je v kontaktu se zemí jen jedna noha a rychlejší přenos hmotnosti během dotyku obou nohou se zemí.

Opila-Correia (1990b) popisují změněné biomechanické aspekty chůze v HH mezi mladšími a staršími a mezi zkušenými a nezkušenými osobami s vysokými podpatky. Mladší ženy měly tendenci zvyšovat zakřivení páteře v sagitální rovině, zatímco starší ženy měly sklon k napřímení páteře. Zkušené nositelky měly mnohem větší zvýšení flexe kolene během stojné fáze chůze než nezkušené nositelky. Zvýšené rotace horního trupu byly zjištěny dříve u starších a nezkušených probandů, než u mladších a zkušených. Dai et al. (2015) popisují zvýšenou lumbální lordózu u nezkušených nositelek HH.

Pezzan et al. (2011) udává naopak menší lordózu v L oblasti u nezkušených nositelek, ale zvýšenou lordózu u zkušených nositelek HH.

Ebbeling et al. (1994) a Baaklini et al. (2017), při zkoumání vlivu HH na držení těla nenalezli žádný rozdíl mezi zkušenými a nezkušenými nositelkami. Iunes et al. (2008) rovněž nenachází významný rozdíl v držení těla mezi zkušenými a nezkušenými. Rozdíly nacházejí jen v postavení hlavy.

Schroeder & Hollander (2018) nenalezli žádný rozdíl mezi velmi mladými (18-25 let) a staršími ženami (26-56 let) v bederní lordóze při pomalé rychlosti chůze ($0,83 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$).

HH mají vliv na rychlost chůze, protože přispívají k pomalejší samo-zvolené rychlosti chůze a zkracují kroky, zatímco kadence je nezměněna (cupitání žen na podpatcích), (Adrian & Karpovich, 2013; Barkema et al., 2012; Cronin et al., 2012; Esenyel et al., 2003; Lee et al., 2001; Opila-Correia, 1990a). Větší brzdná síla HH zpomaluje těžiště, které musí být vyvážené zvýšením vrcholu hnací síly, která opět zrychlí a odlehčí těžiště (Stefanyshyn et al., 2000). Zvyšováním výšky podpatku se chůze stává navíc méně plynulá, vyznačující se častějším zrychlováním a zpomalováním chůze. Za energeticky výhodnou rychlost chůze v HH se považuje rychlost od $1,23 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ do $1,44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Opila-Correia, 1990b). Podle Cronin (2014) snížení rychlosti chůze v HH zvyšuje energetické nároky chůze. Studie zkoumající různé atributy chůze v HH nejčastěji používali rychlost chůze $1,3 - 1,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Barkema et al., 2012; Stefanyshyn et al., 2000). Za pomalou rychlost chůze se považuje rychlost pod $1,12 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Luximon et al., 2015).

Posturální a lokomoční motorika spolupracují při zajištění koordinace a plynulého pohybu a probíhají automaticky. Nesoulad, který vzniká mezi pohybem a posturální motorikou u nezkušených nositelek způsobuje to, že jejich chůze je pomalejší. Z tohoto důvodu je pro nás pomalá chůze v HH zajímavá.

2.4 Biomechanické vyšetřovací metody

Kvantitativní metody v biomechanice vychází z charakteru měřené veličiny. Jestliže je měřeným parametrem síla, nazýváme tyto metody dynamické nebo pokud sledujeme změnu síly v čase, pak se jedná o metody dynamografické. V případě, že sledujeme pohyb bez ohledu na příčiny (síly), které jej způsobují, pohybujeme se v oblasti metod kinematických. Ze základních parametrů – dráha, úhel – a jejich závislosti na čase můžeme odvodit další veličiny pomocí derivování (Janura & Zahálka, 2004; Latch & Zatsiorsky, 2001).

2.4.1 Dynamografické metody

Dynamometrie zjišťuje, jakou silou člověk působí na určité těleso po určitou dobu. Měření se provádí za pomoci tenzometru nebo dynamometru, které jsou zároveň i tělesem, na něž člověk působí. Dynamografie poskytuje detailnější určení závislosti síly na čase. Základní rozdělení dynamometrie je na izometrickou, při které se využívají tenzometry, a izokinetickou, měření odporu páky s využitím dynamometru (Vařeka & Vařeková, 2009).

Přístrojové měření tlaku plošky nohy na podložku během stoje nebo chůze se nazývá baropodometrie. Informace, které se získávají měřením, mají svou důležitost při vyšetření držení těla a chůze, při analýze krokového cyklu, nebo při diagnostice onemocnění v oblasti nohy, či při návrhu vhodné obuvi. Tlakové hodnoty pod plantou se mohou získat naboso, ale i v obuvi, kterou chceme testovat (Jančová, 2013).

K měření se využívá tenzometrická plošina či speciální vložky do bot. Tlaková deska se většinou užívá u laboratorních měření a je obvykle umístěna v podlaze spolu s vyrovnávacími deskami, které zajišťují podmínky pro co nejpřirozenější chůzi. Jsou určeny pro analýzu působících sil vestoje nebo při chůzi, ale mohou být určeny i pro zjištění tvaru nohy (Vařeka & Vařeková, 2009). Pro zpracování a následnou analýzu naměřených dat je nutný speciální software, který výrobci převážně dodávají současně s měřícím přístrojem. Mezi výrobce tenzometrických desek můžeme zařadit firmy Novel s deskou Emed, Sensor Medica s deskou freeMed, Currex Runningstation- footplate, Scheinworks, RS Scan a jiné.

Tlakové hodnoty z tenzometrické plošiny se využívají i při hodnocení postury, konkrétněji při hodnocení stability, či balančních schopností, které se podílejí na udržování posturální stability. V tomto případě mluvíme o posturografii, při níž se popisují síly působící při pohybu těla – kinetická analýza (Kolář et al., 2009). O hodnotících principech a parametrech posturografie a její objektivitě se stále vedou diskuse. Principem posturografie je snímání odchylek těžiště těla ve vzpřímeném stoji (Nováková, Tichý, & Āupa, 2001). Využívá se i na určení stavu vestibulárních reflexů (Funda, 2008). Vyšetřuje se schopnost člověka udržet rovnováhu těla za různých podmínek (Vrabec et al., 2002). Z výsledků vyšetření lze určit i podíl jednotlivých sensorických systémů řízení rovnováhy (Kolář et al., 2009). Vyšetření se provádí v ortostatické poloze a vyšetřován se co nejvíce soustředí na udržování rovnováhy po celou dobu testování (López & Fernández, 2004).

Pro analýzu tlakových sil se využívají i běžecké trenažéry, které disponují tlakovými senzory na pásu a umožňují tak testování obuvi při běhu nebo chůzi a porovnávat to s chůzí či během

naboso (např. Runtime, Diers 4D). Pro dokonalejší diagnostiku se využívají i kamery snímající nastavení jednotlivých segmentů těla a celkový průběh pohybu.

Pro měření v terénu nebo i na testování obuvi se využívají měřicí stélky. Stélky obsahují senzory a měření probíhá v čase, z tohoto důvodu se tedy dá mluvit o dynamické plantografii. Stélky do bot zaznamenávají síly, které působí na jednotku plochy. Dají se tak zjistit tlaky pod plantou. Existuje několik výrobců těchto speciálních zařízení (např. Novel, Tekscan, Medilogic), které společně s měřicím zařízením dodávají i speciální software pro zaznamenávání a vyhodnocování dat (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.4.2 Metody pro měření kinematických veličin pohybů lidského těla

Na funkční vyšetření pohybů lidského těla a tvaru páteře pro vědecké účely se využívají laboratorní (přístrojové) - kvantitativní metody. Takové metody popisují pohyb číselnou formou na rozdíl od klinických – kvalitativních metod, které jsou založeny zejména na fyzikálním a aspekčním vyšetření, a které jsou ve velké míře zatíženy subjektivními chybami vyšetřujícího. Kinematické metody mohou využívat různé fyzikální principy např. akustické, optické, radiologické, mechanické, gyroskopické a jiné (Soumar, 2011).

Akustické kinematické metody

Využívají zvukový signál. Zvukový signál se přepočítává ve snímači ze senzorů umístěných na těle pomocí známého údaje, kterým je rychlost zvuku, na délkové hodnoty pro souřadnicové údaje. Díky znalosti přesné rychlosti zvuku je poté možné přesně vypočítat polohu zdroje, bodu umístění na lidském těle (např. SonoSens Monitor) (Janura & Zahálka, 2004; Soumar, 2011). V dobře kontrolovaném experimentu lze touto metodou dosáhnout přesnost s chybou menší než 0,5 mm v pohybu a 0,5° v rotaci (Quinn & Mote, 1990).

Optické metody

Nejčastější optickou metodou je kinematická analýza nebo fotogrammetrické rekonstrukce. Jsou základním prostředkem pro vyšetřování pohybu z pohledu kinematické geometrie a kinematiky, popisuje pohyb tak, jak ho vidíme. Kinematická analýza zaznamenává, měří a interpretuje fotografické snímky (Soumar, 2011; Sebera, Sedmidubský, & Zvonař, 2011). Umožňuje tak zachytávat časoprostorové údaje o jednotlivých částech těla, sledovat rychlost, zrychlení, geometrii, trajektorií a další veličiny pohybu (Sebera et al., 2011).

Kinematickou analýzu můžeme rozdělit na:

- rovinnou - 2D analýzu
- prostorovou - 3D analýzu (Janura & Zahálka, 2004; Sebera, Michálek, Cacek, & Lajkeb, 2006).

Při 2D analýze by se poloha kamery měla blížit situaci, kdy optická osa kamery prochází ohniskem objektivu, protíná sledovaný pohyb (úsek) co nejbližší k jeho středu. Posun kamery k okraji tohoto úseku by měl za následek vznik nepřesností způsobených faktem, že sledovaný objekt uvidíme pod určitým úhlem. Chyba šíře záběru by neměla přesahovat při využití tohoto postupu 2 % (Janura & Zahálka, 2004).

Výhodou 3D videografické analýzy je, že umožňuje snímat polohu několika bodů současně, a to i v průběhu pohybové aktivity člověka, při níž není omezen oblekem pro vyšetření ani elektrickými kabely. Nutným vybavením k 3D analýze jsou nejméně 2 kamery se současným snímáním záběrů, které jsou umístěny tak, aby jejich optické osy svíraly 60 - 120° a nesmí chybět kalibrační systém (Sebera et al., 2011). Počet kamer je různý podle nároku na přesnost trojrozměrné rekonstrukce (2 až 8) (Kolář et al., 2009). Určování polohy bodů v prostoru při kinematické analýze se dosáhne na základě odlišné barvy a kontrastu sledovaného objektu, nebo připevněním kontrastních značek (markerů) na pohybující se objekt.

Tyto markery se dají rozdělit do dvou skupin:

- aktivní (světlo vyzařující), (např. LUKOtronic - AS200)
- pasivní (světlo odrážející), (např. QUALISYS system, VICON system).

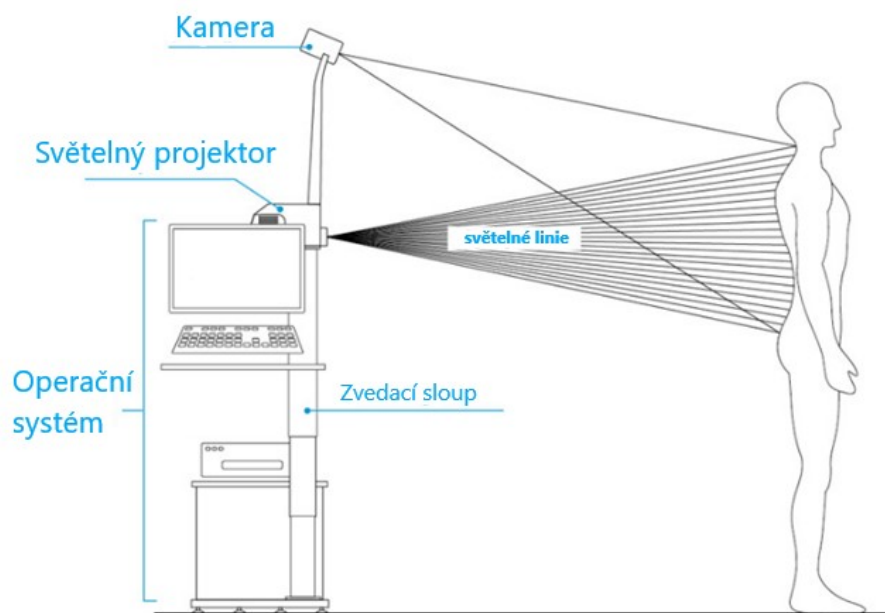
Výhodou aktivních markerů je možnost měřit v terénu na přímém slunečním světle či měřit na větší vzdálenosti (Soumar, 2011). Markery se lepí na předem určená anatomická místa. Nejideálnější je, pokud je marker pevně spojený s kostí (Wu et al., 2002). Pohyb markerů na kůži závisí na typu provádění pohybu. Relativně spolehlivá data lze získat u všech segmentů při flexi a extenzi, rotační pohyby jsou již méně spolehlivé (McClure, Michener, Sennett, & Karduna, 2001; Soumar, 2011).

Bezmarkerová 3D analýza využívá namísto markerů malé senzory uvnitř celotělového obleku. Počet senzorů je pevně daný a připevňují se na střed segmentu (končetiny). Mohou v nich být zároveň umístěny gyroskopy a akcelerometry k určení polohy a rychlosti pohybu v každém segmentu (např. Xsens), (Takeda, Tadano, Natorigawa, Todoh, & Yoshinari 2009).

Moiré topografie je další optickou metodou, která se využívá k vyšetření tvaru povrchu páteře. Od doby, kdy Takasaki (1970) poprvé představil Moiré topografii, tuto techniku efektivně využilo mnoho výzkumníků (Grivas, Karras, Katrabasas, & Papavasiliou, 1997; Patias, Grivas, Kaspir, Aggouris, & Drakoutos, 2010). Principem této metody je soubor postupů založen na fyzikálním fenoménu Moiré (Lino & Fabbro, 2004). Standard Moiré je založen na skládání světla a stínu, který prochází skrz mřížku. Jedna sada křivek se překrývá s další sadou křivek a vytváří tak novou soupravu. Toto překrývání mřížek (nebo křivek) musí být menší než úhel 45° , aby se vyvolala interference. Tato interference vytvořena průsečíkem linií roštů charakterizuje standard Moiré (Bartl, Fira, & Hain, 2001; Drerup, 1981; Dzielinski, Skoneczny, Zbikowski, & Kuklinski, 1990; Oster, 1988; Porto, Gurgel, Russomano, & Farinatti, 2012). Ze stínového obrazce proužků promítaného na povrch těla lze provést prostorovou rekonstrukci tvaru. K hlavním Moiré technikám patří Shadow Moiré Technique (SMT) a Projection Moiré Technique (PMT) (Lim, Sun, Jongsu, & Myung-Sai, 1989). Při SMT slouží stín promítané mřížky na povrchu jako druhá mřížka (Breque, Dupre, & Bremand, 2004; Oster, 1988). Při PMT je první mřížka promítnuta na povrch a optický fenomén druhé mřížky je generován následně a obraz je zpracován pomocí softwaru (Minguez et al., 2007).

Rasterstereografie je optickou metodou, která je dost podobná konvenční stereografii s tím rozdílem, že jedna ze dvou kamer je nahrazena projektorem s rastrovým diapozitivem (Frobin & Hierholzer, 1981; Patias et al., 2010). To znamená, že směr světelných paprsků jednoho ze dvou polovičních obrazů je obrácen a příslušný poloviční obraz je nahrazen rastrovým diapozitivem. Druhá polovina obrázku je generována kamerou a obsahuje obraz měřeného povrchu nesoucí promítané a zdeformované rastrové čáry. Rastr diapozitiv a obraz kamery tedy stále tvoří určitý druh stereoskopického obrazového páru. Všechny dobře známé fotogrammetrické techniky, jako je rekonstrukce modelu a kalibrace, se mohou aplikovat s drobnými modifikacemi. Protože všechny trojrozměrné informace jsou obsaženy v jediném obraze, v diskrétních rastrových bodech musí měřit pouze tento jeden obraz a není nutná stereoskopická vize. Z tohoto důvodu je identifikace odpovídajících bodů v obrazovém páru objektivním způsobem pomocí určení počtu řádků a sloupců rastrových průřezů, na rozdíl od stereofotografie, kde se korelace obvykle uskutečňuje stereo-skopickým porovnáváním (Frobin & Hierholzer, 1981). Rozsah použití topografie Moiré a rasterstereografie jsou v podstatě stejné. Příkladem takových systémů je rastr-stereografický systém Diers 4D (Patias et al., 2010). Je to formetrický měřicí systém využívaný při trojrozměrné optické analýze tvaru

páteře a držení těla. Světelný projektor promítá čáry na hřbet vyšetřovaného, které jsou zaznamenávány kamerovou jednotkou (Liu et al., 2019) (Obr. 21).



Obr. 21 Princip formetrické technologie systému Diers 4D, schéma měření páteře, (upraveno dle <http://www.medicaltech.cz/pristroje/digitalni-vysetreni-patere-predstaveni>).

Trojúhelníková rastrová linie bílého světla (WLRT) umožňuje skenování objektů v trojrozměrném zobrazení promítáním rastrových čar na jejich povrchy a zachycením těchto čar pod známým a pevným úhlem pomocí kamery. Na základě algoritmů triangulace se vypočítají prostorové souřadnice všech rastrových bodů, výsledkem čehož je hustý bodový mrak náhodně distribuovaných bodů popisujících měřený povrch. Tyto datové body se pomocí interpolace transformují na pravidelnou mřížku, což zjednoduší další výpočty. Tímto způsobem systém zachycuje a analyzuje tvar těla, staticky nebo dynamicky (Gibeault-Peng, 2008).

Radiografie je zobrazovací metoda, která využívá oslabené rentgenové záření. Rentgenové záření prochází zkoumaným objektem, kde se částečně absorbuje a dopadá na detektor (film s luminiscenčními zesilovacími fóliemi). Na filmu se ukáže rozdíl v absorpci záření, který závisí na typu tkáně, kterým prochází. Tvrdé tkáně, které obsahují těžké prvky, například vápník, absorbuje velké množství záření a zobrazí se bíle. Měkká tkáň obsahující převážně vodu nebo lehké prvky se objeví tmavě (Chudáček, 1995). Novějším způsobem detekce a zobrazení ionizujícího záření je tzv. digitální radiografie. Důležitým přínosem digitální radiografie ve srovnání s rentgenovými snímky je pokles radiační zátěže vyšetřovaných pacientů (více než 5

- krát). Detektory vyvíjené pro digitální radiografii se vyznačují vyšší detekční účinností rentgenového záření ve srovnání s klasickou radiografií. Digitalizace informací umožňuje 3D zobrazování a zobrazení profilu hustot zkoumaného objektu (Allisy-Roberts & Williams, 2008). Z radiografických přístrojů je ve výzkumné oblasti často využíván biplanární systém EOS[®] X-ray imaging 2D/3D. Výhodou EOS jsou relativně nízké dávky záření (50-80 % méně než běžné rentgenové paprsky), rychlost snímání a možnost získat 3D rekonstrukci kostí (Melhelm, Assi, El Rachkidi, & Ghanem, 2016). Snímky se mohou dělat vestoje z laterální strany i v antero-posteriorním směru, což umožňuje vyšetření páteře a dolních končetin při snášení hmotnosti těla (Dietrich, Pfirrmann, Schwab, Pankala, & Buck, 2013; Melhelm et al., 2016). Při provádění boční projekce však nemůže mít vyšetřovaná osoba spuštěné horní končetiny podél těla, protože pak by došlo k překrytí obrazu páteře se skeletem horních končetin. Horní končetiny musí být uloženy tak, aby lokte byly na hrudi (Obr. 22), nebo ve flexi 90° v ramenním kloubu. To však podle Marks, Stanford, Mahar a Newton (2003) může ovlivnit držení těla a postavení páteře v gravitačním poli oproti normálnímu stoji s volně spuštěnými horními končetinami.



Obr. 22 Snímek z přístroje EOS[®] X-ray z přední (vlevo) a laterální strany (vpravo), (upraveno dle Melhelm et al., 2016).

Kvůli radiační zátěži doporučují Engsberg, Lence, Bridwell, Uhrich a Trout (2008) využívat při analýze držení těla spíše kinematické metody. Harrison et al. (2005) však tvrdí, že neinvazivní povrchové metody jsou nespolehlivé hlavně při hodnocení křivky krční páteře. Pro určení zakřivení krční páteře doporučuje radiografické vyšetření.

3. Praktická část disertační práce

3.1 Cíle 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.

Zdůvodnění cíle:

Cíl práce je zvolen po podrobném přezkoumání této problematiky, při kterém jsme zjistili nejednotnost výsledků dosavadních studií na téma chůze v obuvi na vysokém podpatku. Na odlišné výsledky vědeckých studií má vliv několik faktorů, které do toho vstupují. Těmi jsou různé podmínky, za kterých se měření provádělo - (rychlost chůze, zkušenosti probandek s chůzí na vysokém podpatku, různá výška a tloušťka podpatku) a nejednotná metodika výzkumu.

Cíl práce byl formulován tak, aby dovozoval vyvodit specifické závěry pro dané podmínky chůze. Zároveň, aby se tyto specifické výsledky daly srovnat s dosavadními poznatky a přenést na konkrétní závěry, které by se daly aplikovat na konkrétní situace, které se přibližují nastaveným podmínkám měření.

3.2 Úkoly formulovány pro potřeby realizace disertační práce

1. Definice teoretického konceptu, struktury celkové koncepce a přezkoumání dosavadních vědeckých poznatků
2. Definování vědeckého problému a výzkumných 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

3.3 Výzkumné otázky

Výzkumná otázka č. 1

Jak se změní časové a dynamické parametry krokového cyklu vlivem pomalé chůze v botách na vysokém podpatku?

Tato vědecká otázka vychází z faktu, že dosavadní studie zkoumající různé atributy chůze v HH byly zaměřeny převážně na vyšší rychlosti chůze (1,3 - 1,4 m.s⁻¹).

Výzkumná otázka č. 2

Jak se změní držení těla ve všech rovinách vlivem pomalé chůze v botách na vysokém podpatku?

Tato vědecká otázka vychází z faktu, že výzkum v oblasti vlivu HH na držení těla je nesourodý a nedá se na základě dosavadních poznatků vyvodit ohledně této problematiky přesné závěry.

3.4 Hypotézy

Na základě prostudování dostupné literatury jsme stanovili dvě různé rychlosti chůze ($v_1 = 0,97$ m.s⁻¹ a $v_2 = 0,56$ m.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 hypotéz:

H0₁: Časové parametry krokového cyklu (celková doba dvojkroku, doba švihové a stojné fáze a frekvence kroků) se při pomalé chůzi ($v_1 = 0,97$ m.s⁻¹) na podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší.

alternativní hypotéza:

H₁: Pomalá chůze ($v_1 = 0,97$ m.s⁻¹) na podpatcích způsobuje změny v časových parametrech krokového cyklu. Předpokládáme, že celková doba dvojkroku 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.

H0₂: Časové parametry krokového cyklu (celková doba dvojkroku, doba švihové a stojné fáze a frekvence kroků) se při velmi pomalé chůzi ($v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$) na podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší.

alternativní hypotéza:

H₂: Velmi pomalá chůze ($v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$) na podpatcích způsobuje změny v časových parametrech krokového cyklu. Předpokládáme, že celková doba dvojkroku 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.

H0₃: Dynamické parametry krokového cyklu (maximální tlak a maximální vertikální síla pod ploskou nohy) se při pomalé chůzi ($v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$) na podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší.

alternativní hypotéza:

H₃: Pomalá chůze ($v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$) 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.

H0₄: Dynamické parametry krokového cyklu (maximální tlak a maximální vertikální síla pod ploskou nohy) se při velmi pomalé chůzi ($v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$) na podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší.

alternativní hypotéza:

H₄: Velmi pomalá chůze ($v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$) 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.

H0₅: Dynamické a časové parametry se při pomalé ($v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$) a velmi pomalé ($v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$) chůzi neliší.

alternativní hypotéza:

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 hypotézy:

H06: Držení těla v sagitální rovině v jednotlivých úsecích páteře se při pomalé rychlosti chůze ($v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$) na vysokých podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší.

alternativní hypotéza:

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.

H07: Držení těla v sagitální rovině v jednotlivých úsecích páteře se při velmi pomalé rychlosti chůze ($v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$) na vysokých podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší.

alternativní hypotéza:

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.

H08: Držení těla ve frontální rovině v jednotlivých úsecích páteře se při pomalé rychlosti chůze ($v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$) na vysokých podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší.

alternativní hypotéza:

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.

H09: Držení těla ve frontální rovině v jednotlivých úsecích páteře se při velmi pomalé chůzi ($v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$) na vysokých podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší.

alternativní hypotéza:

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.

H010: Držení těla v transverzální (rotační) rovině v jednotlivých úsecích páteře se při pomalé chůzi ($v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$) na vysokých podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší.

alternativní hypotéza:

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

H₀₁₁: Držení těla v transverzální (rotační) rovině v jednotlivých úsecích páteře se při velmi pomalé chůzi ($v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) na vysokých podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší.

alternativní hypotéza:

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

H₀₁₂: Postavení páteře se při pomalé ($v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) a velmi pomalé ($v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) chůzi neliší.

alternativní hypotéza:

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

3.5 Metodika práce

Jednalo se o empirický kvantitativní typ výzkumu, kde byly sledovány kvantitativní ukazatele. 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 (příloha 1). Zpracování výsledků proběhlo anonymně a bylo potvrzeno informovaným souhlasem probandů (příloha 2).

3.5.1 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; 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 Weitkunat et al. (2016) charakterizuje jako občasné nositelky HH (no frequent user). Antropometrické údaje – hmotnost (Electronic scale, Amboss, New York, USA), výška (Antropometrie A 213, Trystom, Olomouc, Czech Republic), věk a velikost nohy zúčastněných jsou uvedeny v příloze 3.

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 4). Plochonoží bylo vyšetřeno přístrojem Podoscan 3D (Sensor Medica, Řím, Itálie) a vyhodnocovány softwarem Easycad (Sensor Medica, Řím, Itálie), (příloha 5).

Metody sběru dat a přístrojové vybavení

Pro měření rozložení plantárních tlaků a na vyhodnocení časových a dynamických parametrů při pomalých rychlostech chůze v rovných botách (FS) a chůzi v obuvi s vysokými podpatky (HH) byl použit systém měřících stélek Pedar-X[®] (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 vložení snímací stélky do boty. Stélky jsou elastické a přizpůsobivé povrchu chodidla. Každá vložka obsahuje 99 senzorů snímajících vertikální sílu v čase a rozložení tlaku pod plantou. Záznam dat byl proveden při frekvenci 100 Hz. Shromážděné údaje byly analyzovány pomocí softwaru Pedar-X[®] (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).

Definování funkcí a proměnných při měření se systémem Pedar-X

Systém Pedar-X na základě snímání vertikálních sil umožňuje vyhodnocovat celou řadu proměnných.

Maximum Pressure Picture (MPP)

Zobrazuje nejvyšší tlak, který byl dosažen pro každý senzor během sběru dat. Jde tedy o umělý obraz, který poskytuje souhrn nejvyšších tlaků, které byly dosaženy po celém povrchu stélky – nepředstavuje žádný krok ani událost.

Average Maximum Pressure Picture (MPP AVE)

Zobrazuje průměr všech MPP v datovém souboru.

Mean Value Picture (MVP)

- Všechny údaje z měření: zobrazuje se průměr ze všech snímků procesu sběru dat ze všech senzorů vložky (i s údaji s nezatíženou stélkou).
- Bez údajů z nezatížených stélek: zobrazí se průměrný tlak zaznamenaný z každého senzoru během kontaktní fáze.
- Bez údajů z nezatížených senzorů: zobrazí se průměrné hodnoty sběru dat z každého senzoru zvlášť, všechny nulové hodnoty jsou ignorovány.

Force [N]

- Pro MPP: zobrazí se maximální síla. Tato hodnota bude záviset na způsobu výpočtu MPP. V online softwaru Pedar-X je to maximální síla pro celý sběr dat. Pro jeden krok, jak v krokových analýzách a softwarových programech Emedlink, je to maximální síla během kroku (step).
- Pro MVP: zobrazí se průměrná maximální síla. Tato hodnota závisí na výpočtu MVP (ze všech snímků nebo ze snímků bez nezatížených snímačů).

Jiné zobrazení: Síla se vypočítá jako součet sil, zvláště každého senzoru v daném čase.

Poznámka: síla souvisí hmotností. Stojí-li dospělá šedesátikilová žena na zemi, přes obě nohy působí na zemi síla cca 600 N.

Area [cm²]

Plocha, která se vypočítá jako součet plochy všech zatížených snímačů.

Peak Pressure [kPa]

Maximální tlak je nejvyšší tlak zachycený během měření z kteréhokoliv snímače.

Mean Pressure [kPa]

Průměrný tlak, který se vypočítává pro každý záznam sečtením tlaků ze všech senzorů a vydělením počtem snímačů (99).

Poznámka: Tlak je síla rozložená na plochu. Stojí-li dospělá šedesátikilová žena na zemi a hmotnost se rozkládá na plochu asi 2 x 100 cm², z toho vychází tlakové zatížení 0,3kg / cm². Postaví-li se osoba na přednoží, styčná plocha se zmenší na čtvrtinu stejné plochy, v souladu s tím vzroste čtyřnásobně tlak.

STANCE [sec]

Je to čas od dotyku paty po špičku (čas, kdy se noha dotýká země) pro jeden krok levé nebo pravé nohy.

SWING [sec]

Je to čas od odlepení palce od země, po další dotyk paty jedné nohy (čas, během kterého noha není v kontaktu se zemí).

STRIDE [sec]

Je to čas od dotyku paty jednoho kroku, po dotyk paty v následujícím kroku (stance + swing).

Technické údaje systému Pedar-X

Technické údaje o přístroji Pedar X a snímacích stélkách Pedar jsou uvedeny v Tabulkách 3 a 4.

Tabulka 3 Technické údaje o systému Pedar X, (www.novel.de).

Rozměry [mm]	150x100x40
Hmotnost [g]	360
Počet snímačů (max.)	256/1024
Měřicí frekvence	20 000 snímaní / s
Úložný prostor	30 MB interní paměť
Nahrávací čas	25 min. při 100 Hz
Operační systém	Windows XP Service Pack 2
Napájení	NiMH baterie 4,5 h
Počítačové rozhraní	Optické vlákno / USB a Bluetooth™
Možnosti synchronizace	Optické vlákno / TTL, vstup a výstup/ bezdrátový
Telemetrie	Bluetooth™
Bezdrátové ovládání	FM

Tabulka 4 Technické údaje o systému Pedar X – stélky, (www.novel.de).

Velikosti stélek	22 – 49 (EU)
Tloušťka [mm]	1,9 (min. 1)
Počet snímačů	99
Rozsah tlaků [kPa]	15 – 600 nebo 30 -1200
Hystereze	< 7 %
Rozlišení [kPa]	2,5 nebo 5
Minimální rádius ohybu	20 mm

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 zvlášť pro každou obuv podle doporučení výrobce (Pedar-X[®], Novel, Mnichov, Německo). Pro měření byly použity dva typy obuvi (Obr. 23) (rovné, sportovní boty a boty s výškou podpatku 7 cm a tloušťkou 1,4 x 1,2 cm). Všechny subjekty byly testovány na stejném typu obuvi příslušné velikosti.



Obr. 23 Použitá rovná obuv a obuv s podpatkem, (zdroj: Archiv autora).

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 (Obr. 24).

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.



Obr. 24 Měření časových a tlakových parametrů chůze systémem Pedar na běžícím pásu v obuvi s podpatkem a v rovné obuvi, (zdroj: Archiv autora).

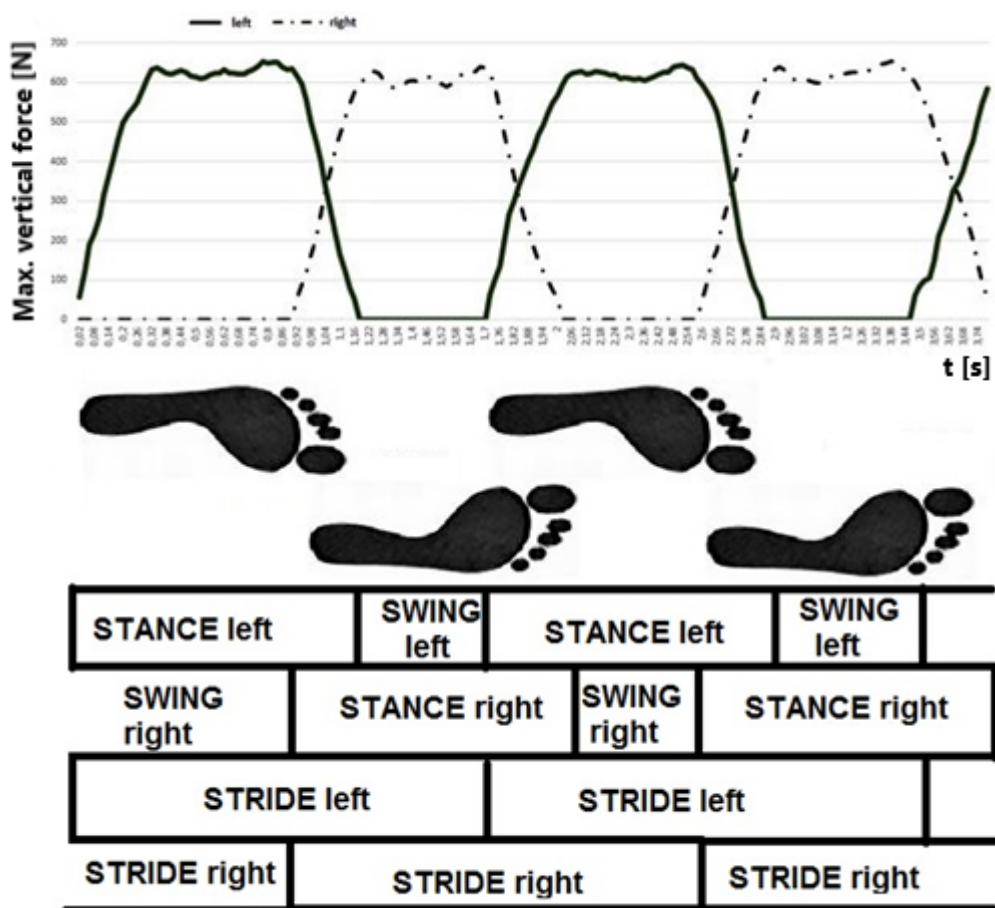
Zpracování a vyhodnocení dat, měřené parametry

Pro analýzu chůze a jejího cyklu byly změřeny a vypočítány časové a dynamické proměnné (Obr. 25). 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 až 8 kroků a posledních 6 až 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 %.



Obr. 25 Příklad rozložení maximální vertikální síly během jednotlivých fází chůze, (zdroj: Jandová, Gajdoš, Urbanová & Mikušáková, 2019).

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, kombinací "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 $F > F_{crit}$. 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 $\alpha = 0,05$.

Normalita rozložení dat byla ověřována Shapiro-Wilk testem. Shapiro-Wilk test využíváme, pokud náhodný výběr je malého rozsahu $7 \leq n \leq 30$. Podle statistických tabulek ($n; \alpha$), je v případě $n = 30$ kritická hodnota 0,927. U většiny naměřených dat, které byly použity pro statistické zpracování byla hodnota testovacího kritéria W větší než 0,927. Tedy šlo o náhodný výběr ze souboru s normálním rozdělením.

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).

3.5.2 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: $165,8 \pm 3 \text{ cm}$; 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. Antropometrické údaje –

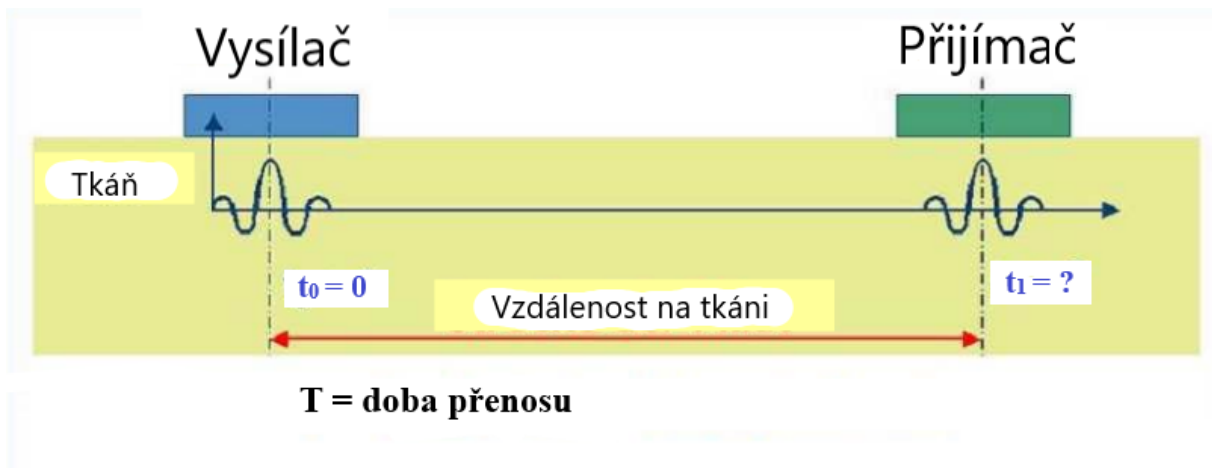
hmotnost (Electronic scale, Amboss, New York, USA), výška (Antropometrie A 213, Trystom, Olomouc, Czech Republic), věk a velikost nohy zúčastněných jsou uvedeny v příloze 3.

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 4). 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 6).

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[®] (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) (Obr. 26). 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 vypočítána 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 (Obr. 27, 28). Kontinuálním měřením těchto vzdáleností je možné zjistit změny v držení lidského těla, případně kloubů (Ohlendorf, Seebach, Hoerzer, Nigg, & Kopp, 2014). Naměřená data jsou uložena a přenesena do PC. Přesnost systému Sonosens Monitor pro hodnocení držení těla je 0,4 mm. Několik autorů ověřilo spolehlivost a platnost přístroje Sonosens Monitor (Friedrich, 2002; Leichsenring & Blickhan, 2006). Přístroj byl také použit v několika vědeckých studiích pro různé diagnostické účely (Nowotny-Czupryna et al., 2012; Ohlendorf et al., 2014; Wenzler, 2006).

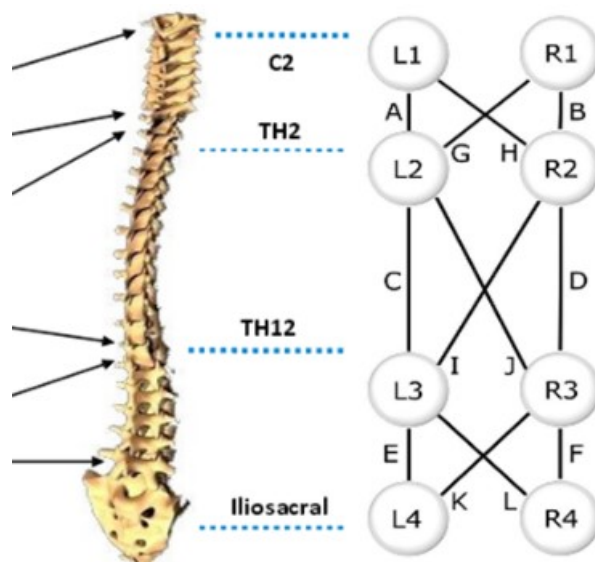


Obr. 26 Princip funkce ultrazvukového měření vzdálenosti, (upraveno dle SonoSens[®] Monitor, Instruction Manual, 2010).



Legenda: Pár senzorů L1 a R1 (vysílače) na úrovni obratle C₃; L2 a R2 (přijímače) na úrovni obratle Th₂; L3 a R3 (vysílače) na úrovni obratle Th₁₂; L4 a R4 (přijímače) na úrovni sakroiliakálního kloubu.

Obr. 27 Umístění senzorů kolem páteře: Párové senzory by měly být umístěny 5 cm od páteře na pravou i levou stranu, (zdroj: SonoSens[®] Monitor, Instruction Manual, 2010).



Legenda: L1, L2, L3, L4, R1, R2, R3, R4 – sensory na páteři; A,B,C,D,E,F,G,H,I,J,K,L - vertikální a diagonální vzdálenosti mezi senzory [mm].

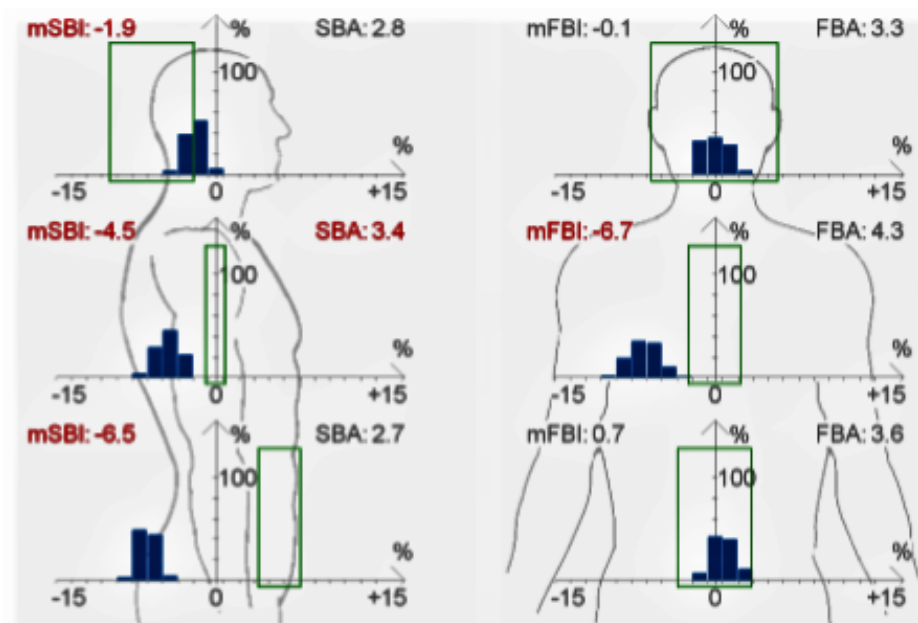
Obr. 28 Přehled měřících kanálů, (zdroj: SonoSens[®] Monitor, Instruction Manual, 2010).

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.

Definování funkcí a proměnných při měření se systémem Sonosens Monitor

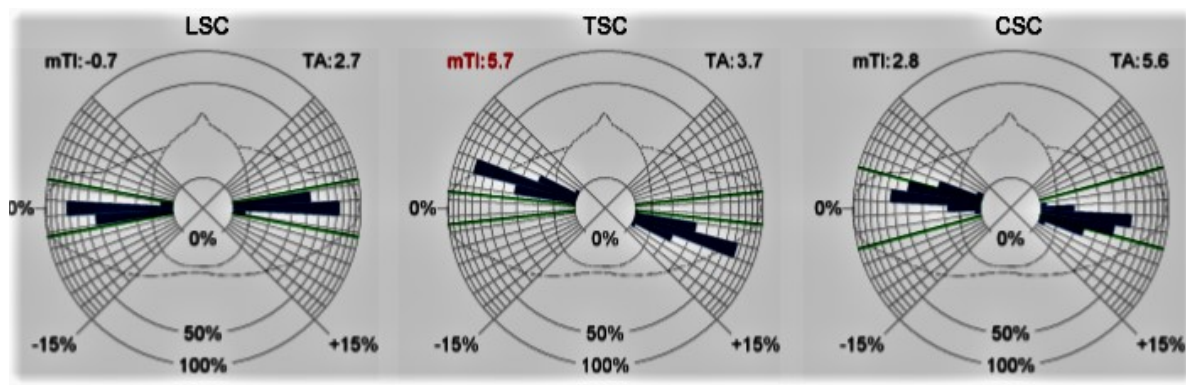
Bodygram – rozlišují se sagitální a dorsální bodygramy (Obr. 29). V bodygramu jsou standardně zobrazeny pohyby CSC (nahore), TSC (uprostřed) a LSC (dole). Zdroj koordinace bodygramů (výchozí bod) se vztahuje na vzpřímený postoj. Odpovídá referenčnímu držení těla a vypočítává se z dat kalibrace, která jsou zaznamenána na začátku každého měření. Pozitivní odchylka při sagitálním bodygramu znamená flexi, negativní odchylka extenzi. Při frontálním bodygramu znamená pozitivní hodnota lateroflexi vpravo, negativní lateroflexi vlevo.



Legenda: (mSBI) medián pohybů v sagitální rovině, (SBA) amplituda pohybů v sagitální rovině (modrý graf), (mFBI) medián pohybů ve frontální rovině, (FBA) amplituda pohybů ve frontální rovině. Referenční hodnoty jsou graficky prezentovány jako zelený obdélník. Červenou barvou jsou znázorněny hodnoty mimo referenčních hodnot, které mají význam při individuálním hodnocení držení těla.

Obr. 29 Sagitální a frontální bodygram, (zdroj: SonoSens[®] Monitor, Instruction Manual, 2010).

Torzní diagram – umožňuje vizualizaci torze. Zhotovuje se histogramové zobrazení, které znázorňuje rozvržení četností pro jednotlivé torzní hodnoty. Vypočítané četnosti jsou zaneseny na obě strany diagramu (Obr. 30). Větší četnosti jsou označeny delšími pruhy. Přiřazení dat k pohybům je zajištěno pomocí doprovodné grafiky. Pozitivní význam náleží pravé torzi, negativní levé torzi.



Legenda: LSC – bederní páteř, TSC – hrudní páteř, CSC – krční páteř, (mTI) medián rotačních pohybů v transverzální rovině, (TA) amplituda rotačních pohybů v transverzální rovině (modrý graf).

Obr. 30 Torzní diagram pro rozvržení četnosti torze, (zdroj: SonoSens[®] Monitor, Instruction Manual, 2010).

Technické údaje systému SonoSens Monitor

Technické údaje o přístroji Sonosens Monitor jsou uvedeny v Tabulce 5.

Tabulka 5 Technické údaje SonoSens Monitor, (SonoSens[®] Monitor, Instruction Manual, 2010).

Obecné informace

Rozměry (délka x šířka x výška)	135 x 63 x 34 mm
Hmotnost (včetně senzoru a akumulátoru)	175 g
Senzory	4 páry
Délka kabelů k senzorům	750/900/105/1200 mm
Počet měřících kanálů	4: při měřicí frekvenci 25 Hz 12: do měřicí frekvence 10 Hz

Okolní podmínky pro používání přístroje

Teplota (uskladnění / transport)	0°C až + 70°C
Teplota (při měření)	+10°C až + 40°C
Vlhkost (uskladnění/transport/měření)	< 95% (bez kondenzace)
Krytí	IP53 (přední strana)

Specifické parametry

Frekvence ultrazvuku	250 kHz
Měřicí frekvence	1/5/10/25 Hz
Paměť	64 MBit
Přenos dat do PC	IR
Maximální měřená vzdálenost	50 cm
Minimální měřená vzdálenost	3 cm
Přesnost	0,4 mm

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.

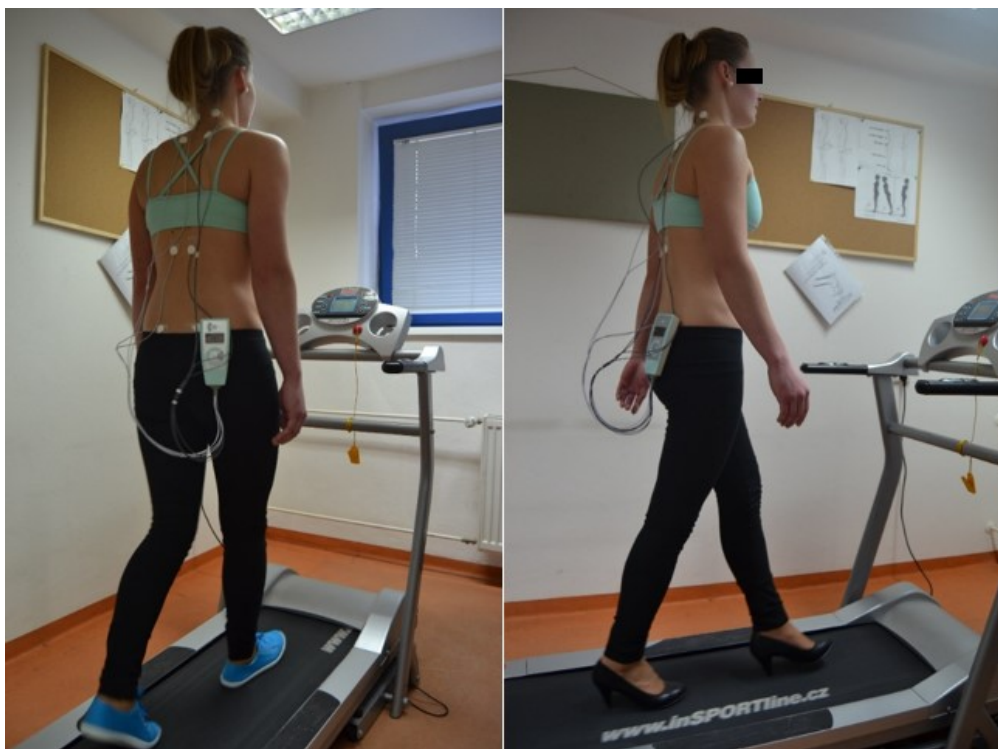
Na začátku měření každé účastnice byl systém pro měření držení těla v jednotlivých rovinách kalibrován podle doporučení výrobce (Gefremed, Chemnitz, Německo). Součástí kalibrace je stoj se vzpřímeným držením těla v trvání 30 sekund a měření maximálních rozsahů pohybů páteře v trvání 10 sekund:

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 (rovná, 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 (Obr. 23).

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 (Obr. 31).

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 trenažéru 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.



Obr. 31 Měření držení těla během chůze v FS a HH systémem Sonosens Monitor[®] na běžícím pásu, (zdroj: Archiv autora).

Zpracování a vyhodnocení dat, měřené parametry

Změny v držení těla během chůze v HH a FS jsou vyjádřeny mediánem pohybu v procentních odchylkách od výchozích údajů naměřených během kalibrace v mm.

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 probanda. 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", čili 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).

Normalita rozložení dat byla ověřována Shapiro-Wilk testem. U většiny naměřených dat, které byly použity pro statistické zpracování byla hodnota testovacího kritéria W větší než 0,927.

Tedy šlo náhodný výběr ze souboru s normálním rozdělením.

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 α nabýt hodnoty v intervalu $< 0; 1 >$, ale obecně akceptovatelné hodnoty koeficientu jsou mezi 0,7 - 0,95.

Výpočet Cronbachovy alfy

$$\alpha = \frac{k}{k-1} \left(1 - \frac{\sum_{i=1}^k s_i^2}{s^2} \right)$$

Legenda: k – počet položek v škále, s_i^2 – rozptyl i -tej položky škály, s^2 - rozptyl součtu položek škály.

4. Výsledky

4.1 Výsledky Studie I

V této kapitole se pomocí ověření hypotéz podrobně zmiňujeme o výsledcích měření dynamických a časových parametrů chůze při pomalé a velmi pomalé chůzi v botách na podpatku a v rovné obuvi.

4.1.1 Ověření hypotézy H₀₁

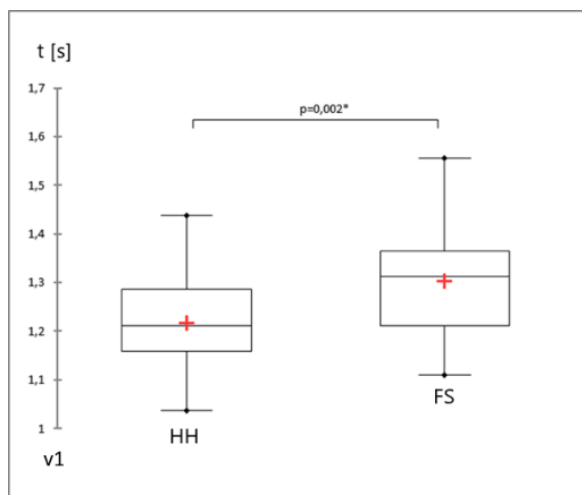
H₀₁: "Časové parametry krokového cyklu (celková doba kroku, doba švihové a stojné fáze a frekvence kroků) se při pomalé chůzi ($v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) na podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší."

Chůze na vysokých podpatcích byla při rychlosti v_1 příčinou statisticky významného rozdílu ve všech měřených časových parametrech chůze oproti rovné obuvi (Tabulka 6).

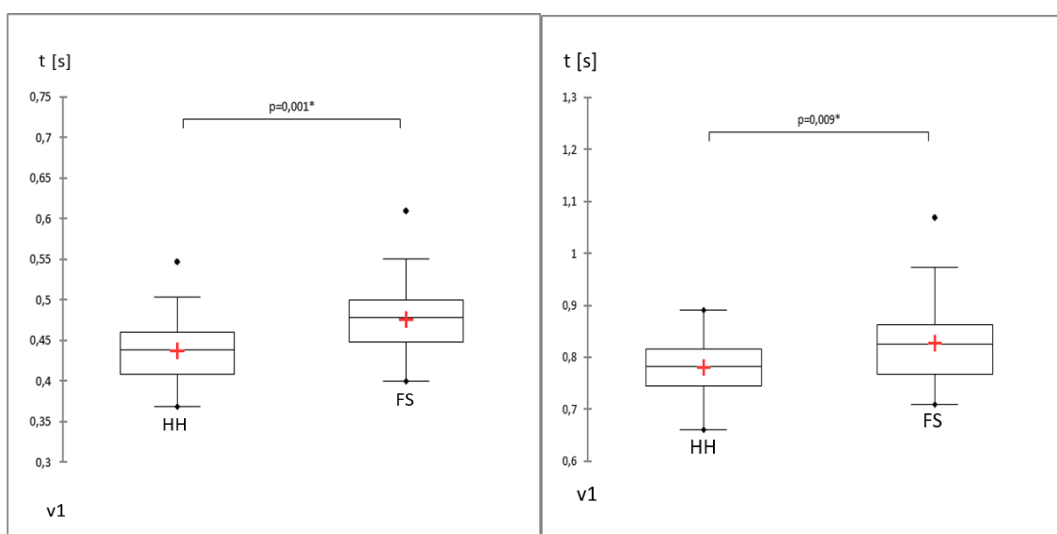
Průměrné hodnoty trvání jednotlivých fází krokového cyklu při chůzi v HH a FS s označením statisticky významných rozdílů jsou zobrazeny na Obr. 32-34.

Tabulka 6 Časové parametry krokového cyklu v HH a FS při rychlosti $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

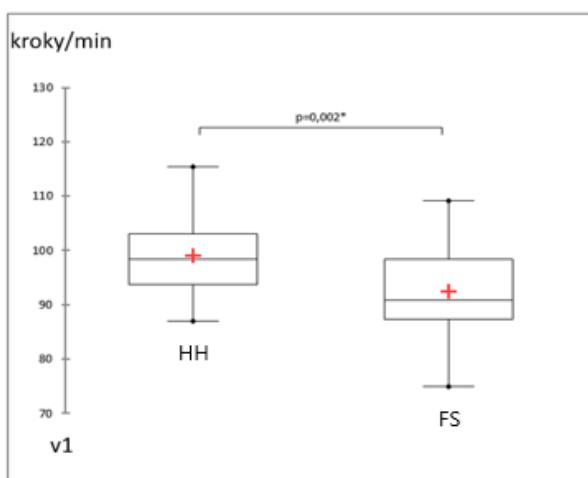
Časové parametry chůze	FS		HH		FS vs. HH		
	průměr ± SD	Poměr %	průměr ± SD	Poměr %	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>d</i>
v_1							
Stojná fáze [s]	0.828 ± 0.077	64	0.780 ± 0.058	64	.009	7.3	0.70
Švihová fáze [s]	0.476 ± 0.046	36	0.438 ± 0.040	36	.001	11.4	0.87
Celk. doba kroku [s]	1.304 ± 0.115	100	1.217 ± 0.084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



Obr. 32 Grafické srovnání celkové doby kroku v HH a FS při rychlosti $0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.



Obr. 33 Grafické srovnání švihové fáze (vlevo) a stojné fáze kroku (vpravo) při chůzi v HH a FS při rychlosti $0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.



Obr. 34 Grafické srovnání frekvence kroků za minutu v HH a FS při rychlosti $0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Celková doba trvání kroku byla v průměru kratší v HH (1,217 s) než v FS (1,304 s). Maximální naměřená hodnota trvání celkové doby kroku byla v HH 1,44 s a v FS 1,56 s. Minimální hodnota trvání celkové doby kroku byla v HH 1,04 s a v FS 1,11 s. Celkové trvání kroku bylo statisticky významně kratší v HH oproti FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ($p = 0,002$; $F = 10,7$; $d = 0,85$).

Švihová fáze kroku byla v průměru kratší v HH (0,438 s) než v FS (0,476 s). Maximální naměřená hodnota trvání švihové fáze kroku byla v HH 0,55 s a v FS 0,61 s. Minimální hodnota trvání švihové fáze byla v HH 0,37 s a v FS 0,41 s. Trvání švihové fáze kroku bylo statisticky významně kratší v HH oproti FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ($p = 0,001$; $F = 11,4$; $d = 0,87$).

Doba stojné fáze kroku byla v průměru kratší v HH (0,780 s) než v FS (0,828 s). Maximální naměřená hodnota trvání stojné fáze kroku byla v HH 0,89 s a v FS 1,07 s. Minimální naměřená hodnota trvání stojné fáze kroku byla v HH 0,66 s a v FS 0,71 s. Stojná fáze kroku byla statisticky významně kratší v HH oproti FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ($p = 0,009$; $F = 7,3$; $d = 0,70$).

Frekvence kroků za minutu byla v průměru vyšší v HH (99) než v FS (92). Maximální počet kroků za minutu byl v HH 115 a v FS 109. Minimální počet kroků za minutu byl v HH 87 a v FS 77. V HH byla frekvence kroků za minutu statisticky významně vyšší než v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ($p = 0,002$; $F = 10,9$; $d = 0,85$). Procentuální podíl jednotlivých fází kroku (stojné, švihové) byl v obou typech bot při rychlosti v_1 stejný (64% - 36%). Všechny naměřené časové parametry kroku - celková doba kroku, švihová fáze, stojná fáze kroku a frekvence kroků za minutu pro v_1 jednotlivých probandek jsou v příloze 7.

Hypotézu H_{01} zamítáme pro všechny sledované parametry.

Alternativní hypotéza H_1 , podle které se celková doba kroku vlivem chůze na podpatcích zkracuje, doba švihové fáze a doba stojné fáze se zkracuje a frekvence kroků se zvyšuje ve srovnání s rovnou obuví, se potvrdila.

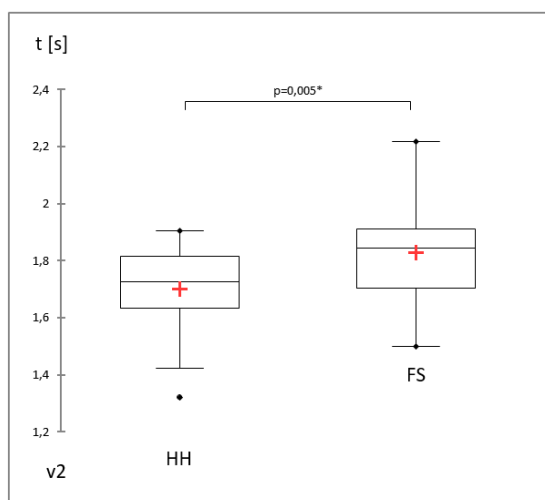
4.1.2 Ověření hypotézy H_{02}

H_{02} : „Časové parametry krokového cyklu (celková doba kroku, doba švihové a stojné fáze a frekvence kroků) se při velmi pomalé chůzi ($v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) na podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší.“

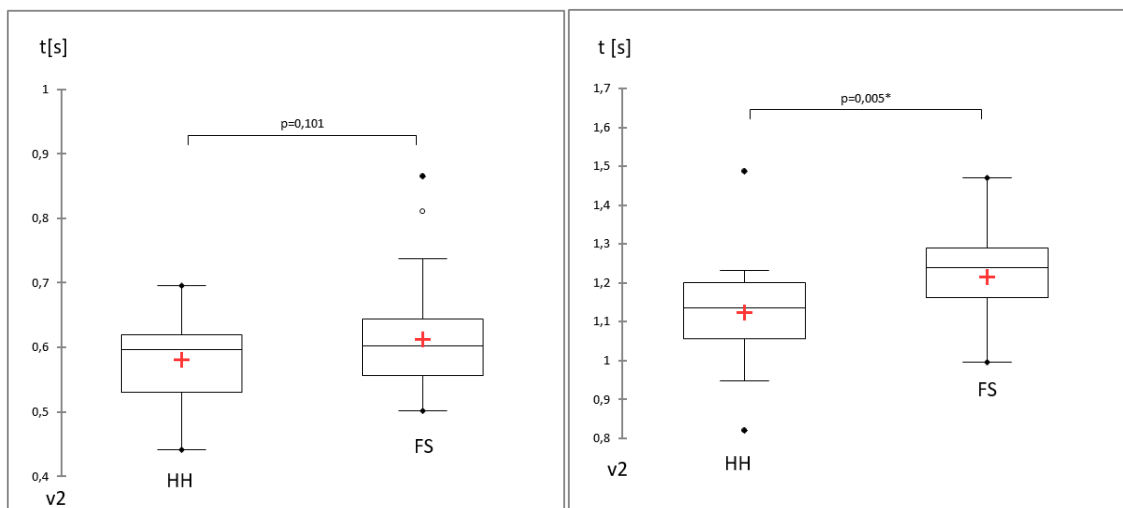
Chůze na vysokých podpatcích byla při rychlosti v_2 příčinou statisticky významného rozdílu ve všech měřených časových parametrech chůze oproti rovné obuvi, kromě švihové fáze kroku (Tabulka 7). Průměrné hodnoty trvání jednotlivých fází krokového cyklu při chůzi v HH a FS s označením statisticky významných rozdílů jsou zobrazeny na Obr. 35-37.

Tabulka 7 Časové parametry krokového cyklu v HH a FS při rychlosti chůze $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

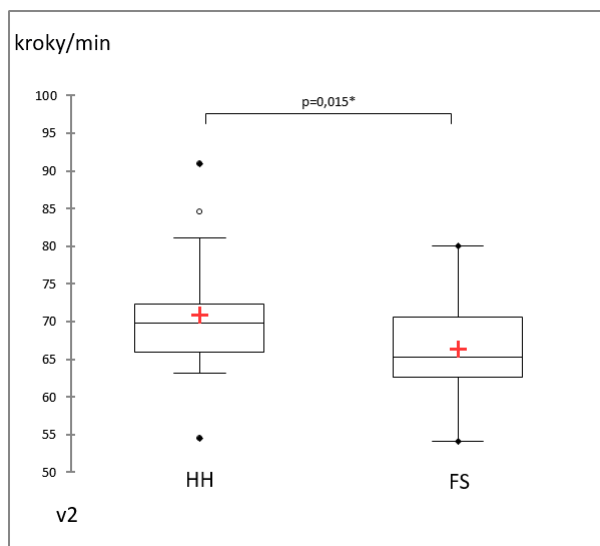
Časové								
parametry chůze	FS		HH		FS vs. HH			
	průměr ± SD	Poměr %	průměr ± SD	Poměr %	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>d</i>	
v_2								
Stojná fáze [s]	1.215 ± 0.115	66	1.124 ± 0.121	66	.005	8.6	0.76	
Švihová fáze [s]	0.613 ± 0.082	34	0.580 ± 0.064	34	.101	2.8	0.43	
Celk. doba kroku [s]	1.829 ± 0.179	100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



Obr. 35 Grafické srovnání celkové doby kroku v HH a FS při rychlosti $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.



Obr. 36 Grafické srovnání švihové fáze (vlevo) a stojné fáze kroku (vpravo) v HH a FS při rychlosti $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.



Obr. 37 Grafické srovnání frekvence kroků za minutu v HH a FS při rychlosti $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Celková doba trvání kroku byla v průměru kratší v HH (1,700 s) než v FS (1,829 s). Maximální naměřená hodnota trvání celkové doby kroku byla v HH 1,90 s a v FS 2,22 s. Minimální hodnota celkové doby kroku byla v HH 1,32 s a v FS 1,51 s. Celkové trvání kroku bylo statisticky významně kratší v HH oproti FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ($p = 0,005$; $F = 8,6$; $d = 0,76$). Švihová fáze kroku byla v průměru kratší v HH (0,580 s) než v FS (0,613 s). Maximální hodnota trvání švihové fáze kroku byla v HH 0,70 s a v FS 0,87 s. Minimální hodnota trvání švihové fáze byla v HH 0,44 s a v FS 0,50 s. V trvání švihové fáze kroku nebyla statisticky a věcně významná změna v HH oproti FS ($p = 0,101$; $F = 2,8$; $d = 0,43$). Doba stojné fáze kroku byla v průměru kratší v HH (1,124 s) než v FS (1,215 s).

Maximální naměřená hodnota trvání stejné fáze kroku byla v HH 1,49 s a v FS 1,35 s. Minimální naměřená hodnota trvání stejné fáze kroku byla v HH 0,82 s a v FS 1,00 s. Stojná fáze kroku byla statisticky významně kratší v HH oproti FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ($p = 0,005$; $F = 8,6$; $d = 0,76$). Frekvence kroků za minutu byla v průměru větší v HH (71) jako v FS (66). Maximální počet kroků za minutu byl v HH 91 a v FS 80. Minimální počet kroků za minutu byl v HH 55 a v FS 54. V HH byla frekvence kroků za minutu statisticky významně vyšší než v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ($p = 0,015$; $F = 6,3$; $d = 0,65$). Procento trvání jednotlivých fází kroku (stojná, švihová) byl v obou typech bot při rychlosti v_2 stejný (66 % - 34 %). Všechny naměřené časové parametry kroku – celková doba kroku, švihová fáze, stojné fáze kroku a frekvence kroků za minutu pro v_2 jednotlivých probandek jsou v příloze 8.

Hypotézu H_{02} zamítáme pro sledované parametry kroku – celkové trvání kroku, stojné fáze kroku a frekvenci kroků za minutu. Hypotézu H_{02} nelze zamítnout pro hodnoty švihové fáze kroku.

Alternativní hypotéza H_2 , podle které se celková doba kroku a doba stojné fáze vlivem chůze na podpatcích zkracuje a frekvence kroků se zvyšuje ve srovnání s rovnou sportovní obuví, se potvrdila. Alternativní hypotéza H_2 , podle které se doba švihové fáze zkracuje, se nepotvrdila.

4.1.3 Ověření hypotézy H_{03}

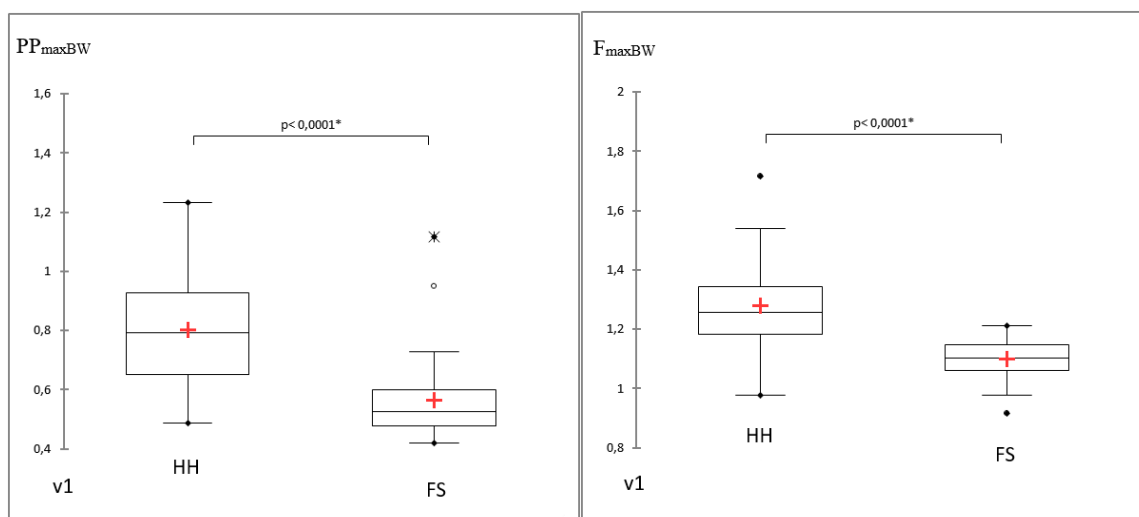
H_{03} : “Dynamické parametry krokového cyklu (maximální tlak a maximální vertikální síla pod plantami) se při pomalé chůzi ($v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) na podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší”.

Chůze na vysokých podpatcích byla při rychlosti v_1 příčinou statisticky významného rozdílu v měřených tlakových parametrech chůze (PP_{maxBW} , F_{maxBW}) oproti rovné obuvi (Tabulka 8). Průměrné hodnoty maximálního tlaku a maximální vertikální síly jsou na Obr. 38.

Tabulka 8 Dynamické parametry krokového cyklu v HH a FS při rychlosti 0,97 m.s⁻¹.

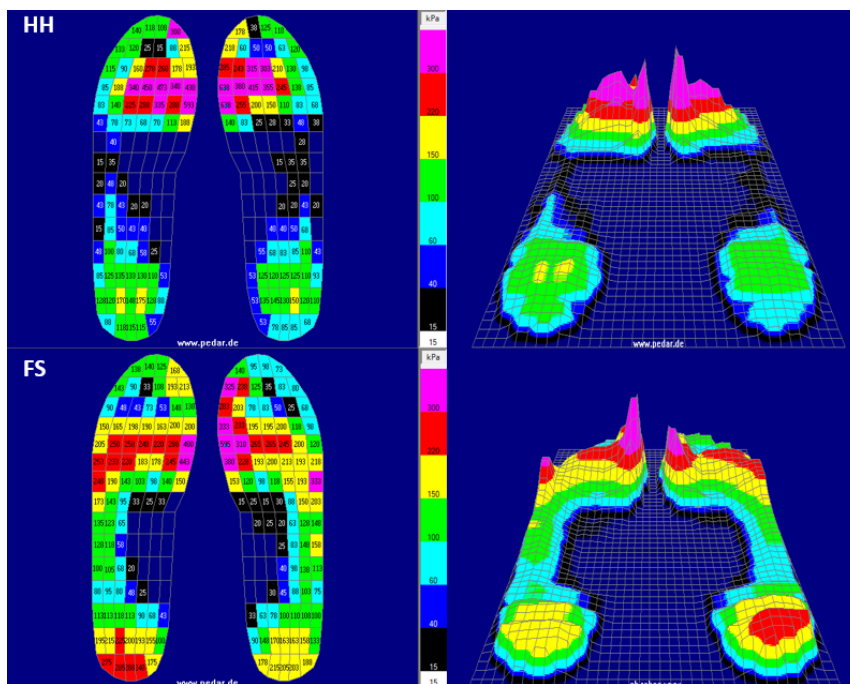
Hodnoty plantárních tlaků	FS	HH	FS vs. HH		
	Průměr ± SD	Průměr ± SD	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>d</i>
v₁					
PP _{maxBW}	0.565 ± 0.151	0.801 ± 0.2	< .001	26.6	1.33
F _{maxBW}	1.099 ± 0.066	1.279 ± 0.162	< .001	31.9	1.46

Legenda: PP_{maxBW} - maximální tlak přepočtený na tělesnou hmotnost; F_{maxBW} - maximální vertikální síla přepočtena na tělesnou hmotnost

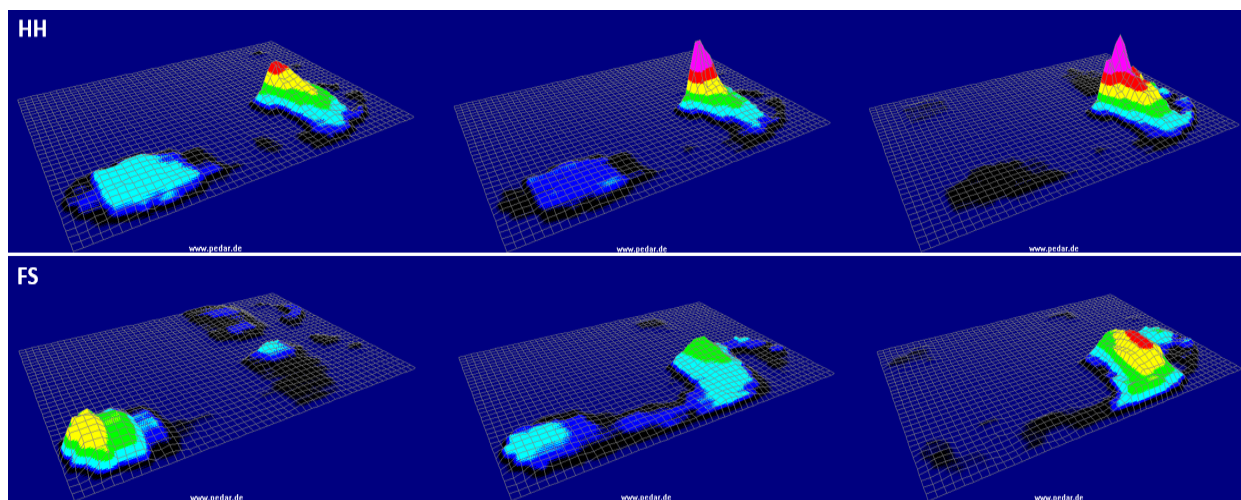


Obr. 38 Grafické srovnání PP_{maxBW} (vlevo) a F_{maxBW} (vpravo) pod plantami při chůzi v HH a FS při v₁.

Průměrný PP_{maxBW} byl v HH 0,801 a v FS 0,565. Nejvyšší hodnota PP_{maxBW} byla v HH 1,23 a v FS 1,12. Minimální hodnota PP_{maxBW} byla v HH 0,49 a v FS 0,42. PP_{maxBW} byl v HH statisticky významně větší, než v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ($p < 0,001$; $F = 26,6$; $d = 1,33$). Příklad rozložení maximálního tlaku pod plosky nohy a rozložení maximálního tlaku v čase při v₁ jsou na Obr. 39 a 40.



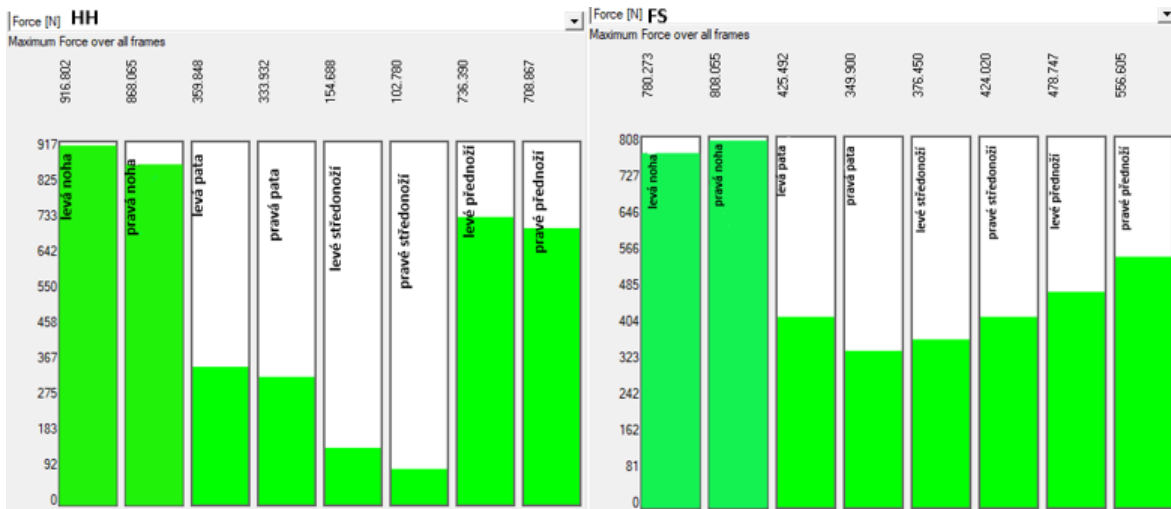
Obr. 39 Rozložení maximálního tlaku pod plantami během chůze v HH a v FS při rychlosti $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ u probandky č. 2 (číselné zobrazení tlaku - vlevo a 3D zobrazení tlaků - vpravo).



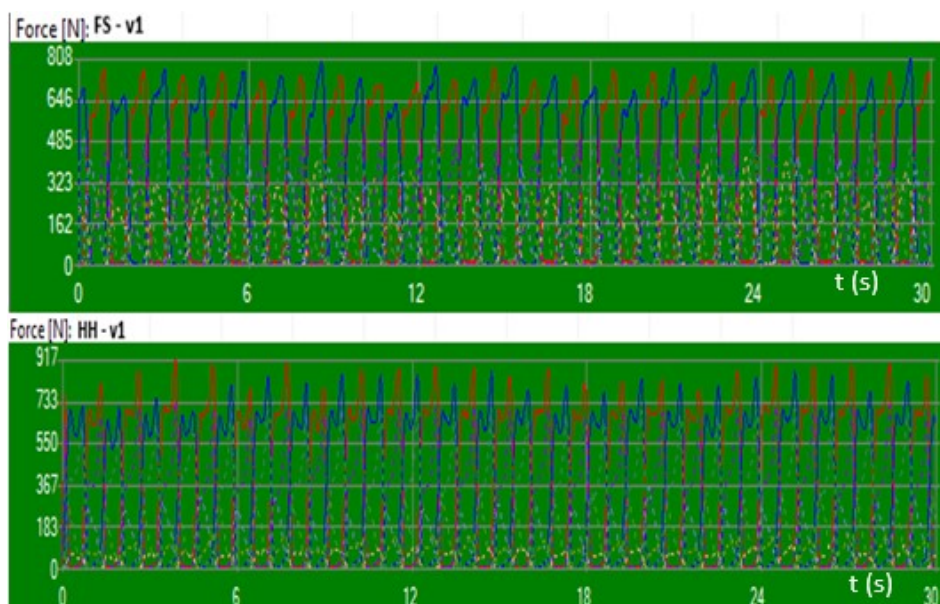
Obr. 40 Rozložení maximálního tlaku během stejné fáze kroku v HH a v FS při rychlosti $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ u probandky č. 2 (zleva doprava - 1. první kontakt nohy se zemí, 2. střední fáze opory, 3. konečná fáze opory).

$F_{\max BW}$ byla v HH 1,279 a v FS 1,099. Nejvyšší hodnota $F_{\max BW}$ byla v HH 1,72 a v FS 1,21. Minimální hodnota $F_{\max BW}$ byla v HH 0,98 a v FS 0,92. $F_{\max BW}$ byla v HH statisticky významně větší než v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ($p < 0,001$; $F = 31,9$; $d = 1,46$). Příklad rozložení maximální vertikální síly pod třemi zónami nohy a velikost

maximální vertikální síly v průběhu celé chůze v FS a HH, jsou na Obr. 41, 42. Všechny naměřené tlakové parametry kroku probandů jsou v příloze 9.



Obr. 41 Grafické znázornění rozložení maximální vertikální síly pod patou, středonožím a přednožím v HH a FS u probandky č. 2.



Obr. 42 Grafické znázornění rozložení maximální vertikální síly během 30 s záznamu v FS a HH u probandky č. 2.

Hypotézu H_0_3 zamítáme pro sledované dynamické parametry (maximální tlak a maximální vertikální síla pod ploškou nohy) krokového cyklu.

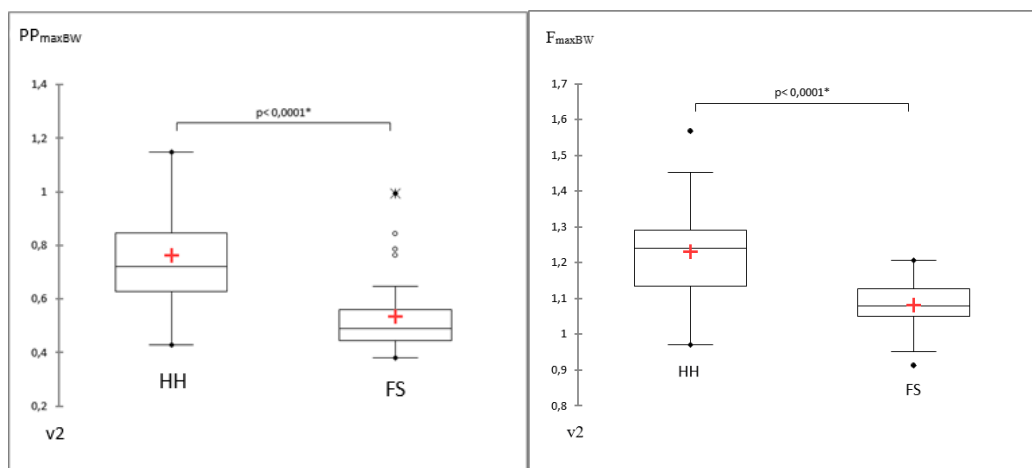
Alternativní hypotéza H_3 , podle které se při pomalé chůzi na podpatcích maximální tlak a maximální vertikální síla zvyšuje ve srovnání s rovnou sportovní obuví, se potvrdila.

4.1.4 Ověření hypotézy H04

H04: “Dynamické parametry krokového cyklu (maximální tlak a maximální vertikální síla pod plantami) se při pomalé chůzi ($v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) na podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší“. Chůze na vysokých podpatcích byla při rychlosti v_2 příčinou statisticky významného rozdílu v měřených tlakových parametrech chůze (PP_{maxBW} , F_{maxBW}) oproti rovné obuvi (Tabulka 9). Průměrné hodnoty maximálního tlaku přepočtené na kilogram hmotnosti jsou znázorněny na Obr. 43.

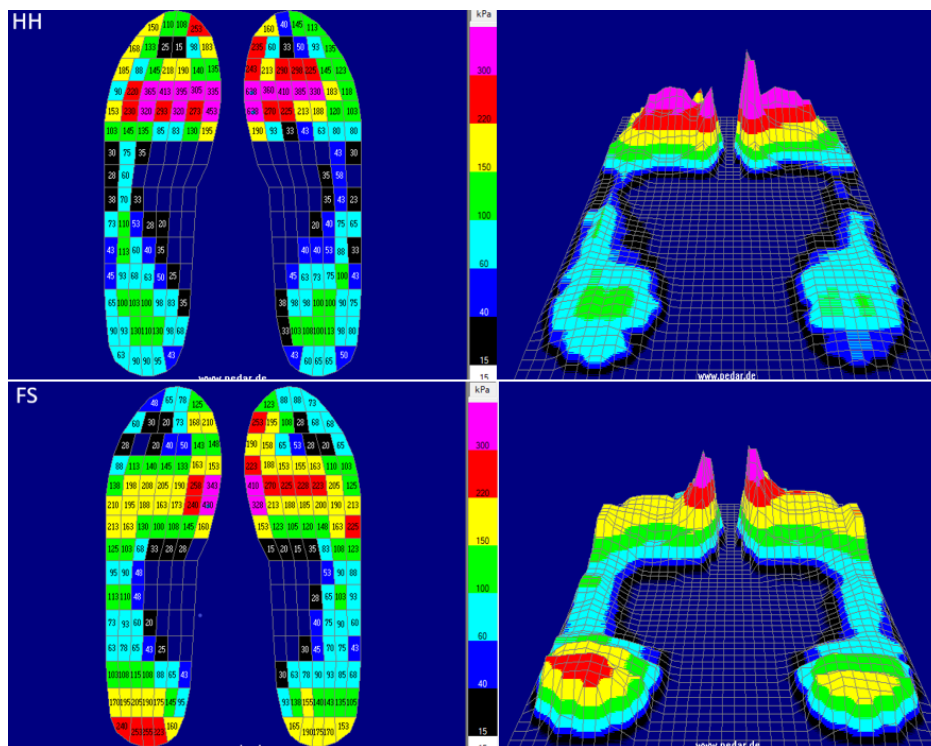
Tabulka 9 Dynamické parametry krokového cyklu v HH a FS při rychlosti $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Hodnoty plantárních tlaků	FS	HH	FS vs. HH		
	Průměr ± SD	Průměr ± SD	<i>p</i>	<i>F</i>	<i>d</i>
v_2					
PP_{maxBW}	0.535 ± 0.142	0.762 ± 0.192	< .001	27.0	1.34
F_{maxBW}	1.080 ± 0.062	1.231 ± 0.135	< .001	30.7	1.43

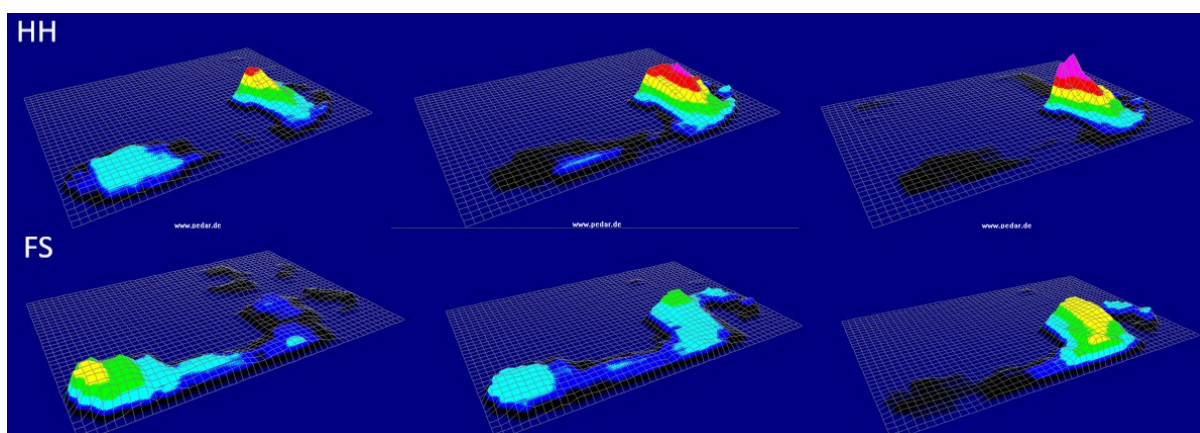


Obr. 43 Grafické srovnání PP_{maxBW} (vlevo) a F_{maxBW} pod plantami (vpravo) při chůzi v HH a FS.

Průměrný PP_{maxBW} byl v HH $0,762$ a v FS $0,535$. Nejvyšší hodnota PP_{maxBW} byla v HH $1,15$ a v FS $0,99$. Minimální hodnota PP_{maxBW} byla v HH $0,43$ a v FS $0,38$. PP_{maxBW} byl v HH statisticky významně větší než v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ($p < 0,001$; $F = 27$; $d = 1,34$). Příklad rozložení maximálního tlaku pod plantami a rozložení maximálního tlaku ve stejné fázi při rychlosti v_2 jsou na Obr. 44, 45.



Obr. 44 Rozložení maximálního tlaku pod plantami během chůze v HH a v FS při rychlosti $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ u probandky č. 2.



Obr. 45 Příklad rozložení maximálního tlaku během stejné fáze kroku v HH a v FS při rychlosti $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ u probandky č. 2.

Průměrná $F_{\max\text{BW}}$ byla v HH 1,231 a v FS 1,080. Nejvyšší hodnota $F_{\max\text{BW}}$ byla v HH 1,57 a v FS 1,16. Minimální hodnota $F_{\max\text{BW}}$ byla v HH 0,97 a v FS 0,91. $F_{\max\text{BW}}$ byla v HH statisticky významně větší než v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ($p < 0,001$; $F = 30,7$; $d = 1,43$). Všechny naměřené hodnoty dynamických parametrů kroku probandů jsou v příloze 9.

Hypotézu H_{04} zamítáme pro sledované dynamické parametry (maximální tlak a maximální vertikální síla pod plantami) krokového cyklu.

Alternativní hypotéza H_4 , podle které se při velmi pomalé chůzi na podpatcích maximální tlak a maximální vertikální síla zvyšuje ve srovnání s rovnou sportovní obuví, se potvrdila.

4.1.5 Ověření hypotézy H_{05}

H_{05} : „Časové a dynamické parametry se při pomalé ($v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) a velmi pomalé ($v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) chůzi neliší“.

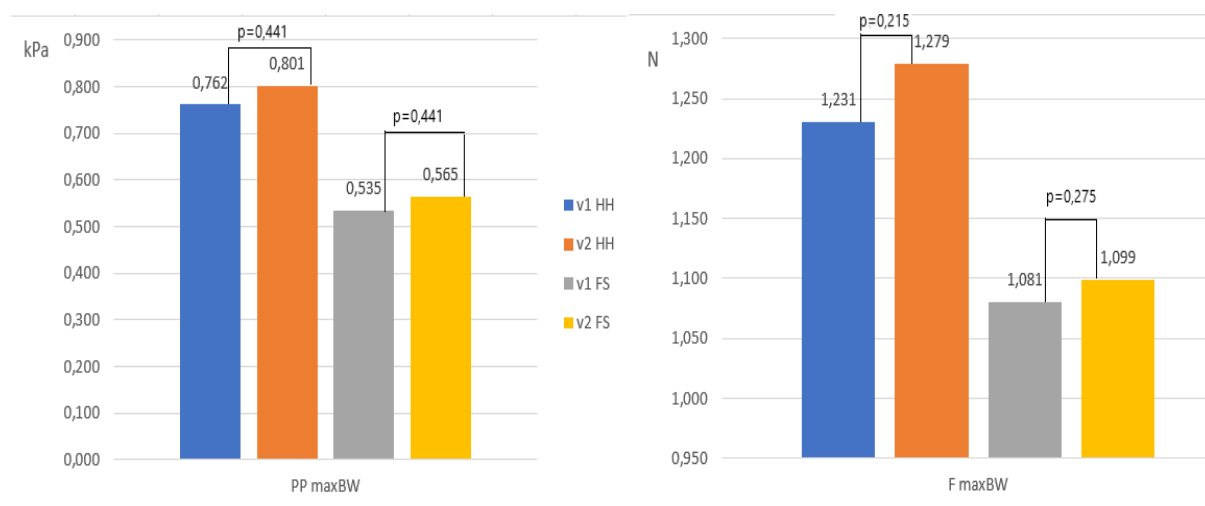
Rychlost chůze byla příčinou statisticky významného rozdílu ve všech měřených časových parametrech chůze. Rychlost chůze nebyla příčinou statisticky významného rozdílu v měřených tlakových parametrech chůze v obuvi s vysokým podpatkem, ani v rovné obuvi (Tabulka 10).

Tabulka 10 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>
Časové parametry kroku						
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
Dynamické parametry kroku						
PP _{maxBW}	.441	-.775	0.20	.441	-.775	0.20
F _{maxBW}	.275	-1.102	0.28	.215	-1.255	0.32

Rychlost chůze měla vliv na stojnou fázi kroku v HH ($p < 0,001$; $t = 13,883$; $d = 3,58$), švihovou fázi ($p < 0,001$; $t = 10,101$; $d = 2,61$), celkovou dobu kroku ($p < 0,001$; $t = 14,032$; $d = 3,83$) a frekvenci kroků za minutu ($p < 0,001$; $t = 15,334$; $d = 3,96$). Stejně měla rychlost chůze vliv i na časové parametry v FS - stojná fáze kroku ($p < 0,001$; $t = 15,057$; $d = 3,89$), švihová fáze ($p < 0,001$; $t = 7,787$; $d = 2,01$), celková doba kroku ($p < 0,001$; $t = 13,298$; $d = 3,83$), frekvence

kroků za minutu ($p < 0,001$; $t = 13,238$; $d = 3,42$). Rychlost chůze neměla vliv na maximální tlak v HH ($p = 0,441$; $t = -0,775$; $d = 0,20$), ani na maximální vertikální sílu ($p = 0,215$; $t = -1,255$; $d = 0,32$). V rovné obuvi neměla rychlost chůze rovněž vliv na maximální tlak ($p = 0,441$; $t = -0,775$; $d = 0,20$), a ani na maximální vertikální sílu ($p = 0,275$; $t = -1,102$; $d = 0,28$). Porovnání dynamických parametrů při pomalé a velmi pomalé rychlosti je zobrazeno na Obr. 46.



Legenda: v₁ HH – pomalá rychlost chůze (0,97 m.s⁻¹) v HH; v₂ HH – velmi pomalá rychlost (0,56 m.s⁻¹) v HH; v₁ FS – pomalá rychlost v rovné obuvi (0,97 m.s⁻¹); v₂ FS – velmi pomalá rychlost v rovné obuvi (0,56 m.s⁻¹); PP_{maxBW} - maximální tlak přepočtený na tělesnou hmotnost; F_{maxBW} - maximální vertikální síla přepočtena na tělesnou hmotnost.

Obr. 46 Grafické znázornění dynamických parametrů maximálního tlaku v HH a FS při rozdílných rychlostech chůze.

Hypotézu H₀₅ můžeme zamítnout pro časové parametry při pomalé a velmi pomalé rychlosti chůze. Hypotézu H₀₅ nelze zamítnout pro dynamické parametry při pomalé a velmi pomalé rychlosti chůze.

Alternativní hypotéza H₅, podle které jsou hodnoty časových parametrů pomalé chůze vyšší než u velmi pomalé chůze, se potvrdila. Alternativní hypotéza H₅, podle které jsou hodnoty dynamických parametrů pomalé chůze vyšší než u velmi pomalé chůze, se nepotvrdila.

4.2 Studie II

4.2.1 Ověření hypotézy H0₆

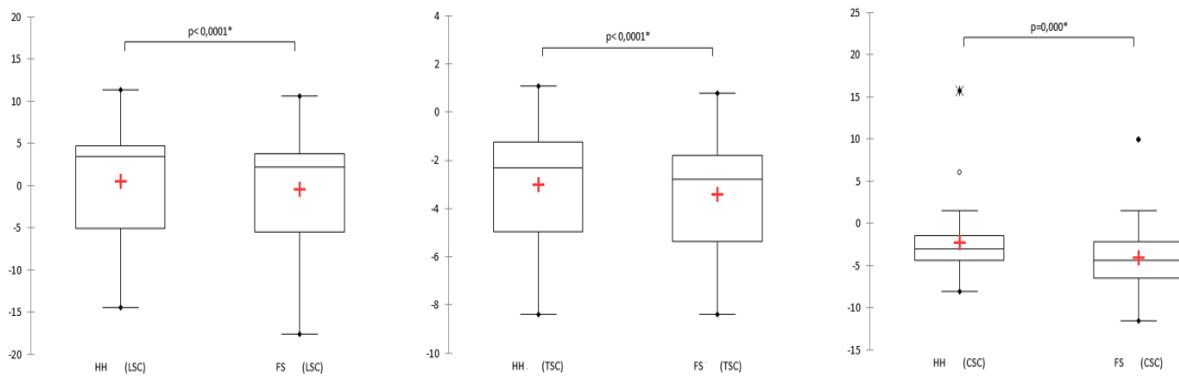
H0₆: „Držení těla v sagitální rovině v jednotlivých úsecích páteře se při pomalé rychlosti chůze ($v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) na vysokých podpatcích a v rovné obuvi neliší“.

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 11). Průměrné hodnoty znázorňující držení těla v jednotlivých úsecích páteře v sagitální rovině s označením statisticky významných rozdílů jsou zobrazeny na Obr. 47, 48.

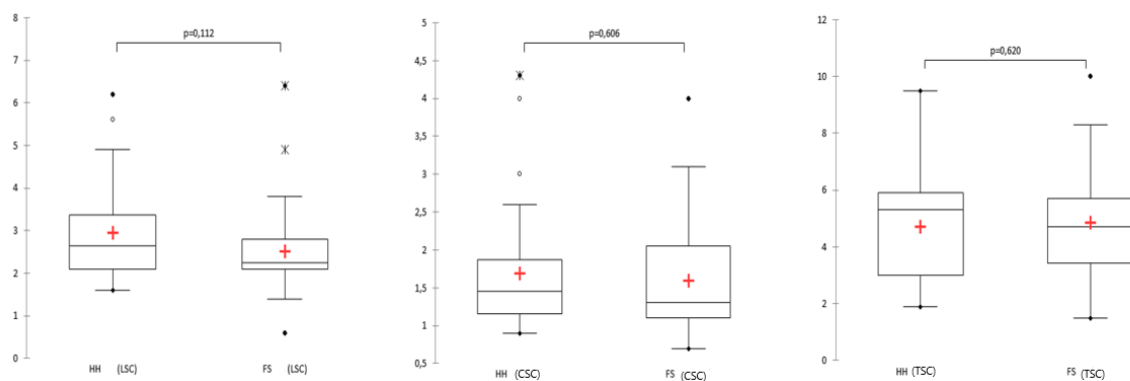
Tabulka 11 Výsledné hodnoty z držení těla v sagitální rovině během chůze v HH a FS při rychlosti chůze $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Měřené parametry jednotlivých úseků páteře	FS	HH	FS vs. HH		
	Průměr ± SD	Průměr ± SD	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>
v_1					
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.



Obr. 47 Grafické srovnání průměrného pohybu mSBI v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.



Obr. 48 Grafické srovnání SBA v LS, C a Th páteři při rychlosti chůze $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.

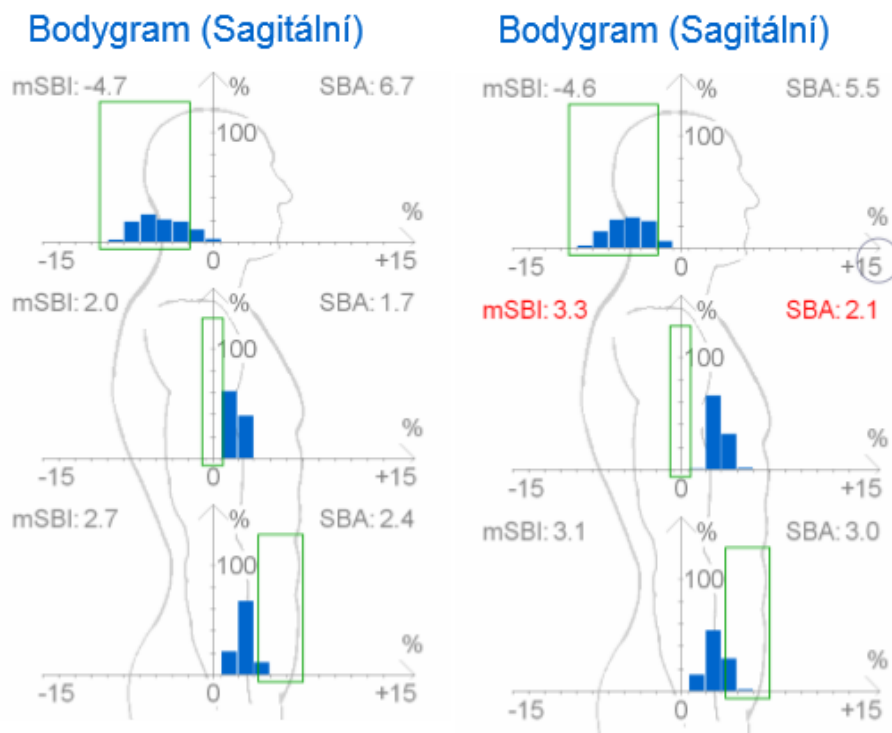
Průměrné hodnoty mSBI v lumbální oblasti páteře při chůzi v HH byly 0,550 a v FS -0,487. Při chůzi v HH se bederní lordóza statisticky významně snižuje oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ($p < 0,001$; $t = 4,2$; $d = 0,74$). Průměrné hodnoty SBA v lumbální oblasti páteře během chůze v HH byly 2,947 a 2,503 v FS. V amplitudě pohybů v bederní oblasti při chůzi v HH je věcně i statisticky nevýznamná změna oproti chůzi v FS ($p = 0,112$; $t = 1,6$; $d = 0,47$).

Průměrné hodnoty mSBI v hrudní oblasti páteře při chůzi v HH byly -3,000 a v FS -3,403. Při chůzi v HH je hrudní kyfóza statisticky významně větší oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ($p < 0,001$; $t = 5,2$; $d = 0,55$). Průměrné hodnoty SBA v oblasti hrudní páteře během chůze v HH byly 1,687 a 1,590 v FS. V amplitudě pohybů v hrudní

oblasti při chůzi v HH je věcně i statisticky nevýznamná změna oproti chůzi v FS ($p = 0,620$; $t = 0,5$; $d = 0,19$).

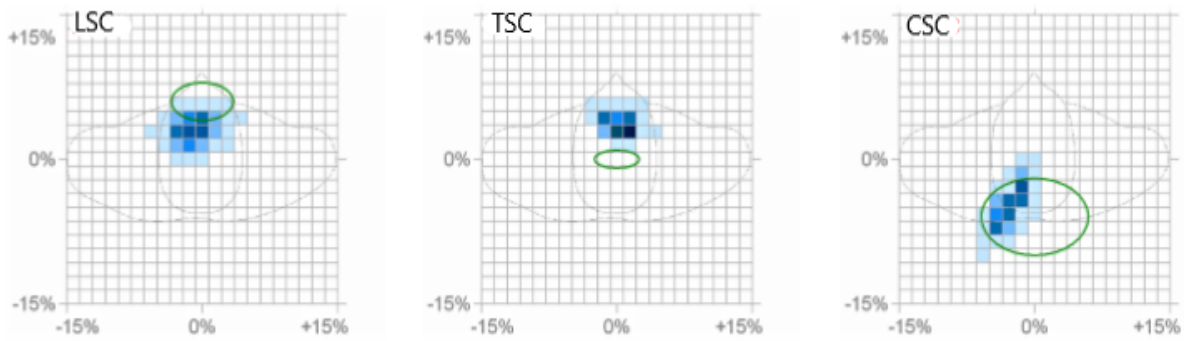
Průměrné hodnoty mSBI v krční části páteře při chůzi v HH byly -2,240 a v FS -4,120. Při chůzi v HH se krční lordóza statisticky významně snižuje oproti chůzi v FS, věcná významnost ale poukazuje na nízkou velikost efektu ($p < 0,001$; $t = 3,9$; $d = 0,44$). Průměrné hodnoty SBA v krční části páteře během chůze v HH byly 4,720 a 4,850 v FS. V amplitudě pohybů v krční oblasti při chůzi v HH je věcně i statisticky nevýznamná změna oproti chůzi v FS ($p = 0,606$; $t = -0,5$; $d = 0,11$).

Bodygramy znázorňující držení těla v sagitální rovině během chůze v HH a FS jsou na Obr. 49. Histogram zobrazení, rozvržení četnosti pro flexi a extenzi v HH je na Obr. 50. Koeficient reliability (Cronbachova alfa) pro mSBI byl 0,815 a pro SBA 0,789, což znamená vysokou konzistenci dat. Všechny naměřené hodnoty mSBI a SBA jednotlivých probandek při chůzi o rychlosti $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v HH a FS jsou v příloze 10.



Legenda: mSBI - medián pohybů v sagitální rovině; SBA - amplituda pohybů v sagitální rovině.

Obr. 49 Bodygramy znázorňující jednotlivé úseky páteře v sagitální rovině u probandky č. 2 během chůze v FS (vlevo) a HH (vpravo).



Legenda: LSC – bederní páteř; TSC – hrudní páteř; CSC – krční páteř

Obr. 50 Histogram flexe / extenze páteře u probandky č. 2 během chůze v HH.

Hypotézu H_0_6 můžeme zamítnout.

Alternativní hypotéza H_6 , podle které chůze na vysokých podpatcích při pomalé chůzi způsobuje významné změny v postavení páteře v sagitální rovině v oblasti krční, hrudní a bederní páteře oproti chůzi v rovné obuvi, se potvrdila.

4.2.2 Ověření hypotézy H_0_7

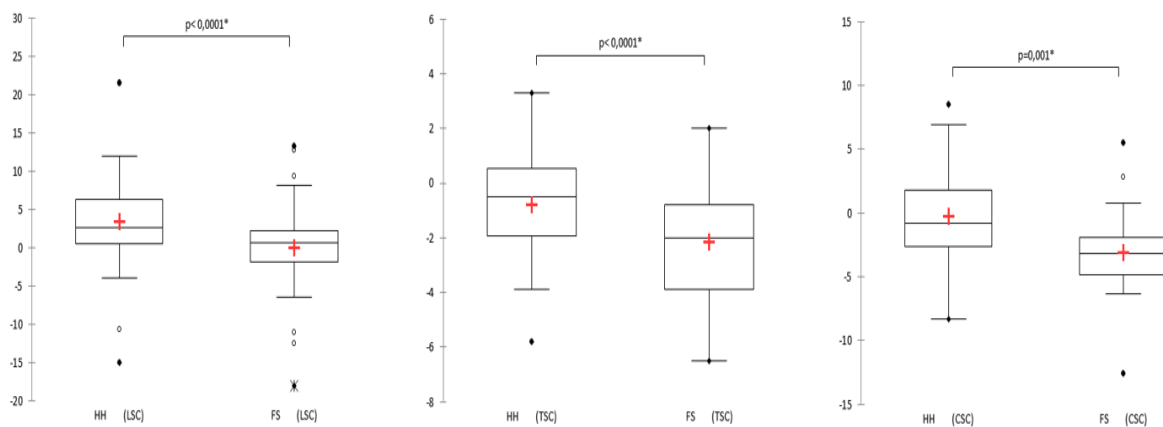
H_0_7 : „Držení těla v sagitální rovině v jednotlivých úsecích páteře se při velmi pomalé rychlosti chůze ($v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) na vysokých podpatcích a v rovné obuvi neliší“.

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 12). Průměrné hodnoty znázorňující držení těla v jednotlivých úsecích páteře v sagitální rovině s označením statisticky významných rozdílů jsou zobrazeny na Obr. 51, 52.

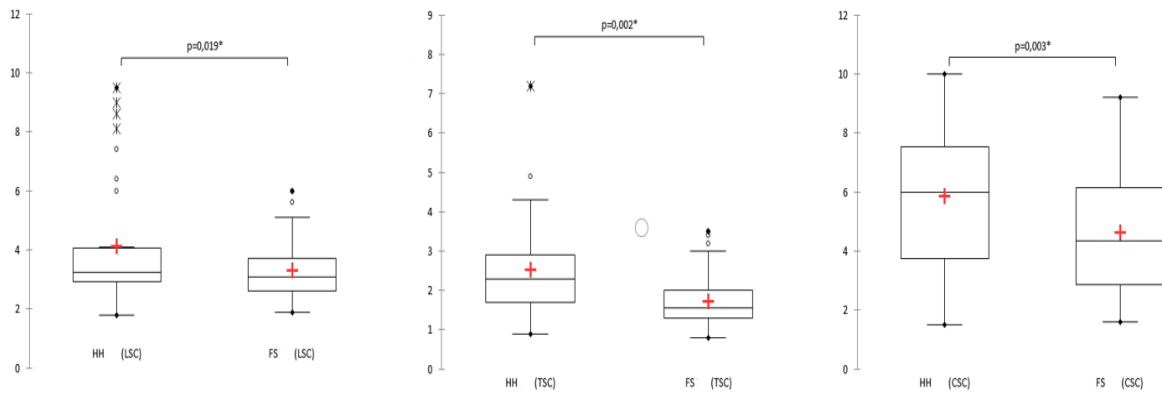
Tabulka 12 Výsledné hodnoty z držení těla v sagitální rovině během chůze v HH a FS při rychlosti $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Měřené parametry

jednotlivých úseků páteře	FS	HH	FS vs. HH		
	Průměr ± SD	Průměr ± SD	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>
v₂					
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



Obr. 51 Grafické srovnání průměrného pohybu mSBI v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v HH a FS.



Obr. 52 Grafické srovnání SBA v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v HH a FS.

Průměrné hodnoty mSBI v lumbální oblasti páteře při chůzi v HH byly 3,337 a v FS 0,003. Při chůzi v HH se bederní lordóza statisticky významně snižuje oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ($p < 0,001$; $t = 4,5$; $d = 0,67$). Průměrné hodnoty SBA v lumbální oblasti během chůze v HH byly 4,140 a 3,303 v FS. Amplituda pohybů v bederní oblasti při chůzi v HH je statisticky významně rozdílná oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ($p = 0,019$; $t = 2,5$; $d = 0,74$).

Průměrné hodnoty mSBI v hrudní oblasti při chůzi v HH byly -0,770 a v FS -2,147. Při chůzi v HH je hrudní kyfóza statisticky významně větší oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ($p < 0,001$; $t = 9,0$; $d = 0,64$). Průměrné hodnoty SBA v hrudní oblasti během chůze v HH byly 2,520 a 1,733 v FS. Amplituda pohybů v hrudní oblasti při chůzi v HH je statisticky významně rozdílná oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ($p = 0,003$; $t = 3,4$; $d = 0,76$). Průměrné hodnoty mSBI v krční části páteře při chůzi v HH byly -0,240 a v FS -3,123. Při chůzi v HH se krční lordóza statisticky významně snižuje oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na vysokou velikost efektu ($p = 0,001$; $t = 3,7$; $d = 0,82$). Průměrné hodnoty SBA v krční části páteře během chůze v HH byly 5,853 a 4,627 v FS. Amplituda pohybů v krční páteři při chůzi v HH je statisticky významně rozdílná oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ($p = 0,002$; $t = 3,2$; $d = 0,53$). Všechny naměřené hodnoty mSBI a SBA probandek při chůzi o rychlosti $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v HH a FS jsou v příloze 11.

Hypotézu H_0 můžeme zamítnout.

Alternativní hypotéza H_7 , podle které chůze na podpatcích při velmi pomalé chůzi způsobuje významné změny v postavení páteře v sagitální rovině v oblasti krční, hrudní a bederní páteře oproti chůzi v rovné obuvi, se potvrdila.

4.2.3 Ověření hypotézy H0₈

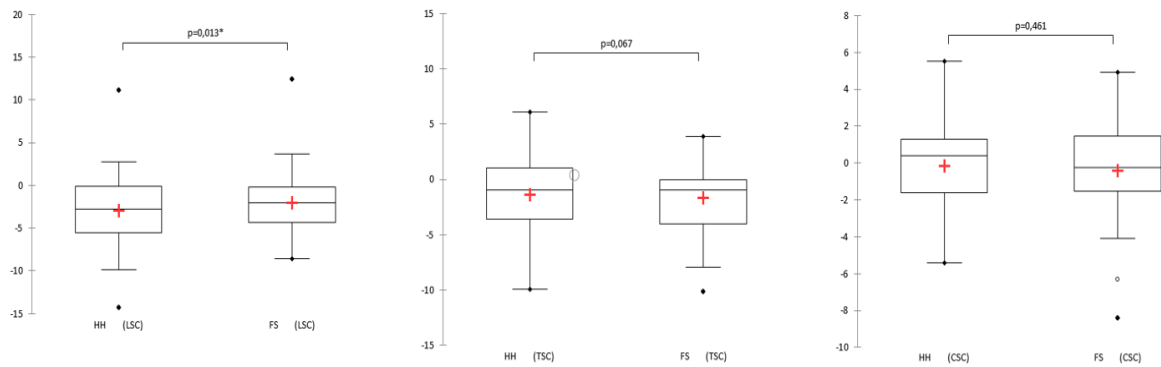
H0₈: „Držení těla ve frontální rovině v jednotlivých úsecích páteře se při pomalé rychlosti chůze ($v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) na vysokých podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší“.

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 13). 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. Průměrné hodnoty znázorňující držení těla v jednotlivých úsecích páteře ve frontální rovině s označením p hodnoty jsou zobrazeny na Obr. 53, 54.

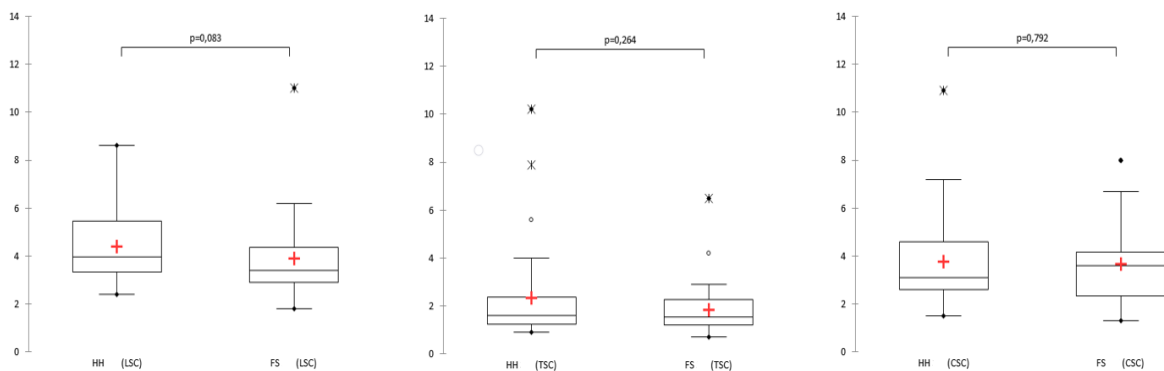
Tabulka 13 Výsledné hodnoty z držení těla ve frontální rovině při chůzi v HH a FS při rychlosti $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Měřené parametry					
jednotlivých úseků páteře	FS	HH	FS vs. HH		
	Průměr ± SD	Průměr ± SD	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>
v_1					
mFBI – LSC %	-2.023 ± 4.129	-2.980 ± 4.621	.013	-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.



Obr. 53 Grafické srovnání průměrného pohybu mFBI v LS, Th, C páteře při rychlosti chůze $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v HH a FS.



Obr. 54 Grafické srovnání amplitudy pohybu (FBA) v LS, Th a C páteře při rychlosti chůze $v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v HH a FS.

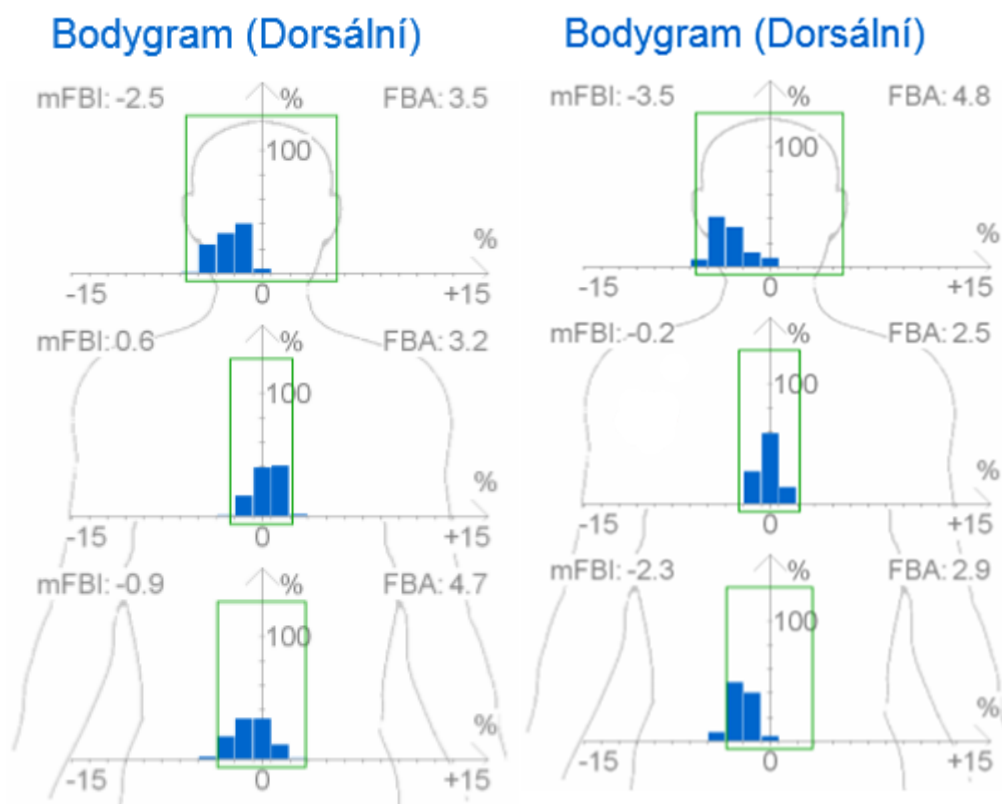
Průměrné hodnoty mFBI v lumbální oblasti páteře při chůzi v HH byly -2,98 a v FS -2,023. Při chůzi v HH došlo ke statisticky významným změnám v postavení bederní páteře ve frontální rovině oproti chůzi v FS, věcná významnost ale poukazuje na nízkou velikost efektu ($p = 0,013$; $t = -2,7$; $d = 0,22$). Průměrné hodnoty FBA v lumbální oblasti během chůze v HH byly 4,410 a 3,890 v FS. 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 ($p = 0,083$; $t = 1,8$; $d = 0,20$).

Průměrné hodnoty mFBI v hrudní oblasti při chůzi v HH byly -1,376 a v FS -1,686. Při chůzi v HH došlo ke statisticky a věcně nevýznamným změnám v postavení hrudní páteře, ve frontální rovině oproti chůzi v FS ($p = 0,461$; $t = 1,9$; $d = 0,09$). Průměrné hodnoty FBA v hrudní oblasti během chůze v HH byly 2,336 a 1,843 v FS. V amplitudě pohybů v hrudní oblasti,

při chůzi v HH došlo ke statisticky a věcně nevýznamným změnám oproti chůzi v FS ($p = 0,792$; $t = 1,1$; $d = 0,37$).

Průměrné hodnoty mFBI v krční části páteře při chůzi v HH byly -0,173 a v FS -0,440. Při chůzi v HH došlo k statisticky a věcně nevýznamným změnám v krční oblasti páteře, ve frontální rovině oproti chůzi v FS ($p = 0,067$; $t = 0,7$; $d = 0,09$). Průměrné hodnoty FBA v krční části páteře během chůze v HH byly 3,770 a 3,656 v FS. Amplituda pohybů v krční páteři při chůzi v HH je ve frontální rovině statisticky a věcně nevýznamná oproti chůzi v FS ($p = 0,264$; $t = 0,3$; $d = 0,01$).

Bodygramy znázorňující držení těla během chůze v HH a FS jsou na Obr. 55. Koeficient reliability (Cronbachova alfa) pro mFBI byl 0,721, což znamená vysokou konzistenci dat a pro FBA 0,628. Všechny naměřené hodnoty mFBI a FBA jednotlivých probandek při chůzi o rychlosti $0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v HH a FS jsou v příloze 12.



Legenda: mFBI medián pohybů ve frontální rovině; FBA - amplituda pohybů ve frontální rovině

Obr. 55 Bodygramy znázorňující jednotlivé úseky páteře ve frontální rovině během chůze u probandky č. 2 v FS (vlevo) a HH (vpravo).

Hypotézu H_{08} můžeme zamítnout pro držení těla ve frontální rovině v bederní oblasti páteře.

Hypotézu H_{08} nelze zamítnout pro ostatní úseky páteře (hrudní, krční).

Alternativní hypotéza H_8 , podle které chůze na podpatcích při pomalé chůzi způsobuje významné změny v postavení páteře ve frontální rovině v bederní oblasti oproti chůzi v rovné obuvi, se potvrdila. Alternativní hypotéza H_8 , podle které chůze na podpatcích při pomalé chůzi způsobuje významné změny v postavení páteře ve frontální rovině v oblasti hrudní a krční oproti chůzi v rovné obuvi, se nepotvrdila.

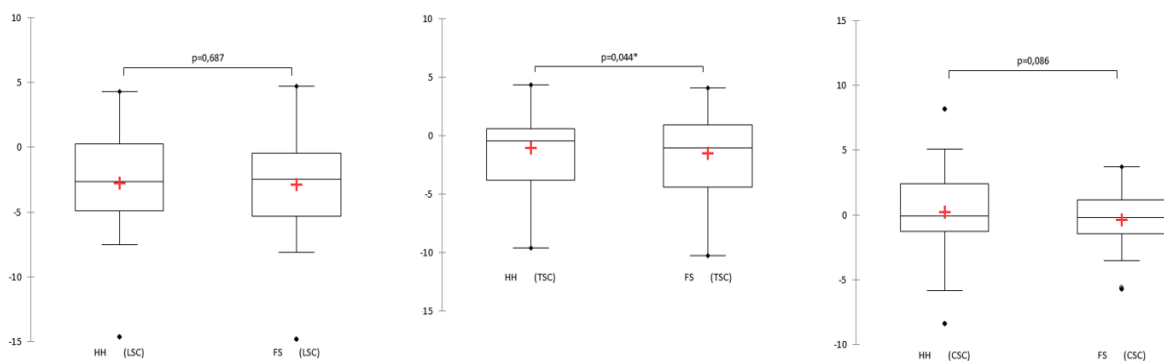
4.2.4 Ověření hypotézy H_{09}

H_{09} : „Držení těla ve frontální rovině v jednotlivých úsecích páteře se při velmi pomalé chůzi ($v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) na vysokých podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší“.

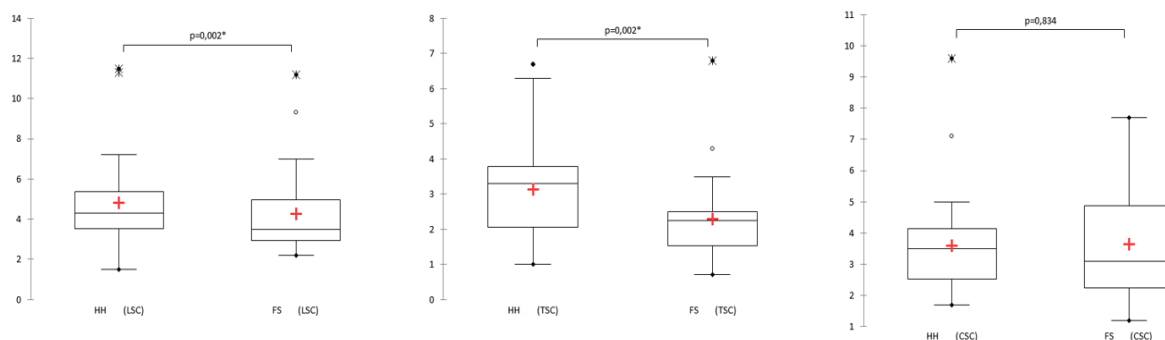
Chůze na vysokých podpatcích při rychlosti v_2 byla příčinou statisticky významného rozdílu v držení těla ve frontální rovině, oproti chůzi v rovné obuvi jen v hrudní části páteře (Tabulka 14). V ostatních úsecích páteře (LS, C) nebyly HH příčinou statisticky významných změn mFBI. HH byly příčinou statistických změn amplitudy pohybu (FBA) při rychlosti v_2 v bederní a hrudní části páteře. Průměrné hodnoty znázorňující držení těla v jednotlivých úsecích páteře ve frontální rovině s označením p hodnoty jsou zobrazeny na Obr. 56, 57.

Tabulka 14 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>	
v_2						
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	.002	3.4	0.22	
mFBI – TSC %	-1.513 ± 3.531	-1.036 ± 3.193	.044	2.1	0.14	
FBA – TSC %	2.283 ± 1.190	3.140 ± 1.434	.002	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	



Obr. 56 Grafické srovnání průměrného pohybu mFBI v LS, Th, C páteři při rychlosti chůze $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v HH a FS.



Obr. 57 Grafické srovnání FBA v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v HH a FS.

Průměrné hodnoty mFBI v lumbální oblasti páteře při chůzi v HH byly -2,760 a v FS -2,893. Při chůzi v HH došlo k statisticky a věcně nevýznamným změnám ve frontální rovině v bederní oblasti oproti chůzi v FS ($p = 0,687$; $t = 0,4$; $d = 0,03$). Průměrné hodnoty FBA v lumbální oblasti během chůze v HH byly 4,833 a 4,277 v FS. 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 ($p = 0,002$; $t = 3,4$; $d = 0,22$). Průměrné hodnoty mFBI v hrudní oblasti při chůzi v HH byly -1,036 a v FS -1,513. 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 ($p = 0,044$; $t = 2,1$; $d = 0,14$). Průměrné hodnoty FBA v hrudní oblasti během chůze v HH byly 3,140 a 2,283 v FS. 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 ($p = 0,002$; $t = 3,4$; $d = 0,45$).

Průměrné hodnoty mFBI v krční části páteře při chůzi v HH byly 0,203 a v FS -0,350. Při chůzi v HH došlo ke statisticky a věcně nevýznamným změnám v krční oblasti páteře ve frontální rovině oproti chůzi v FS ($p = 0,086$; $t = 1,8$; $d = 0,19$). Průměrné hodnoty FBA v krční části páteře během chůze v HH byly 3,590 a 3,640 v FS. Amplituda pohybů v krční páteři při chůzi v HH je ve frontální rovině statisticky a věcně nevýznamná oproti chůzi v FS ($p = 0,834$; $t = -0,2$; $d = 0,10$). Všechny naměřené hodnoty mFBI a FBA jednotlivých probandek při chůzi o rychlosti $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v HH a FS jsou v příloze 13.

Hypotézu H_0_9 můžeme zamítnout pro držení těla ve frontální rovině v hrudní oblasti páteře.

Hypotézu H_0_9 nelze zamítnout pro ostatní úseky páteře (bederní, krční).

Alternativní hypotéza H_9 , podle které chůze na podpatcích při velmi pomalé chůzi způsobuje významné změny v postavení páteře ve frontální rovině v hrudní oblasti oproti chůzi v rovné obuvi, se potvrdila. Alternativní hypotéza H_9 , podle které chůze na podpatcích při velmi pomalé chůzi způsobuje významné změny v postavení páteře ve frontální rovině v oblasti bederní a krční páteře oproti chůzi v rovné obuvi, se nepotvrdila.

4.2.5 Ověření hypotézy H_{010}

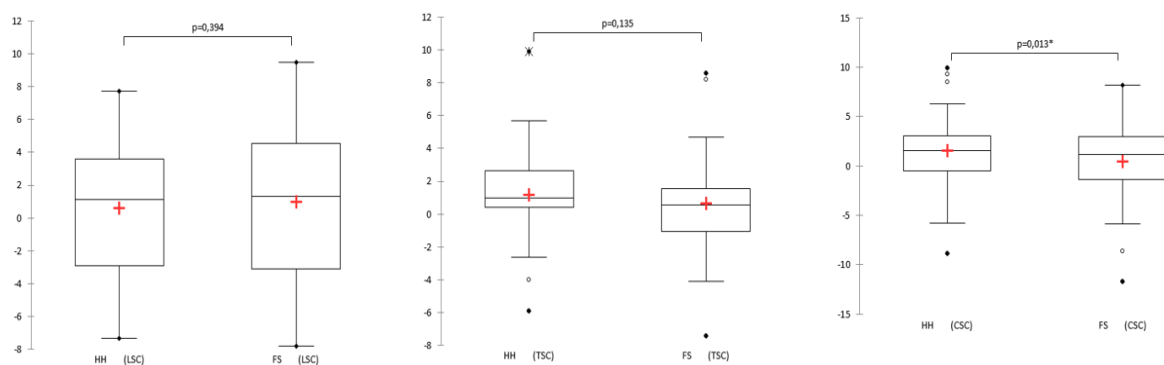
H_{010} : "Držení těla v transverzální (rotační) rovině v jednotlivých úsecích páteře se při pomalé chůzi ($v_1 = 0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) na vysokých podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší".

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 15). 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. Průměrné hodnoty znázorňující držení těla v jednotlivých úsecích páteře v rotační rovině s označením p hodnoty jsou zobrazeny na Obr. 58, 59.

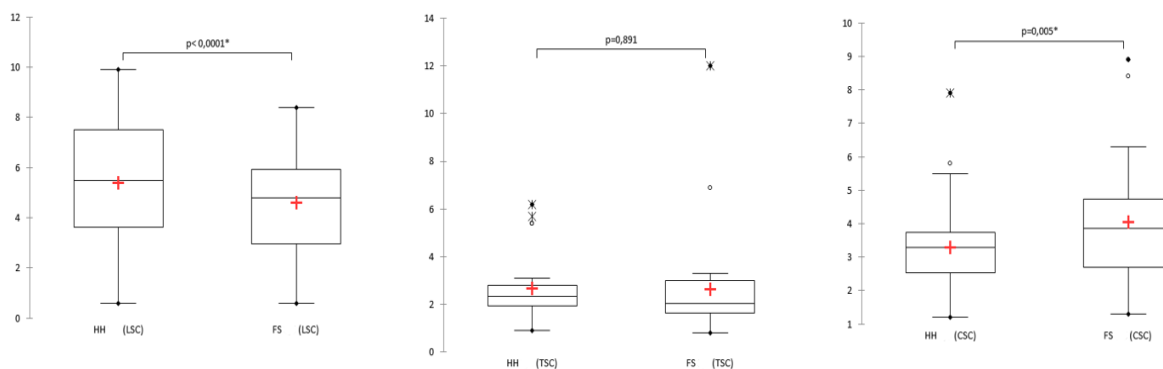
Tabulka 15 Výsledné hodnoty z držení těla v transverzální (rotační) rovině během chůze v HH a FS při rychlosti $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$.

Měřené parametry						
jednotlivých úseků páteře	FS	HH	FS vs. HH			
	Průměr ± SD	Průměr ± SD	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>d</i>	
v_1						
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	

Legenda: mTI – medián pohybů v transverzální rovině, TA – amplituda pohybů v transverzální rovině.

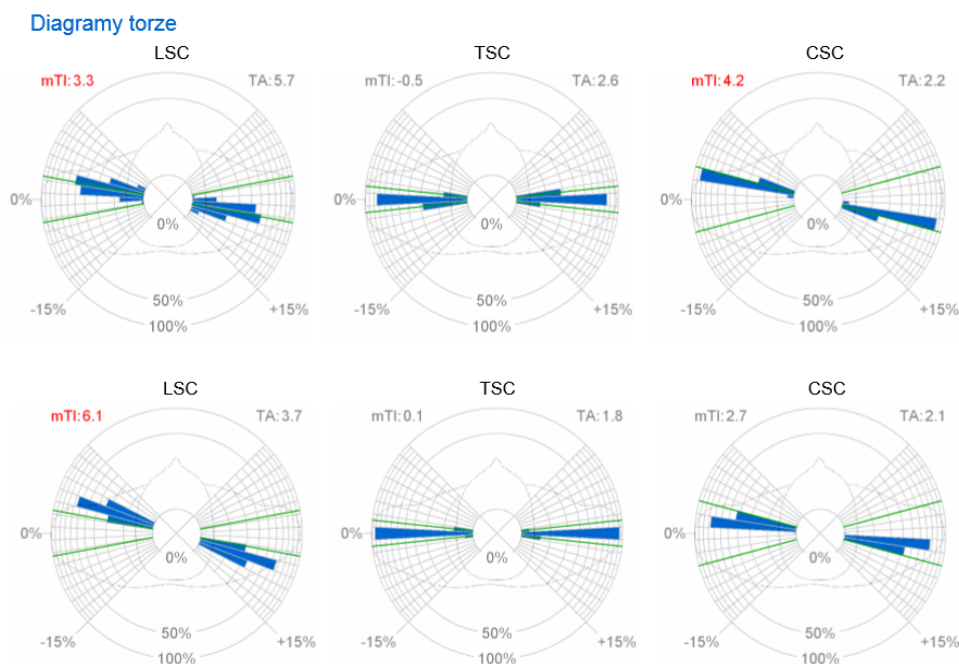


Obr. 58 Grafické srovnání průměrného pohybu mTI v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.



Obr. 59 Grafické srovnání TA v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.

Průměrné hodnoty mTI v lumbální oblasti páteře při chůzi v HH byly 0,590 a v FS 0,970. Při chůzi v HH došlo ke statisticky a věcně nevýznamným změnám v držení těla v rotační rovině oproti chůzi v FS ($p = 0,394$; $t = -0,9$; $d = 0,09$). Průměrné hodnoty TA v lumbální oblasti během chůze v HH byly 4,613 a 5,383 v FS. Amplituda pohybů v bederní oblasti při chůzi v HH v rotační rovině je statisticky významně rozdílná oproti chůzi v FS ($p < 0,001$; $t = 4,7$; $d = 0,11$). Průměrné hodnoty mTI v hrudní oblasti při chůzi v HH byly 1,181 a v FS 0,652. Při chůzi v HH došlo k statisticky a věcně nevýznamným změnám v hrudní oblasti páteře, v rotační rovině oproti chůzi v FS ($p = 0,135$; $t = 1,5$; $d = 0,17$). Průměrné hodnoty TA v hrudní oblasti během chůze v HH byly 2,670 a 2,620 v FS. V amplitudě pohybů v hrudní oblasti, při chůzi v HH je statisticky a věcně nevýznamná změna oproti chůzi v FS ($p = 0,891$; $t = 0,1$; $d = 0,07$). Průměrné hodnoty mTI v krční části páteře při chůzi v HH byly 1,590 a v FS 0,420. Při chůzi v HH došlo ke statisticky významným změnám v krční oblasti páteře v rotační rovině oproti chůzi v FS ($p = 0,013$; $t = 2,7$; $d = 0,28$). Průměrné hodnoty TA naměřené v krční části páteře během chůze v HH byly 3,280 a 4,053 v FS. Amplituda pohybů v krční páteři při chůzi v HH je v transverzální rovině statisticky významně rozdílná oproti chůzi v FS, věcná významnost poukazuje na střední velikost efektu ($p = 0,005$; $t = -3,0$; $d = 0,50$). Diagramy torze během chůze v HH a FS jsou na Obr. 60. Koeficient reliability (Cronbachova alfa) pro mTI byl 0,846, což znamená vysokou konzistenci dat, pro TA 0,553. Všechny naměřené hodnoty mTI a TA jednotlivých probandek při chůzi o rychlosti $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS jsou v příloze 14.



Legenda: LSC – bederní páteř, TSC – hrudní páteř; CSC – krční páteř, mTI – medián rotačních pohybů, TA - amplituda pohybů v rotační rovině.

Obr. 60 Diagramy znázorňující jednotlivé úseky páteře v rotační rovině u probandky č. 2 během chůze v FS (nahore) a HH (dole).

Hypotézu H_{010} můžeme zamítnout pro držení těla v transverzální rovině v krční oblasti páteře.

Hypotézu H_{10} nelze zamítnout pro ostatní úseky páteře (bederní, hrudní).

Alternativní hypotéza H_{10} , podle které chůze na podpatcích při pomalé chůzi způsobuje významné změny v postavení páteře v transverzální rovině v krční oblasti oproti chůzi v rovné obuvi, se potvrdila. Alternativní hypotéza H_{10} , podle které chůze na podpatcích při pomalé chůzi způsobuje významné změny v postavení páteře v transverzální rovině v oblasti bederní a hrudní oproti chůzi v rovné obuvi, se nepotvrdila.

4.2.6 Ověření hypotézy H_{011}

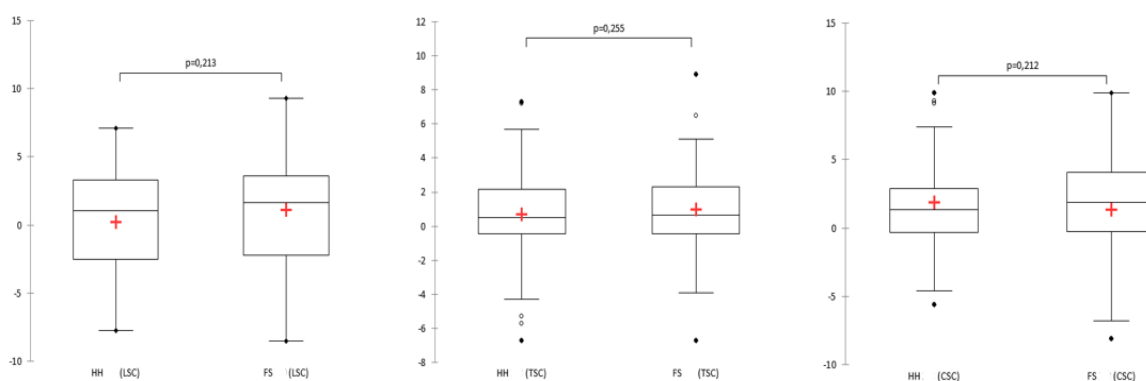
H_{011} : "Držení těla v transverzální (rotační) rovině v jednotlivých úsecích páteře se při pomalé chůzi ($v_2 = 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) na vysokých podpatcích a v rovné sportovní obuvi neliší".

Chůze na vysokých podpatcích při rychlosti v_2 nebyla příčinou statisticky významného rozdílu v držení těla v transverzální (rotační) rovině (mTI), oproti chůzi v rovné obuvi (Tabulka 16). HH byly příčinou statistických změn amplitudy rotačního pohybu (TA) při rychlosti v_2 v

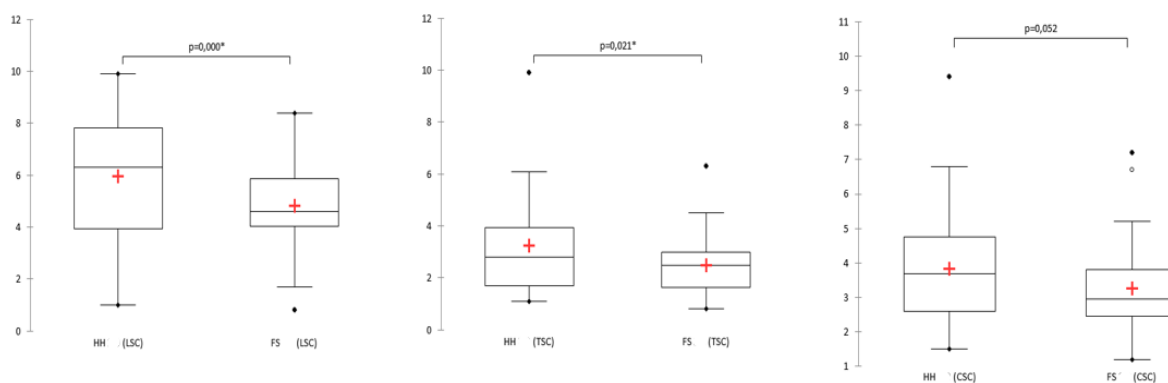
bederní a hrudní části páteře. Průměrné hodnoty znázorňující držení těla v jednotlivých úsecích páteře v rotační rovině s označením p hodnoty jsou zobrazeny na Obr. 61, 62.

Tabulka 16 Výsledné hodnoty z držení těla v transverzální (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>	
v₂						
mTI – LSC %	1.093 ± 4.036	0.250 ± 4.19	.213	-1.3	0.21	
TA – LSC %	4.836 ± 1.79	5.970 ± 2.286	< .001	4.3	0.25	
mTI – TSC %	0.993 ± 2.974	0.690 ± 3.353	.255	-1.2	0.10	
TA – TSC %	2.493 ± 1.228	3.233 ± 1.986	.021	2.5	0.33	
mTI – CSC %	1.366 ± 3.789	1.856 ± 3.786	.212	1.3	0.13	
TA – CSC %	3.260 ± 1.373	3.843 ± 1.688	.052	2.0	0.37	



Obr. 61 Grafické srovnání průměrného pohybu mTI v LS, Th a C páteře při rychlosti chůze $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v HH a FS.



Obr. 62 Grafické srovnání TA v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v HH a FS.

Průměrné hodnoty mTI v lumbální oblasti páteře při chůzi v HH byly $0,250$ a v FS $1,093$. Při chůzi v HH došlo ke statisticky a věcně nevýznamným změnám v držení těla v rotační rovině oproti chůzi v FS ($p = 0,213$; $t = -1,3$; $d = 0,21$). Průměrné hodnoty TA naměřené v lumbální oblasti během chůze v HH byly $5,970$ a $4,836$ v FS. 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 ($p < 0,001$; $t = 4,3$; $d = 0,25$).

Průměrné hodnoty mTI v hrudní oblasti při chůzi v HH byly $0,690$ a v FS $0,993$. Při chůzi v HH došlo k statisticky a věcně nevýznamným změnám v hrudní oblasti páteře, v rotační rovině oproti chůzi v FS ($p = 0,255$; $t = -1,2$; $d = 0,10$). Průměrné hodnoty TA v hrudní oblasti během chůze v HH byly $3,233$ a $2,493$ v FS. 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 ($p = 0,021$; $t = 2,450$; $d = 0,33$).

Průměrné hodnoty mTI v krční části páteře při chůzi v HH byly $1,856$ a v FS $1,366$. Při chůzi v HH došlo k statisticky a věcně nevýznamným změnám v krční oblasti páteře v rotační rovině oproti chůzi v FS ($p = 0,212$; $t = 1,3$; $d = 0,13$). Průměrné hodnoty TA v krční části páteře během chůze v HH byly $3,843$ a $3,260$ v FS. V amplitudě pohybů v krční páteři, při chůzi v HH nastala v transversální rovině statisticky a věcně nevýznamná změna oproti chůzi v FS ($p = 0,052$; $t = 2,0$; $d = 0,37$). Všechny naměřené hodnoty mTI a TA jednotlivých probandek při chůzi o rychlosti $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v HH a FS jsou v příloze 15.

Hypotézu H_{011} nelze zamítnout pro držení těla v transversální rovině při rychlosti $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Alternativní hypotéza H_{11} , podle které chůze na podpatcích při velmi pomalé chůzi způsobuje významné změny v držení těla v transversální rovině oproti chůzi v rovné obuvi, se nepotvrdila.

4.2.7 Ověření hypotézy H0₁₂

H0₁₂: „Postavení páteře se při pomalé ($v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$) a velmi pomalé ($v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$) chůzi neliší.“

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 17).

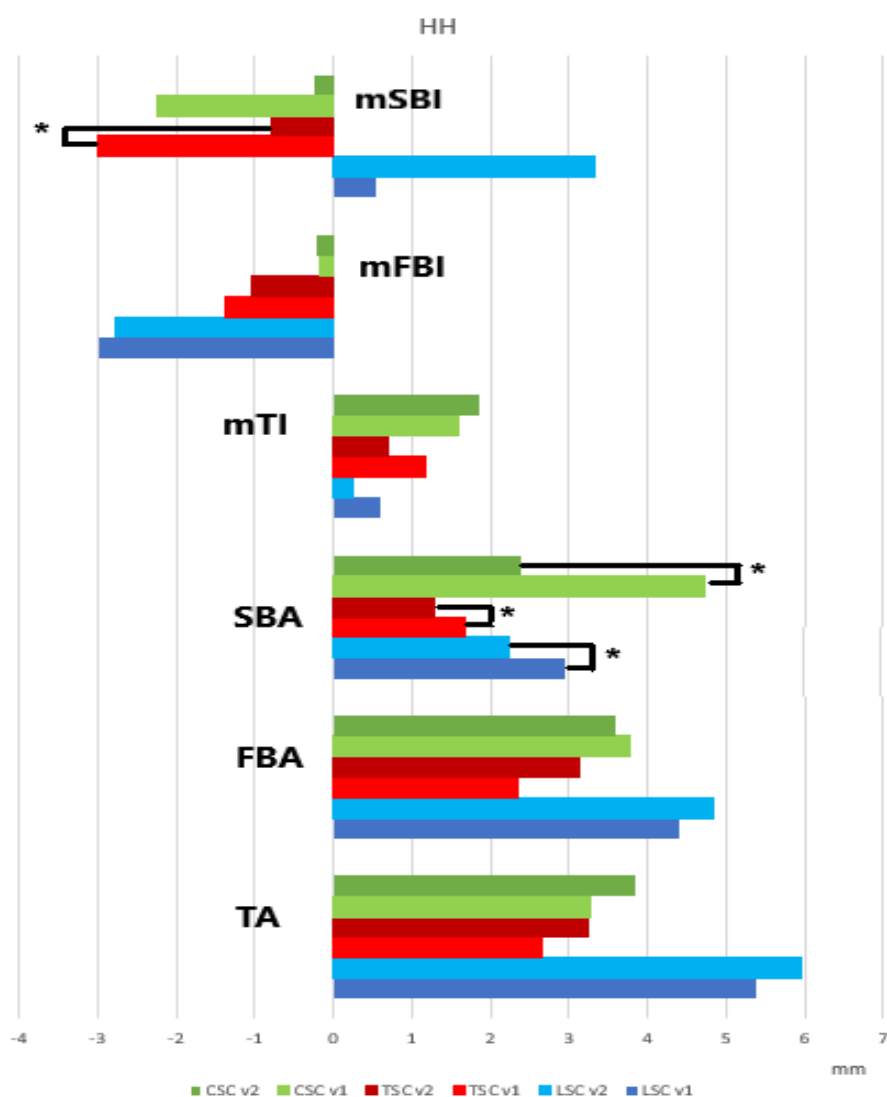
Tabulka 17 Porovnání parametrů držení těla, při chůzi v FS a HH vlivem rychlosti.

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>
mSBI – LSC %	.788	.270	0.07	.143	1.486	0.38
SBA – LSC %	.006	2.883	0.74	.013	2.578	0.67
mSBI – TSC %	.045	2.053	0.53	.001	3.548	0.92
SBA – TSC %	.459	.746	0.19	.004	2.962	0.76
mSBI – CSC %	.302	1.041	0.27	.061	1.868	0.48
SBA – CSC %	.671	-.426	0.11	.044	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

Legenda: mSBI - medián pohybů v sagitální rovině; mFBI medián pohybů ve frontální rovině; mTI - medián rotačních pohybů; SBA - amplituda pohybů v sagitální rovině; FBA - amplituda pohybů ve frontální rovině; TA - amplituda pohybů v rotační rovině; CSC - krční páteř; TSC - hrudní páteř; LSC - bederní páteř; v_1 - pomalá rychlost ($0,97 \text{ m.s}^{-1}$); v_2 - velmi pomalá rychlost ($0,56 \text{ m.s}^{-1}$); HH - obuv s podpatkem; FS - rovná obuv.

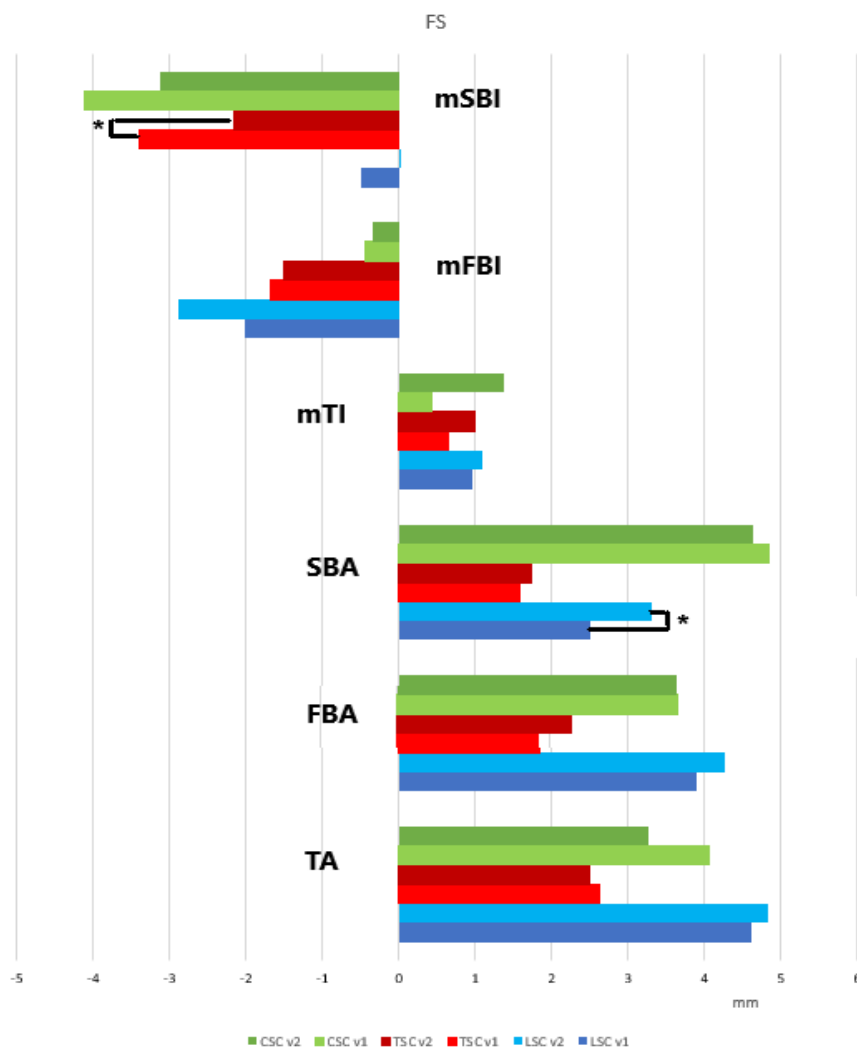
Rychlost chůze měla vliv na držení těla v hrudní oblasti páteře v HH ($p = 0,001$; $t = 3,548$; $d = 0,92$) i v FS ($p = 0,045$; $t = 2,053$; $d = 0,53$). Na amplitudu pohybu v sagitální rovině měla rychlost chůze vliv ve všech třech měřených úsecích v HH - LSC ($p = 0,013$; $t = 2,578$; $d = 0,67$), TSC ($p = 0,004$; $t = 2,962$; $d = 0,76$), CSC ($p = 0,044$; $t = 2,057$; $d = 0,53$). Při FS měla rychlost chůze vliv pouze na amplitudu pohybu v lumbální oblasti páteře ($p = 0,006$; $t = 2,883$; $d = 0,74$).

Porovnání držení těla v jednotlivých rovinách při pomalé a velmi pomalé rychlosti je zobrazeno na Obr. 63 a 64.



Legenda: mSBI - medián pohybů v sagitální rovině; mFBI medián pohybů ve frontální rovině; mTI - medián rotačních pohybů; SBA - amplituda pohybů v sagitální rovině; FBA - amplituda pohybů ve frontální rovině; TA - amplituda pohybů v rotační rovině; CSC - krční páteř; TSC - hrudní páteř; LSC - bederní páteř; v1 - pomalá rychlost ($0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$); v2 - velmi pomalá rychlost ($0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$); * - $p < 0,05$; HH - boty s podpatkem.

Obr. 63 Porovnání držení těla v HH při v₁ a v₂.



Legenda: mSBI - medián pohybů v sagitální rovině; mFBI - medián pohybů ve frontální rovině; mTI - medián rotačních pohybů; SBA - amplituda pohybů v sagitální rovině; FBA - amplituda pohybů ve frontální rovině; TA - amplituda pohybů v rotační rovině; CSC - krční páteř; TSC - hrudní páteř; LSC - bederní páteř; v1 - pomalá rychlost ($0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$); v2 - velmi pomalá rychlost ($0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$); * - $p < 0,05$; FS - rovná obuv.

Obr. 64 Porovnání držení těla v FS při v₁ a v₂.

Hypotézu H_{012} můžeme zamítnout pro držení těla v sagitální rovině v hrudní oblasti u obou typů obuvi. Hypotézu H_{012} nelze zamítnout pro držení těla v HH a FS ve frontální a v transverzální rovině, rovněž pro držení těla v sagitální rovině v bederní a krční oblasti páteře. Alternativní hypotéza H_{12} , podle které je postavení páteře v sagitální rovině odlišné vlivem rychlosti chůze se potvrdila jenom v hrudní oblasti páteře. Alternativní hypotéza H_{12} , podle

keré je postavení páteře ve frontální a transverzální rovině odlišné vlivem rychlosti, se nepotvrdila.

5. 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; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka et al., 2018).

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 samovolné 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 ovládní (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 studiemi (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 zahrnuje 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 rasterstereografia (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 trenážeru 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 říct, 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.

Lidské tělo je při chůzi tvořeno soustavou segmentů, které v závislosti na fázi krokového cyklu vytvářejí otevřené nebo uzavřené řetězce. Ve stojné fázi – v uzavřeném kinematickém řetězci – je stabilita proximálních segmentů závislá na stabilitě distálních segmentů a naopak ve švihové

fázi - v otevřeném kinematickém řetězci - je rychlost pohybu distálního segmentu závislá na rychlosti pohybu segmentu proximálního. Působením setrvačnosti dochází ke zrychlení distálních segmentů zpomalením proximálních (Janura et al., 2013). Nestabilita v oblasti nohy a rozdílné parametry krokového cyklu – tedy zhoršené podmínky pro plynulost chůze vlivem vysokého podpatku - se mohou projevit v rámci celého řetězce a rozdílných kinematických účinků na posturu. Naše výsledky naznačují, že i zvolená rychlost chůze v HH může být důležitým atributem, který spouští řetězovou reakci rozdílných kinematických účinků.

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 stejné 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

Předkladaná studie přináší nové poznatky o pomalé a velmi pomalé chůzi v HH ve skupině nezkušených nositelek HH.

Na základě našich zjištění můžeme říci, že vlivem chůze v HH dochází ke vzniku změn krokového cyklu a dynamických parametrů chůze, v držení těla, obecně změnám mechaniky chůze. Tyto změny mohou být příčinou přetížení v oblasti nohy, ale i vertebrogenních problémů. Především oploštění bederní lordózy vlivem HH ovlivňuje posturu během chůze, redukuje normální zakřivení bederní páteře, což může znamenat pro ligamentózní struktury velké napětí, které může produkovat bolest. Oploštěná bederní páteř je podle dosavadních poznatků snadno zranitelná torzními i flekčně-extenčními mechanismy a je zde větší riziko

herniace disku. Proto doporučujeme u žen s odchylkami v postavení pánve, především retroverzním, které vyvolává oploštění lordózy, nošení bot na vysokém podpatku omezit na minimum.

Nové poznatky, které předkládaná studie přináší, mohou doplnit chybějící informace týkající se analýzy chůze a držení těla v botách na vysokých podpatcích.

Bibliografie:

- Abrahámová, D. & Hlavačka, F. (2008). Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research*, 57(6), 957-964.
- Adrian, M.J. & Karpovich, P.V. (2013). Foot instability during walking in shoes with high heels. *Research Quarterly*, 37(2), 168-175. <https://doi.org/10.1080/10671188.1966.10613359>
- Albert, S. F. & Curran, S. A. (2018). *Lower Extremity Biomechanics: Theory and Practice*. Colorado, USA: Bipedmed.
- Ali, S., Ansari, A. N., Rahman, A., Imtiyaz, S., & Rashid, B. (2014). Post-stroke hemiplegic gait: a review. *The Pharma Innovation Journal*, 3(8), 36-41. <https://doi.org/10.1080/10671188.1966.10613359>
- Allisy-Roberts, P. & Williams, J. (2008). *Farr's Physics for Medical Imaging*. 2nd ed. Philadelphia, USA: Saunders Ltd.
- American Podiatric Medical Association (2003). *High heel survey*. Retrieved from http://www.apma.org/s_apma/doc.as-p?CID=1233&DID=17112.2003/
- Annoni, I., Mapelli, A., Sidequersky, F.V., Zaggo M., & Sforza, CH. (2014). The effect of high heeled shoes on overground gait kinematics in young healthy women. *Sport Sciences for Health*, 10(2), 149-157. <https://doi.org/doi: 10.1007/s11332-014-0191-z>
- Aruin, A.S. (2003). The effect of changes in the body configuration on anticipation postural adjustments. *Motor control*, 7(3), 264-277. <https://doi.org/doi: 10.1123/mcj.7.3.264>
- Atkinson, H., Rosano, C., & Simosick, E. (2007). Cognitive function, Gait speed decline and comorbidities: The health, aging and body composition study. *Journal of Gerontology* 62A(8), 844-850.
- Baaklini, E., Angst, M., Schellenberg, F., Hitz, M., Schmid, S., Tal, A., et al. (2017). High-heeled walking decreases lumbar lordosis. *Gait & Posture*, 55, 12-14. <https://doi.org/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. <https://doi.org/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. *BMG Public Health*, 18(37), 1-13. <https://doi.org/doi: 10.1186/s12889-017-4573-4>
- Bartl, J., Fira, R., & Hain, M. (2001). Inspection of surface by the moirè method. *Measurement Science Review*, 1(1), 29-32.
- Barton, CH.J., Coyle, J.A., & Tinley, P. (2009). The effect of heel lifts on trunk muscle activation during gait: a study of young healthy females. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(4), 598–606. <https://doi.org/doi: 10.1097/00007632-198403000-00016>

- Bendix, T., Sorenson, S.S., & Klaussen, K. (1984). Lumbar curve, trunk muscles, and the line of gravity with different heel heights. *Spine*, 9(2), 223–227. <https://doi.org/doi:10.1097/00007632-198403000-00016>
- Berthonnaud, E., Hilmi, R., Labelle, H., & Dimnet, J. (2011). Spino-pelvic postural changes between the standing and sitting human position: Proposal of a method for its systematic analysis. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 35(6), 451-459.
- Branthwaite, H., Chockalingam, N., & Greenhalgh, A. (2013) The effect of shoe toe box shape and volume on forefoot interdigital and plantar pressures in healthy females. *Journal of Foot and Ankle Research*, 6(28). <https://doi.org/doi:10.1186/1757-1146-6-28>
- Breque, C., Dupré, J.C., & Bremand, F. (2004). Calibration of a system of projection moiré for relief measuring: biomechanical applications, *Optics and Lasers in Engineering*, 41, 241-260.
- 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. <https://doi.org/doi:10.7547/0940461>
- Bryan, J.M., Mosner, E., Shippee, R., & Stull M.A. (1990). Investigation of the validity of postural evaluation skills in assessing lumbar lordosis using photographs of clothed subjects. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 12(1), 24–29. <https://doi.org/doi:10.2519/jospt.1990.12.1.24>
- 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. <https://doi.org/doi:10.1016/j.clinbiomech.2003.09.007>
- Cain L.E., Nicholson, L.L., Adams R.D., & Burns J. (2007). Foot morphology and foot/ankle injury in indoor football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10, 311–319.
- Carlson, J. M. (2003). Clinical biomechanics of orthotic treatment of thoracic hyperkyphosis. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. 15(4), 31-35.
- Cavanagh, P.R. & Rogers, M.M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics* 20(5), 547-51. [https://doi.org/doi:10.1016/0021-9290\(87\)90255-7](https://doi.org/doi:10.1016/0021-9290(87)90255-7)
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. New York, USA: Lawrence Erlbaum Associates.
- Collins, S.H. (2008). *Dynamic walking principles applied to human gait*. (Disertační práce). The University of Michigan, U.S.A.
- 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. <https://doi.org/doi:10.1016/j.jbiomech.2011.05.036>
- Coppin, A., Shumway-Cook, A., Saczynski, J., Patel, K., Ble, A., Ferrucci, L., et al. (2006). Association of executive function and performance of dual-task physical tests among older adults: analyses from the In Chianti study. *Age and Aging* 36(6), 619-624. <https://doi.org/doi:10.1159/000097642>

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. <https://doi.org/doi: 10.7547/0990512>

Cronbach, L.J. (1951). Coefficient alpha and internal structure of tests. *Psychometrika*, 16(3), 297-334. <https://doi.org/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. <https://doi.org/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. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.01.004>

Culham, J.C., Cavina-Pratesi, C., & Singhal, A. (2006). The role of parietal cortex in visuomotor control: what have we learned from neuroimaging? *Neuropsychologia* 44(13), 2668–2684. <https://doi.org/doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2005.11.003>.

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. <https://doi.org/doi: 10.1007/s00586-015-3857-6>

Dietrich, T.J., Pfirrmann, CH.W., Schwab, A., Pankala, K., & Buck, F.M. (2013). Comparison of radiation dose, workflow, patient comfort and financial break-even of standard digital radiography and a novel biplanar low-dose X-ray system for upright full-length lower limb and whole spine radiography. *Skeletal Radiology*, 42(7), 959-967. <https://doi.org/doi: 10.1007/s00256-013-1600-0>

Di Sipio, E., Piccinini, G., Pecchioli, C., Germanotta, M., Iacovelli, CH., Simbolotti, CH., et al. (2018). Walking variations in healthy women wearing high-heeled shoes: Shoe size and heel height effects. *Gait & Posture*, 63, 195-201. <https://doi.org/doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.04.048>

Donelan, J.M., Kram, R., & Kuo, A.D. (2002). Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *Journal of Experimental Biology*, 205(23), 3717–3727.

Drerup, B. (1981). A procedure for the numerical analysis of Moiré topograms. *Photogrammetria*, 36(2), 41-49. [https://doi.org/doi: 10.1016/0031-8663\(81\)90016-8](https://doi.org/doi: 10.1016/0031-8663(81)90016-8)

Dufek, M. (2009). Kognitivní dysfunkce u roztroušené sklerózy. *Neurologie pro Praxi*, 10(3), 165–171.

Dzielinski, A., Skoneczny, S., Żbikowski, R., & Kuklinski, S. (1990). Cellular neural network application to moire pattern filtering. *IEEE International Workshop on Cellular Neural Networks and their Applications*, 139-148. <https://doi.org/doi: 10.1109/CNNA.1990.207517>

Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha, Česká republika: Grada Publishing.

Ebbeling, CH.J., Hamill, J., & Crusemeyer, J.A. (1994). Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 19(4), 190–196. <https://doi.org/doi:10.2519/jospt.1994.19.4.190>

Emick, J. & Welsh, M. (2005). Association between formal operational thought and executive function as measured by Tower of Hanoi-Revised. *Learning and Individual Differences*, 15(3), 177-188. <https://doi.org/doi:10.1016/j.lindif.2004.11.004>

Engsberg, J.R., Lenke, L.G., Bridwell, K.H., Uhrich, M.L., & Trout, C.M. (2008). Relationships between spinal landmarks and skin surface markers. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(1), 94–97.

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. <https://doi.org/https://doi.org/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.

Foster, A. & Blanchette, Y. (2012). The influence of heel height on frontal plane ankle biomechanics: Implications for lateral ankle sprains. *Foot & Ankle International*, 33(1), 64-69. <https://doi.org/doi:10.3113/FAI.2012.0064>

Franklin, M.E., Chenier, T.C., Brauning, L., Cook, H., & Harris, S. (1995). Effect of positive heel inclination on posture. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(2), 94–99. <https://doi.org/doi:10.2519/jospt.1995.21.2.94>

Friedrich, M. (2002). Measuring lumbar sagittal posture in sewage workers using an ultrasonic device. *Journal of Musculoskeletal Research*, 6(4), 135-15.

Frobin, W. & Hierholzer, E. (1981). Rasterstereography: a photogrammetric method for measurement of body surfaces. *Photogrammetric Engineering and Remote Sensing*, 47(12), 1717-1724.

Funda, T. (2008). *Vyhodnocování dat z měření stability pomocí balanční plošiny*. Příspěvek byl prezentován na mezinárodní konferenci Technical Computing Prague 2008. [vid 2016-03-29] Retrieved from: http://dsp.vscht.cz/konference_matlab/MATLAB08/prispevky/034_funda.pdf

Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzhak, Y., & Arcan, M. (2002). Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait & Posture*, 15(1), 56-63. [https://doi.org/doi:10.1016/s0966-6362\(01\)00180-1](https://doi.org/doi:10.1016/s0966-6362(01)00180-1)

Giacomozzi, C. (2010). Appropriateness of plantar pressure measurement devices: A comparative technical assesment. *Gait & Posture*, 32, 141-144. <https://doi.org/doi:10.1016/j.gaitpost.2010.03.014>

Gibeault-Peng, J.P. (2008, 13. February). *Rasterstereography: Radiation-free technology for spine and pelvis analysis*. [vid. 2019-08-10]. Retrieved from:

<https://www.canadianchiropractor.ca/techniques/rasterstereography-radiation-free-technology-for-spine-and-pelvis-analysis-1003>

Goldberg, E. (2004). *Jak nás mozek civilizuje*. Přeložil František Koukolík. Praha, Česká republika: Karolinum.

Goschke, T. & Bolte, A. (2014). Emotional modulation of control dilemmas: The role of positive affect, reward, and dopamine in cognitive stability and flexibility. *Neuropsychologia*, 62, 403-423. <https://doi.org/doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2014.07>

Grivas, T.B., Karras, G.E., Katrabasas, J., & Papavasiliou, N. (1997). Study of posterior trunk surface changes by age and sex using moiré topography. In *Research into spinal deformities 1* (331-334). Amsterdam, Netherlands: IOS Press. <https://doi.org/doi: 10.3233/978-1-60750-881-6-331>

Gross, J.M., Fetto, J., & Rosen, E.R. (2013). *Vyšetření pohybového aparátu*. Přeložil Martina Zemanová a Jan Vacek. Praha, Česká republika: Triton.

Gryc, T. (2014). *Vztah mezi posturální stabilitou a pohybovými aktivitami*. (Disertační práce). Fakulta tělesné výchovy a sportu, Univerzita Karlova v Praze.

Gurney J.K., Kersting U.G., & Rosenbaum D. (2009) Dynamic foot function and morphology in elite rugby league athletes of different ethnicity. *Applied Ergonomics*. 40(3), 554–559. <https://doi.org/doi:10.1016/j.apergo.2008.11.001>

Harcourt-Smith, W. E. (2007). The origins of bipedal locomotion. In *Handbook of palaeoanthropology 3*. (1483–1518). Berlin, Germany: Springer.

Happaney, K., Zelazo, P. D., & Stuss, D. T (2004). Development of orbitofrontal function: Current themes and future directions. *Brain and Cognition*, 55(1), 1-10. <https://doi.org/doi: 10.1016/j.bandc.2004.01.001>

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. <https://doi.org/doi: 10.1080/00140139.2015.1068956>

Harrison, D.E., Haas, J.W., Cailliet, R., Harrison, D.D., Holland, B., & Janik, T.J. (2005). Concurrent validity of flexicurve instrument measurements: sagittal skin contour of the cervical spine compared with lateral cervical radiographic measurements. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(8), 597-603. <https://doi.org/doi: 10.1016/j.jmpt.2005.08.012>

Hermachová, H. (1998). Jaké boty ? *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, (1), 29-31.

Hewes, G. W. (1961). Food transport and the origins of hominid bipedalism. *American Anthropologist*, 63(4), 687 - 710.

Hills, A., Henning, E.M., McDonald, M., & Bar-Or, O. (2001). Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *International Journal of Obesity*, 25(11), 1674-1679. <https://doi.org/doi: 10.1038/sj.ijo.0801785>

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. <https://doi.org/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. <https://doi.org/doi: 10.1177/107110070502601208>

Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35(2), 107-111. <https://doi.org/doi: 10.1093/ageing/afl077>

Chien, H.L., Lu, T.W., & Liu, M.W. (2014). Effects of long-term wearing of high heeled shoes on the central of the body's center of mass motion in relation to the center of pressure during walking. *Gait & Posture*, 39(4), 1045-1050. <https://doi.org/doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.01.007>

Chudáček, Z. (1995). *Rádiodiagnostika I*. Praha, Česká republika: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.

Iunes, D.H., Monte-Raso, V.V., Santos, C.B.A, Castro, F.A., & Salgado, H.S. (2008). Postural influence of high heels among adult women: analysis by computerized photogrammetry. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 12,(6), 454-459. <https://doi.org/doi: 10.1590/S1413-35552008005000003>

Jančová, I. (2013). Prístrojové vyšetrenie nožnej klenby a postury, využitie počítačovej techniky. *Rehabilitácia*, 50(2), 90-104.

Jandová, S., Gajdoš, M., Urbanová, K., & Mikuláková, W. (2019). Temporal and dynamic changes in plantar pressure distribution, as well as in posture during slow walking in flat and high-heel shoes. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 21(4), 131-138. <https://doi.org/doi: 10.5277/ABB-01435-2019-03>

Jandová, S. & Šeflová, I. (2015). Porovnání zatížení nohy v oblasti patní kosti při stojí v MBT obuvi a běžné sportovní obuvi. *Rehabilitácia*, 52(1), 49-56.

Janura, M. & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.

Janura, M. & Janurová, E. (2007). *Fyzikální základ biomechaniky*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.

Janura, M., Kubešová, G., Svoboda, Z., Vařeka, L., Janurová, E., & Elfmark, M. (2013). Problematika otevřených a uzavřených kinematických řetězcu dolních končetin při chuzi. *Rehabilitácia*, 50(3), 131- 140.

Jacob, H.A.C. (2001). Forces acting in the forefoot during normal gait – an estimate. *Clinical Biomechanics*, 16, 783-792. [https://doi.org/doi: 10.1016/s0268-0033\(01\)00070-5](https://doi.org/doi: 10.1016/s0268-0033(01)00070-5)

- Kapandji, I.A. (1975). *The physiology of joints*. London, UK: Churchill Livingstone.
- Kapandji, I.A. (2011). *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints, Lower Limb*, New York, USA: Churchill Livingstone.
- Kerr, A. & Zelazo, P. D. (2004) Development of "hot" executive function: The children's gambling task. *Brain and Cognition*, 55(1), 148-157. [https://doi.org/doi: 10.1016/S0278-2626\(03\)00275-6](https://doi.org/doi: 10.1016/S0278-2626(03)00275-6)
- Kerrigan, D.C., Todd, M.K., & O' Riley, O.P. (1998). Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *The Lancet*, 351(9113), 1399-1401. [https://doi.org/doi: 10.1016/S0140-6736\(97\)11281-8](https://doi.org/doi: 10.1016/S0140-6736(97)11281-8)
- Kirtley, CH. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. New York, USA: Elsevier.
- Klenba nohy [Online]. (2017). In *Klenba nohy*. Retrieved from https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_I/pics/obr-31.jpg
- Kociová, K., Homzová, P., Ištoňová, M., Labunová, E., & Mikuláková, W. (2013). *Základy fyzioterapie*. Martin, Slovenská republika: Osveta.
- Kolář, P. (2002). Vadné držení těla z pohledu posturální ontogenéze. *Pediatric pro praxi*, 3(3), 106-109.
- Kolář, P., Bitnar, P., Dyrhonová, O., Horáček, O., Kříž, J., Adámková, M., et al. (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), <https://doi.org/doi: 10.1371/journal.pone.0220073>
- Koukolík, F. (2012). *Lidský mozek: (funkční systémy: norma a poruchy)*. 3. vyd. Praha, Česká republika: Galén.
- Kračmar, B., Chrástková, M., Bačáková, R., Busta, J., Bílý, M., Čuříková, L., et al. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha, Česká republika: Karolinum.
- 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.
- Králíček, P. (2002). *Úvod do speciální neurofyziologie*. Praha, Česká republika: Karolinum
- Kröschlová, E. (2003). *Jevištní pohyb. Herecká pohybová výchova*. 4. doplněné vydání. Praha, Česká republika: Akademie múzických umění, divadelní fakulta.
- Kuo, A.D., Donelan, J.M., & Ruina, A. (2005). Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exercise and Sport Sciences Review*, 33(2), 88-97. <https://doi.org/doi: 10.1097/00003677-200504000-00006>

Kuo, A.D. & Donelan, J.M. (2010). Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Physical Therapy*, 90(2), 157-174. <https://doi.org/doi:10.2522/ptj.20090125>

Lánik, V. (1990). *Kineziológia*. Martin, Slovenská republika: Osveta.

Larsen, CH. (2020). *Zdravá chůze po celý život*. Olomouc, Česká republika: Poznání.

Lateur, B.J., Giaconi, R.M., Questad, K., Ko, M., & Lehmann, J.F. (1991). Footwear and posture: compensatory strategies for heel height. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70(5), 246-253.

Latch, M., & Zatsiorsky, V. (2001). *Classics in Movement Science*. London, UK: Human Kinetics.

Leichsering, K. & Blickhan, R. (2011). Der sonoSens monitor auf dem prüfstand: methodenvalidierung zur Langenmessung. In: Beiträge zur Bewegungswissenschaft: Band 2. Hamburg, Germany: Verlag Dr. Kovač, 51-56.

Lee, CH., Jeong, E.H., & Freivalds, A. (2001). Biomechanic effects of wearing high-heeled shoes. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 28(6), 321-326. [https://doi.org/doi:10.1016/S0169-8141\(01\)00038-5](https://doi.org/doi:10.1016/S0169-8141(01)00038-5)

Levine, D. & Whittle, M.W. (1996). The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 24(3), 130-135. <https://doi.org/doi:10.2519/jospt.1996.24.3.130>

Levinger, P., Murley, G.S., Barton, Ch.J., Corchett, M.P., McSweeney, S.R., & Menz H.B. (2010). A comparison of foot kinematics in people with normal and flat arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait & Posture*, 32(4), 519-523. <https://doi.org/doi:10.1016/j.gaitpost.2010.07.013>

Lewis, D. M. G., Russell, E. M., Al-Shawaf, L., Ta, V., Senveli, Z., Ickes, W., et al. (2017). Why women wear high heels: Evolution, lumbar curvature, and attractiveness. *Frontiers In Psychology*, 8, 1875. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2017.01875>

Lewit, P. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha, Česká republika: Sdělovací technika.

Li, Y., Wang, W., Crompton, R.H., & Gunther, M.M. (2001). Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to arm-swing. *Journal of Experimental Biology*, 204, 47-58.

Lieberman, D.E. (2016). *Příběh lidského těla*. Brno, Česká republika: Jan Melvil Publishing.

Lim, J.S., Kim, J., & Chung, M.S. (1989). Additive type moire with computer image processing. *Applied Optics*, 28(13), 2677-2680. <https://doi.org/doi:10.1364/AO.28.002677>

- Lino, A.C. & Fabbro, I.M. (2004) Determinação da topografia de uma fruta pelas técnicas de moiré de sombra com multiplicação de franjas. *Revista Ciencia Agrotécnica*, 28(1), 119-125.
- Liu, X., Yang, X.S., Wang, L., Yu, M., Liu, X.G., & Liu, Z.J. (2019). Usefulness of a combined approach of DIERS Formetric 4D® and QUINTIC gait analysis system to evaluate the clinical effects of different spinal diseases on spinal-pelvic-lower limb motor function. *Journal of Orthopaedic Science* 19, 30290-30298. <https://doi.org/doi: 10.1016/j.jos.2019.09.015>
- López, L.R. & Fernández, P.N. (2004). Sensory in posturography. *Acta Otorrinolaringologica Espanola*, 55(2), 62-66. [https://doi.org/doi: 10.1016/s0001-6519\(04\)78484-8](https://doi.org/doi: 10.1016/s0001-6519(04)78484-8)
- Luximon, Y., Cong, Y., Luximon, A., & Zhang, M. (2015). Effects of heel base size, walking speed and slope angle on center of pressure trajectory and plantar pressure when wearing high-heeled shoes. *Human Movement Science*, 41, 307–319. <https://doi.org/doi: 10.1016/j.humov.2015.04.003>
- Mancini, M. & Horak, F.B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46(2), 239- 248.
- 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.
- Marks, M.C., Stanford, C.F., Mahar, A.T., & Newton, P.O. (2003) Standing lateral radiographic positioning does not represent customary standing balance. *Spine*, 28(11), 1176-1182. <https://doi.org/doi: 10.1097/01.BRS.0000067271.00258.51>
- Martin, K., Blizzard, L., Wood, A., Srikanth, V., Thomson, R., Sanders, L., et al. (2013). Cognitive function, gait, and gait variability in older people: a population-based study. *The Journals of Gerontology*, 68(6), 726-732. <https://doi.org/doi: 10.1093/gerona/gls224>
- Mayer, M. (2000). Někteřé metody a prostředky technické podpory rehabilitace chůze. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2, 66-73.
- McClure, P.W., Michener, L.A., Sennett, B.J., & Karduna, A.R. (2001). Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(3), 269-277. <https://doi.org/doi:10.1067/mse.2001.112954>
- McGill, S.M., Hughson, R.L., & Parks, K. (2000). Lumbar erector spinae oxygenation during prolonged contractions: implications for prolonged work. *Ergonomics*, 43(4), 486-493. <https://doi.org/doi: 10.1080/001401300184369>
- Melhelm, E., Assi, A., El Rachkidi, R., & Ghanem, I. (2016). EOS® biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations. *Journal of Children's Orthopaedics*, 10(1), 1-14. <https://doi.org/doi: 10.1007/s11832-016-0713-0>
- 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. <https://doi.org/doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.12.001>

- Mínguez, M.F., Buendía, M., Cibrián, R.M., Salvador, R., Laguia, M., Martín, A., et al. (2007). Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis. *European Spine Journal*, 16(1), 73-82. <https://doi.org/doi: 10.1007/s00586-006-0079-y>
- Moore, K.L., Dalley, A.F., & Argur, A.M.R. (2010). *Clinically Oriented Anatomy*. 6th ed. Edinburg, UK: Williams & Wilkins.
- Morag, E. & Cavanagh, P.R. (1999). Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 359-370. <https://doi.org/doi: 10.1007/s00586-006-0079-y>
- Morris, C.E., Greenman, P.E., Bullock, M.I., Basmajian, J.V., & Kobesova, A. (2006). Vladimir Janda, MD, DSc: tribute to a master of rehabilitation. *Spine*, 31(9), 1060-1064. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000214879.93102.4e>
- Mráz, P., Binovský, A., Holomáňová, A., Osvaldová, M., & Ruttkay-Nedecká, E. (2004). *Anatómia ľudského tela I*. Bratislava, Slovenská republika: Slovak Academic Press.
- Nashner, L.M. (1993). *Practical biomechanics and physiology of balance*. In *Handbook of Balance Function Testing* (s. 261-279). St. Louis, USA: Mosby Year-Book.
- Neumann, P.A. (2002). *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*, 3rd ed. St. Louis, USA: Mosby Year-Book.
- Nováková, H., Tichý, M., & Ťupa, F. (2001). Problematika využití posturografie v kineziologii. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2, 65-69.
- Nowotny-Czupryna, O., Naworska, B., Brzek A., Nowotny, J., Famula, A., Bartosz, K., et al. (2012). Professional experience and ergonomics aspects of midwives' work. *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*, 25(3), 265-274. <https://doi.org/10.2478/S13382-012-0034-6>
- 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. <https://doi.org/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. <https://doi.org/doi: 10.1136/bjism.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. <https://doi.org/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.

Opila, K.A., Wagner, S.S., Schiowitz, S., & Chen, J. (1988). Postural alignment in barefoot and high-heeled stance. *Spine*, 13(5), 542-547. <https://doi.org/doi: 10.1097/00007632-198805000-00018>

Orel, M. & Facová, V. (2009). *Člověk, jeho mozek a svět*. Praha, Česká republika: Grada Publishing.

Oster, G. (1988). *Moiré pattern*, In *Optics source book – Science reference series*, (s. 379-381). Maidenhead, UK: McGraw-Hill.

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. [https://doi.org/doi: 10.1016/S0966-6362\(03\)00071-7](https://doi.org/doi: 10.1016/S0966-6362(03)00071-7)

Paiva de Castro, A., Rebelatto, J.R., & Aurichio, T.R. (2009). The relationship between foot pain, anthropometric variables and footwear among older people. *Applied Ergonomics*, 41(1), 93-97. <https://doi.org/doi: 10.1016/j.apergo.2009.05.002>

Palmieri-Smith, R.M., Ingersoll, CH., Stone, M.B., & Krause, B.A. (2002). Center of pressure parameters used in the assessment of postural control. *Journal of Sport Rehabilitation*, 11(1), 51-56. <https://doi.org/doi: 10.1123/jsr.11.1.51>

Patias, P., Grivas, T.B., Kaspiris, A., Aggouris, C., & Drakoutos, E. (2010). A review of the trunk surface metrics used as scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis*, 5(12). <https://doi.org/doi: 10.1186/1748-7161-5-12>

Perry, J. (1992). *Gait analysis: Normal and pathological functions*. New Jersey, USA: SLACK incorporated.

Perry, J. & Burnfield, J.M. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological functions*. 2nd 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. <https://doi.org/doi: 10.1016/j.jmpt.2011.09.006>

Poděbradská, R. (2018). *Komplexní kineziologický rozbor, Funkční poruchy pohybového systému*. Praha, Česká republika: Grada Publishing.

Poloha chodidla v botě na vysokém podpatku [Online]. (2018). In High heels damage. Retrieved from <http://www.treehugger.com/images/High-Heel-Shoes.jpg>

Porto, F., Gurgel, J.L., Russomano, T., & Farinatti, P.T.V. (2012). *Moiré Topography: From Takasaki Till Present Day*. In *Recent advances in scoliosis* (s.103-118). London, UK: IntechOpen. <https://doi.org/doi: 10.5772/2497>

Price, C., Parker, D., & Nester, C. (2016). Validity and repeatability of three in-shoe pressure measurement systems. *Gait & Posture*, 46, (69-74). <https://doi.org/doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.01.026>

Princip formetrické technologie systému Diers 4D [Online]. (2018). In Diers statico 3D. Retrieved from <http://www.medicaltech.cz/pristroje/digitalni-vysetreni-patere-predstaveni>

Przybyło, J., Scienska, P., & Jankowicz-Szymanska, A. (2016). The influence of different height of a heel on the position of the body in women. In VIII Miedzynarodowe Dni "Rehabilitacji Potrzeby i standardy współczesnej rehabilitacji" (s. 162-163). Polsko, Rzeszow.

Quinn, T.P. & Mote, C.D. (1990). Optimal design of an uncoupled six degree of freedom dynamometer. *Experimental Mechanics*, 30(1), 40–48. <https://doi.org/doi:10.1007/BF02322701>

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. <https://doi.org/doi:10.4172/2329-910X.1000239>

Rapi, J. (2016). Statické deformity přednoží – Diagnostika a terapie. *Umění Fyzioterapie*, 2, 9-18.

Riegerová, J., Přidalová, M., & Ulbrichová, M. (2006). *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu*. Olomoc, Česká republika: Hanex.

Richardson, C., Hodges, P., & Hides, J. (2004). *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization: A motor control approach for the treatment and prevention of low back pain*. 2nd ed. Michigan, USA: Churchill Livingstone.

Rose, J. & Gamble, J. (2006). *Human walking*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins.

Rossi, W.A. (2001). Footwear: The Primary Cause of Foot Disorders. *Podiatry Management*, 129-138.

Rossignol, S. (1996) *Neural control of stereotypic limb movements*. In: *Handbook of physiology*, (s.173-216) New York: Oxford University Press.

Rossignol, S., Dubuc R., & Gossard, J.P. (2006) Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. *Physiological Reviews*, 86(1), 89-154. <https://doi.org/doi:10.1152/physrev.00028.2005>

Roy, H., Bhattacharya, K., Deb, S., & Ray, K. (2012). Arch index: an easier approach for arch height (A regression analysis). *Al Ameen Journal of Medical Sciences*, 5(2), 137-146.

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. <https://doi.org/doi:10.1016/j.jcm.2012.02.002>

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. <https://doi.org/doi:10.1016/j.jcm.2010.07.003>

Rychlíková, E. (2009). *Manuální medicína*. Praha, Česká republika: Maxdorf.

- Saunders, J.B., Inman, V.T., & Eberhart, H.D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 35A(3), 543-558.
- Sawilowsky, S.S. (2009). New effect size rules of thumb. *Journal of Modern Applied Statistical Methods*, 8(2), 597-599. <https://doi.org/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. <https://doi.org/doi:10.1016/j.gaitpost.2006.03.003>
- Sebera, M., Michálek, J., Cacek, J., & Lajkeb, P. (2006). Jednoduchá biomechanická analýza během 3 minut. In *Atletika 2006* (191-195). Bratislava: ICM Agency. <https://doi.org/https://www.fsps.muni.cz/veda-a-vyzkum/edicni-a-publikacni-cinnost/707022>
- Sebera, M., Sedmidubský, J., & Zvonař, M. (2011). Distance-time dependencies of spatial coordinates for gait recognition. *Studia Sportiva*, 5(3), 410-416.
- 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. <https://doi.org/doi:10.1177/107110070402501215>
- Seringe, R. & Wicart, P. (2013). The talonavicular and subtalar joints: the "calcaneopedal unit" concept. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*, 99(6), 345-355. <https://doi.org/doi:10.1016/j.otsr.2013.07.003>
- 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. <https://doi.org/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). <https://doi.org/doi:10.1016/j.gaitpost.2017.09.034>
- Schwartz, R.P., Heath, A.L., Morgan, O.W., & Towns, R.C. (1964). A quantitative analysis of recorded variable in the walking pattern of 'normal' adults. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 46, 324-334.
- Simoneau, G.G. (2010). *Kinesiology of walking*. In: *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation*. 2nd ed. (627-681). St. Louis, USA: Mosby Elsevier.
- Smith, E.O. (1999). High Heels and Evolution. *Psychology Evolution & Gender*, 30, 245-277.
- Snow, R.E., Williams, K.R., & Holmes, G.B. (1992). The effects of wearing high heeled shoes on pedal pressure in women. *Foot & Ankle International*, 13(2), 85-92. <https://doi.org/doi:10.1177/107110079201300206>
- 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.

Soames, R.W. & Clark, C. (1985). Heel height induced changes in metatarsal loading patterns during gait. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(2), 120-126. [https://doi.org/doi:10.1016/0141-5425\(85\)90040-8](https://doi.org/doi:10.1016/0141-5425(85)90040-8)

SonoSens[®] Monitor, Instruction Manual. (2010). *Friendly Sensors AG*. Jena, Germany: Medicton group.

Sorensen, Ch,J., Norton, B.J., Callaghan, J.P., Hwang, Ch,T., & Van Dillen, L.R. (2015). Is lumbar lordosis related to low back pain development during prolonged standing? *Manual Therapy*, 20(4), 553-557. <https://doi.org/doi:10.1016/j.math.2015.01.001>.

Soumar, L., (2011). *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem, Česká republika: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem. Retrieved from http://pokrok.ujep.cz/elektronicka_knihovna/Kinematicka_analyza.pdf

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. <https://doi.org/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. <https://doi.org/doi:10.1123/jab.16.3.309>

Svaly a ligamenta nohy, které udržují klenbu nohy [Online]. In *Rehab Klinik*. Retrieved from https://medicina.ronnie.cz/img/data/clanky/galerie//8828_1.jpg

Šmahel, Z. (2005). *Příběh lidského rodu*. Brno, Česká republika: Moravské zemské muzeum.

Stuss, D. (2010). Functions of the frontal lobes: relation to executive functions. *Journal of the International Neuropsychological Society*, 17(5), 759-765. <https://doi.org/doi:10.1017/S1355617711000695>

Takasaki, H. (1970). Moiré topography. *Applied Optics*, 9(6), 1467-1472. <https://doi.org/doi:10.1364/AO.9.001467>

Takakusaki, K. (2013). Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders*, 28(11), 1483-1491. <https://doi.org/doi:10.1002/mds.25669>

Takeda, R., Tadano, S., Natorigawa, A., Todoh, M., & Yoshinari, S. *Gait posture estimation by wearable acceleration and gyro sensor*. In World Congress on Medical physics and biomedical engineering 7-12 September, 2009 Munich, Germany.

Tichý, M. (2000). *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. 2.vyd. Praha, Česká republika: Triton.

Titchenal, M., Asay, J.L., Favre, J., Andriacchi, T.P., & Chu, C.R. (2015). Effects of high heel wear and increased weight on the knee during walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 33(3), 405-411. <https://doi.org/doi:10.1002/jor.22775>

Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2001). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha, Česká republika: Grada Publishing.

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. <https://doi.org/doi: 10.1098/rsif.2012.0179>

Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita-terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 4, 115-121.

Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita - řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 4, 122-129.

Vařeka, I. (2004). Pronace/everze v subtalárním kloubu vyvolaná flexí v kolenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 4, 163-168.

Vařeka I., Bednář, M. & Vařeková R. (2015). Robotická rehabilitace chůze. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*, 79/112(2), 168-172.

Vařeka, I., Janura, M. & Vařeková R. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 25(2), 81-86.

Vařeka, I. & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 3, 94-102.

Vařeka, I. & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.

Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of Human Gait*. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers.

Vertikála zdravého jedince [Online]. In *An examination of upper crossed syndrome*. Retrieved from http://sk.medicine-worlds.com/12_lordoz.jpg

Vertikální posun těžiště v HH [Online]. In *High heels and back pain*. Retrieved from <https://osteopathysingapore.files.wordpress.com/2015/04/angles-with-floor.png>

Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha, Česká republika: Grada Publishing.

Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené vydání. Praha, Česká republika: Triton.

Vojta, V. & Peters, A. (2010). *Vojtův princip*. 3. přepracované vydání. Praha, Česká republika: Grada Publishing.

Votava, J. (2002). Chodidlo a jeho vztahy: pohled kineziologický, rehabilitační, myoskeletální a jiné. *Pohybové ústrojí, Pokroky ve Výzkumu, Diagnostice a Terapii* 9(1+2), 45-49.

Voloshin, A.S. & Loy, D.J. (1994). Biomechanical evaluation and management of the shock waves resulting from the high-heel gait: I — temporal domain study. *Gait & Posture*, 2(2), 117-122. doi: 10.1016/0966-6362(94)90101-5

Voloshin, A. & Wosk, J. (1982). An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *Journal of Biomechanics*, 15(1), 21-27. 10.1016/0021-9290(82)90031-8

Vrabec, P., Lischkeová, B., Světlík, M., & Skřivan, J. (2002). *Rovnovážný systém I: obecná část : klinická anatomie a fyziologie, vyšetřovací metody*. Praha, Česká republika: Triton.

Wang, L. & Li, J. *Gait characteristics and pressure distribution for barefoot and various heel height shoes during walking*. Příspěvek byl prezentován na konferenci 23 International Symposium on Biomechanics in Sports 2005. [vid 2018-05-16]. Dostupné také z: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/1195>

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. [https://doi.org/doi: 10.1016/s0966-6362\(03\)00031-6](https://doi.org/doi: 10.1016/s0966-6362(03)00031-6)

Watkins, J. (1999). *Structure and function of the musculoskeletal system*. Glasgow, UK: Human Kinetics.

Wenzler, C. (2006). *Untersuchung zum einfluss einer zentrikschiene mit front-eckzahnfuhrung auf haltungsgänderungen im Bereich der Hals und Ruckenwirbelsaule mit dem Ganganalysegerät sonoSens® Monitor bei Patienten mit einer CMD*. (Disertační práce). University of Greifswald.

Weitkunat, T., Buck F.M., Jentsch, 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. <https://doi.org/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. <https://doi.org/10.5277/ABB-00671-2016-04>

Winter, D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/doi: 10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9)

Winter, D.A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. New Jersey, USA: John Wiley and Sons.

White, C. J. & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical biomechanics of the spine*. 2nd ed. Philadelphia, USA : J.B.Lippincott.

Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction*. 4th ed. Edinburgh, UK: Butterworth-Heinemann.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., et al. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548. [https://doi.org/doi: 10.1016/s0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/doi: 10.1016/s0021-9290(01)00222-6)

Yatsuda, T., Nakagawa, T., Inoue, H., Iwamoto, M., & Inokuchi, A. (1999). The role of the labyrinth, proprioception and plantar mechanosensors in the maintenance of an upright posture. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 256, 27-32. <https://doi.org/doi: 10.1007/p100014149>

Yogev-Seligmann, G., Hausdorff, J., & Giladi, N. (2008). The role of executive function and attention in gait. *Movement Disorders*, 23(3), 329-342. <https://doi.org/doi: 10.1002/mds.21720>.

Yu, J., Cheung, J.T., Fan, Y., Zhang, Y., Leung, A.K., & Zhang, M. (2008). Development of a finite element model of female foot for high-heeled shoe design. *Clinical Biomechanics*, 23(1), 31-38. <https://doi.org/doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.09.005>

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. <https://doi.org/doi: 10.1016/j.apergo.2004.11.001>

Zakřivení páteře [Online]. In *O chrbtici*. Retrieved from <https://www.spinalis-stolicky.sk/uploads/users/1/fc6f6f64f4-pater12031.gif>

Zhu, H., Wertsch, J.J., Harris, G.F., Lofsgaarden, J.D., & Price, M.B. (1991). Foot pressure distribution during walking and shuffling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(6), 390-397.

Živčák, J., Hudák, R., Tóth, T., Rajtůková, V., Michalíková, M., Majerník, J., et al. (2018). *Biomechanika človeka I*. Prešov, Slovenská republika: Grafotlač.

Seznam obrázků

Obr.1 Obrácené kyvadlo – Chůze a běh	11
Obr. 2 Fáze a období krokového cyklu	13
Obr. 3 Opsání kruhového oblouku v kyčli se středem v hlezenním kloubu při normální chůze	14
Obr. 4 Znázornění os pro výpočet sklonu pánve (vlevo) a lumbální lordózy (vpravo)	15
Obr. 5 Zakřivení páteře	19
Obr. 6 A-Vertikála zdravého jedince, B- patologické zakřivení páteře v sagitální rovině	23
Obr. 7 Mechanismy podílející se na posturální kontrole	25
Obr. 8 CoP ve stojné fázi (STANCE)	31
Obr. 9 CoG při uvolněném stoji s volně uloženýma nohama	32
Obr. 10 Trajektorie CoM při chůzi	33
Obr. 11 Funkční dělení nohy	35
Obr. 12 Kostra nohy	35
Obr. 13 Svaly a ligamenta, které udržují klenbu nohy	37
Obr. 14 Plantární flexe v kotníku, stoj na špičce	38
Obr. 15 Osy nohy	39
Obr. 16 Došlap v různých typech obuvi; A- padání těžiště v obuvi s nízkým podpatkem, B- dostup chodidla v botě na vysokém podpatku	43
Obr. 17 Poloha chodidla v botě na vysokém podpatku	44
Obr. 18 Vertikální posun těžiště v HH	47
Obr. 19 Vizuální hodnocení bederní lordózy u probandky s normálním postavením pánve (vlevo) a probandky s anteverzí panve (vpravo)	48
Obr. 20 Názorná ukázka radiografické analýzy za pomoci biplanárního nízkodávkového radiografického zobrazovacího systému	49
Obr. 21 Princip formetrické technologie systému Diers 4D, schéma měření páteře	59
Obr. 22 Snímek z přístroje EOS® X-ray z přední (vlevo) a laterální strany (vpravo)	60
Obr. 23 Použitá rovná obuv a obuv s podpatkem	70
Obr. 24 Měření časových a tlakových parametrů chůze systémem Pedar na běžícím pásu v obuvi s podpatkem a v rovné obuvi	71
Obr. 25 Příklad rozložení maximální vertikální síly během jednotlivých fází chůze	72
Obr. 26 Princip funkce ultrazvukového měření vzdálenosti	75

Obr. 27 Umístění senzorů kolem páteře: Párové senzory by měly být umístěny 5cm od páteře na pravou i levou stranu	75
Obr. 28 Přehled měřících kanálů	76
Obr. 29 Sagitální a frontální bodygram	77
Obr. 30 Torzní diagram pro rozvržení četnosti torze:	77
Obr. 31 Měření držení těla během chůze v HH a FS systémem Sonosens Monitor® na běžícím pásu	80
Obr. 32 Grafické srovnání celkové doby kroku v HH a FS při rychlosti 0,97 m.s ⁻¹ .	84
Obr. 33 Grafické srovnání švihové fáze (vlevo) a stejné fáze kroku (vpravo) při chůzi v HH a FS při rychlosti 0,97 m.s ⁻¹ .	84
Obr. 34 Grafické srovnání frekvence kroků za minutu v HH a FS při rychlosti 0,97 m.s ⁻¹ .	84
Obr. 35 Grafické srovnání celkové doby kroku v HH a FS při rychlosti 0,56 m.s ⁻¹ .	85
Obr. 36 Grafické srovnání švihové fáze (vlevo) a stejné fáze kroku (vpravo) v HH a FS při rychlosti 0,56 m.s ⁻¹ .	86
Obr. 37 Grafické srovnání frekvence kroků za minutu v HH a FS při rychlosti 0,56 m.s ⁻¹ .	86
Obr. 38 Grafické srovnání PPmaxBW (vlevo) a FmaxBW (vpravo) pod plantami při chůzi v HH a FS při v ₁ .	88
Obr. 39 Rozložení maximálního tlaku pod plantami během chůze v HH a v FS při rychlosti v ₁ =0,97 m.s ⁻¹ u probandky č.2 (číselné zobrazení tlaku-vlevo a 3D zobr. tlaků-vpravo).	89
Obr. 40 Rozložení maximálního tlaku během stejné fáze kroku v HH a v FS při rychlosti v ¹ = 0,97 m.s ⁻¹ u probandky č. 2 (z leva doprava - 1. první kontakt nohy se zemí, 2. střední fáze opory, 3. konečná fáze opory).	89
Obr. 41 Grafické znázornění rozložení maximální vertikální síly pod patou, středonožím a přednožím v HH a FS u probandky č. 2.	90
Obr. 42 Grafické znázornění rozložení maximální vertikální síly během 30 s záznamu v FS a HH u probandky č. 2.	90
Obr. 43 Grafické srovnání PPmaxBW (vlevo) a FmaxBW pod plantami (vpravo) při chůzi v HH a FS.	91
Obr. 44 Rozložení maximálního tlaku pod plantami během chůze v HH a v FS při rychlosti 0,56 m.s ⁻¹ u probandky č. 2.	92
Obr. 45 Příklad rozložení maximálního tlaku během stejné fáze kroku v HH a v FS při rychlosti 0,56 m.s ⁻¹ u probandky č. 2.	92
Obr. 46 Grafické znázornění dynamických parametrů maximálního tlaku v HH a FS při rozdílných rychlostech chůze.	94

Obr. 47 Grafické srovnání průměrného pohybu mSBI v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.	96
Obr. 48 Grafické srovnání SBA v LS, C a Th páteři při rychlosti chůze $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.	96
Obr. 49 Bodygramy znázorňující jednotlivé úseky páteře v sagitální rovině u probandky č. 2 během chůze v FS (vlevo) a HH (vpravo).	97
Obr. 50 Histogram flexe / extenze páteře u probandky č. 2 během chůze v HH.	98
Obr. 51 Grafické srovnání průměrného pohybu mSBI v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.	99
Obr. 52 Grafické srovnání SBA v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.	100
Obr. 53 Grafické srovnání průměrného pohybu mFBI v LS, Th, C páteře při rychlosti chůze $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.	102
Obr. 54 Grafické srovnání amplitudy pohybu (FBA) v LS, Th a C páteře při rychlosti chůze $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.	102
Obr. 55 Bodygramy znázorňující jednotlivé úseky páteře ve frontální rovině během chůze u probandky č. 2 v FS (vlevo) a HH (vpravo).	103
Obr. 56 Grafické srovnání průměrného pohybu mFBI v LS, Th, C páteři při rychlosti chůze $v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.	105
Obr. 57 Grafické srovnání FBA v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS	105
Obr. 58 Grafické srovnání průměrného pohybu mTI v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.	107
Obr. 59 Grafické srovnání TA v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.	108
Obr. 60 Diagramy znázorňující jednotlivé úseky páteře v rotační rovině u probandky č. 2 během chůze v FS (nahore) a HH (dole).	109
Obr. 61 Grafické srovnání průměrného pohybu mTI v LS, Th a C páteře při rychlosti chůze $0,56 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.	110
Obr. 62 Grafické srovnání TA v LS, Th a C páteři při rychlosti chůze $0,56 \text{ m.s}^{-1}$ v HH a FS.	111
Obr. 63 Porovnání držení těla v HH při v_1 a v_2 .	113
Obr. 64 Porovnání držení těla v FS při v_1 a v_2 .	114

Seznam tabulek

Tabulka 1 Rozsah pohybů jednotlivých úseků páteře	21
Tabulka 2 Přehled výsledků studií zaměřených na vliv HH na lumbální lordózu	51
Tabulka 3 Technické údaje o systému Pedar X	69
Tabulka 4 Technické údaje o systému Pedar X – stélky	70
Tabulka 5 Technické údaje SonoSens Monitor	78
Tabulka 6 Časové parametry krokového cyklu v HH a FS při rychlosti $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$	82
Tabulka 7 Časové parametry krokového cyklu v HH a FS při rychlosti chůze $0,56 \text{ m.s}^{-1}$	85
Tabulka 8 Dynamické parametry krokového cyklu v HH a FS při rychlosti $0,97 \text{ m.s}^{-1}$	88
Tabulka 9 Dynamické parametry krokového cyklu v HH FS při rychlosti $0,56 \text{ m.s}^{-1}$	91
Tabulka 10 Porovnání časových a dynam. parametrů chůze v FS a HH vlivem rychlosti	93
Tabulka 11 Výsledné hodnoty z držení těla v sagitální rovině během chůze v HH a FS při rychlosti $0,97 \text{ m.s}^{-1}$	95
Tabulka 12 Výsledné hodnoty z držení těla v sagitální rovině během chůze v HH a FS při rychlosti $v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$	99
Tabulka 13 Výsledné hodnoty z držení těla ve frontální rovině při chůzi v HH a FS při rychlosti $0,97 \text{ m.s}^{-1}$	101
Tabulka 14 Výsledné hodnoty z držení těla ve frontální rovině během chůze v HH a FS při rychlosti $v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$	104
Tabulka 15 Výsledné hodnoty z držení těla v transverzální (rotační) rovině během chůze v HH a FS při rychlosti $v_1 = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$	107
Tabulka 16 Výsledné hodnoty z držení těla v transverzální (rotační) rovině během chůze v HH a FS při rychlosti $v_2 = 0,56 \text{ m.s}^{-1}$	110
Tabulka 17 Porovnání parametrů držení těla, při chůzi v FS a HH vlivem rychlosti	112

ZKRATKY

AS - area of support, opěrná plocha
BS - base of support, opěrná báze,
CoP - center of pressure, působiště vektoru reakčních sil podložky
CoP_{net} – center of pressure, střed tlakových sil pod oběma ploskami
CoG - center of gravity, průmět společného těžiště do opěrné,
CoM - center of mass, těžiště těla
CSC - označení úseku krční páteře na bodygramě
CVS - variační koeficienty
FBA - amplituda pohybů ve frontální rovině
F_{max} - maximální vertikální síla
F_{maxBW} - maximální vertikální síla přepočtená na tělesnou hmotnost
FS - rovná obuv
GRF - ground reaction force, reakční síla podložky
HH - boty na vysokých podpatcích
HM - hlavní oblouk
HV - vzestupná část hlavního oblouku
M - metatarzofalangeální klouby nohy
LSC - označení úseku bederní páteře na bodygramě
mFBI - medián pohybů ve frontální rovině
MP' - přední doplňkový oblouk
MPP - maximum pressure picture
MPP AVE - average maximum pressure picture
mSBI - medián pohybů v sagitální rovině
mTI - medián rotačních pohybů v transverzální rovině
MVP - mean value picture
p - zadní část oblouku
p' – přední část oblouku
PH - zadní doplňkový oblouk
PMT - projekce Moiré techniky
PP_{maxBW} - maximální tlak přepočtený na tělesnou hmotnost
PP_{max} - maximální tlak pod plantou
SBA - amplituda pohybů v sagitální rovině

SMT - stínová Moiré technika

TA - amplituda rotačních pohybů v transverzální rovině

TSC - označení úseku hrudní páteře na bodygramě

V - výška oblouku

WLRT - trojúhelníková rastrová linie bílého světla

Přílohy

Příloha 1 Souhlas Etické komise FTVS UK v Praze

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce, zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Vplyv chůze v botách na vysokých podpatcích na držení těla a její vplyv na rozložení tlaků na úrovni kontaktu nohy s podložkou

Forma projektu: doktorská práce

Období realizace: květen 2017 – červen 2017

Předkladatel: Mgr. Miloslav Gajdoš

Hlavní řešitel: Mgr. Miloslav Gajdoš

Vedoucí práce (v případě studentské práce): doc. PhDr. Soňa Jandová, PhD.

Popis projektu: Bude se jednat o empirický kvantitativní typ výzkumu, kde budou sledovány kvantitativní ukazatele se zaměřením na hledání příčinné vztahy mezi proměnnými. Výzkumný soubor se bude skládat z 30 zdravých žen ve věku od 20 do 30 let, které nosí boty na vysokém podpatku pouze ve výjimečných případech. Ženy jsou zdravé, nikdy neměly vážný úraz, ani netrpí chorobou, která by mohla negativně ovlivnit jejich účast ve výzkumu. Pro sledování pohybu jednotlivých segmentů a pro sledování držení těla bude použit systém SonoSens® Monitor. Je to diagnostický systém, který slouží pro neinvazivní analýzu pohybu těla nebo pohybových segmentů těla. SonoSens je vybaven osmi ultrazvukovými snímači, které jsou rozmístěny na lidské tělo v párech (vysílač-přijímač). Vysílač vysílá ultrazvukový signál k přijímači. Pedografický systém Pedar bude použit pro analýzu rozložení tlaku v obuvi při chůzi. Jde o mobilní systém s vložkou, která je umístěna v obuvi testované osoby.

Předkladatel se zavazuje, že tento výzkumný projekt bude realizován v souladu s touto žádostí a současně v souladu se schválenou žádostí Etickou komisí Prešovskej univerzity v Prešově ze dne 27. 1. 2017, kde bude výzkum proveden.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: Rizika výzkumného projektu jsou minimální z hlediska újmy na zdraví, jedná se o neinvazivní a bezbolestnou metodu, během chůze probandek budou řešitelé projektu zajišťovat bezpečnost v případě ztráty rovnováhy. Rizika testované pohybové aktivity nepřesahují rizika očekávaná u tohoto typu aktivit. V případě úrazu poskytneme probandek náležitou zdravotní péči.

Etické aspekty výzkumu: Osobní údaje týkající se probandek potřebné pro zajištění homogenity zkoumaného vzorku budou anonymizovány a po anonymizaci budou smazány.

Informovaný souhlas: přiložen

Povinnosti všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně. Potvrzují, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 26. 4. 2017

Podpis předkladatele:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 184/2016

dne: 2. 5. 2017

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

razítko UK FTVS

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha 2 Vzor informovaného souhlasu pro účastníky výzkumu

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci dizertační práce na UK FTVS názvem Vplyv chůze v botách na vysokých podpatcích na držení těla a její vplyv na rozložení tlaků na úrovni kontaktu nohy s podložkou prováděné na Fakultě zdravotnických oborů Prešovské univerzity v Prešově.

1. Projekt bude financován z vlastních finančních zdrojů
2. Cílem projektu je zjistit, jak ovlivňuje chůze na vysokých podpatcích držení těla a rozložení tlaku v obuvi v různých podmínkách (rychlost) a porovnat to s pohybovým vzorem těla a rozložením tlaku chodidla při chůzi ve sportovní obuvi.
3. Pro sledování pohybu jednotlivých segmentů a pro sledování držení těla bychom chtěli použít systém SonoSens® Monitor. Je to diagnostický systém, který slouží pro neinvazivní analýzu pohybu těla nebo pohybových segmentů těla. Sonosens je vybaven osmi ultrazvukovými snímači, které jsou rozmístěny na lidské tělo v párech (vysílač-přijímač). Vysílač vysílá ultrazvukový signál k přijímači. Natahovaná kůže při pohybu těla způsobuje změny ve vzdálenosti mezi senzory přístroje. Kontinuálním měřením těchto vzdáleností je možné zjistit změny v držení lidského těla. Naměřená data jsou uložena a přeneseny do PC. Pedografický systém Pedar bude použit pro analýzu rozložení tlaku v obuvi při chůzi. Jde o mobilní systém s vložkou, která je umístěna v obuvi testované osoby. Každá vložka obsahuje 99 senzorů snímajících tlak v čase.
4. Předpokládaná doba měření všech probandek je 1 měsíc. Při měření budou použity diagnostické systémy Pedar a Sonosens monitor. Budete provádět chůzi na trenažéru InSport Line Genesis s pevně zvolenou dobou chůze (60 s), při zvolené rychlosti 2 km / h a 3,5 km / h, v botách stejné značky s výškou podpatku 7 cm a ve sportovní obuvi také stejné značky.

5. Věkové rozpětí účastnic bude od 20 do 30 let, které mají zkušenosti s nošením bot na vysokém podpatku. Osoby, které trpí jakýmkoli onemocněním pohybového aparátu nebudou do výzkumu zařazeny. Rizika výzkumného projektu jsou minimálně z hlediska újmy na zdraví, zásah do organismu je neinvazivní a bezbolestný, v případě úrazu Vám poskytneme náležitou zdravotní péči. Při výběru probandek bude přítomen rehabilitační lékař, který posoudí případné kontraindikace spojené s měřením. Rizika testované pohybové aktivity nepřesahují rizika očekávaná u tohoto typu aktivit.

6. Před každým měřením si vyzkoušíte chůzi v obuvi, ve které měření proběhne, aby se předešlo nepříjemným pocitem, nebo potencionálnímu riziku pádu při chůzi a případně možným podvrtnutí v hlezenním kloubu. Obuv bude po každém použití dezinfikována dezinfekčním sprejem Thymosanem a každá z Vás obdrží pár silonových ponožek s antibakteriální úpravou.

7. Získané výsledky mohou posloužit jako doporučení a preventivní opatření v oblasti obouvání, při vertebrogenních potížích a také mohou obohatit teoretické poznatky v oblasti výzkumu a vědy.

8. Vaše účast v projektu nebude finančně ohodnocená.

9. Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchovaná v anonymní podobě a publikovaná v doktorské práci, případně v odborných časopisech, monografiích a na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána.

10. S celkovými výsledky se můžete seznámit přes webové stránky Univerzity Karlovy v repozitáři závěrečných prací.

11. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Mgr. Miloslav Gajdoš

Podpis:

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení

Podpis:

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážít všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem

poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka Podpis:

Příloha 3 Antropometrické charakteristiky měřených žen

N = 30	Hmotnost [kg]	Výška [cm]	BMI	Věk [roky]	Velikost nohy (EU)
1	53	160	21	22	37
2	60	166	22	21	38
3	60	169	21	21	39
4	53	160	21	27	37
5	58	169	20	21	38
6	60	167	22	25	38
7	50	166	18	20	38
8	56	170	19	20	38
9	52	168	18	20	38
10	64	170	22	21	39
11	60	168	21	21	38
12	59	163	22	21	38
13	52	167	19	20	39
14	55	165	20	20	37
15	53	168	19	20	37
16	56	168	20	23	37
17	58	170	20	20	37
18	53	165	19	21	38
19	63	161	24	21	38
20	59	167	21	25	38
21	51	166	19	21	38
22	51	164	19	21	38
23	52	165	20	26	39
24	50	162	19	21	37

25	55	169	19	22	38
26	58	165	21	21	38
27	56	163	21	21	39
28	62	167	22	27	39
29	51	161	20	23	37
30	55	165	20	21	38
Průměr	55.8	165.8	20	21.8	37.9
SD	4.1	3.0	1	2.1	0.7

Příloha 4 Anketa

Tato anketa je určena pro účastnice ve výzkumné práci s názvem: Vliv chůze v botách na vysokém podpatku na držení těla a rozložení tlaků při kontaktu nohy s podložkou. Poskytuje nám informace ohledně návyku na nošení bot na vysokém podpatku a zdravotního stavu účastnic. Tato anketa je anonymní. Děkujeme za důkladné vyplnění.

Na otázku odpovídejte prosím zakroužkováním odpovědi.

1. Jak často nosíte boty s vysokým podpatkem?

alespoň 4x za týden ne více než 6 hodin za měsíc nikdy jsem je nenosila

2. Onemocnění pohybového aparátu (kosti, klouby, svaly, šlachy) za poslední 2 roky

Ano Ne

3. Deformity v oblasti dolních končetin (vbočený palec, ploché nohy, otlaky aj.)

Ano Ne

4. Deformity v oblasti krční, hrudní nebo bederní páteře

Ano Ne

5. Úrazy pohybového aparátu za poslední 2 roky s nezbytností léčby

Ano Ne

6. Bolestivé stavy kostí, kloubů, šlach, zad

Ano Ne

7. Operace pohybového aparátu

Ano Ne

8. V současnosti akutní onemocnění

Ano Ne

9. Chronické onemocnění pohybového aparátu

Ano Ne

Příloha 5 Vyšetření plochonoží přístrojem Podoscan 3D (Sensor medica, Řím, Itálie) metodou Arch index (Software V2.5 2016. 02, Sensor medica).

Arch Index - byl poprvé popsán Cavanaghem a Rogersem (1987) jako poměr plochy střední třetiny chodidla k celé oblasti chodidla bez prstů. Arch index menší než 0,21 indikuje zvýšenou klenbu chodidla, větší než 0,26 znamená plochonoží. Index mezi 0,21 až 0,26 potvrzuje normální výšku podélné klenby chodidla. Arch index se jako důkladný podografický ukazatel potvrdil v různých studiích (Roy, Bhattacharya, Deb & Ray, 2012).

Foot Analysis Report

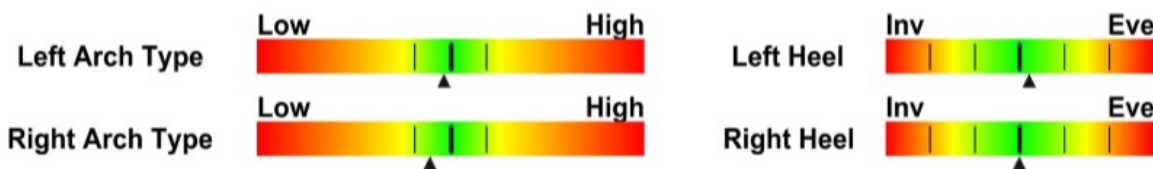
First Name		
Last Name		
Gender	Female	Optional

EU	Left	Right	Observation
Shoe Size	39	39	L = R
Arch Type	Normal	Normal	L/R balanced



mm	Foot Length	Foot Width	Heel Width	Arch Length	1-5 Met Width	Point Height	Area Height	Arch Index
Left	241	99	64	169	70	15	10	0.24
Right	244	99	64	176	69	16	8	0.25

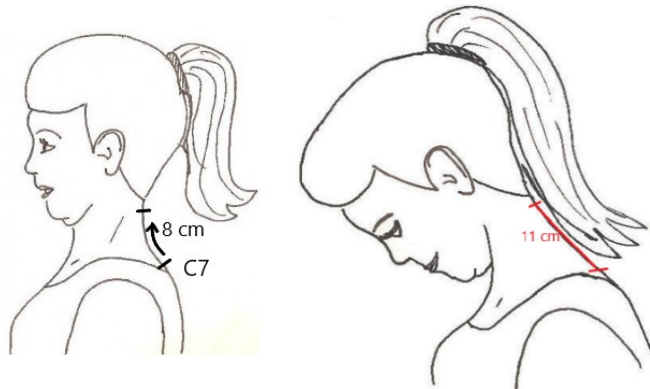
Heel Angle	Leg Angle
1 deg Eve	1 deg Inv
0 deg	2 deg Inv



Záznam ze systému Podoscan 3D: Vyšetření plochonoží pomocí Arch indexu

Příloha 6 Použité metody měření pohyblivosti páteře

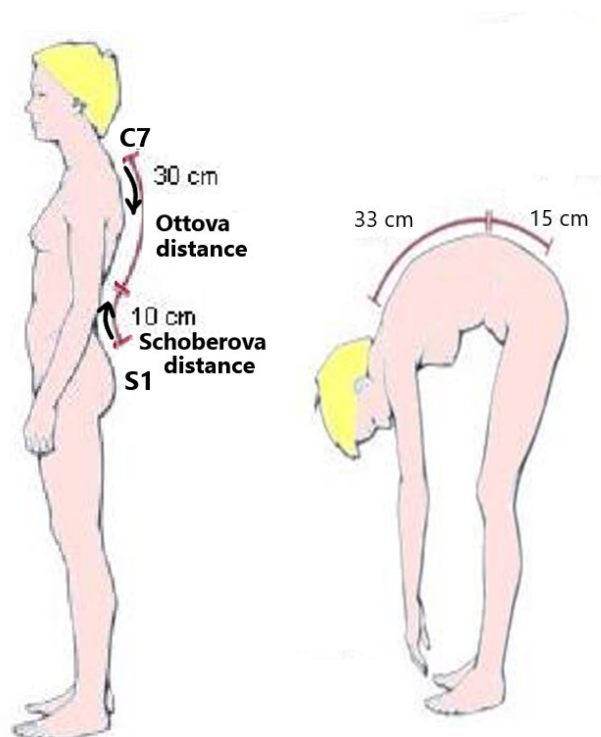
Čepojevova distance - rozsah pohybu krční páteře do flexe. Měří se od trnu posledního krčního obratle 8 cm kranialně. Při maximálním předklonu by se měla vzdálenost obou bodů prodlužovat nejméně o 2,5 - 3cm



Čepojevova distance (upraveno dle <https://fultonmassagetherapy.com/wp-content/uploads/2016/07/McKenzie-5-360x388.jpg>)

Ottova distance – při maximálním předklonu se má 30 centimetrová vzdálenost od C₇ zvětšit minimálně o 3 cm.

Schoberova distance – při maximálním předklonu se má 10 centimetrová vzdálenost od S₁ zvětšit minimálně o 5 cm.



Ottova a Schoberova distance (upraveno dle http://www.agentur-graupner.de/download/sonosens/Praesentation_SonoSens_english.pdf, 2020)

Příloha 7 Výslední data časových parametrů chůze v HH a FS u probandů při v_1

v_1	Celková doba kroku [s]		Švihová fáze [s]		Stojná fáze [s]		Frekvence / min	
	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS
1.	1,29	1,38	0,46	0,50	0,83	0,89	92,31	86,96
2.	1,20	1,21	0,44	0,41	0,76	0,80	100,00	98,36
3.	1,09	1,28	0,38	0,48	0,71	0,80	109,09	93,75
4.	1,25	1,19	0,46	0,42	0,79	0,77	96,77	101,69
5.	1,19	1,29	0,41	0,47	0,79	0,82	100,00	92,31
6.	1,12	1,21	0,41	0,45	0,70	0,76	107,14	98,36
7.	1,33	1,52	0,50	0,55	0,82	0,97	90,91	78,95
8.	1,20	1,31	0,44	0,48	0,76	0,83	100,00	92,31
9.	1,29	1,38	0,49	0,52	0,81	0,86	92,31	86,96
10.	1,44	1,44	0,55	0,55	0,89	0,89	86,96	83,33
11.	1,22	1,31	0,44	0,48	0,78	0,83	98,36	85,71
12.	1,09	1,11	0,40	0,40	0,69	0,71	111,11	109,09
13.	1,04	1,13	0,38	0,42	0,66	0,72	115,38	105,26
14.	1,19	1,36	0,44	0,51	0,74	0,86	101,69	88,24
15.	1,15	1,16	0,45	0,43	0,70	0,73	103,45	103,45
16.	1,30	1,56	0,49	0,61	0,81	0,95	92,31	76,92
17.	1,21	1,33	0,42	0,50	0,79	0,83	98,36	90,91
18.	1,20	1,27	0,45	0,46	0,75	0,82	100,00	93,75
19.	1,28	1,37	0,48	0,50	0,80	0,86	93,75	88,24
20.	1,29	1,55	0,47	0,47	0,82	1,07	93,75	75,00
21.	1,17	1,20	0,41	0,45	0,76	0,76	101,69	100,00
22.	1,26	1,31	0,47	0,49	0,78	0,82	95,24	90,91
23.	1,14	1,22	0,39	0,45	0,75	0,77	105,26	98,36

24.	1,21	1,32	0,43	0,50	0,78	0,82	98,36	90,91
25.	1,15	1,17	0,43	0,42	0,72	0,75	103,45	103,45
26.	1,22	1,34	0,37	0,50	0,85	0,85	98,36	89,55
27.	1,29	1,33	0,40	0,47	0,89	0,86	92,31	89,55
28.	1,12	1,15	0,39	0,42	0,73	0,73	107,14	105,26
29.	1,27	1,34	0,42	0,48	0,85	0,86	93,75	89,55
30.	1,32	1,38	0,46	0,51	0,86	0,86	90,91	86,96

Příloha 8 Výslední data časových parametrů chůze v HH a FS u probandů při v_2

v_2	Celková doba kroku [s]		Švihová fáze [s]		Stojná fáze [s]		Frekvence / min	
	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS
1.	1,84	1,87	0,62	0,58	1,22	1,28	65,22	64,52
2.	1,66	1,70	0,54	0,55	1,12	1,15	72,29	70,59
3.	1,73	1,74	0,62	0,57	1,11	1,17	69,77	68,97
4.	1,76	1,71	0,60	0,54	1,16	1,16	68,18	70,59
5.	1,53	1,87	0,49	0,52	1,04	1,34	77,92	63,83
6.	1,49	1,77	0,54	0,58	0,95	1,20	81,08	67,42
7.	1,90	1,91	0,70	0,65	1,21	1,26	63,16	63,16
8.	1,81	1,91	0,60	0,62	1,20	1,29	65,93	62,50
9.	1,82	2,00	0,64	0,68	1,18	1,33	65,93	60,00
10.	1,85	2,12	0,66	0,65	1,19	1,47	65,22	56,60
11.	1,67	1,96	0,59	0,70	1,08	1,27	71,43	61,22
12.	1,50	1,51	0,52	0,52	0,99	1,00	80,00	78,95
13.	1,44	1,50	0,51	0,50	1,00	1,00	80,00	80,00
14.	1,68	1,88	0,61	0,63	1,08	1,25	71,43	63,83
15.	1,63	1,66	0,58	0,57	1,08	1,08	72,29	72,29
16.	1,84	2,22	0,69	0,87	1,15	1,35	65,22	54,05
17.	1,71	2,16	0,60	0,81	1,10	1,35	71,43	55,56
18.	1,66	1,70	0,61	0,53	1,05	1,16	72,29	70,59
19.	1,87	1,77	0,70	0,60	1,18	1,17	63,83	67,42
20.	1,80	1,99	0,62	0,74	1,19	1,25	66,67	60,61
21.	1,89	1,70	0,44	0,62	1,49	1,08	54,55	70,59
22.	1,73	1,77	0,61	0,60	1,11	1,17	69,77	68,18
23.	1,32	1,80	0,50	0,61	0,82	1,19	90,91	66,67

24.	1,85	2,00	0,62	0,67	1,23	1,33	65,22	60,00
25.	1,42	1,53	0,47	0,51	0,95	1,02	84,51	78,95
26.	1,80	1,89	0,57	0,60	1,23	1,29	68,18	63,83
27.	1,72	1,82	0,53	0,58	1,19	1,23	70,59	65,93
28.	1,50	1,58	0,50	0,55	1,00	1,03	80,00	75,95
29.	1,82	1,91	0,58	0,63	1,23	1,27	65,93	63,16
30.	1,77	1,91	0,56	0,60	1,21	1,30	67,42	63,16

Příloha 9 Výslední data dynamických parametrů chůze v HH a FS u probandů při v_1 a v_2

	PP _{maxBW} (v_1)		F _{maxBW} (v_1)		PP _{maxBW} (v_2)		F _{maxBW} (v_2)	
	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS
1.	0,74	0,48	1,31	1,17	0,65	0,40	1,28	1,15
2.	0,66	0,46	1,25	1,09	0,63	0,41	1,17	1,06
3.	0,90	0,72	1,13	1,07	0,75	0,60	1,13	1,05
4.	0,73	0,44	1,24	1,10	0,67	0,46	1,15	1,08
5.	1,09	0,73	1,33	1,12	1,08	0,76	1,26	1,08
6.	0,82	0,49	1,43	1,17	0,71	0,47	1,32	1,12
7.	0,92	0,48	1,06	1,02	0,85	0,44	1,07	1,02
8.	0,63	0,54	1,11	1,05	0,73	0,56	1,10	1,02
9.	0,58	0,44	1,48	1,21	0,54	0,44	1,43	1,21
10.	0,50	0,50	0,98	0,98	0,91	0,44	1,13	0,95
11.	0,53	0,42	1,08	1,00	0,50	0,38	1,08	1,02
12.	0,49	0,45	1,25	1,12	0,43	0,45	1,24	1,14
13.	0,86	0,45	1,42	1,09	0,83	0,43	1,37	1,06
14.	0,93	0,58	1,54	1,10	0,84	0,51	1,41	1,03
15.	0,93	0,55	1,22	1,12	0,79	0,55	1,17	1,10
16.	0,65	0,53	1,20	1,07	0,61	0,53	1,14	1,07
17.	0,97	0,62	1,30	1,15	0,89	0,84	1,25	1,11
18.	0,77	0,55	1,42	1,19	0,70	0,47	1,38	1,15
19.	0,54	0,48	1,05	0,92	0,55	0,46	1,04	0,91
20.	1,21	1,12	1,33	1,17	1,15	0,79	1,30	1,14
21.	0,64	0,48	1,52	1,14	0,80	0,56	1,45	1,14
22.	1,23	0,59	1,35	1,10	1,15	0,53	1,28	1,08
23.	0,81	0,55	1,23	1,12	0,78	0,39	0,97	1,09

24.	1,00	0,95	1,27	1,18	1,13	0,99	1,24	1,16
25.	0,67	0,61	1,30	1,04	0,60	0,56	1,27	1,05
26.	0,82	0,60	1,72	1,15	0,68	0,54	1,57	1,13
27.	0,76	0,52	1,24	1,06	0,66	0,48	1,20	1,06
28.	0,83	0,50	1,18	1,12	0,63	0,49	1,17	1,10
29.	0,73	0,48	1,31	1,09	0,63	0,48	1,25	1,10
30.	1,09	0,64	1,16	1,05	0,99	0,65	1,12	1,03

Legenda: $PP_{\max BW}$ - maximální tlak [kPa], přepočtený na tělesnou hmotnost; $F_{\max BW}$ - maximální vertikální síla [N], přepočtená na tělesnou hmotnost

Příloha 10 Výslední data z měření držení těla v sagitální rovině u probandů při v₁

v1	mSBI [%]						SBA [%]					
	LSC		TSC		CSC		LSC		TSC		CSC	
	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS
1.	-6,3	-9,1	-5,1	-5,4	0,3	-8,1	5,6	2,8	4	2,3	5,3	8
2.	3,4	3,4	0,8	0,1	-4,8	-6,5	2,1	2,2	1,5	1,7	3,5	4,9
3.	6,3	5,6	-0,4	-1	-2,6	-4,6	2,9	3,8	1,9	2,1	5,9	4,1
4.	5,1	3,8	-1,3	-2,3	-3,3	-5,3	4	3	3	1,5	5,3	2,8
5.	4,3	5,6	-4,4	-4,4	-4	-4,8	1,7	4,9	0,9	3,1	5,6	3,5
6.	-11,6	-12,1	-4,5	-5,2	-4	-5,1	3,1	2,7	2,5	2,8	3,2	3,6
7.	-8,9	-10,1	-5,6	-6,3	-6,4	-7,2	3,3	2,2	1,8	1,2	5,6	5,4
8.	3,6	3,6	-1,1	-2	1,5	1,5	6,2	1,6	4,3	0,7	2,6	2,1
9.	-4,8	-5,7	-1,2	-2,1	-8,1	-8,7	2,1	2,2	1	1,1	4	4,5
10.	3,1	3,3	-0,3	-0,5	-0,2	-4,2	2,9	3,1	1,1	1,2	7	7,7
11.	-5,2	-4,9	-1,4	-1,4	-4,4	-7,6	2,7	2,3	1,5	1,3	5,3	5,7
12.	0,6	-0,3	-5,5	-5,4	-0,4	1,4	1,8	2,1	1,3	1,2	6,9	6,2
13.	3,9	1,4	-3,8	-5,1	6	0,3	2,6	1,8	0,9	0,7	1,9	2,9
14.	10,1	9,8	1,1	0,8	-4	-5,3	4,7	0,6	1,4	2,3	3,4	5,2
15.	-8,1	-10,5	-2,1	-1,8	-7,9	-11,6	3,5	2,1	2,6	4	6,3	6,7
16.	2,8	3	-2,3	-3,2	-2,1	-3,7	2	1,4	1,4	0,7	3	5,3
17.	4	2,2	-8,2	-8,4	-5,3	-10,7	2,3	2,9	1,6	1,1	9,5	10
18.	-14,5	-17,6	-5,3	-5,6	-4,7	-6,5	1,9	2,3	0,9	1,1	3	3,5
19.	-11,9	-11,7	-2,3	-2,4	-1	-3,9	1,9	1,7	1	1,1	5,9	3,4
20.	4,4	1,6	-1,7	-2	-1,7	-2	2,5	2,8	1,3	2,1	4	5,2
21.	11,3	10,6	-1,3	-1,8	-2,7	-3,8	2	2,2	2	1,6	6,7	8,3
22.	1,5	0	0,5	0,7	-1,4	-2,7	1,6	1,6	1,5	0,8	2	1,5
23.	5	2,2	0,8	-0,3	-4,4	-1,7	3	3,1	2,1	1,9	6,8	5,7
24.	8,9	5,3	-5,7	-6	-1,4	-8,3	4,9	6,4	1,5	1,2	5,6	6,6
25.	4,7	3,8	-7,8	-7,8	15,7	9,9	2,8	2,2	0,9	1,3	3	5,5
26.	4,6	5,7	-3,7	-4,4	-5,3	-5,7	2,4	2,3	1,3	0,9	2,6	2,8
27.	-8,1	-9,9	-8,4	-8,2	-2,5	0	2,2	1,6	1,4	1,7	3	2,6
28.	7,1	6,5	-3,9	-4,1	-3,4	-3,4	3,4	2,7	1,3	1,2	5,4	4,5
29.	-2,6	-3,1	-2,2	-2,2	-1,4	-1,3	2,2	2,1	1,7	1,7	6,3	4,3
30.	3,8	3	-3,7	-4,4	-3,3	-4	4,1	2,4	1	2,1	3	3

Legenda: mSBI – medián sagitálního ohybu páteře, SBA – amplituda sagitálního ohybu páteře.

Příloha 11 Výslední data z měření držení těla v sagitální rovině u probandů při v₂

v ₂	mSBI [%]						SBA [%]					
	LSC		TSC		CSC		LSC		TSC		CSC	
	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS
1.	6,5	-4,2	2,1	-2,3	-4,2	-4,6	3	2,6	7,2	2	5,9	6,2
2.	3,1	2,7	3,3	2	-4,6	-4,7	3	2,4	2,1	1,7	5,5	6,7
3.	9,7	0,2	-0,9	-2,8	-3	-4,9	4	3,8	2,9	2,1	3,5	5,6
4.	2,7	0,8	-0,2	-1,7	-0,4	-3,2	4,1	3,3	1,8	1,8	4,3	3,4
5.	3,7	2,3	-2	-3,2	-0,2	-1,9	2,9	2,4	2,1	1	5,1	3,9
6.	-3,1	-11,1	-1,5	-3,3	-2,7	-3,6	6	4,6	2,4	2,2	2,7	3,1
7.	-1,5	-5,7	-1,5	-4,4	-3,3	-2,7	3	2,9	3	3	6,7	9,2
8.	2,9	2	-0,3	-1,7	3,1	0,8	9,5	3,1	3,2	3,5	1,5	1,9
9.	-4	-5	0,7	-1,1	5,3	-6,3	3,9	3,1	2,3	1,4	7,1	5,7
10.	3,1	3,2	1,4	0,9	2,1	-1,6	3,4	3,5	2,6	1,9	7,9	7,1
11.	2,5	-0,4	0,3	-0,6	-5,4	-5,3	3,2	3,5	1,6	1,3	6	3,4
12.	1,2	0	-3,9	-4,3	3	2,8	3,3	2,9	1,7	1,3	9,1	7,6
13.	1,3	0,2	-2,9	-4,1	0,1	0,1	1,8	2	2,3	0,8	3	3,3
14.	10,8	12,7	2,6	1,4	6,9	-3,1	7,4	3,5	1,7	1,5	6,6	2,6
15.	0,2	-0,7	-0,4	-1,7	-2,5	-6	9	5,1	3,9	3,2	5,9	6,3
16.	2	1,5	0	-1,3	5,1	-1,7	2,6	2,7	0,9	1,4	7,6	2,2
17.	8,1	1,6	-3,9	-6,2	-8,3	-6,1	8,6	3,9	4,3	1,8	8,6	8,5
18.	-15,1	-18,1	-3,6	-4,8	-1,6	-2,6	2,1	2,9	3,2	1	3,2	2,7
19.	-10,7	-12,5	-1,1	-1,8	-0,9	-2,6	2,5	1,9	1,7	0,9	8,1	4
20.	2,6	0,6	-0,6	-0,7	6,4	-12,6	3,4	3,5	1,1	1,1	9,6	5,6
21.	12	9,3	2,3	0,4	0,8	-5,5	3,2	4,1	1,6	2	10	6,3
22.	1,9	0,6	0,6	-0,5	-2,3	-3,2	2	1,9	2,6	1,6	1,6	1,6
23.	5,5	2	1,9	0,5	-1,8	-3,4	3	5,6	2,9	2,2	8,6	5,6
24.	21,4	13,3	-2,7	-4,2	0,7	-2,1	6,4	6	2,8	1,3	7,4	4,7
25.	2,5	0,1	-5,8	-6,5	8,5	5,5	1,9	2,8	1,5	1,3	6	3
26.	2,2	1,6	0	-2,3	-3,4	-5,1	3,9	3,2	1,4	1,4	4,2	2,4
27.	-2,6	-6,5	-3,3	-4,5	-2	-1,9	3,6	2,7	2,8	3,4	2,6	2,8
28.	10,6	8,1	-1,7	-2,3	-0,7	-3,4	8,1	4,9	4,9	1,1	6,5	6
29.	-0,9	-2,3	-0,4	-1,1	-1,5	-1,3	2,4	2,4	1,8	1,6	3,6	5
30.	21,5	3,6	-1,6	-2,2	-0,4	-3,5	3	1,9	1,3	1,2	7,2	2,4

Příloha 12 Výslední data z měření držení těla ve frontální rovině u probandů při v₁

v1	mFBI [%]						FBA [%]					
	LSC		TSC		CSC		LSC		TSC		CSC	
	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS
1.	-1,3	-2	-5,3	-6	1,6	3,9	3,3	2,9	10,2	1,7	5,7	3,5
2.	-2,7	-3	-0,8	-0,9	-4,2	-0,7	3,9	3,2	1,3	1,6	3,5	5,1
3.	-9,9	-8,6	1,8	-0,1	1,4	-0,1	4,2	6,2	2,3	2,2	5,8	4,1
4.	-0,8	-0,9	6,1	3,9	-1,6	-0,9	4,6	3,4	5,6	2,4	2,6	2,4
5.	-5,5	-1,6	-1,1	-0,3	1	0	5,3	11	1,2	6,5	2,5	2,2
6.	-3,1	-3,9	-2,2	-3,7	0,6	0,5	4,5	3,8	2,7	2,9	2,7	3,7
7.	2,8	3,7	-5,3	-6	0,6	0,3	5	3,6	1,4	1	4,6	4,1
8.	0,6	-0,3	6,1	3,6	-4,1	-3	3,9	2,9	7,9	0,9	2,3	2
9.	-2,8	-2,5	-2,6	-2,1	0,7	0,8	4,4	3,3	2,6	2,3	4,8	3,8
10.	-0,5	-0,1	0,3	0	0,3	-1,2	3,2	2,9	2	2,5	3,3	2,2
11.	11,1	12,4	1,3	1,3	-2,3	-1,2	6	5	1,6	1,3	2,6	2,7
12.	-5,2	-4,8	2,2	2,1	-1,3	-1,4	2,7	2,4	1,2	1,3	2,8	3,1
13.	-6	-1,7	-3,2	-1,1	3,1	3,8	2,7	2	1,7	1,2	4,6	5
14.	-14,3	-6,6	-2,5	-2,2	0,5	1,6	5,5	4	2,4	4,2	2,4	5
15.	-5,5	-1,6	0	-0,7	-4,7	-3	7,1	4,7	1,5	1,5	7,2	6,4
16.	-8,1	-8	-1,7	-1,6	4,3	4,9	5,5	4,4	1,9	1,4	2,3	8
17.	-2,5	-3,1	-7,4	-7,9	-0,1	2,5	5,6	5,8	1,4	1,9	4,1	6,7
18.	0,4	3,1	-3,7	-4,1	-0,9	-1,6	3,7	3,4	1,5	1,3	2,5	2,5
19.	-7,1	-6	-1,2	-1	5,5	1,3	2,4	2,8	0,9	0,8	10,9	2
20.	-3,7	-2,4	-0,6	-1	3,5	1,5	3,6	3,4	1,6	1,9	3,7	6
21.	0	1,5	0,4	-0,2	-0,9	-2,4	3,4	3,6	2,2	1,2	2,8	3
22.	-2,6	-1,6	-0,1	-0,4	1,2	2,2	2,6	1,8	1	0,9	2,9	1,3
23.	0,4	0,2	1,6	1,4	-5,4	-8,4	3,5	3,3	4	2,2	6	4,2
24.	-3,1	-3,9	-3,7	-4,2	-3,7	-4	7,8	5,5	1,2	0,7	3,5	3,6
25.	0,3	-0,1	1,6	1,7	4	1	3,3	2,1	1,1	1,4	2,7	4
26.	-3,6	-4,5	-5	-4,6	-0,7	-0,6	5,8	5,4	2,4	1,7	1,5	1,5
27.	0,4	1,1	-8,1	-7,6	1	-4,1	3,4	2,7	1,4	2,3	3,3	1,8
28.	-0,7	-2	-9,9	-10,1	-4,3	-6,3	4	4,3	1,1	0,8	2,8	3,9
29.	-8,4	-8,2	-0,7	-0,8	-1,6	-0,4	2,8	2,6	1,1	1	4,6	3,6
30.	-8	-5,3	2,4	2	1,3	1,8	8,6	4,3	1,7	2,3	2,1	2,3

Legenda: mFBI - medián frontálního ohybu páteře, FBA – amplituda frontálního ohybu páteře.

Příloha 13 Výslední data z měření držení těla ve frontální rovině u probandů při v₂

v ₂	mFBI [%]						FBA [%]					
	LSC		TSC		CSC		LSC		TSC		CSC	
	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS
1.	-0,9	-2,4	-3,8	-5,5	1,8	2,2	4	3,1	3	2,4	3,8	2,8
2.	-0,9	-2,3	0,6	-0,2	-2,5	-3,5	4,7	2,9	3,2	2,5	3,5	4,8
3.	-7,5	-6,7	3,7	1,6	0,1	-1,3	4	3,7	5,1	1,2	7,1	4,9
4.	-1,3	-1,5	4,3	4,1	-0,6	-1,3	4,6	2,9	3,9	3,5	1,8	1,7
5.	-7,5	-6,7	0	-1	2,4	0,8	5,3	4,4	3,4	1,8	2,8	1,8
6.	1,8	-0,8	-0,1	-1,1	2,4	1,2	5,2	4,8	3,6	3,3	2,3	2,8
7.	-1,3	0,9	-3,8	-5,5	0,7	1,5	5,4	5	3,7	2,3	4,9	5,4
8.	1,2	-0,7	4,3	4,1	-3,1	-3,3	5,2	6,1	6,7	6,8	1,7	2,4
9.	-2,9	-4,4	-4	-2,9	5,1	0,2	4	2,9	3,5	2,3	5	5,9
10.	0,6	0,3	0,4	-0,2	3,6	1,2	3,5	3,2	3,6	3,4	4,2	2,5
11.	-0,5	4,7	0,8	1	0	-0,3	5,2	7	1,5	1,6	2,6	2,1
12.	-5,4	-5,1	2,5	2,4	-2	-2	3,2	2,9	1	0,9	3,9	3
13.	-1	-1,9	-1,4	-0,8	1,2	1,9	1,5	2,4	3,5	1,5	2,9	3,6
14.	-14,6	-14,8	-4,1	-4,3	3,3	0,1	6,3	5,8	1,8	2,6	2	2,1
15.	-6,2	-6,3	0,1	0,3	-8,4	-5,6	11,3	9,3	2,3	2	9,6	7,7
16.	-4,7	-5,4	-2,1	-1,6	8,2	3,7	4,1	3,3	1,8	2,4	3,5	4,8
17.	-4,6	-2,5	-5,3	-7,1	3	3,4	5,6	4,7	3,5	1,8	4,3	5,1
18.	0,8	2,8	-4,2	-4,5	-0,4	-0,7	2,7	2,6	4,1	1,3	1,9	1,4
19.	-3,6	-4,5	-0,9	-1,2	-1,3	1,2	2,9	2,2	1,3	1,3	3,8	6,4
20.	-2,4	-3,1	-1,8	-1,2	-1	1	3,4	3,1	2	1,6	4	6,6
21.	4,3	0,8	-0,2	0,7	-0,2	-1,5	7,2	5	2,2	2,4	2,5	2,7
22.	-4,9	-5,5	-1,7	-1,3	-0,4	-1,2	3,2	3,2	2,4	2,3	2,1	1,2
23.	0,5	1,4	-0,4	1,4	-5,8	-5,7	4,1	4,1	3,8	3,2	4,6	7,3
24.	-4	-3,6	-4,2	-5	-3,1	-2,5	11,5	11,2	4	1,7	3,1	2,9
25.	1,4	-0,4	3	2,4	4,2	3,1	3,6	2,2	2,2	2,5	2,7	3,3
26.	-4,8	-4,4	-0,2	-5	-0,8	-1	6,7	5,4	2,6	2,2	2,1	2,1
27.	2,1	0,7	-4,9	-6,7	1,1	-0,1	4,5	3,6	5,3	4,3	2,8	3,3
28.	-5,2	-1,9	-9,6	-10,3	-2,8	-3,4	5,6	4,7	6,3	0,7	3,5	3,2
29.	-6,8	-8,1	-0,5	-1	-1,2	-1	2,5	3,4	1,5	1,5	4,9	3,2
30.	-4,5	-5,4	2,4	3	2,6	2,4	4	3,2	1,4	1,2	3,8	2,2

Příloha 14 Výslední data z měření držení těla v transverzální rovině u probandů při v₁

v1	mTI [%]						TA [%]					
	LSC		TSC		CSC		LSC		TSC		CSC	
	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS
1.	3,6	1,5	1,1	0,4	-0,7	1,9	7,8	5,7	6,2	2	3,9	4,5
2.	6,1	5,8	0,1	0,3	2,7	3,3	3,7	3,1	1,8	2,8	2,1	2,5
3.	0,3	1,1	1,4	1,3	-0,8	-2,7	7,6	6,9	1,5	1,1	3,3	2,7
4.	-4,5	-4,6	-5,9	-7,4	-3,4	-3,6	0,6	0,6	5,7	3,3	3,4	2,3
5.	3,4	9,5	0,9	0,5	0,1	-0,4	6,4	4,3	2	0,9	4,1	3,1
6.	1,1	1,8	-2,6	-2,1	2,7	3,4	2,1	1,7	2,2	3,1	2,6	3,9
7.	-3,7	-4,1	0,8	0,8	-3,2	-4,5	2,9	2,2	2,7	3	5,5	6
8.	5,6	4,7	4,3	8,2	2,6	3,2	5,4	4,3	5,4	1,9	1,6	1,3
9.	-4,7	-4,6	1,1	1,8	-5,8	-5,9	8,7	8	1,9	2,3	3,6	4,1
10.	1,4	0,4	9,9	8,6	0,4	0,5	3,9	2,4	2,3	1,7	2,7	4
11.	-5,1	-7,8	4,2	4,7	-0,6	-0,3	8	7,2	2,8	2,6	3,8	4,1
12.	0	0,1	3,1	3,6	1,3	0,8	2,2	1,8	2,6	2	4	3,8
13.	-3,2	2,3	3,4	1,6	9,3	5,2	3,9	2,8	1,7	0,8	5,8	6,3
14.	1,2	7	1	0,6	0,2	0,2	6,8	6	2	6,9	1,9	5,5
15.	7,7	4,9	1	0,2	1,6	-0,2	7,2	5,5	1,5	1,2	3,6	4,8
16.	2,3	3,2	-4	-3,5	8,5	8,2	6,3	4,9	1,9	1,1	3,5	2
17.	2	1,7	3	2,4	1,1	2,2	8,5	7,6	2,4	2	3,4	4,5
18.	1,4	-2,8	1,5	0,9	-2,2	-1,7	8,1	7,4	2	1,7	2,8	2,4
19.	7,2	7,9	-0,1	-1,5	5,8	1,4	5,6	4,9	2,7	3,2	1,2	2,2
20.	-1,6	-0,8	5,7	3,9	-0,1	-8,6	3,6	2,9	5,4	12	2,2	5,7
21.	-6,1	-6,4	-2	-1,2	1,6	2,6	2,9	4,7	1,2	2,3	3,3	8,4
22.	4	4,1	1,1	0,8	2,5	0,9	2,1	1,9	2,1	1,6	2,5	4,3
23.	-1	0	0,5	0,3	4,6	2,1	8,5	8,4	3	3,2	7,9	8,9
24.	-7,3	-3,8	-2,3	-2,1	-8,9	-11,7	4,7	5,2	2,8	2,6	2,7	3,8
25.	-4	-4,1	4,3	-4,1	3,1	-3,9	5,9	4,9	3,1	3,1	2,1	3,4
26.	0,6	-1,2	1,5	-1,1	3,1	2,6	5,7	5,2	2,1	1,6	1,6	2,4
27.	4,4	4	0,8	1,4	6,3	3,1	3,3	4,1	2,7	3	3,1	3
28.	3,6	7,7	0,4	0,2	9,9	7,7	9,9	7	2,9	1,9	4	5,6
29.	5	5	0,7	0,9	1,9	2,5	4,6	3,6	2,6	1,6	3,6	3,4
30.	-2	-3,2	0,5	-0,9	4,1	4,3	4,6	3,2	0,9	2,1	2,6	2,7

Legenda: mTI – medián torze páteře, TA – amplituda torze páteře

Příloha 15 Výslední data z měření držení těla v transverzální rovině u probandů při v₂

v ₂	mTI [%]						TA [%]					
	LSC		TSC		CSC		LSC		TSC		CSC	
	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS	HH	FS
1.	-5,9	6,4	5,7	2,5	-1,4	-0,5	3,7	2,9	5,8	2,5	5,1	3,5
2.	3,3	6,6	-0,5	-0,8	4,2	2,9	5,7	4,4	2,6	2,5	2,2	2,2
3.	2,3	1,9	3,1	3,2	-1,3	-4,2	7,2	5,6	1,1	0,9	9,4	4,2
4.	-4	-4,1	-0,6	-0,8	-0,4	-3	1	0,8	3,5	2,2	2,3	3,4
5.	1	2	0,7	1,2	1,8	2,4	6,4	5,8	2	1,7	1,5	2,6
6.	6,8	1,8	-5,7	-1,1	2,4	4,2	4,1	3,2	9,9	2,6	4	3,2
7.	-7,7	-2,3	1,9	0,3	-3,5	-3,6	3,3	6,6	2,6	4,3	4,6	4,9
8.	3,4	5,2	7,3	6,5	2,8	2,3	7,3	7	6	6,3	2	1,2
9.	-2,5	-3,9	0,5	0,5	-4,6	-6,8	8	7,8	1,4	1,8	4,9	6,7
10.	3,5	2,3	2,1	2,5	0,7	1,1	6,4	4,3	5,6	4,5	3	3
11.	7,1	5,1	2,5	3,7	1,2	0,7	3,7	2,8	4	3	3,1	2,9
12.	-0,7	-0,3	5,7	4	2,8	1,4	2,7	2,5	3,7	2,9	5,6	5,2
13.	0,9	1,6	0,8	1,4	4,8	5,6	3	4,2	1,1	1	4,6	2,2
14.	3,4	7,7	0,2	1,3	1,5	0,4	2,6	1,7	6,1	2,6	2,8	1,5
15.	-2,7	-3,3	0,9	1,1	0,4	1,8	9,5	5,3	2,3	1,6	2,3	3,1
16.	2,7	3,6	-5,3	-3,9	9,3	4,4	5,3	5	3	1,4	3,5	2,9
17.	5,7	2,3	3,5	5,1	2,9	3,5	8,1	6,5	3,2	3	5,6	4
18.	3	1,7	-0,5	-0,6	0	-1,5	9,9	8,4	3,3	2,7	2,7	3,3
19.	4,5	9,3	2,2	0,5	0,5	0,9	6	4,7	4,3	3,9	2,6	3,9
20.	-2,5	-1,9	7,2	8,9	9,1	4,1	3,9	4	1,6	0,8	4,4	2,4
21.	-5,6	-1,3	-0,2	-1	1,8	2	6,2	4,1	1,2	2,8	4,8	2,9
22.	0,4	-0,1	1	1,1	-0,9	-0,9	6,8	5,5	3,6	2,4	2,4	1,7
23.	1,1	1,3	-0,2	0,7	7,4	4,6	8,9	7,6	2,6	3	5,3	7,2
24.	-7,6	-3,2	-4,3	-3,1	-5,6	-8,1	6,8	3,8	5	3,6	6,8	3
25.	-1,5	-3,1	-6,7	-6,7	-0,6	4,1	5,1	4,5	3,2	3,4	4,2	2,8
26.	1,3	1,1	-0,9	1,8	2,9	2,4	6,7	5,9	2,1	1,6	2	1,7
27.	3,3	3,5	0,5	0,6	6	4,9	8,6	4,6	1,2	1,8	3	2,8
28.	-1	-8,5	0,1	0,6	9,9	9,9	8	4,6	2,4	2	3,9	4,3
29.	2,5	4,1	-0,3	0	0,6	1,4	5,5	4,2	1,1	1,1	2,6	2,9
30.	-7	-2,7	0	0,3	1	4,6	8,7	6,8	1,5	0,9	4,1	2,2