

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TELESNEJ VÝCHOVY A ŠPORTU

Študijní odbor – Kinantropológia

Koordináčné zmeny vo vybranej odľahlej časti pohybovej sústavy pri chôdzi v
rovnej obuvi a na vysokých podpätkoch

Coordination changes in the selected remote part of the motion system when walking
in flat shoes and high heels

Dizertačná práca

Školiteľ
doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Vypracoval
Mgr. Jakub Čuj

Praha, Máj 2021

Čestné prehlásenie

Prehlasujem, že som túto dizertačnú prácu vypracoval samostatne a uviedol som všetky použité informačné zdroje a literatúru. Táto práca a jej podstatná časť nebola predložená k získaniu iného alebo rovnakého akademického titulu.

V Prahe dňa

Mgr. Jakub Čuj

Evidenčný list

Súhlasím s vypožičaním tejto dizertačnej práce k študijným účelom. Užívateľ svojim podpisom potvrdzuje, že túto dizertačnú prácu použil k štúdiu a prehlasuje, že ju uvedie medzi použitými zdrojmi.

Meno a priezvisko

Číslo OP

Dátum vypožičania

Podpis

Pod'akovanie

Ďakujem svojmu školiteľovi doc. PaedDr. Bronislavovi Kračmarovi, CSc., za cenné rady a pomoc počas štúdia, rovnako chcem poďakovať kolegom z katedry fyzioterapie, Mgr. Martine Zbořilovej Ph.D. a Mgr. Radke Bačákovej, Ph.D., za pomoc pri meraní a spracovaní EMG signálu. V neposlednom rade ďakujem svojej manželke a rodine za trpezlivosť a podporu počas celého štúdia.

Abstrakt

Názov: Koordinačné zmeny vo vybranej odľahlej časti pohybovej sústavy pri chôdzi v rovnej obuvi a na vysokých podpätkoch.

Cieľ práce: Cieľom dizertačnej práce je zistiť, ako chôdza na vysokom opätku vplyva na koordinačné zmeny a timing počiatku svalovej aktivácie vo vybranej časti pohybovej sústavy v porovnaní s chôdzou v topánkach s rovnou podrážkou.

Metódy: Táto výskumná práca má empirický, komparatívny, intra-individuálny charakter. Ide o komparatívnu analýzu koordinačných charakteristík pohybovej sústavy s experimentálnym charakterom získavania kvantitatívnych dát. Pre sledovanie zmien timingu svalovej koordinácie počas chôdze v topánkach s rovnou podrážkou a topánkach s vysokým opätkom po rovnom teréne a na bežiacom páse sme použili prenosný elektromyograf BIOMONITOR ME6000 (Mega Electronics Ltd., Finland), synchronizovaný videozáznam sme zachytili na digitálnu videokameru Sony HDR-SR12 (SONY Co., Japan). Motorické jednotky a ich elektrický potenciál boli snímané samolepiacimi homologovanými hydrogélovými elektródami MEDICO LEAD-LOK (Medico Electrodes Int., India, ISO 13485:2003). Výskumný súbor tvorilo 30 zdravých žien (vek 25 ± 5 rokov, hmotnosť 57 ± 7 kg, výška 16 ± 5 cm, BMI 21 ± 3), všetky respondentky patria medzi občasné nositeľky topánok s vysokým opätkom.

Výsledky: Štatistickú významnosť zmien svalovej koordinácie a timingu vplyvom topánok s vysokým opätkom sme potvrdili vo všetkých meraných svaloch a situáciách, okrem sledovaného svalu m. trapezius pars transversa. Vplyvom chôdze v topánkach s vysokým opätkom a bežeckého trenažéra sa mení dĺžka svalovej kontrakcie. Čas kontrakcie svalov hornej časti trupu sa skracuje a naopak trvanie kontrakcie svalov dolnej časti trupu sa predlžuje. Najvyššie hodnoty mikrovoltov sme zistili pri jednotlivých situáciách v oblasti kolenného kĺbu a driekovej časti chrbtice.

Kľúčové slová: timing, svalová koordinácia, povrchová elektromyografia, krokový cyklus, vysoké opätky.

Abstract

Title: Coordination changes in a selected remote part of the locomotor system when walking in straight shoes and high heels.

Objective: The aim of the dissertation is to find out how walking on a high heel affects the coordination changes and timing of the beginning of muscle activation in a selected part of the musculoskeletal system in comparison with walking in shoes with straight soles.

Methods: This research work has an empirical, comparative intra-individual character. Comparative analysis of coordination characteristics of the locomotor system with the experimental character of obtaining quantitative data. We used a portable electromyograph BIOMONITOR ME6000 (Mega Electronics Ltd., Finland) to monitor changes in the timing of muscle coordination during walking in flat-soled and high-heeled shoes on flat terrain and on a treadmill. We recorded the synchronized video on a Sony HDR-SR12 digital video camera (SONY Co., Japan). Motor units and their electrical potential were sensed by self-adhesive homologated hydrogels electrodes MEDICO LEAD-LOK (Medico Electrodes Int., India, ISO 13485: 2003). The research group consisted of 30 healthy women (age 25 ± 5 years, weight 57 ± 7 kg, height 16 ± 5 cm, BMI 21 ± 3), all respondents are occasional wearers of high-heeled shoes.

Results: We confirmed the statistical significance of changes in muscle coordination and timing due to high-heeled shoes in all measured muscles and situations, except the monitored muscle m. cross-sectional trapezius. As a result of walking in high-heeled shoes and a treadmill, the length of muscle contraction changes. The time of contraction of the muscles of the upper torso is shortened and, conversely, the duration of contraction of the muscles of the lower torso is prolonged. We found the highest values of microvolts in individual situations in the area of the knee joint and the lumbar part of the spine.

Key words: timing, muscle coordination, surface electromyography, step cycle, high heels.

Obsah

Úvod.....	8
<i>Teoretické východiská práce.....</i>	<i>10</i>
1 Chôdza.....	10
1.1 Fylogenetický a ontogenetický vývoj	12
1.2 Všeobecné poznatky o ľudskom pohybe	15
1.3 Riadenie a kontrola pohybu	17
1.3.1 Pohybové stereotypy a programy	19
2 Kineziológia a biomechanika chôdze	21
2.1 Krokový cyklus	21
2.1.1 Biomechanický podklad chôdze	23
2.1.2 Stojná fáza kroku	25
2.1.3 Švihová fáza kroku	29
2.1.4 Fáza dvojitej opory	31
2.1.5 Úloha horných končatín počas chôdze	31
2.1.6 Pohyb panvy a ťažiska počas chôdze.....	33
2.1.7 Svalové reťazce.....	38
2.1.8 Vzorce kĺbových svalov.....	38
2.1.9 Energetická náročnosť chôdze.....	40
2.1.10 Chôdza na bežeckom trenažéri	42
3 Chôdza naboso vs. chôdza v obuvi.....	46
3.1 Chôdza na vysokom podpätku	48
3.1.1 Vplyv vysokého podpätku na dolnú končatinu.....	49
3.1.2 Vplyv vysokého podpätku na driekovú lordózu, panvu a pozíciu ťažiska	56
3.1.3 Vplyv vysokého podpätku na rýchlosť a kadenciu chôdze	58
4 Elektromyografia - EMG.....	60
4.1 Pozitíva a negatíva elektromyografie.....	61
4.2 Faktory ovplyvňujúce EMG signál	62
4.3 Spracovanie signálu EMG.....	63
<i>Praktická časť práce</i>	<i>66</i>
5 Ciele, úlohy a hypotézy práce	66
5.1 Cieľ práce	66
5.2 Úlohy práce	66

5.3	Hypotézy	66
6	Metodika výskumu	68
6.1	Charakteristika výskumu.....	68
6.2	Charakteristika výskumnej vzorky.....	69
6.3	Charakteristika obuvi	70
6.4	Zber objektívnych dát	70
6.5	Použité inštrumentárium	72
6.6	Sledované svaly a lokalizácia elektród	74
6.7	Spracovanie a analýza získaných dát	81
7	Výsledky.....	92
8	Diskusia	119
9	Závery.....	126
	Literatúra.....	128
	Zoznam obrázkov	144
	Zoznam tabuliek	148
	Zoznam skratiek.....	150
	Prílohy.....	152

Úvod

Chôdza ako jedna zo základných typov lokomócie človeka, prechádza z hľadiska fylogénie pomerne značnými zmenami, je najbežnejšou ľudskou lokomóciou. Jej všeobecné základy pozorujeme v pohybe suchozemských stavovcov, ktoré sú hľadané do doby pred 375 miliónmi rokov. Špecifikácia chôdze následne prebiehala v dobe pred 6 – 7 miliónmi rokov, kedy sa prehumáni primáti vertiklizovali. Jej súčasná podoba s addukovaným halluxom je výsledkom spôsobov získavania potravy australopitekov (4 - 1 mil. rokov). Spolu s chôdzou je za druhý typický druhovo lokomočný vzor aktuálne považovaný vytrvalostný beh s došľapom na prednú časť chodidla. Ten u rodu *Homo* (pred 1 miliónom rokov) formoval nožnú klenbu a ešte viac tak zefektívnil chôdzu a beh. (Kračmar et al., 2016).

V procese evolúcie ľudstvo nohu uzatvorilo do rôznych typov obuvi a vložilo tak vrstvu medzi chodidlo a podložku, ktorá obmedzila senzitívne podnety z plochy nohy a zmenšila variabilitu krokov. Pre dnešného človeka je chôdza v topánkach samozrejmosťou. Obuv v dnešnej dobe patrí k neodmysliteľnej súčasťi života, preto výrobcovia obuvi čoraz viac kladú dôraz na ich kvalitu a pohodlnosť. Na opačnej strane je obuv masovo manufaktúrne vyrábaná a je neoddeliteľnou súčasťou designového priemyslu, v ktorom móda často víťazí nad komfortom a kvalitou. Rossi (2001) prezentuje zaujímavý fakt a to, že v 98% obuvi nie je možné dosiahnuť prirodzenú fyziologickú chôdzu. Podrážky a pevný povrch predstavujú prekážku medzi chodidlom a značne variabilnou podložkou, čo negatívne ovplyvňuje žiadúcu interakciu chodidla so zemou. K tomuto civilizačnému prvku sa priradzuje aj módny prvok, vyššie a vysoké podpätky. Medzi ženami vyspelého sveta je nosenie topánok s vysokým podpätkom veľmi rozšírené navzdory tomu, že mnohé štúdie, zaoberajúce sa touto problematikou, poukazujú na to, že chôdza v takejto obuvi je pre organizmus vo viacerých smeroch škodlivá (Barnish, Morgan & Barnish, 2017). Percentuálne zastúpenie žien, ktoré nosia vysoké opätky pravidelne prezentujú Esenyel, Walsh, Walden a Gitter (2003), ktorí tvrdia, že 37% - 69% ženskej populácie nosí vysoké podpätky pravidelne, pričom masmédiá tento trend ešte podporujú. Vplyv obuvi na chôdzu a držanie tela človeka je stále aktuálnou témou. Chôdza na vysokých podpätkoch narúša prirodzený stereotyp bipedálnej lokomócie, jedného z našich základných pohybových vzorov, tým, že sa ťažisko posúva na prednú časť chodidla, ktorá je nadmerne zaťažovaná (Barnish et al., 2017). Zvýšenie pätovej časti prostredníctvom topánky s vysokým opätkom sa prejaví na ženskom tele tým, že opticky predĺži dolné končatiny, zvýrazní kresbu svalov lýtka, čo môže ženám dodávať na príťažlivosti a tým je ich motivácia k noseniu takejto obuvi vyššia (Lewis et al., 2017).

Vysoký opäťok vplýva na zmenu pozície ťažiska, dochádza aj k zmene prirodzenej svalovej koordinácie zabezpečujúcej krokový cyklus. Vplyvom dlhodobého nosenia vysokých podpätkov môže dôjsť k štrukturálnym zmenám a deformitám chrbtice, kĺbov dolných končatín, nohy a svalov. Veľa žien však vplyvom dnešnej spoločnosti vysoké podpätky nosia a na problémy, ktoré postupne pomaly vznikajú, neberú ohľad.

Zámerom práce je prispieť k riešeniu problematiky chôdze na vysokých podpätkoch z pohľadu aktivácie vybraných svalových skupín v porovnaní s chôdzou v topánkach s rovnou podrážkou pomocou elektromyografického merania (EMG) aktivity svalu. Táto metóda je v súčasnej dobe označovaná ako objektívny nástroj pri hľadaní koordinačných súvislostí práce pohybovej sústavy.

Táto práca bude predovšetkým sledovať rozdiely v zapájaní sledovaných svalov pri chôdzi v dvoch typoch obuvi a povrchu v definovanej oblasti pohybovej sústavy, ktorá je relatívne vzdialená od efektoru chôdze - nohy. Predpokladáme, že na základe zret'azení jednotlivých svalov, ktoré pri realizácii pohybu nepracujú samostatne ale spolupracujú v rámci určitého svalového reťazca, bude mať zmena opornej plochy pri chôdzi vplyv na zmeny koordinačných parametrov aj mimo oblasti predkolenia.

Teoretické východiská práce

1 Chôdza

Ľudská chôdza patrí medzi základné prejavy života a pohybu človeka. Mnoho rokov slúžila ako jediný spôsob prekonávania vzdialeností a v priebehu rokov ľudská civilizácia vynašla veľa ďalších iných spôsobov transportu. Bežná chôdza však ostáva jedným z najčastejšie používaných spôsobov presunu človeka z miesta na miesto. Ľudská bipedálna lokomócia stojí na rovnakých princípoch ako pohyb živočíchov po pevnej zemi, napriek tomu je na prvý pohľad veľmi odlišná (Kračmar & Vystrčilová 2007).

Chôdza je definovaná rôznymi spôsobmi domácimi a svetovými autormi. Chronologicky uvádzame niekoľko definícií. Podľa Jandu, Polákovej a Véleho (1966) je chôdza hybným stereotypom, ktorý človeka odlišuje od ostatných tvorov. Počas ontogenézy schopnosť chôdze rozvíja na podklade geneticky vrodenej programov. Vzpriamením chrbtice sa ľudská chôdza vyvinula ako bipedálna forma pohybu, zároveň v sebe skrýva fylogeneticky podmienenú kvadrupedálnu formu s rozdielom, že horné končatiny nie sú v kontakte so zemou a primárne nezaistujú lokomóciu. Funkcia horných končatín sa pretransformovala do vyrovnávania torzných síl v kooperácii s trupom. Kvadrupedálny charakter stereotypu chôdze nachádzame v jeho skríženom vzore. Všeobecný pohybový program je u každého jedinca individuálny natoľko, že formuje jeho identitu podobne ako daktyloskopický otláčok (Kračmar, 2002). Lánik (1990) uvádza, že chôdza je základný a najvýznamnejší spôsob lokomócie človeka. Bipedálnu lokomóciu charakterizuje ako ortográdne držanie tela s typickou funkciou dolných končatín, so súhybmi trupom, hlavou a hornými končatinami. Chôdza je podľa Lánika stereotypný no súčasne veľmi plastický, prispôsobivý dej fylogeneticky hlboko fixovaný. Smitd (1990) dopĺňa, že vzpriamená chôdza je pohybom s optimálnou rýchlosťou a s minimálnym výdajom energie. Whittle (2002) definuje chôdzu ako spôsob lokomócie, ktorý zahŕňa striedavé používanie oboch dolných končatín k propulzii a opore, podobne definuje chôdzu aj Gross, Fetto a Rosen (2005). Kirtley (2006) popisuje chôdzu ako metódu pohybu, pri ktorej sa rytmicky striedajú fázy zaťaženia a odľahčenia dolných končatín, pričom kostrové svaly vytvárajú aktívnu silu potrebnú pre začiatok chôdze, jej spomalenie alebo zastavenie. Chôdza prebieha ako translátorný pohyb tela kyvadlového charakteru, ktorý začína v určitej východzej polohe, prechádza oblúkom cez nulové postavenie do prvej krajnej pozície a pokračuje do druhej krajnej pozície, pričom sa nevracia späť ako kyvadlo ale pokračuje ďalej dopredu, pretože ťažisko tela medzi tým posunulo a tým sa celý systém rytmicky posúva vpred (Véle, 2006). Podobne definujú bipedálnu lokomóciu aj Kračmar et al. (2016) a dopĺňajú, že pohyb ťažiska

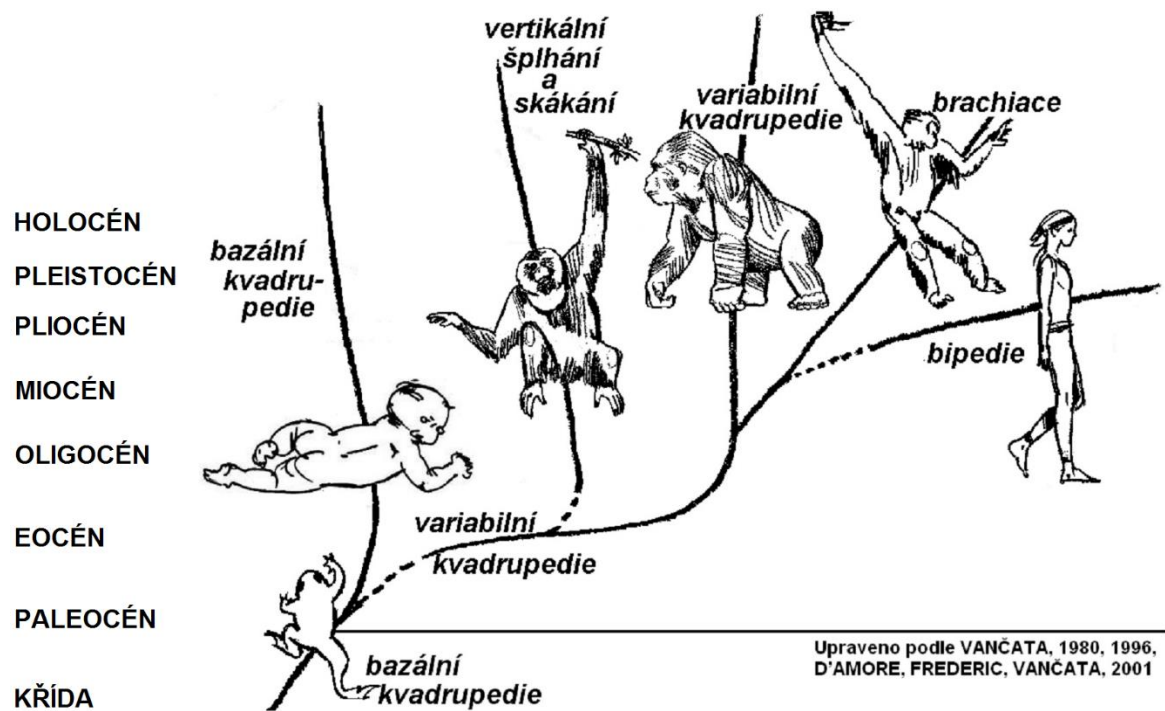
pri chôdzi prebieha vo vertikálnom smere po sínusoide a v horizontále sa ťažisko tela vychýľuje latero-laterálne. Tento spôsob pohybu zaist'uje efektívnu zmenu kinetickej energie. Táto lokomócia je človeku vrodená, a ako pohybový program prešla fylogenezou pohybu hominidov a hominov (Lovejoy, Latimer, Suwa, Asfaw & White, 2009). Od prvej optickej orientácie novorodenca až po ukončenie vývoja hrubej motoriky vo štvrtom roku života sa rozvíjajú stále vyššie formy lokomócie až k dosiahnutiu vzpriamenej voľnej chôdze. V priebehu vývoja získava každý jedinec individuálny stereotyp chôdze, ktorý je pevne zviazaný s držaním tela. Liška (2010) uvádza, že každodennou fixáciou a automatizáciou stereotypu chôdze je neskoršie skoro nemožné prebudovanie jej charakteru.

Prostredníctvom kvadrupedálneho skríženého lokomočného vzoru je človek prispôsobený pre pohyb vo vonkajšom prostredí. Podľa Lewita (1998) je pohyb ohraničený v diagonálnych mantineloch, ktoré nám sú druhovo určené, a sú v rámci vrodenej pohybových programov výhodné.

Základom stabilnej bipedálnej lokomócie je správna kontrola postury. Počas chôdze dochádza k neustálemu porušovaniu a znovu nadobúdaní rovnováhy, preto kľúčovú úlohu má pri chôdzi motorický kortex a mozoček. Plasticita kortexu však dokáže meniť schémy pohybu tak, že pozmení vrodenej pohybový vzor (Kračmar et al., 2016). Význam týchto štruktúr je omnoho väčší ako u nižších stavovcov, u ktorých tak ako u ľudí sú lokomočné vzorce vytvárané na spinálnej úrovni, najpravdepodobnejšie riadením z retikulospinálnych dráh. Zvýšené posturálne nároky však vyžadujú aktiváciu mozočka a kortikospinálnej dráhy k modifikácii každého kroku v rámci lokomočného cyklu (Ijspeert, 2002). Schopnosť človeka pohybovať sa mimo vrodenej pohybové vzory zdôrazňuje Véle (1995). Človek je špecializovaný na univerzálnosť, spomedzi všetkých živočíchov je obdarený najvyššou mierou pohybovej adaptácie. Bohatosť pohybových stereotypov a prispôsobenie sa novovzniknutej situácii alebo stereotypu, ktorý mení napríklad krokový cyklus, sú cennými v situáciách akou je napr. chôdza na vysokom opätku (Kračmar, 2002). Schopnosť adaptácie prostredníctvom učenia umožňuje dosiahnuť symetrie a synchronizácie pohybov kontralaterálnych končatín. Jedinec tak v porovnaní s vrodenej pohybovým vzorom pohybu dokáže modifikovať (Pišvejc, 2006).

Ľudská chôdza je pohyb, ktorý je vykonávaný plne automaticky. Charakter a rytmus pohybov tela počas chôdze je všeobecne považovaný za rovnaký, napriek tomu je u každého jedinca výrazne odlišná. Môžeme povedať, že na svete nenájdeme dvoch ľudí s úplne rovnakým stereotypom chôdze. Pohyb totiž prebieha pod neustálou kontrolu centrálnej nervovej sústavy (CNS) podľa zdedených druhovo špecifických programov, je však determinovaný aj vplyvom

vonkajších a vnútorných podmienok (Kračmar & Vystrčilová, 2007). Chôdza má v rámci svojho vývoja, tak ako aj mnohé iné pohyby, dve roviny. Prvou rovinou je fylogenetický vývoj v rámci ľudstva, ktoré postupne prešlo z kvadrupedálnej na bipedálnu vzpriamenú chôdzu. Druhou rovinou je ontogenetický vývoj chôdze v rámci života jedného človeka, kedy sa dieťa dostáva k vzpriamenej chôdzi prostredníctvom iných druhov pohybu (obr.1) (Kračmar et al., 2016).



Obrázok 1 Evolúcia bipedálnej lokomócie (Kračmar et al., 2016).

1.1 Fylogenetický a ontogenetický vývoj

Nakoľko vývoj ľudského druhu trvá už milióny rokov, forma lokomócie človeka prešla mnohými zmenami. Vývoj stavovcov, človeka, bol primárne závislý na prostredí, v ktorom žili a pohybovali sa. Životným prostredím pôvodných stavovcov bola voda, kde sa pohybovali pomocou plutiev a pravoľavého vlnenia trupu. Medzi najvýznamnejšie zmeny pohybu stavovcov patrí doba, kedy sa lalokoplutvé ryby presúvajú na súš. Určitú dobu zotrvávajú v akejsi prechodovej forme medzi rybami a obojživelníkmi, ale v suchozemskom prostredí následne používajú transformované párové plutvy k udržaniu stability tela a brzdeniu. V ďalšom pokračovaní fylogenetického vývoja dochádza k transformácii párových plutiev na končatiny, kedy vlnenie trupu stráca efektívnosť. Pohyb po pevnej zemi sa deje po štyroch končatinách, pričom je organizovaný skrížene, s určitými časovými posunmi kráča ľavá predná končatina s pravou zadnou končatinou a opačne (Kračmar, 2002). Pohyb po všetkých štyroch

končatinách, kvadrupédia, patrí medzi základné typy lokomócie, ktorá sa vyvinula aj u savcov. Dôsledkom toho došlo u opíc a následne u ľudoopov k mnohým typickým morfológickým, biomechanickým a funkčným prispôbeniam pohybového aparátu. Postupom času sa stala už premenená kvadrupedálna lokomócia pre ľudoopov nedostatočne efektívna a evolúcia priniesla lokomočnú adaptáciu v zmysle vzpriamenia na bipedálny pohyb (Richmond & Jungers, 2008). Vzpriamením a chôdzou po dvoch končatinách sa uvoľnili primátom horné končatiny k iným činnostiam, k zberu potravy, loveniu, úchopu predmetov slúžiacim k obrane. Neustále využívanie horných končatín a tvorba nových nástrojov stimulovali rozvoj mozgu. Nervová sústava, svaly a kostra boli nútené k novej adaptácii a využitiu. Táto situácia ale nastala až ďaleko neskôr. Od posledného spoločného predka človeka a šimpanza približne pred siedmimi miliónmi rokov používali hominini ruky ku zberu potravy. Až najskôr pred dvoma miliónmi rokov začal rod *Homo* používať ruky k výrobe technológií, čo stimulovalo výkonnosť a rast mozgu (Richmond & Jungers, 2008; Bramble & Liebermann, 2004).

Výhradne človek používa chôdzu ako hlavný spôsob pohybu na premiestňovanie v priestore. Predkovia človeka začali používať tento spôsob lokomócie pred štyrmi miliónmi rokov (Kračmar & Vystrčilová, 2007). Z predchádzajúceho pohybu kvadrupédie ostalo ľudskej populácii pri chôdzi doprovodný pohyb horných končatín (obr. 2), ktorý slúži k vyrovnávaniu torzných momentov a rotačných pohybov panvy, ku ktorým pri chôdzi dochádza.

Podľa Warda (2002) bola primárna bipedálna lokomócia oproti súčasnej chôdzi s určitosťou energeticky náročnejšia a menej výkonná. Následný vývoj však priniesol zefektívnenie a celý súbor rôznych výhod bipédie. Medzi hlavné výhody patrilo, ako sme už spomínali, uvoľnenie horných končatín pre manipuláciu, zber a lov (Šmahel, 2005). Chôdza australopitékov sa výrazne zefektívnila u rodu *Homo*, ktorí využívali vytrvalostný beh s došľapom na špičku ako evolučnú konkurenčnú výhodu pre beh. Okrem iných adaptácií sa sformovala nožná klenba a zosilnila Achillova šľacha (Kračmar et al., 2016). Naopak za nevýhody vzpriamenej chôdze po dvoch dolných končatinách považujú Valouchová a Kolář (2010) zníženie stability tela, zníženie rýchlosti pohybu alebo vyššie nároky kladené na CNS v rámci koordinácie jednotlivých segmentov tela a častejšia zraniteľnosť kĺbov (Lieberman, 2012).

Bipédia spojená s napriamením chrbtice a zmenou postavenia panvy patria medzi zásadné procesy evolúcie človeka. Obrazne môžeme povedať, že človek má ruku opice riadenú mozgom človeka, ale noha je špecifický ľudský evolučný produkt, ktorý je počas chôdze v trvalom spojení s terénom. Bosou nohou teda „ohmatávame“ a „uchopujeme“ svet, s týmto názorom sa

stotožňujú viacerí autori (Pesyna, Pundi & Flanders, 2011; Sarmiento & Meldrum, 2011; Lieberman, 2012; Dylevský, 2009; Véle, 2006; Kračmar et al., 2016).

Počas chôdze človeka je možné pozorovať charakteristiky vlastné všetkým živočíchom chodiacich na dvoch končatinách. Krokový cyklus týchto živočíchov prebieha podobne ako u človeka, všetky tieto živočíchy musia ploskou nohy nájsť oporu na pevnej zemi (punctum fixum), následne sa ploska nohy k tomuto pevnému bodu priťahuje pomocou koordinovanej svalovej aktivity celého tela. Dochádza k prenosu váhy celého tela, chodidlo sa odvíja po podložke a pokračuje odrazom od uchopeného bodu a našľapuje na ďalší krok. Tento celý krokový cyklus prebieha automaticky pod kontrolu CNS (Kračmar, 2002).

Postupné vzpriamovanie ľudskej populácie mohol zaistiť len vyššie zmienený pôvodne dvojkĺbový sval m. gluteus maximus, ktorý neumožňuje plnú extenziu bedrového kĺbu v stoji (Crompton et al., 2012; Sellers, Cain, Wang & Crompton, 2005; Steudel, 1996; Morimoto, Ponce de León, Nishimura & Zollikofer, 2011). Pokiaľ sa ale päta pri chôdzi v odrazovej fáze dvihne od podložky môže dôjsť v bedrovom kĺbe k plnej extenzii. Počas odrazovej fázy tlačí m. gluteus maximus bedrový kĺb dopredu. Odraz nohy vyvolá zároveň extenziu v kontralaterálnom kolennom kĺbe, pretože vektor sily vyvinutý odtlačením od podložky pôsobí smerom hore a dopredu. Tento vektor sa môže prenášať v podobe anti gravitačného svalového napätia aj do hornej časti pohybovej sústavy, ktorá je vychýlená po odraze zo špičky pri chôdzi, v zmysle obráteného kyvadla, vpred. Tento stav pôsobí dovedy, kým sa špička nohy neoddieli od zeme a kým sa odrazová končatina presunie vpred (Kračmar et al., 2016).

V procese evolúcie sa kvadrupedálny stoj a chôdza zmenili na bipedálne, tento posun priniesol významný dôsledok pre posturálnu kontrolu, pretože je spojený s podstatným znížením bázy opory. Vzpriamením sa prakticky všetky časti nervového systému začali podieľať na kontrole postury. Zložitosť a organizácia posturálneho systému človeka vysvetľuje prečo vývoj posturálnej kontroly a pohybu človeka po narodení trvá, v porovnaní s ostatnými stavovcami, viac rokov, a teda minimálne do obdobia adolescencie (Hadders-Algra, 2005). Človek sa rodí s kontrolným systémom podobným kvadrupedom. Ontogenéza pritom môže reflektovať fylogenetické zmeny, ktoré sa odohrali počas evolúcie. Ľudská vývojová dráha sa začína odlišovať od vývoja ľudoopov po období nezávislej lokomócie u batoliat, dôvodom je prispôbenie oddeleného pohybu horných končatín počas rytmickej lokomócie (Dominici et al., 2011).

Podkladom pre chôdzu sú neuroregulačné reflexné deje, ktoré sa v priebehu ontogenézy učíme ovládať, selektívne a cielene inhibovať a aktivovať (Lánik, 1990). Kineziológia človeka pohybujúceho sa vo vertikále prechádza v priebehu posturálne pohybovej ontogenézy druho

Ľudským špecifickým vývojom a pre tento vývoj má podstatný význam kranio-kaudálne dozrievanie CNS. Dotýka sa myelinizácie nervových dráh, aj vytváraním neosynapsií v riadiacich centrách. Už v prenatalnom období je zrejmy rýchlejší vývoj ramenného pletenca a v postnatalnom období táto tendencia pokračuje. Primárne sa vzpriamuje krčná chrbtica ako kraniálna časť axiálneho systému, následne dozrievajú distálnejšie časti tela dieťaťa (Kračmar et al., 2016). Véle (2006) hovorí, že vo vývoji motoriky sa primárne realizujú posturálne programy a na nich následne nadväzujú programy obratnej a lokomočnej hybnosti. Podstatným a hlavným cieľom vývoja dieťaťa je posturálna kontrola vedúca k vertikalizácii do stoja a chôdze bez opory. Vývoj nezávislej chôdze je úzko spätý s vývojom posturálnej kontroly, schopnosť stáť bez opory sa vyvíja v štvrtom trimesone (Hadders - Algra, 2010). Príprava na vertikalizáciu prebieha už v ôsmom a deviatom mesiaci nákokom v polohe na štyroch a vzpriameným kľakom. Zo stoja sa prvotne vyvíja chôdza vo frontálnej rovine, tzv. kontralaterálny lokomočný model, na ktorý nadväzuje samostatná bipedálna lokomócia (Kolář et al., 2009). Spočiatku ide o nezrelú jednoduchú chôdzu, kedy horné končatiny majú balančnú funkciu a dieťa ich drží v abdukcii a flexii, nedochádza k súhybu končatín. Nedochádza ani k švihovej fáze dolných končatín, pričom sa končatina len flektuje v bedrovom a kolennom kĺbe a dieťa dostupuje na celé chodidlo. Kroky sú krátke a chôdza je nestabilná (Cíbohová, 2004). S postupným dozrievaním CNS a muskuloskeletálneho systému sa mení charakteristický vzor chôdze, šírka krokovej bázy sa zužuje, frekvencia krokov sa znižuje a dĺžka kroku sa predlžuje, tak ako sa predlžuje oporná fáza kroku (Vaughan, 2003). Počas prvých desiatich týždňov chôdze deti znižujú držanie horných končatín z vysokej flektovanej pozície. Fyziologická synkinéza horných končatín sa objavuje okolo osemnásteho mesiaca dieťaťa a chôdzu môžeme považovať za zrelú vo veku približne štyroch rokov (Vojta & Peters, 2010).

1.2 Všeobecné poznatky o ľudskom pohybe

Vzpriamená lokomócia je všeobecne druhovo typický atribút človeka, ktorá vychádza z prevažujúcej formy lokomócie suchozemských tetrapodov, teda z pohybu pomocou štyroch končatín, ktoré sa vyvinuli pre prechode stavcov na súš z pôvodných párových plutiev rýb (Romer, 1970). Pohyb živočíchov všeobecne sa líši od pohybu neživých hmotných objektov tým, že majú vlastný vnútorný zdroj sily a jednak tým, že je teleologicky riadený. Charakteristickým znakom pohybu vyšších živočíchov a teda aj človeka je rytmické striedanie pohybových fáz, flexia - extenzia, nákok - oporná fáza, propulzia - prenos. Rytmus počas chôdze popisuje Véle ako rytmus pohybu o určitej harmonickej frekvencii, ktorý je sprevádzaný

emotívnym zážitkom, ovplyvňuje psychiku a tým aj pohybové správanie jedinca a často býva zdieľaná inou skupinou jedincov (Véle, 2006). Aktívny pohyb prebieha podľa fyzikálnych zákonov, je cielene riadený nervovou sústavou reagujúci na podnety vonkajšieho aj vnútorného prostredia. Cieľ a účel pohybu je riadený definovaný aktuálnymi potrebami organizmu pre udržanie jeho integrity a správnych psychických funkcií. Pohyb ďalej slúži k zásahom do vonkajšieho a vnútorného prostredia či už konštruktívne alebo deštruktívne. Človek sa môže pohybovať aj pasívne pôsobením vonkajšej sily, ako napríklad pri jazde dopravným prostriedkom, na bicykli alebo na lyžiach. Tento pohyb môže pri náhlej akcelerácii alebo decelerácii, ktorá svojimi parametrami neodpovedá fylogénze človeka ako živočíšneho druhu, ohroziť integritu organizmu (Véle, 2006).

Dôležitým prvkom podieľajúcim sa na pohybe človeka je posturálny systém, ktorý tvorí základ pre správnu funkciu pohybového systému človeka, nakoľko jeden bez druhého nemôžu fungovať. Ontogenéza posturálna a pohybová je pre každého zdravo sa vyvíjajúceho jedinca svojou postupnosťou totožná, aj keď v detailoch individualizovaná. Vojta a Schweizer (2009) uvádzajú, že v populácii sú pohybovo normálni jedinci zastúpení v 70%, ostatní jedinci potrebujú terapeutickú starostlivosť o pohybovú sústavu v rôznej miere. Pohybové programy sa síce izolovane v posturálne pohybovej ontogenéze nevyskytujú, ale sú k dispozícii ako podklady pre vývoj bipedálnej chôdze, prípadne pre terapeutickú intervenciu k optimalizácii svalovej funkcie. Chôdza je cieľom a výsledkom ontogenetického vývoja, práce riadiacich mechanizmov a efektorov pohybovej sústavy. Liška (2010) hovorí, že chôdza je typickým prejavom človeka, ktorá má významnú súvislosť s rozvojom ďalších schopností človeka.

Ako prirodzenú formu ľudskej lokomócie chápeme aktívny pohyb prostredníctvom pohybovej sústavy, kedy *punctum fixum* (PF) je vytvorené na akrálnej časti končatiny a telo je k PF najprv priťahované, následne cez neho realizuje antigravitačné pôsobenie, ďalej je od neho odtlačované a na záver sa od PF odráža vpred. Po odraze končatina pokračuje do ďalšieho pohybového cyklu. Platí to pre dolnú a rovnako aj pre horné končatiny. Základnými pohybovými programami druhu *Homo sapiens* sú chôdza a vytrvalostný beh s došľapom na prednú časť chodidla pre panvoví pletenec a plazení pro pletenec ramenný, u ktorého je ale dominantným pohybovým programom úchop a manipulácia. Prirodzená ľudská lokomócie je teda tá, ktorá vychádza z pohybových programov chôdze, vytrvalostného behu a plazenia (Kračmar et al., 2016).

1.3 Riadenie a kontrola pohybu

Riadenie pohybu ovláda CNS dvoma druhmi aktivity, prvou z nich je stimulujúca emocionálna aktivita a druhá je brzdiaca racionálna aktivita. Účelový pohyb je teda odozvou na senzorický podnet sprevádzaný emóciou, ktorá rozhoduje o kvalite a intenzite pohybu (Véle, 2006). Ak má byť realizovaný pohyb vykonaný správne a má dosiahnuť zamýšľaný cieľ, musí byť správne koordinovaný, čo prebieha pod vyváženou kontrolou oboch druhov riadenia. Vařeka, Janura a Vařeková (2018) zaraďujú medzi faktory ovplyvňujúce riadenie a koordináciu počas chôdze predovšetkým princíp energetickej úspornosti, anatomicky dané možnosti a limity, nocicepciu, aktuálny psychický stav spolu s motiváciou a metabolické a hormonálne zmeny.

Základom motoriky je nervovo-svalový tonus, ktorý zaisťuje optimálne postavenie segmentov. Zamýšľaný pohybový zámér vzniká na podklade zhodnotenia aktuálnej situácie okolia a anticipácie jej bezprostredného vývoja. Riadiaca funkcia CNS priebežne upravuje pohyb, ktorý sa uskutočňuje cyklicky. Fylogenetický vývoj viedol postupne k diferencovaniu motoriky vyžadujúcej vývoj zložitejších riadiacich úrovní, ktoré môžeme u človeka rozlíšiť na 4 hierarchicky usporiadané riadiace úrovne: 1. autonómna úroveň riadiaca základné biologické funkcie, 2. spinálna úroveň pre základné ovládanie svalov ako zdroja fyzickej sily, 3. subkortikálna úroveň pre posturálnu a lokomočnú motoriku, 4. kortikálna úroveň pre účelovú ideokinetickú motoriku. Riadenie na jednotlivých úrovniach navzájom súvisí a pri každom pohybe sa na procese kontroly pohybu podieľajú (Véle, 1997). Podľa Koláři et al. (2009) sa vplyvy z vyšších oblastí CNS, rovnako ako z propioceptorov, exteroceptorov, interoceptorov a iných, koordinujú na spinálnej úrovni miechy činnosťou spinálnych motoneurónov. V konečnej podobe sa tieto nervové vplyvy pri svalovej kontrakcii uplatňujú cez alfa-motoneuróny (α -motoneuróny). Povrch každého motoneurónu pokrýva približne 5500 synapsií. Alfa-motoneuróny teda predstavujú konečnú spoločnú dráhu pohybu z mnohých systémov, samotný pohyb spúšťajú, riadia, upravujú ho na základe podnetov vonkajšieho prostredia a pohyb nakoniec ukončujú. Tieto impulzy pôsobia reflexnou cestou na synapsie α -motoneurónov a vyvolávajú kontrakciu priamo, alebo k nej spolu s ďalšími synaptickými vplyvmi prispievajú. Gama systém je riadený najmä facilitačnou oblasťou retikulárnej formácie, prostredníctvom ktorej sa uplatňujú regulačné vplyvy mozočka, bazálnych ganglií a mozgovej kôry. Riadiaci systém gama predbieha aktivite alfa systému a pripravuje všetky podmienky pre pohyb, nastavuje dráždivosť motorických jednotiek, zabezpečuje prísun všetkých metabolických látok potrebných pre vznik pohybu (Véle, 2006). Aktivitu svalu môžeme chápať ako vyjadrenie funkcie CNS. V tejto súvislosti za výkonný orgán motoriky

považujeme motorickú jednotku. Motorická jednotka je komplex zložený z motoneurónu a svalových vlákien, ktoré sú s týmto motoneurónom spojené a predstavuje základnú funkčnú a štrukturálnu zložku motoriky. Motoneurón je spojený svojimi dendritmi s interneurálnou sieťou v mieche, kde prichádzajú do priameho styku s dráhami, cez ktoré sú privádzané signály z centra a periférie. Tieto signály končia na inhibičných alebo facilitačných synapsiách motoneurónu. Motorická jednotka týmto predstavuje hlavné koordinačné centrum nervových vplyvov, ktoré sa na motoneuróne zbierajú z periférnych systémov, iných segmentov miechy a vyšších oddielov CNS (Véle, 2006; Dylevský, 2009; Kolář et al., 2009). Autori ďalej hovoria, že sa od seba líšia počtom svalových vlákien a druhom funkcie, preto ich môžeme rozdeliť na tonické a fázické. Motoneuróny fázické majú kratšie trvanie kontrakcie a dekontrakcie, tonické naopak dlhšie (Kolář et al., 2009; Véle, 2006).

Množstvo živočíšnych druhov využíva sieť nervových buniek špecializovaných v opakovaní konkrétnych činností k cyklickým vzorom, akými sú chôdza, dýchanie a iné rytmické pohyby (Duysens a Van der Crommert, 1998). Všeobecné usporiadanie generátorov pohybových vzorcov je pre všetky druhy podobné, čo je prekvapivé, pretože existuje značná odlišnosť v spôsoboch lokomócie od plávania, cez chôdzu, beh, skákanie až po lietanie (MacKay-Lyons, 2002). Véle (2006) hovorí, že fylogenetický vývoj viedol postupne k diferencovaniu motoriky, čo vyžadovalo vývoj stále zložitejších riadiacich úrovní.

Voľná bipedálna lokomócia je riadená a neustále kontrolovaná prostredníctvom CNS. U štvornožcov má reflexné prepojenie predných a zadných končatín funkčný význam pre rýchly prenos informácií o teréne, stále je však nejasné do akej miery zostávajú takéto dráhy u bipedálneho človeka (Zehr & Haridas, 2003). Dietz (2003) hovorí, že nemôžeme očakávať, že sa nervový systém u rôznych druhov živočíchov zásadne mení s evolúciou. Nie je teda prekvapením, že medzi bipedmi a kvadrupedmi nie je žiadny zásadný rozdiel v základnom mechanizme riadenia vlastnej lokomócie. Z toho teda vyplýva, že základný nervový mechanizmus je s najväčšou pravdepodobnosťou u oboch podobný. Nakoľko sú ľudia bipedmi, bolo dokázané, že využívajú zbytkový kvadrupedálny mechanizmus koordinácie (Zehr & Duysens, 2004). Koordinácia horných a dolných končatín pri chôdzi človeka je zaistená vďaka spojeniu centrálnych generátorov pohybových vzorcov, u ktorých dva kontrolujú horné a dva dolné končatiny (Balter & Zehr, 2007). Existujú ale aj rozdiely v niektorých aspektoch riadenia, pokiaľ ide o vzťah medzi centrálnym mechanizmom a periférnym vstupom, napríklad regulácia bipedálnej chôdze vyžaduje špecifické nervové mechanizmy k udržaniu vzpriamenej polohy tela. Rozdiel môže byť vo zvýšenom vplyve kortikospinálnej dráhy u ľudí. Bipedálna lokomócia primátov závisí viac na supraspinálnom riadení, spinálny okruh pre lokomóciu je

teda tlmený supraspinálnym vstupom. Dôvodom tohoto útlmu je pravdepodobne oslobodenie rúk a horných končatín od pohybov potrebných pre pohyb po štyroch končatinách (Dietz, 2003; Duysens & Van der Crommert, 1998). Jednoduché lokomočné vzory, akým je skrížený pohyb končatín počas chôdze, sú uložené v mieche, zložitejšie posturálne úkony zaisťujúce vzpriamenú polohu tela pri chôdzi sa nachádzajú v podkôrových centrách. Zložité ideomotorické programy sú uložené v asociačných oblastiach mozgovej kôry. Programy ideomotoriky sú odosielané do výstupných motorických dráh a integrujú sa s posturálnou aktivitou v neurónovej sieti miechy (Véle, 2006). Barthelemy a Nielsen (2010) uvádzajú, že motorický kortex, kortikospinálna dráha a okruhy miechy vrátane potenciálneho centrálného generátora pohybových vzorcov (CPG – Central Pattern Generator) v mieche nepracujú izolovane ale skôr ako integrované okruhy, ktoré vzájomne zaisťujú optimálnu kontrolu za akýchkoľvek okolností.

Človek môže chodiť bez pohybu horných končatín, ktoré sa počas lokomócie prirodzene rytmicky pohybujú a človek im nemusí venovať vedome pozornosť. Pohybové aktivity ako je chôdza, beh alebo plávanie zahŕňajú viditeľné rytmické vzorce pohybu horných končatín a ich svalovú aktivitu. Pohyby horných končatín počas chôdze je kontrolovaný spinálnymi CPG okruhmi, ktoré pomáhajú koordinovať rytmický pohyb horných a dolných končatín počas lokomócie (Zehr et al., 2004).

Prirodzená chôdza patrí medzi najčastejšie trénované pohybové stereotypy. Pretože v myslí dominuje cieľ pohybu, je nutné aby bol jeho priebeh riadený programom, ktorý nevyžaduje priamu účasť vedomia na riadení pohybu. Vybraný pohybový program (napr. chôdza) uložený v pamäti sa realizuje prostredníctvom svalového aparátu. Pokiaľ sa ale obmedzí používanie tohto pohybového programu, zranenie dolných končatín, postupne sa pôvodný pohybový program mení na náhradný vzniknutý pre novú situáciu. Ak chceme tomuto zabrániť je nevyhnutné poškodené pohybové programy reedukovať častým opakovaním podporeným správnou motiváciou. Touto činnosťou sa pohybový program nie len udržuje ale zdokonaľuje sa jeho kvalita a zaberá väčšiu časť mozgovej kôry (Véle, 2006).

1.3.1 Pohybové stereotypy a programy

Pohybové stereotypy sú stále sa opakujúce totožné situácie, z ktorých vznikajú rovnaké spätné informácie zostavujúce presné pohybové programy. Tieto reflexné deje predstavujú vzťahy medzi receptormi a efektormi, a sú vymedzené centrálnym programom, pohybovými stereotypmi a motorickými vzormi. Pohybové prejavy (programy) sa skladajú z jednotlivých pohybových vzorov, časopriestorových schém určitého motorického úkonu uložené v pamäti,

odkiaľ ich môžeme vyvolať. Zložitejší pohybový program sa skladá z jednoduchších pohybových vzorov. Motorický prejav je podmienený vôľovou hybnosťou a reflexami, prípadne motorickými vzormi (Véle, 2006).

Otázka tvorby, stability a zmien pohybových stereotypov bola spracovaná Jandom, Polákovou a Vélem (1996), kde hovoria o dynamickom pohybovom stereotypy ako o nemennej sústave podmienených a nepodmienených reflexov, ktoré vznikajú na základe stereotypne sa opakujúcich podnetov a chápu pohybový stereotyp ako základnú jednotku pohybu. Pohyb v mantineloch, ktorý je nám druhovo určený v rámci vrodených pohybových programov je podľa Lewita (1998) výhodný. Svalové skupiny podieľajúce sa na pohybe pracujú v primeranej facilitácii. Tomuto konceptu odpovedá propioceptívna neuromuskulárna facilitácia, známa ako Kabatová metodika a reflexná lokomócia podľa Vojtu. Podľa Koláři et al. (2009) chápeme pohybové vzory a programy ako štandardizované pohybové reakcie, čo sú motorické odpovede CNS na presne definované podnety. Pohyby reflexné vnímame ako základné jednotky prekryté komplexom koordinovanej hybnosti. Popri reflexoch na úrovni miechy a mozgového kmeňa je pohyb podmienený aj senzomotorickými funkčnými vzťahmi usporiadanými na vyšších úrovniach riadenia vrátane kôrových oblastí. Tieto motorické vzory vplývajú na vývoj držania tela a základnej funkcie pohybu, ako funkcia končatín nákročná (úchopová) a funkcia oporná. Fixácia pohybových vzorov a programov sa deje ich častým opakovaním. Najčastejšie opakovaným pohybovým stereotypom je chôdza. Pri obmedzení pohybu zranením dochádza k jeho deštrukcii (Koláři et al., 2009; Véle, 2006).

Na tvorbe dynamických stereotypov sa podľa Kračmara et al. (2016) podieľajú dve zložky. Zložka kognitívna (kinestetická) a zložka ekonomická. Kognitívna zložka predstavuje vnímanie pohybu v jeho priebehu a pod zložkou ekonomickou rozumieme efektívnu systematizáciu procesu pohybu.

2 Kineziológia a biomechanika chôdze

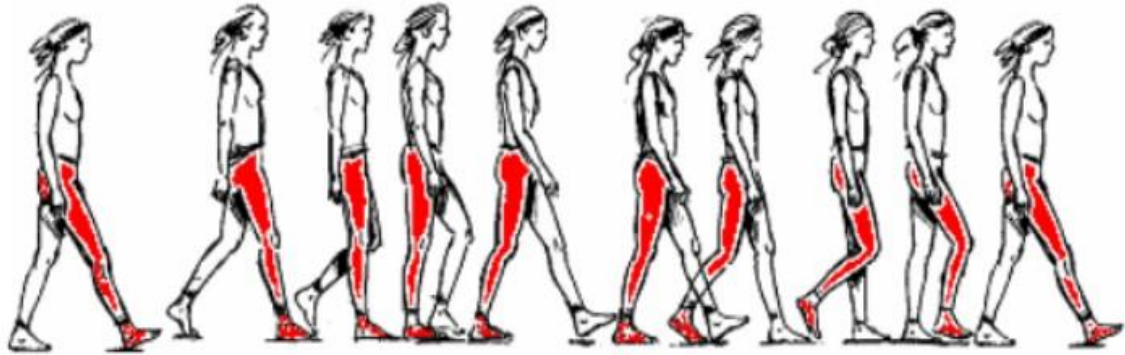
Chôdza človeka je vykonávaná prostredníctvom panvového pletenca a dolných končatín so sprievodnými pohybmi trupu a horných končatín. Nazývame ju voľnou bipedálnou lokomóciou, voľnou preto lebo horné končatiny stratili oporu o podložku, a bipedálnou preto, že je realizovaná výlučne dolnými končatinami (Kračmar et al., 2016). Centrálna nervová sústava je schopná zaistiť svalovým aparátom jej stabilizáciu za predpokladu pevnej opory v mieste dotyku s opornou bázou na podložke, tak aby mohla pôsobiť reaktívna sila, ktorá vzniká pôsobením gravitácie a propulznej svalovej sily (Véle, 2006).

V nasledujúcej kapitole zosumarizujeme dostupné poznatky o chôdzi z hľadiska kineziológie, biomechaniky, zapojenia svalových reťazcov a energetickej náročnosti chôdze.

2.1 Krokový cyklus

Chôdza sa ako lokomočná cyklická činnosť skladá z neustáleho opakovania základných prvkov, krokov (Nestera et al., 2007). Lánik (1990) popisuje krok (step) ako súbor pohybov, ktoré sa odohrávajú v čase medzi analogickými polohami jednej a druhej končatiny. Smith, Michael a Bowker (2004) definujú chôdzu ako opakovanie sekvencie svalovo kontrolovaných pohybov, ktoré sa cyklicky opakujú. Tieto pohyby súčasne posúvajú telo vpred a udržiavajú stabilitu tela. Chôdza je teda súbor opakujúcich sa pohybov, ktorých je základnou jednotkou krokový cyklus, dvojkrok (stride) (Valouchová, 2010). Krivošíková (2011) popisuje krokový cyklus ako časový interval alebo sekvenciu pohybu medzi rovnako sa opakujúcimi javmi v priebehu lokomócie. Podobne definuje cyklus chôdze aj Seymour (2002) a popisuje cyklus ako transláciu tela z jedného bodu do druhého.

Dĺžka kroku je vzdialenosť medzi dotykou pravej päty a dotykou päty ľavej dolnej končatiny, pričom sa dĺžka kroku mení v závislosti na zvolenej obuvi, rýchlosti chôdze alebo teréne (Véle, 2006; Gross et al., 2005; Cronin, 2014). Dvojkrok prebieha v intervale medzi dotykou päty pravej dolnej končatiny a opätovným dotykou päty tej istej končatiny (obr. 2). Krokový cyklus (gait cycle, GC) je rozdelený na dve hlavné fázy, opornú a švihovú. Tieto fázy sú ďalej delené určitými udalosťami (events) na jednotlivé obdobia (periods) (Vařeka et al., 2018). Pri každom vykonanom dvojkroku, musia byť podľa Perry (1992) splnené tri funkčné úlohy, prenesenie telesnej hmotnosti, prekonanie fázy, kedy je v kontakte s podložkou len jedna končatina a posun dolnej končatiny vpred do fázy švihu.



Obrázok 2 Dvoj krok so súhybom horných končatín (Kračmar et al., 2016).

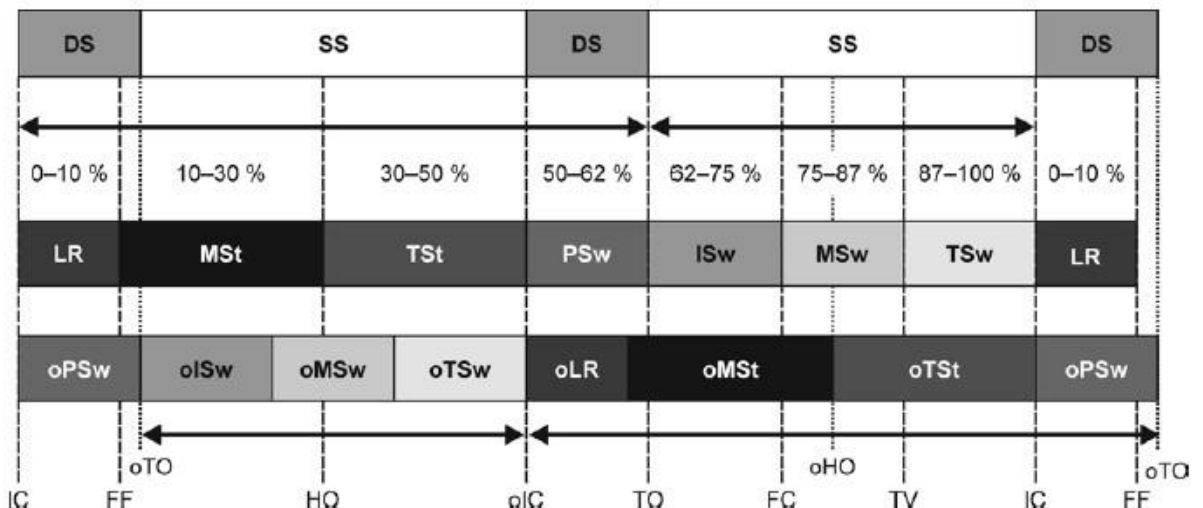
V literatúre sa najčastejšie stretávame s terminológiou delenia fáz chôdze, ktorú popisujú Perry (1992) a Vařeka et al. (2018) a dopĺňajú percentuálny podiel jednotlivých častí v krokovom cykle:

Oporná fáza (stance phase):

- 1 počiatkový kontakt, typicky na päte (heel strike HS) – initial contact (IC) – 0%,
- 2 štádium postupného zaťažovania – loading response (LR) – 0-10%, fáza je ukončená v okamihu plného kontaktu plochy nohy s podložkou (foot flat, FF)
- 3 medzistoj – midstance (MSt) – 10-30%, v tejto fáze dochádza k dvíhaniu palca kontralaterálnej nohy (opposite toe off, oTO), fáza končí okamžikom nadvihnutia päty (heel off, HO),
- 4 fáza aktívneho odrazu – terminal stance (TSt) – 30-50%, nazývaná aj fáza aktívnej propulzie, končí v okamihu kontrelaterálneho IC,
- 5 fáza pasívneho odrazu – preswing phase (PSw) – 50-62%, končí okamžikom dvíhnutia palca (toe off, TO).

Švihová fáza (swing phase):

- 1 Počiatkový švih – initial swing (ISw) – 62-75%, ktorá počas míňania nôh (foot clearance, FC), prechádza do ďalšej fázy,
- 2 Obdobie stredného švihu – midswing (MSw) – 75-87%, obdobie končí vertikálnym postavením tibie (tibia vertical, TV)
- 3 Konečný švih – terminal swing (TSw) – 87-100%.



Obrázok 3 Rozfázovanie krokového cyklu podľa Vařeka et al. (2018).

Legenda: DS double support – fáza dvojitej opory; SS single support – fáza jednej opory; initial contact (IC) – počiatočný kontakt; loading response (LR) – postupné zaťažovanie; foot flat (FF) – plný kontakt plochy nohy; midstance (MSt) – medzistoj; heel off, (HO) – odvinutie päty; terminal stance (TSt) – fáza aktívneho odrazu; preswing phase (PSw) – fáza pasívneho odrazu; initial swing (ISw) – počiatočný švih; foot clearance (FC) – fáza mňania nôh; midswing (MSw) – fáza stredného švih; tibia vertical (TV) – vertikálne postavenie tibie; terminal swing (TSw) – konečný švih; opposite loading response (oLR) – postupné zaťažovanie druhej nohy; opposite midstance (oMSt) – medzistoj druhej dolnej končatiny; opposite terminal stance (oTSt) – fáza aktívneho odrazu druhej nohy; opposite preswing phase (oPSw) – fáza pasívneho odrazu druhej nohy; opposite initial swing (oISw) – počiatočný kontakt druhej nohy; opposite midswing (oMSw) – fáza stredného švih druhej dolnej končatiny; opposite terminal swing (oTSw) – konečný švih druhej nohy.

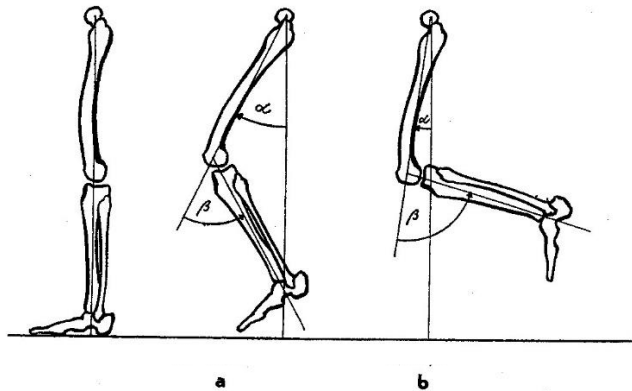
Počas kroku dolné končatiny rytmicky striedajú svoje funkcie. Jedna končatina nesie hmotnosť tela (stojná končatina), kým druhá je vo fáze švihy a chystá sa na dostup a zachytenie padania tela (kročná končatina). Počas bežnej voľnej chôdze nenasledujú obe fázy po sebe, sčasti sa ale prekrývajú. Rozlišujeme preto fázu jednej opory (single support, SS), kedy je v kontakte s podložkou jedna končatina a fázu dvojitej opory (double support, DS), kedy sú v kontakte s podložkou obe dolné končatiny (obr. 3) (Véle, 2006; Lánik, 1990; Vařeka et al., 2018).

Propulzná sila produkovaná svalmi odrazovej dolnej končatiny dvíha trup šikmo nahor a dopredu, pričom švihová končatina bráni pádu trupu pri posune ťažiska smerom dopredu, vyvolanom odrazovou končatinou (Véle, 2006).

2.1.1 Biomechanický podklad chôdze

Perry (1992) popisuje, že chôdza vzniká protismernými rotačnými pohybmi jednotlivých segmentov dolných končatín, ktoré sa môžu vzájomne kompenzovať alebo sú nekompenzované. Pokiaľ majú počas chôdze pohyby vo všetkých kĺboch dolnej končatiny

rovnaký rozsah pohybu (bedrový, kolenný a členkový kĺb), a vzájomne rovnaký zmysel (flexia), končatina sa prirodzene skracaje po osi bedrový kĺb – členok ($\alpha=\beta$) (obr. 4a).

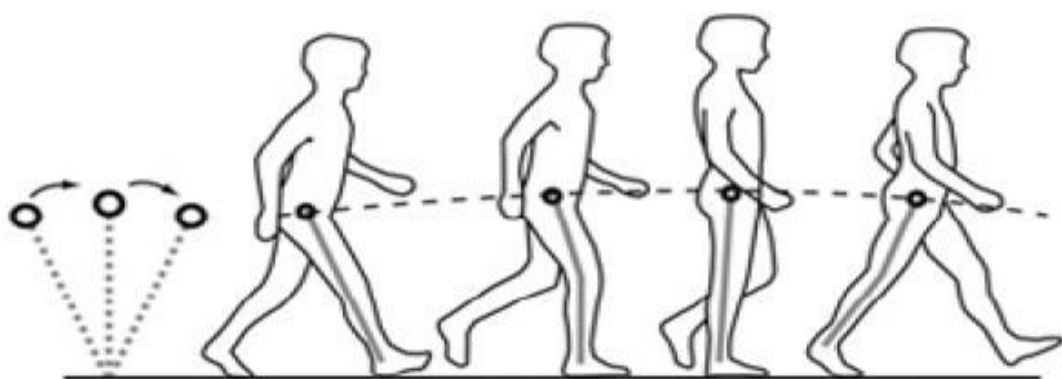


Obrázok 4 Skrátene končatiny počas chôdze (Lánik, 1990).

Legenda: α -uhol, ktorý zvierajú spojnice bedrového a kolenného kĺbu a spojnice bedrového a členkového kĺbu; β - uhol, ktorý zvierajú spojnice bedrového a kolenného kĺbu a spojnice kolenného a členkového kĺbu.

Takéto skrátene počas chôdze potrebujeme v momente prechodu švihovej končatiny cez vertikálu. Ak nastane situácia, kedy je pohyb v bedrovom kĺbe švihovej končatiny nekoordinovaný správne, výsledkom je neoptimálny pohyb jedného konca končatiny voči druhému a tým sa mení koordinácia svalových skupín podieľajúcich sa na pohybe ($\alpha<\beta$) (obr. 4b) (Lánik, 1990).

Švihová končatina sa takto počas chôdze premiestňuje dopredu okolo bedrového kĺbu a naopak sa okolo členkového kĺbu stojnej končatiny podobne premiestňuje panva (obr. 5) (Perry, 1992; Collins & Kuo, 2010).



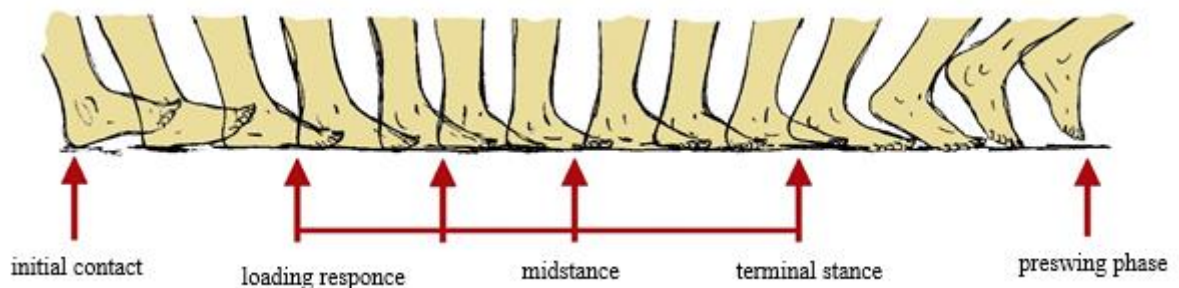
Obrázok 5 Premiestňovanie panvy a členkového kĺbu počas krokového cyklu, princíp obráteného kyvadla (upravené podľa Lieberman, 2012).

Panva počas chôdze po rovnom teréne opisuje v rovine horizontálnej oblúky, dvíha sa a klesá vo vertikálnej rovine. Vo fyzikálnom zmysle slova sa na dvíhanie panvy proti gravitácii spotrebuje mechanická práca. Na vyvolanie pohybu pri chôdzi je potrebné prekonať

zotrvačnosť hmotnosti tela, k čomu slúži propulzná sila. Energeticky výhodné je aj to, že sa na propulziu využíva kinetická energia, ktorú dodáva v descendentnej fáze oscilácie tela gravitačná sila. Popri mechanickej práci, nevyhnutnej na dvíhanie ťažiska tela, sa ďalšia energia spotrebúva na svalovú aktivitu potrebnú pre lokomóciu. Táto energia, ktorú telo uvoľňuje pri látkovej premene, možno merať a vyjadrovať buď určením spotreby energie, alebo spotrebou kyslíka a tvorbou oxidu uhličitého (Perry, 1992; Collins & Kuo, 2010).

2.1.2 Stojná fáza kroku

Oporná fáza kroku začína kontaktom päty švihovej dolnej končatiny na podložku, ktorý zabrzdí postupujúci pád, odpruží náraz padajúceho tela a zvyšnú energiu premení na propulziu. Zachytiť pád znamená zabrániť tomu, aby ťažisko tela nekleslo veľmi nízko. Dotyk nohy s podložkou sa ďalej rozvíja z päty na celú plochu nohy a nožnou klenbou sa dynamicky uchopuje členitá plocha podložky, tak aby vznikol pevný a spoľahlivý kontakt (obr.6). Odpruženie svojou aktivitou zaisťujú m. quadriceps femoris a dorzálne flexory členkového kĺbu, ktoré kontrolujú dostup na celú plochu nohy (Véle, 2006; Kračmar et al., 2016).

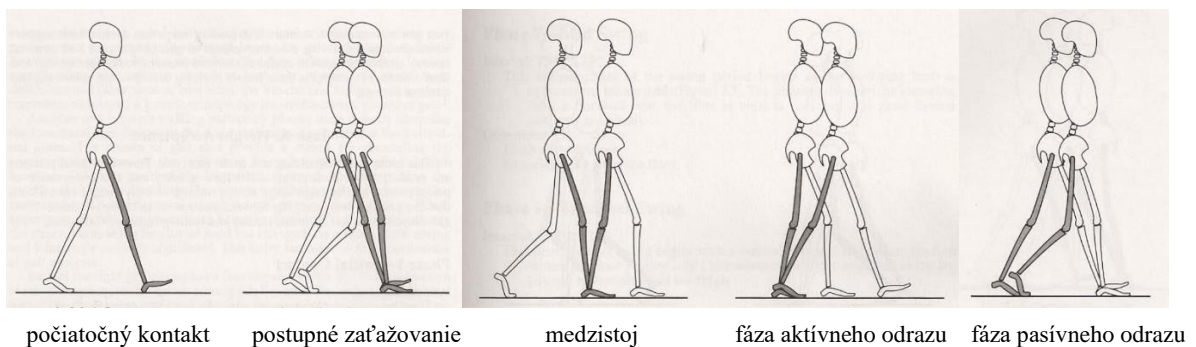


Obrázok 6 Kinogram priebehu kontaktu plosky nohy s podložkou (upravené podľa Kračmar et al., 2016).

Legenda: *initial contact* - počiatočný kontakt; *loading response* - postupné zaťažovanie; *midstance* - medzistoj; *terminal stance* - fáza aktívneho odrazu; *preswing phase* - fáza pasívneho odrazu.

Stabilný kontakt sa prejavuje striedaním supinácie a pronácie nohy a tým aj zmenami klenby nohy, aby sa zaistila pevná opora pre pôsobenie reaktívnej sily podložky. Dolná končatina, ktorá pôvodne brzdila pád sa od toho okamihu stáva končatinou opornou, na čo nadväzuje propulzný pohyb a odvinutie päty plantárnou flexiou a z opornej končatiny sa tým stáva končatina odrazová, ktorá je zdrojom propulznej sily. Zároveň končatina dvíha telo nahor a dopredu, čo spôsobuje aktivita m. gastrocnemius (Mokošáková & Hlavačka, 2012). Táto fáza je ukončená odvinutím palca nohy, čím sa končatina stojná stáva končatinou švihovou. Perry (1992) poukazuje na to, že hlavnou úlohou stojnej končatiny je preniesť panvu a hornú polovicu tela zozadu dopredu, čo najnižším oblúkom. Autorka ďalej pripomína, že počas fázy TSt, nedochádza k plantárnej flexii, naopak je dosiahnutá dorzálna flexia členkového kĺbu, z čoho

vyplýva, že mohutná kontrakcia plantárnych flexorov nie je koncentrická ale excentrická. Výrazná plantárna flexia členkového kĺbu nastáva až v nasledujúcej fáze P_{Sw}, kedy je ale aktivita plantárnych flexorov na minime. V období T_{St} dochádza v oblasti plosky k prehupnutiu nohy cez hlavičky metatarzov, počas ktorého pôsobí tiažová sila na relatívne dlhom ramene páky proti dvíhaniu päty. Úlohou plantárnych flexorov je zabrániť tejto dorzálnej flexii a udržať vzájomné postavenie nohy a predkolenia, a tým umožniť prehupnutie cez hlavičky metatarzov a následný pád ťažiska dopredu k oIC druhostrannej nohy, čo je podľa Perry hlavná propulzná sila pri chôdzi (Vařeka, Janura & Vařeková, 2018).



Obrázok 7 Stojná fáza a jej časti (Perry, 1992).

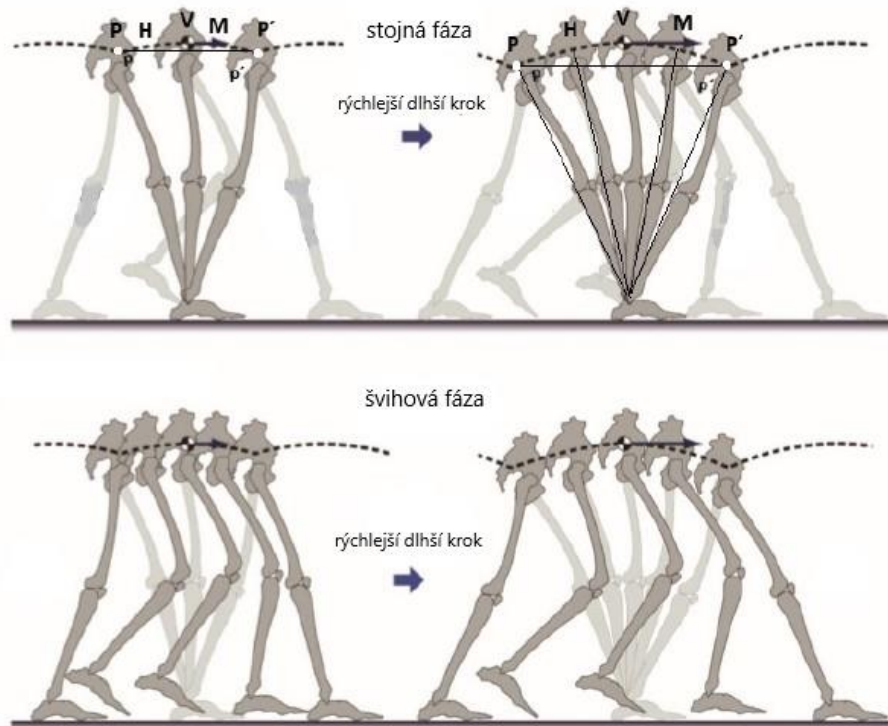
Kyvadlový pohyb bedrového kĺbu prebieha podľa Lafond, Duarte a Prince (2004) nasledovne. Po došľape na pätu je bedrový kĺb v čiastočnej flexii. Pri prenose tela ponad stojnú končatinu sa bedrový kĺb extenduje, pričom následná flexia prebieha už vo fáze švihovej. Pohyb bedrového kĺbu v celej stojnej fáze kroku je od kontaktu päty až po odvinutie palca v zmysle dorzálnej flexie, princíp inverzného kyvadla kde os otáčania predstavuje noha (obr. 8) (Perry, 1992; Kuo & Donelan, 2010). Vonkajšia rotácia dolnej končatiny sa v priebehu stojnej fázy znižuje a prechádza do rotácie vnútornej ako prevencia addukcie stehna a poklesu panvy k druhej strane. Bedrový kĺb opisuje v stojnej fáze kroku oblúk, ktorý má svoju vzostupnú a zostupnú časť, v ktorej je stojná končatina vo vertikále, to znamená, že bedrový kĺb stojnej končatiny je priamo nad kĺbom členkovým. Chôdza je tým úspornejšia, čím je amplitúda vertikálnych oscilácií ťažiska tela menšia. Pri predstave, že je dolná končatina nepohyblivá v kolennom kĺbe a pri došľape na celé chodidlo by bedrový kĺb opísal kruhový oblúk so stredom v členkovom kĺbe a polomerom, ktorý je rovný vzdialenosti medzi stredom bedrového a členkového kĺbu. Výška oblúku V je teda relatívne veľká (Kuo & Donelan, 2010). Pri „ideálnej chôdzi“ nedostupujeme však na celú plosku nohy ale na pätu počas IC, čím sa dostáva členkový kĺb, okolo ktorého sa pohyb bedrového kĺbu odohráva vyššie a s ním aj zadná časť oblúku p . Klesaním nohy na podložku sa členok dostáva nižšie, takže sa v bode H bedrový kĺb

dostáva na hlavný oblúk H-M. Časť oblúka H-V tvorí jeho vzostupnú časť, ktorého výška závisí od toho, či je kolenný kĺb stojnej končatiny v exenzii, alebo sa koleno mierne flektuje. Mierne flexia v kolennom kĺbe môže premeniť pohyb v bedrovom kĺbe na valivý v horizontále v úseku H-M. Pozíciou M končí hlavný oblúk, po prechode tejto pozície by telo veľmi klesalo, nasleduje ale nový odraz, odvíjanie päty a dvíhanie členkového kĺbu okolo metatarzofalangeálnych kĺbov. Toto nové dvíhanie je príčinou vzniku predného oblúka p' . Skutočnú dráhu bedrového kĺbu počas stojnej fázy značne ovplyvňuje poohnutie kolenného kĺbu, ktoré je v každom krokovom cykle iné, a ovplyvňuje vzdialenosť členok – bedro v zmysle skrátene. Výsledný oblúk, po ktorom sa bedrový kĺb pohybuje v stojnej fáze je zložený z troch oblúkov. Zadný doplnkový oblúk (P-H), hlavný oblúk (H-M) a predný doplnkový oblúk (M-P'), z ktorého prechádza do východiskovej pozície pre ďalšiu fázu kroku p' (obr.8) (Kuo & Donelan, 2010; Lánik, 1990).

Kolenný kĺb je extendovaný pri kontakte päty s podložkou, ale pri dotyku celej plosky sa mierne flektuje, čím eliminuje a tlmí dopad tela na stojnú dolnú končatinu (Perry, 1992). Následne sa kolenný kĺb dostáva opäť do extenzie a počas odvíjania päty z podložky prebieha opäť mierne flexia. Táto flexia limituje zdvih ťažiska, čím sa chôdza ekonomizuje. V oblasti kolena sa aktivuje dotyk päty o podložku m. quadriceps femoris, ktorý ako prvý zachytí pád a prispieva k udržaniu miernej flexie v kolennom kĺbe. Jeho aktivita v priebehu fázy opory klesá, a zvyšuje sa pri odvíjaní päty a prstov. V prvej polovici stojnej fázy je aktívny m. vastus intermedius. Pri dosiahnutí vertikálnej pozície sa koleno uzamkne, čím je funkcia extenzorov zbytočná. Koncom stojnej fázy sa pri odvíjaní chodidla aktivuje flexorová skupina svalov kolena (Lafond et al., 2004; Véle, 2006).

Noha sa pri prenose tela zozadu dopredu dostáva postupne do dorzálnej flexie, následne sa päta dvíha a noha plynule prechádza do flexie plantárnej, pri súčasnom udržovaní približne pravého uhla v členkovom kĺbe v priebehu celého odvíjania. Súčasne s odvíjaním v plantárnej flexii členkového kĺbu sa pripája aj hyperextenzia v metatarzofalangeálnych kĺboch (Lafond et al., 2004; Véle, 2006; Dylevský, 2009; Kračmar et al., 2016).

Počas stojnej fázy dochádza v chrbtici k torznému pohybu s hypomochlionom na úrovni Th8 a ľahkému presunu trupu na stranu opornej dolnej končatiny. Priemet ťažiska (CoP-centre of pressure) pre stabilizáciu polohy prechádza stredom stojnej nohy. V axiálnom systéme sa počas tejto fázy aktivujú hlboké krátke interspinálne svaly otáčajúce stavce protismerne na oboch koncoch chrbtice, v menšej miere sa zapájajú dlhšie medzisektorové svaly strednej vrstvy svalov chrbtice (Véle, 2006; Dylevský, 2009; Kračmar et al., 2016).



Obrázok 8 Pohyb bedrového kĺbu počas stojnej a švihovej fázy krokového cyklu po oblúku P-P', ktorý je podrobne rozdelený na jednotlivé časti (upravené podľa Kuo & Donelan, 2010).

Legenda: p – začiatok oblúka; p' – koniec oblúka; H – bod začiatku hlavného oblúka; M – konečný bod hlavného oblúka; V – najvyšší bod oblúka.

Kontaktom päty s podložkou sa v počiatku stojnej fázy aktivujú gluteálne svaly a flexory kolenného kĺbu, ktorých aktivita v strednej časti opory klesá. Ku koncu sa zapájajú adduktory stehna. Pri rýchlejšej chôdzi je aktivita gluteálnych svalov a adduktorov vyššia.

Svalstvo nohy a predkolenia je aktívne počas celej fázy opory. Na začiatku opornej fázy sa aktivuje m. tibialis anterior a mm. peronei, ktoré zabraňujú padaniu špičky, v ďalšom priebehu ich aktivita klesá a opäťovne rastie pri odvíjaní prstov. Podobným spôsobom pracujú aj m. extenzor hallucis longus a m. extenzor digitorum longus. Trojhlavý sval lýtky pracuje ako celok od odvíjania päty po odvinutie prstov. Pracuje excentricky a vyvíja silu, ktorá presahuje hmotnosť tela a posúva telo nahor a dopredu. Dorzálne flexory pôsobia aj na tibiú, ktorú nakláňajú nad nohu a sú aktívnejšie u osôb s napriamenou chôdzou a dlhšími krokmi. M. tibialis posterior je najviac aktívny počas strednej časti opornej fázy, bráni everzii a pronácii nohy. Komplex svalov predkolenia ventrálnej a dorzálnej skupiny majú okrem iných funkcií počas krokového cyklu aj funkciu stabilizácie kolenného kĺbu. Svalové skupiny palca nohy sa aktivujú spolu s vnútornými svalmi nohy podľa veľkosti tlaku na nohu, ich aktivita je najvyššia pri odvíjaní nohy a to najmä pri chôdzi naboso (Mokošáková & Hlavačka, 2012). Naopak aktivita svalov nohy je nižšia pri chôdzi v topánkach. Obuv na jednej strane ochraňuje plosku

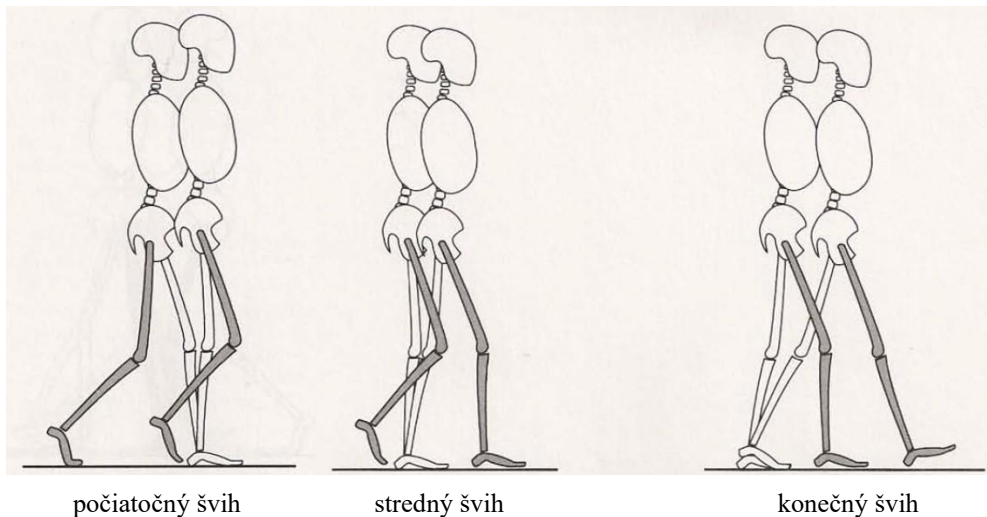
nohy pred poškodením, ale na strane druhej potlačuje činnosť vnútorných svalov nohy, signálov z planty do CNS a tým aj pohyblivosť klenby nohy. Dôvodom je to, že tieto svaly majú úlohu v priľnutí k podložke a jej uchopeniu, čo pri chôdzi v topánkach neprichádza do úvahy (Véle, 2006; Mokošáková & Hlavačka, 2012).

2.1.3 Švihová fáza kroku

Podľa Véleho (2006) je fáza švihu náročná na udržanie rovnováhy a vodorovnej polohy panvy, ktorá má tendenciu v tejto časti krokového cyklu klesnúť na stranu švihovej končatiny, pretože stratila jeden z dvoch bodov opory. Tento pokles a nerovnováhu telo kompenzuje aktivitou abduktorov opornej končatiny a m. quadratus lumborum a m. iliopsoas na strane švihovej. Dôležitú úlohu pri udržaní rovnováhy má m. gluteus medius, ktorý drží panvu v horizontále (Kračmar et al., 2016).

Lánik (1990) rozdeľuje počiatočnú fázu švihu na dve časti. Prvou je kyv celej dolnej končatiny s mierne flektovaným v kolenným kĺbom, v ktorej je dôležitý úsek prechodu celej dolnej končatiny cez vertikálu. Druhou časťou je samotný kyv predkolenia dotiahnutý do plnej extenzie kolena v kombinácii s dorzálnou flexiou členkového kĺbu. Gross et al. (2005), Véle (2006), Kračmar et al. (2016), Perry (1992), Vařeka et al. (2018) zhodne rozdeľujú túto fázu kroku na 3 časti (obr. 9).

Švih celej dolnej končatiny vzniká aktivitou flexorov kolena po odvinutí nohy, tým sa predkolenie dostáva vyššie nad podložku, čím sa telo dostáva do labilnej pozícií. Labilita vyvolaná excentrickou pozíciou ťažiska sa vyrovnáva zotrvačným prechodom celej končatiny smerom dopredu za vertikálu za pomoci aktivity flexorov bedrového kĺbu. V okamihu pohybu celej dolnej končatiny v bedrovom kĺbe smerom dopredu, flexory kolena svoju aktivitu znižujú a púšťajú predkolenie smerom k zemi, následne ho uvoľnia a pôsobením tiaže, zotrvačnosti a stúpajúcou aktivitou extenzorov kolena sa predkolenie dostáva za vertikálu a noha je pripravená na fázu opornú. Lánik (1990) konštatuje, že kročná končatina vo svojej fáze vykonáva dvojitý kyvadlový pohyb, kyv stehna a kyv predkolenia.



Obrázok 9 Švihová fáza a jej časti (Perry, 1992).

Počas švihovej fázy dochádza v axiálnom systéme k torznému pohybu, panva rotuje smerom k opornej končatine a ramenný pletenec rotuje opačným smerom, vzniká rotačný pohyb s hypomochlionom na úrovni ôsmeho hrudného stavca. Pri zväčšení rozsahu torzného pohybu chrbtice sa dĺžka kroku predlžuje a znižuje laterálne výchylky ťažiska počas propulzie. Svalové skupiny aktívne v tejto fáze sú najmä: mm. semispinales, mm. rotatores, mm. multifidi, m. obliquus abdominis externus na strane kam rotuje panva a m. obliquus abdominis internus na strane opačnej, podľa zásady dynamického vyvažovania a mm. erector spinae. Svalové skupiny, ktoré udržujú panvu na strane švihovej končatine v horizontále sú m. iliopsoas a m. quadratus lumborum, a m. glutesus medius na strane stojnej končatiny (Lánik, 1990; Véle, 2006).

V bedrovom kĺbe dochádza v počiatku švihovej fázy k flexii a miernej extrarotácii, addukcia na začiatku kroku prechádza do abdukcie ku koncu, a to najmä pri dlhšom kroku. Počiatočnú flexiu bedrového kĺbu iniciujú m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris caput breve a m. sartorius. Skupina flexorov kolena sa aktivuje na začiatku kročnej fázy, kedy skracujú dĺžku dolnej končatiny a následne aj pri extenzii kolena, aby sa spevnila končatina pri dopade na podložku. V druhej polovici švihu sa aktivujú adduktory a ku koncu sa mierne zapájajú aj gluteálne svaly (Véle, 2006).

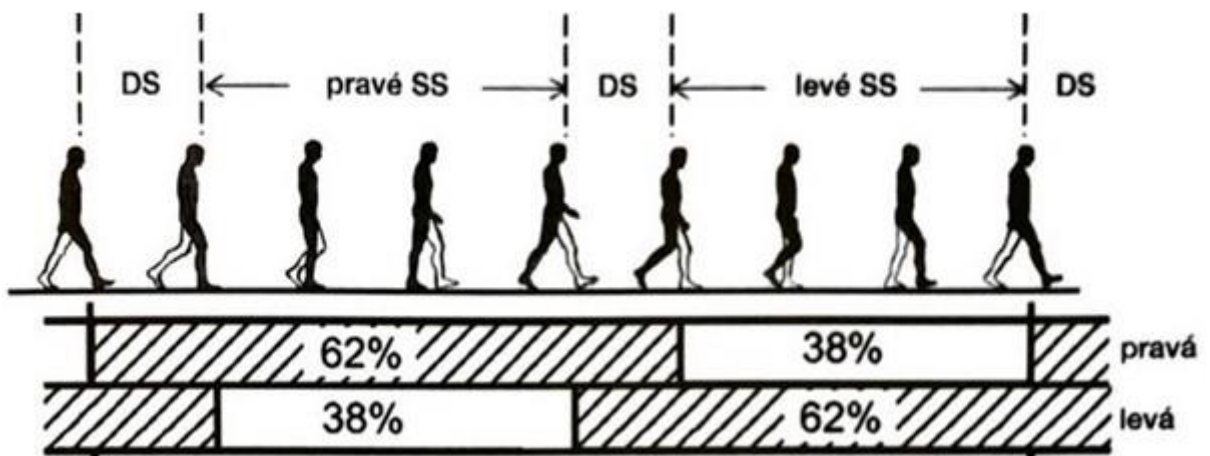
Kolenný kĺb vykonáva počas švihovej fázy kroku najprv pohyb v zmysle flexie a v druhej polovici pohyb do extenzie. Aktivita svalov kolena stúpa s vyššou rýchlosťou chôdze, pri extenzii sa aktivujú m. quadriceps femoris, m. sartorius a mediálna časť flexorov kolena.

Počas tejto fázy prechádza členkový kĺb dorzálnou flexiou a miernou everziou nohy. Tento pohyb zabezpečujú m. tibialis anterior, m. extenzor digitorum longus a m. extenzor hallucis

longus. Tieto svalové skupiny sú aktívne na začiatku švihovej fázy, uprostred ich aktivita klesá a opätovne rastie v poslednej fáze švihu. Plantárne flexory sú relaxované (Véle, 2006; Mokošáková & Hlavačka, 2012).

2.1.4 Fáza dvojitej opory

Táto fáza je prechodom medzi švihovou a opornou fázou, vzniká pri dostupe jednej nohy na podložku, pričom sa druhá noha ešte zo zeme neodlepila (obr. 10). Ťažisko tela je na najnižšej úrovni a predstavuje nulovú polohu kyvadla, na ktorú nadväzuje propulzná a švihová fáza chôdze. Prenos tiaže sa odohráva zo stojnej končatiny na druhú, ktorá sa stojnou stáva. V behu je táto fáza nahradená fázou letu (Véle, 2006).



Obrázok 10 Rozfázovanie krokového cyklu s vyznačením fázy dvojitej opory - DS (Kračmar et al., 2016, upravené podľa Winter, 1991).

Legenda: DS double support – fáza dvojitej opory; SS single support – fáza jednej opory.

2.1.5 Úloha horných končatín počas chôdze

Horné končatiny vykonávajú pri chôdzi kolísavý pohyb. Pri bežnej a rýchlej chôdzi, okolo 3.6 m.s^{-1} a viac, sa horná končatina pohybuje s kontralaterálnou dolnou končatinou, ale pri veľmi pomalej chôdzi, okolo 0.56 m.s^{-1} , sa obe horné končatiny pohybujú súčasne dopredu a dozadu s frekvenciou dvakrát rýchlejšou ako je frekvencia dolných končatín (Li, Wang, Crompton & Gunther, 2001; Whittlesey, Van Emmerik & Hamill, 2000). Prírodný pohyb horných končatín nie je pre chôzdu nutný, človek je schopný chodiť aj pri vykonávaní rôznych manipulačných činností, ktoré zabraňujú horným končatinám kývať sa (Park, 2008). Rytmické pohyby horných končatín môžu byť jednoducho výsledkom pasívnej lokomočnej dynamiky a môžu slúžiť ako pasívne zotrvačné tmiče, ktoré vyrovnávajú rotáciu trupu a hlavy. Ďalšou možnosťou je pohyb horných končatín ako výsledok aktívneho nervového riadenia prostredníctvom subkortikálnych alebo spinálnych generátorov lokomočných vzorov. To by

mohol byť systém, ktorý sa vyvinul, aby pomáhal pri unikátnej ľudskej lokomócií, alebo pozostatok kvadrupedického obdobia ontogenetického či fylogenetického vývoja (Blouin & Fitzpatrick, 2010). Dôležitým faktorom je kraniokaudálne dozrievanie CNS, čo vytvorilo riadiacu funkciu pletenca hornej končatiny. Panvový pletenec je tak riadený frekvenčne, preto je pre chôdzu a jej ekonomizáciu pohyb horných končatín nutný. Podľa autorov Pontzer, Holloway, Raicheln a Lieberman (2009) bol pohyb horných končatín pri chôdzi často mylne označovaný ako pasívny dej, tento pohyb je však riadený svalmi pletenca ramena. Huang a Ferris (2009) vo svojej štúdií prezentujú, že aj napriek zabráneniu pohybu horných končatín pri chôdzi zaznamenali aktivitu svalov pletenca hornej končatiny. Collins, Adamczyk a Kuo (2009) tvrdia, že pohyby horných končatín sú výsledkom pasívnej dynamiky s využitím svalovej aktivity k zahájeniu pohybu, oprave prípadných nepresností, riadeniu a časovaniu pohybu. Počas pomalej chôdze je pohyb horných končatín ovládaný prostredníctvom nízkoúrovňovej fázickej svalovej aktivity (Ferris, Huang & Kao, 2006). Koordináciu horných a dolných končatín počas chôdze zaisťuje pravdepodobne propriospinálne spojenie medzi nervovými sieťami končatín (Huang & Ferris, 2009).

Aktivita svalov pletenca hornej končatiny si vyžaduje spotrebu určitého množstva energie. Tento výdaj by mal byť preto vyvážený účinkami pre celkový prospech organizmu. Aj napriek rôznym diskusiám, v ktorých sa uvažovalo, že pohyb horných končatín pri chôdzi môže byť len pozostatok evolúcie kvadrupédie bez veľkého účelu, je evidentné, že pohyb horných končatín má počas chôdze svoj fyziologický význam (Collins et al., 2009). Pohyb horných končatín pri chôdzi môže stabilizovať telo tým, že redukuje laterálne výchylky trupu. Ortega, Fehlman a Farley (2008) hovoria, že pri strednej rýchlosti chôdze sa končatiny pohybujú spoločne s protíahlými dolnými končatinami, čím pôsobia proti momentu hybnosti dolných končatín a eliminujú tak pohyb trupu okolo pozdĺžnej osy. Pokiaľ sa horná končatina pohybuje spoločne s kontralaterálnou dolnou končatinou, moment hybnosti končatín sa navzájom vyváži, tým sa zníži reakčný moment medzi chodidlom a podložkou (Ferris et al., 2006; Collins et al., 2009). Pri obmedzení súhybu horných končatín počas bipédie vzrastá spotreba metabolickej energie (Ortega et al., 2008; Umberger, 2008). Ortega et al. (2008) ďalej dodáva, že súhyby horných končatín pravdepodobne znižujú spotrebu energie pri chôdzi tým, že klesá potreba vytvárať energeticky náročnejšiu stratégiu stabilizácie počas chôdze (Bruijn, Meijer, Beek & Van Dieen, 2010; Collins et al., 2009), alebo sú znížené vertikálne výchylky ťažiska tela počas chôdze (Umberger, 2008). Pri chôdzi sa pohybuje horná končatina do flexie v ramennom a lakt'ovom kĺbe. Druhostranná horná končatina je extendovaná vo všetkých kĺboch a sleduje pohyb dozadu spolu s dolnou končatinou na opačnej strane. Tento popis by mal byť sémanticky skôr

vykonaný v opačnom zmysle, pretože pletenec ramenný je v organizácii pohybu nadradený panvovému pletencu. Svalovou aktivitou končatín je telo so stratou rovnováhy akcelerované vpred, aby vo fáze opory bola dynamická rovnováha opäť získaná (Dungl, 1989).

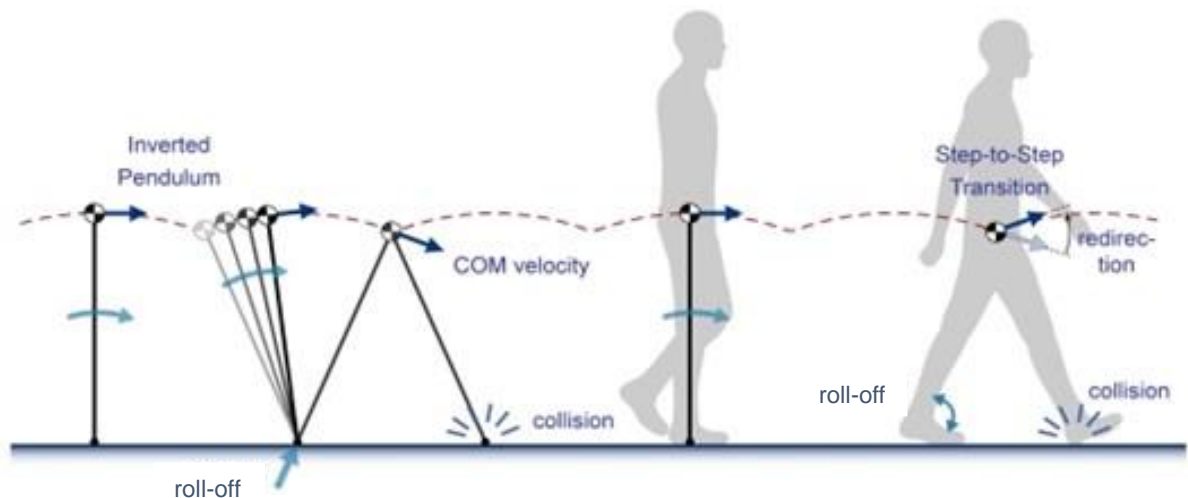
2.1.6 Pohyb panvy a ťažiska počas chôdze

Počas chôdze dochádza k pohybu panvy, ktorý môžeme sledovať v priebehu kroku. Pri fáze počiatočného kontaktu prednou dolnou končatinou je panva v maximálnej rotácii dopredu približne 5% oproti stredu tela (Perry, 1992). V ďalších fázach krokového cyklu sa panva vracia späť cez neutrálne postavenie, následne rotuje dozadu do okamihu iniciálneho kontaktu druhej nohy. Opätovná rotácia je opäť v rozsahu 5%. Rotácia vpred je rotáciou vnútornou, a naopak rotácia dozadu je rotácia vonkajšia. Jej celkový rozsah sa pohybuje od 8% do 10% (Gage, 2002). Michaud, Gard a Childress (2000) hovoria, že pri kontakte päty s podložkou je panva vo frontálnej rovine v takmer neutrálnom postavení a v priebehu zaťažovania sa tento úklon navyšuje. K maximálnemu úklonu dochádza tesne po odraze palca na opačnej strane tela. V priebehu švihovej fázy sa panva vracia do neutrálneho postavenia. Úklony panvy počas prirodzenej bipedálnej lokomócie sa pohybuje u človeka v intervale 5° - 7° .

Centre of mass

Ťažisko (centre of mass, CoM) definuje Vařeka (2002) ako hypotetický hmotný bod, v ktorom sa sústreďuje hmotnosť celého tela. Pozícia CoM je závislá na konštitúcii tela človeka, pohlavia, veku a iných. Pri základnom anatomickom stoji (stoj spojný, horné končatiny pozdĺž tela, dlane obrátené vpred) sa ťažisko nachádza približne vo výške 2. sacroiliakálneho stavca. U žien je to približne o 1-2% nižšie z dôvodu rozdielneho anatomického tvaru panvy. Počas ontogenetického vývoja sa ťažisko posúva nižšie. Batolátá a kojenci majú väčšiu hlavu v porovnaní s trupom a končatinami. Celkové ťažisko tela ale nemusí byť uprostred tela, pretože súvisí s udržovaním stability v jednotlivých polohách behom pohybu. Posturálna rovnováha zaisťuje koordináciu motorických stratégií, ktoré sú nevyhnutné pre stabilizáciu CoM voči opornej báze, čiže držanie ťažiska v hraniciach stability (Mancini & Horak, 2010). CoM pôsobí počas chôdze neprerušene, noha prechádza štyrmi fázami vytvárania energie, alebo jej absorpcie (Kuo & Donelan, 2010): 1. dotyk zo zemou, pri ktorom vedúca noha vytvára negatívnu prácu, v zmysle zachytenia pádu tela, voči CoM počas prechodu z kroka na krok; 2. odraz, pri ktorom postojová etapa poskytuje malú časť pozitívnej práce, v zmysle postupného dvíhania tela hore a dopredu; 3. predpätie, v ktorom stojná noha absorbuje malé množstvo energie; 4. odpútanie (push off), pri ktorom švihová dolná končatina poskytuje podstatnú časť pozitívnej práce na presmerovanie CoM behom prechodu z kroka na krok (Collins, 2008). V

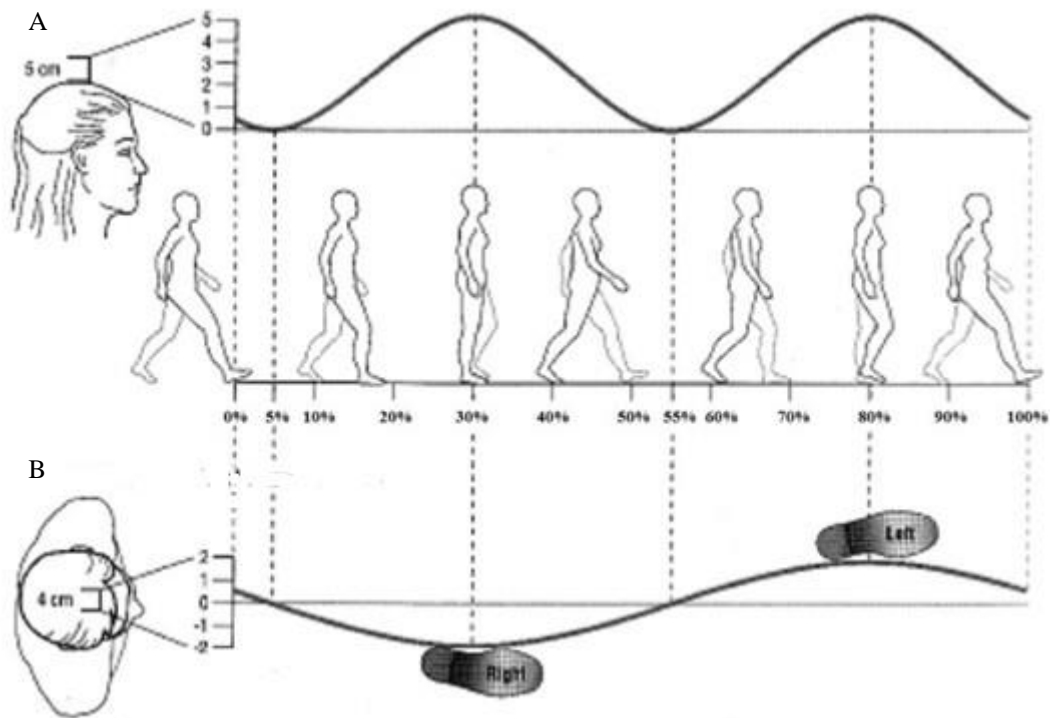
súvislosti s CoM popisujú Kuo a Donelan (2010) dynamickú chôdzu, ktorá sa spolieha na pasívnu dynamiku nôh. Využíva balistické pohyby stojnej fázy kroku a švih dolných končatín, ktoré sa správajú ako kyvadlá, predĺžené na celú periódu pohybu (obr. 11). Kontakt prednej nohy s podložkou presmeruje CoM a spustí nasledujúci krok. Predpokladá sa, že sa dynamická chôdza vzťahuje aj na jedincov, kde pasívna dynamika umožňuje, aby sa krokový cyklus realizoval bez práce, kedy je telesná hmotnosť podporovaná malou svalovou silou. Straty zrážok ale nemusia byť kompenzované pozitívnou prácou, ktorá je veľkou časťou vo fázy odpútania nohy od podložky (Kuo, Donelan & Ruina, 2005).



Obrázok 11 Pohyb CoM počas krokového cyklu (Collins & Kuo, 2010), upravené podľa Vařeka et al. (2018).

Legenda: Inverted pendulum – obrátené kyvadlo; roll-off – prevalenie; COM velocity – smer a rýchlosť CoM; collision – náraz; Step-to-step transition – pokračovanie k ďalšiemu kroku; redirection – presmerovanie.

Počas chôdze sa CoM pohybuje v dvoch rovinách (obr. 12), v rovine sagitálnej sa pohybuje po sínusoide, kedy je najnižší bod definovaný vo fáze dvojitej opory a najvyšší bod nachádzame v polovici jednooporovej fázy. Trup a hlava tvoria akési obrátené kyvadlo, kedy strata rovnováhy smerom dopredu je zachytená a vyrovnaná nákokom dolnej končatiny. Rozsah pohybu CoM do strán je v horizontálnej rovine určený individuálnou šírkou opornej bázy (Neumann, 2002; Kračmar et al., 2016). Karas, Otáhal a Suřanka (1990) uvádzajú rozsah pohybu ťažiska z biomechanického pohľadu po sínusoide v rozmedzí 4-5cm. Protismernú rotáciu hrudníka a panvy v horizontálnej rovine súvisí so synkynetickým pohybom trupu a horných končatín, čo rovnovážne vyrovnáva celý proces chôdze (Pontzer et al., 2009). Ich pôvod nachádzame podľa Kračmara et al. (2016) v charaktere bazálnej dedičnej pohybovej štruktúry vychádzajúcej z fylogenetického vývoja. Výkyvy ťažiska ovplyvňujú najmä sklon a charakter terénu, typ obuvi či rýchlosť chôdze.



Obrázok 12 Pohyb ťažiska počas krokového cyklu vo vertikálnej a horizontálnej rovine (Neumann, 2002).

Legenda: A – pohyb CoM počas chôdze v rovine sagitálnej; B – pohyb CoM počas chôdze v rovine horizontálnej.

Centre of pressure

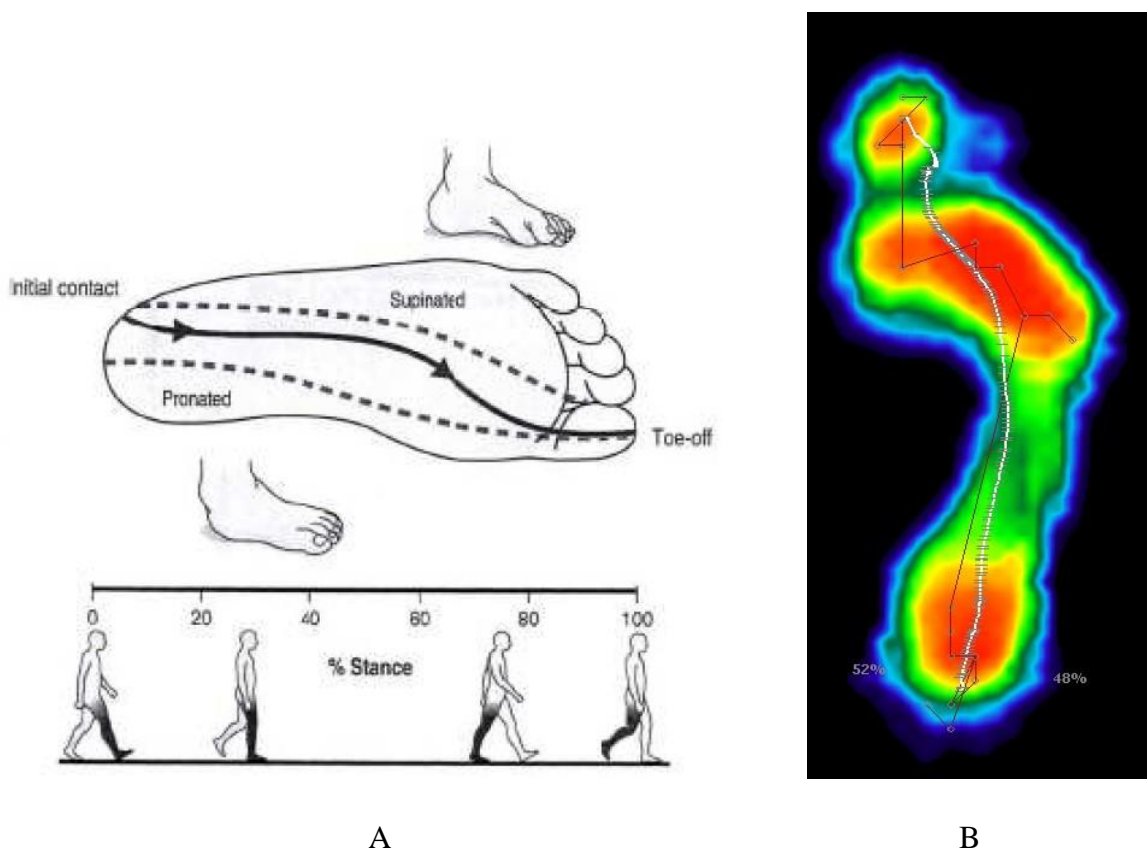
S pohybom ťažiska počas krokového cyklu úzko súvisia aj centre of pressure (CoP) a centre of gravity (CoG). CoP je miesto, v ktorom pôsobí vektor reakčnej sily podložky. Jeho polohu môžeme vypočítať ako vzájomný priemer všetkých tlakových síl, ktorými pôsobí telo na podložku v mieste vzájomného kontaktu (Winter, 1995; Vařeka, 2002). Podobne definuje CoP aj McGinnis (1999) a Holton (2003), ktorí hovoria, že CoP je bod pôsobenia dynamických síl na objekt a zodpovedá priebehu vektoru výslednej reakčnej sily pôsobiacej na podložku. Počas stoja na jednej nohe je CoP lokalizované vnútri opornej plochy, pri kontakte podložky s oboma nohami by výsledné CoP ležalo medzi opornými plochami, preto sa určuje CoP pre každú nohu zvlášť. Presná poloha výsledného CoP závisí na rozložení telesnej hmotnosti medzi oboma dolnými končatinami (Winter, 1995).

CoP sa dá odmerať pomocou tenzometrických plošín, ktoré znázorňujú priemet CoP v aktuálnej situácii za dynamických podmienok. Pozícia CoP je ovplyvnená polohou ťažiska a aktivitou svalstva predkolenia, kedy sa aktivita flexorov predkolenia prejaví posunom CoP dopredu, a naopak aktivitou extenzorových skupín svalov a sa CoP posunie dozadu. Rovnakým

mechanizmom funguje zmena lokalizácie CoP pri aktivite svalov, ktoré spôsobujú inverziu, everziu a ďalšie pohyby. Prenos zaťaženia chodidla závisí tiež na rýchlosti chôdze, typológii nohy alebo individuálnej chôdzi jedinca (Winter, 1995; Gefen, Megido-Ravid, Itzhak & Arcan, 2002).

Počas chôdze sa presúva CoP z laterálneho okraja päty pri iniciálnom kontakte s podložkou na os cuboideum, pokračuje stredom chodidla smerom k druhému metatarzu a v predšvihovej fáze sa dostáva k palcu, ktorý je posledným bodom dotyku chodidla stojnej fázy (obr.13) (Kirtley, 2006). Autori De Cock, Vanrentherghem, Willems, Witvrouw a De Clercq (2008) dopĺňajú, že počas stojnej fázy dochádza aj k malému posunu v medio-laterálnom smere.

Pri obyčajnej klasickej chôdzi naboso je päta prvou časťou, ktorá preberá celú hmotnosť tela. Prvým kontaktom na päte je jej posterolaterálna časť a maximálny vrchol tlaku je približne v 25% trvania krokového cyklu, kedy je päta, stredonožie a prednožie v kontakte so zemou. Dopadom päty CoP intenzívne zrýchľuje, následne spomaľuje po dopade päty a behom kontaktu stredonožia opäť zrýchľuje. Tlak stredonožia je teda značne premenlivý, ale relatívne s nízkymi hodnotami. Doba kontaktu päty a stredonožia trvá spolu približne 50% stojnej fázy krokového cyklu. Centre of pressure sa následne pohybuje z päty pod prednožie cez oblasť strednej časti chodidla. Keď dosiahne približne 40% záťaže hmotnosti tela spomalí, kvôli výraznému prenosu záťaže na hlavičky metatarzálnych kostí. Záťaž prechádza postupne od piateho metatarzu smerom k prvému kde tlak končí. Maximálny vrchol tlaku (maximal peak pressure) pod prednožím sa pohybuje okolo 80% opornej fázy kroku. Napriek správne funkcii nohy sa priebeh CoP líši v každom kroku jedinca a u každého človeka, u niektorých jedincov dochádza k nadmernému zaťaženiu strednej časti chodidla ako dôsledok poklesu mediálnej pozdĺžnej klenby a prsty sa do fázy odrazu vôbec nezapájajú (Nicolopoulos, Giannoudis, & Stergiopoulos, 2001). Výskyt maximálneho vrcholu tlaku pod oblasťou metatarzou je veľmi variabilný, výsledky štúdií zaoberajúcimi sa záťažou bosej nohy pri chôdzi sa líšia. Niektorí autori tvrdia, že maximálny vrchol tlaku sa vyvíja pod oblasťou metatarzov rovnomerne, iní tvrdia že je jeho distribúcia nerovnomerná. Ďalší autori uvádzajú miesto najvyššieho tlaku pod tretím metatarzom. Naproti tomu väčšina autorov veľmi podobne prezentujú maximum tlaku pod pätou (Nicolopoulos et al., 2001). Podstatnú úlohu pri posúvaní CoP dopredu počas fázy odvinutia päty z podložky má m. tibialis posterior, naopak pri dysfunkcii tohto svalu dochádza k výraznému posunu CoP vzad (Imhauser, Siegler, Abidi & Frankel, 2004). Na priebeh CoP vplývajú viaceré faktory ako senzorické vnemy z oblasti nohy, sklon opornej plochy, jej profil, trecie vlastnosti podložky a obuvi (Gross et al., 2005).

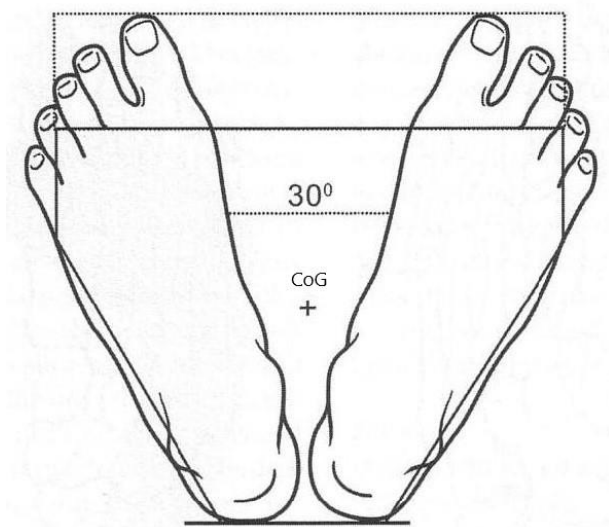


Obrázok 13 A Priebeh CoP počas stojnej fázy krokového cyklu (Kirtley, 2006), B priebeh CoP počas chôdze naboso (biela línia) zaznamenané tenzometrickou plošinou (archív autora).

Legenda: initial contact – počiatočný kontakt; toe-off – odlepenie prstov od podložky; pronated – pronácia; supinated – supinácia.

Centre of gravity

Centre of gravity (CoG) predstavuje priemet spoločného ťažiska tela do roviny opornej bázy, ktorá je vymedzená plochou sustentačného polygónu. CoG sa premieta približne do jeho stredu, viac dozadu a ľahko na stranu podľa toho, ktorú respondent viac zaťažuje (obr. 14) (Véle, 2006). Centre of gravity je podľa Winter (1995) pasívnou premennou, ktorá sa riadi systémom posturálnej kontroly. U človeka nie je CoP identické s CoG, ale odráža jeho polohu. Vďaka tomuto vzťahu je CoP využívané ako metóda kvantifikácie posturálnej stability človeka. Môžeme povedať, že človek sa nachádza v stabilnej polohe vtedy ak sa smer pôsobenia vektorov síl pôsobiacich na človeka premieta do opornej bázy (Palmieri-Smith, Ingersoll, Stone & Krause, 2002; Nashner, 1993).



Obrázok 14 Umiestnenie CoG pri ideálnom stoji (Véle, 2006).

2.1.7 Svalové reťazce

Väčšina pohybov človeka vrátane chôdze neprebíha len v základných rovinách (Véle, 2006). Tieto pohyby sa vykonávajú najčastejšie diagonálne a vo viacerých segmentoch súčasne, pretože pri pohybe pôsobí vždy niekoľko svalov súčasne a tvoria tým svalové skupiny so spoločnou funkciou. Samostatné svaly sú poprepájané do širších funkčných celkov, ako je axiálny systém alebo končatiny, prostredníctvom väzivových a kostných štruktúr. Diagonálny pohyb v kĺboch, končatinách a trupe popisuje v metóde propioceptívnej neuromuskulárnej facilitácie (PNF) (Voss, Ionta & Myers, 1985). Svaly spájajúce pohyblivý kostný segment s dvoma pevnými štruktúrami tvoria svalovú slučku, ktorá priťahuje pohyblivý segment k jednému alebo druhému bodu, prípadne fixuje pevne jeho pozíciu medzi opornými bodmi. Týmto spôsobom fixovaný kostný segment sa stáva oporou pre iný pohybujúci sa segment. Spojenie svalov do jednoduchých a zložitejších reťazcov integruje ich funkciu. Z tohto dôvodu je nutné pri analýze pohybu vychádzať nielen z jednotlivých svalov pôsobiacich priamo na segment, ale aj zo svalových slučiek pôsobiacich zároveň na viacero segmentov určujúcich konečný priebeh pohybu, do ktorého je sledovaný sval zapojený (Véle, 2006). Jednotlivé vybrané svalové reťazce a integrované svaly, ktoré súvisia priamo s našim výskumom popisujeme v praktickej časti práce.

2.1.8 Vzorce kĺbových svalov

Kostrové svaly sú dôležité pri presúvaní jedinca z jedného miesta na druhé (lokomócia), nastavovanie jednotlivých segmentov voči sebe navzájom a pri udržovaní polohy tela (postura). Na tieto svaly môžeme nazerať z rôznych pohľadov a v tejto súvislosti tiež určovať ich funkciu. Prvým hľadiskom je anatomické, kedy svaly delíme podľa funkcie na flexory, extenzory atd.,

jednohlavé, dvojhľavé (biceps), trojhľavé (triceps) atď. (Čihák, 2001). Z druhého hľadiska fyziologického, berieme do úvahy akým spôsobom vyrábajú jednotlivé svalové vlákna energiu pre svoju kontrakciu (Trojan, 2003). Ďalším hľadiskom je hľadisko rehabilitačné (Janda, 1984), kedy vychádzame z pohľadu fyziológie a svaly s prevahou bielych vlákien označujeme ako fázické a s prevahou červených ako svaly tonické. Pokiaľ dôjde k poruche rovnováhy medzi svalmi tonickými a fázickými môže nastať chybné držanie tela. Posledným hľadiskom je pohľad kineziologický (Véle, 2006), ktorý podáva obraz o pohybe a fungovaní celého svalového aparátu človeka v dynamických podmienkach.

Tichý, Macková, Jelínek a Ťupa (2010) vo svojej práci ale uvádzajú, že všetkým týmto delením svalov chýba konkrétnejší pohľad na ich úlohu v pohybe jednotlivých kĺbov. Klinická skúsenosť totiž poukazuje na to, že kostrové svaly okolo jedného kĺbu sa na základe ich funkcie nesprávajú rovnako. Niektoré z nich majú totiž väčšiu úlohu pri lokomócií, iné sú dôležité pri stabilite kĺbu. Každý kostrový sval vykonáva v príslušnom kĺbe pri prirodzenej aktivite pohyb vo všetkých rovinách (sagitálna, frontálna a rotačná), ktoré má kĺb k dispozícii. Každý kĺb ľudského tela má svoj typický fyziologický vzorec pohybu, vychádzajúci z pohybových stereotypov ako je napríklad chôdza. Tento pohybový vzorec sa skladá z charakteristickej kombinácie pohybov vo všetkých rovinách. V každom kĺbe môžeme rozoznať fyziologické vzorce flekčné a extenčné. Kostrové svaly v okolí jedného kĺbu môžeme rozdeliť na tzv. vzorcové a nevzorcové. Prvý sa podieľa predovšetkým na prirodzených pohyboch a vykonávajú buď flekčný alebo extenčný vzorec pohybu v kĺbe, tieto svaly označujeme ako prevažne lokomočné. Na druhej strane svaly nevzorcové vykonávajú niektorý pohyb z flekčného vzorca a iný zo vzorca extenčného, čím pôsobia proti vychýľovaniu kĺbu v každom smere. Ich hlavnou funkciou je stabilizácia kĺbu.

Tieto závery potvrdzujú u viacerých svalov detailným popisom ich funkcie anatomické učebnice či vedecké periodiká (Čihák, 2001; Grim, Druga, Fiala & Páč, 2006; Borovanský, 1976). U niektorých svalov je ale popísaná iba hlavná funkcia, je však isté, že napr. veľké ploché svaly majú viac funkčných častí, ktoré sa často fylogeneticky alebo ontogeneticky vyvinuli samostatne, a majú okrem rovnakej hlavnej funkcie celého svalu ešte odlišné pomocné (synergistické) funkcie (Tichý et al., 2010). V našej práci je potrebné tieto zistenia rešpektovať a vyvodzovať závery s ohľadom na tieto skutočnosti.

2.1.9 Energetická náročnosť chôdze

Spôsob chôdze meníme z rôznych dôvodov ako napríklad pri ponáhľaní alebo pri prechádzke v parku, iný stereotyp chôdze je pri výstupe na hory a pri prechádzke po chodníku v meste alebo v posilňovni na bežiacom páse. Väčšina výskumov týkajúcich sa chôdze je často meraná v laboratórnych podmienkach na bežiacom páse, čo prináša isté výhody ako možnosti rýchleho získania dát za steady state podmienok, pri stálej rýchlosti a smere. Pri bežnej chôdzi dochádza k priebežnému spomaľovaniu alebo zrýchleniu chôdze aj napriek tomu, že sa človek snaží udržať stálu rýchlosť, postupne sa jeho chôdza vychýľuje od štartovacích hodnôt. Premennivosť chôdze sa prejaví s určitosťou na viacerých faktoroch, metabolických, psychologických a neuromuskulárnych (Schmitt, 2003; Kračmar et al., 2016).

Ludská lokomócia realizuje posun tela v priestore s čo najmenšou mechanickou a fyziologickou energetickou náročnosťou. Základom pre plynulú progresiu je udržanie symetricky nízkej amplitúdy posunu ťažiska hlavy, horných končatín a trupu vo vertikálnom a horizontálnom smere podľa princípu biologickej konzervácie energie (Waters & Murloy, 1999). Rotácia panvy, klopenie panvy a flexia kolena minimalizujú absorpciu silu dopadu päty na podložku a obmedzujú vertikálny posun trupu a následky reakčných síl podložky. Laterálny posun panvy znižuje laterálny posun trupu, a tým sa znižujú energetické nároky. Efektívna aktivita svalových skupín dolných končatín a ich tvar umožňujú zapojenie svalov s minimálnymi zmenami v ich celej dĺžke, čím sa približujeme k izometrickej aktivite svalov a metabolicky neefektívna koncentrická aktivita je minimalizovaná (Waters & Murloy, 1999). Saunders, Inman a Eberhart (1953) definovali anatomické mechanizmy, ktoré znižujú energetickú náročnosť chôdze. Pri formulácii týchto mechanizmov vychádzali z II. Newtonovho zákona, kde sila je súčiniteľ hmotnosti a zrýchlenia. V energeticky optimálnom modeli bipedálnej lokomócie sa ťažisko pohybuje po sínusoide s nízkou amplitúdou, pričom práve plynulosť pohybu je dôležitým faktorom energetickej úspornosti (Vařeka et al., 2018). Princíp energetickej úspornosti ďalej rozvinul aj Ralston (1958), ktorý v experimente zistil, že ľudia majú tendenciu kráčať prirodzenou rýchlosťou, ktorá sa blíži optimu. Toto optimum je dané najnižšou spotrebou O₂ na kilogram hmotnosti tela. Pri znížení alebo naopak zvýšení tejto rýchlosti chôdze spotreba O₂ stúpa, pričom krivka spotreby O₂ má parabolický tvar. Energetické straty počas chôdze je nutné doplniť. Novú mechanickú energiu dodávajú systému svaly dolných končatín. Podľa Wintera (1980) plantárne flexory predkolenia poskytujú 85% potrebnej energie, zvyšných 15% dodávajú flexory bedrového kĺbu. Gage (2002) toto percentuálne rozdelenie upresnil tak, že 36% energie poskytujú plantárne flexory predkolenia vo fáze aktívneho odrazu (TSt - terminal stance). V nasledujúcich fázach kroku, obdobie

pasívneho odrazu (PSw - preswing) a obdobie iníciaľného švihy (ISw- initial swing), dodávajú flexory bedrového kĺbu 22%, extenzory kolena 10% a súčasne kontralaterálne extenzory bedrového kĺbu 32% energie počas fázy postupného zaťaženia nohy (oLR - oposite loading responce) (Vařeka et al., 2018).

Rýchlosť chôdze

Bežná rýchlosť chôdze sa u dospelého človeka pohybuje v hraniciach medzi 1-1,67 m.s⁻¹, u mužov je táto rýchlosť výrazne vyššia. Podľa štúdie realizovanej na dospelých jedincoch vo veku 20-60 rokov bola obvyklá rýchlosť mužov 1,37 m.s⁻¹ oproti ženám 1,23 m.s⁻¹ (Waters & Mulroy, 1999). V nasledujúcich štúdiách boli pacienti testovaní pri obvyklej rýchlej a pomalej chôdzi, kedy bol rozsah rýchlosti 0,62 – 1,65 m.s⁻¹. Pri zvýšení rýchlosti okolo 100 m/min je možnosť výberu medzi behom a chôdzou. K prechodu z chôdze do behu dochádza, podľa štúdie Thorstenssona a Robertsona, pri rýchlosti 113 m/min (Waters & Mulroy, 1999).

Priemerne spotrebuje dospelý človek počas obvyklej chôdze 12,1 ml/kg/min kyslíku, pričom výraznejšie rozdiely nie sú ani u seniorov. U detí je príjem kyslíku vyšší 12,9 – 15,3 ml/kg/min.

V práci autorov Allor, Pivarnik, Sam a Perkins (2000) bola porovnávaná skupina mladých dievčat (13,3 ± 0,9 rokov) s mladými ženami (21 ± 1,5 rokov), pri porovnateľných antropometrických meraniach (výška, váha, kožná riasa) pri chôdzi na bežiacom páse o rýchlosti 1,3 m/s. Výrazné rozdiely zistili v hodnotách VO₂ sub max, 16,4 ± 1,7 vs. 14,4 ± 1,1 ml/ kg/min, pri chôdzi. V kľudovom režime rozdiely neboli výrazné, 4,4 vs. 3,9 ml/ kg/min. Tepová frekvencia bola pri chôdzi výrazne vyššia u dievčat, 118 ± 11 tepov/min vs. 104 ± 12 tepov/min. V porovnaní s rýchlou chôdzou u detí, adolescentov a mladých dospelých neboli v hodnotách príjmu kyslíku výrazné rozdiely odpovedajúce hodnotám 19,6, 19,1, 18,4 ml/kg/min. Výraznejšie rozdiely boli zaznamenané u seniorov 15,4 ml/kg/min, čo súvisí s obvykle nižšou volenou rýchlosťou chôdze. Zníženie energetických nárokov korešponduje s poklesom ostatných fyziologických parametrov, ako svalovej sily. Pokles hodnôt obvyklej chôdze a obvyklej rýchlej chôdze je spojený s poklesom VO₂ max, a to nezávisle na veku (Waters & Mulroy, 1999).

Pacienti často menia kadenciu behom voľne zvolenej chôdze na bežiacom páse. Pokiaľ je rýchlosť konštantná, tak sa pri zvyšujúcej kadencii znižuje dĺžka kroku. Priemerná frekvencia 113 krokov za minútu sa približuje kadencii pri najnižšom príjme kyslíka. Naproti tomu znižovanie frekvencie od preferovanej hodnoty za súčasného zväčšovania dĺžky kroku je menej ekonomické ako porovnateľné zvýšenie kadencie a skrátenia dĺžky kroku. V prípade

konštantnej dĺžky kroku, kedy pacient znižuje alebo zvyšuje rýchlosť chôdze zmenou frekvencie alebo dĺžky kroku, je zvýšenie spotreby kyslíku so zvyšujúcou sa kadenciou minimálne, dovtedy kým nie je prekročená preferovaná kadencia. Po prekročení preferovanej frekvencie výrazne rastie spotreba O₂. Podľa dĺžky dolných končatín a rozloženia svaloviny môžeme predpokladať preferovaný a najviac ekonomický stereotyp chôdze. Tento fakt súvisí s zvýšenou energetickou náročnosťou chôdze u jedincov, ktorí nie sú schopní udržať preferovanú rýchlosť chôdze (Waters & Mulroy, 1999; Allor, et al., 2000) .

2.1.10 Chôdza na bežeckom treňaži

Množstvo poznatkov týkajúcich sa bipedálnej lokomócie boli získané analýzou chôdze na bežiacom páse. K takejto možnosti viedlo autorov štúdií viacero výhod ako, stacionárne postavenie respondenta a umiestnenie prístrojov pre záznam analýzy pohybu bez akýchkoľvek problémov. Napriek tomu je v početných výskumoch chôdza analyzovaná v prirodzených podmienkach, chôdza po zemi, podlahe, proband si tak môže zvoliť bežnú pre neho prirodzenú chôdzu, na ktorú sa nemusí adaptovať. Pri bežnej chôdzi po podlahe si respondent môže zvoliť rýchlosť chôdze individuálne s najekonomickejšim energetickým výdajom (Sutherland, Olsen, Cooper & Woo, 1980; Stolze et al., 1997; Kračmar et al., 2016).

Stolze et al. (1997) zistili, že pri chôdzi na bežiacom páse pri rovnakej rýchlosti ako pri chôdzi po zemi došlo k skráteniu dĺžky kroku o 4%, pričom kadencia krokov vzrástla o 6%. Tento fakt vedie k redukcii krokového cyklu spoločne s významnými zmenami v trvaní stojnej a švihovej fázy kroku. Následkom predĺženie švihovej fázy sa znížila fáza dvojitej opory o 27%, toto zníženie môže viesť k charakteristickému rozdielu medzi rôznymi typmi chôdze, čo sa prejaví v balančne podmienených parametroch chôdze. Šírka kroku sa na bežiacom páse zvýšila o 22% so súčasnou zmenou uhla nohy o 19%. Tieto zmeny vedú počas chôdze na bežiacom páse k chôdzi o širšej báze. Práca Murray, Spurr, Sepic, Gardner a Molhnger (1985) porovnáva chôdzu na bežiacom páse s chôdzou po zemi z hľadiska kinematiky, posúdením EMG záznamu a tepovej frekvencie, počas troch rôznych rýchlostí. Počas chôdze na bežiacom páse respondenti inklinovali k vyššej pulzovej frekvencii a kratšej dĺžke krokov ako pri normálnej chôdzi. Spomínaní autori zaznamenali signifikantné rozdiely v posune hlavy, stehien a členkových kĺbov v sagitálnej rovine medzi meranými chôdzami. Podľa merania EMG aktivity sledovaných svalových skupín bola vyššia aktivita zaznamenaná počas chôdze na bežiacom páse v porovnaní s chôdzou po zemi, pričom najvýznamnejší rozdiel bol nájdený v aktivite m. quadriceps femoris. Podobne ako svalová aktivita aj sledovanie hodnôt tepovej frekvencie bolo zaznamenané s vyššími hodnotami pri chôdzi na bežiacom páse ako po zemi.

Komparáciou kinematiky chôdze na bežiacom páse a na zemi sa zaoberali aj Alton, Baldey, Caplan a Morrissey (1998), našli výraznú zmenu kadencie krokov rastúcu z 114 krokov/min na 121 krokov/min na bežiacom páse u mužov. U žien boli zistené významné rozdiely počas chôdze na bežiacom páse najmä vo zvýšenej flexii bedrového kĺbu. V komplexnom hodnotení mužov a žien spoločne boli signifikantné rozdiely v dĺžke stojnej fázy, kadencii a rozsahu pohybu v bedrovom kĺbe. Vyššiu frekvenciu autori predpokladajú z dôvodu, že stojná dolná končatina je ťahaná dozadu pohybom pásu.

Na predchádzajúce štúdie nadväzuje aj práca Stolze et al. (1997), v ktorej doplnili, že sa kadencia zvýšila počas chôdze na bežiacom páse aj u detí a dospelých. V tomto výskume sa autori snažili zistiť zmeny v parametroch chôdze v prípade, že frekvencia bude rovnaká v oboch prípadoch. Doba krokového cyklu bola u oboch komparovaných pokusov vcelku identická, ale trvanie jednotlivých subfáz ostalo odlišné. Fáza dvojitej opory a stojná fáza boli mierne dlhšie pri frekvencii kontrolovanej chôdze na bežiacom páse. Balančne podmienené parametre, ako šírka kroku a uhol nohy boli zmenené len minimálne, ale napriek tomu dosiahli podstatne vyššie hodnoty ako pri chôdzi po zemi.

Dané štúdie poukazujú výrazné rozdiely v priestorových a časových parametroch v oboch typoch chôdze. V porovnaní s chôdzou po podlahe sa kadencia zvýšila, za súčasne zníženej doby krokového cyklu a zníženia dĺžky kroku (Pearce et al., 1983; Strathy, Chao & Laughman, 1983). Murray et al. (1985) na rozdiel od iných autorov, vo svojej štúdiu nezaznamenali rozdiely medzi chôdzou na bežiacom páse a na zemi. Počas chôdze na bežiacom páse posudzovali autori aj dobu, potrebnú k stabilizácii dĺžky kroku. Porovnávali dĺžku kroku po 5 a 10 minútach chôdze. V prvých piatich minútach došlo k postupnému znižovaniu dĺžky kroku, po uplynutí 10 minút už k výrazným zmenám v dĺžke kroku nedošlo. U detí boli pozorované podobné výsledky, ktoré sa zhodujú so štúdiou Walla a Charterisa (1981). Spomínaní autori zistili, že k prispôsobeniu chôdzi na bežiacom páse dochádza počas prvých minút, ale potom nasleduje druhá fáza intenzívnejšej adaptácie, pri ktorej dochádza k zníženiu variability medzi nasledujúcimi krokmi (Stolze et al., 1997). Nilsson, Thorstensson a Halbertsam (1985) popísali, že pri konštantnej rýchlosti, dĺžka kroku, doba stojnej a švihovej fázy a fázy dvojitej opory nepriamo koreluje so zvyšujúcou sa kadenciou. Časovanie fáz krokového cyklu sa pravdepodobne mení v dôsledku viacerých faktorov, medzi ktoré môžeme zaradiť faktory aferentného systému, chovanie jedinca, odlišné kinematické vzory, ktoré indikujú rôzne proprioceptívne informácie alebo nedostatok optických informácií. Vplyv optickej informácie na parametre chôdze popísali vo svojej štúdiu Prokop, Schubert a Berger (1997). Ďalším podstatným faktorom môže byť „senzorický zmätok“ medzi nedostatkom informácií

z optického a vestibulárneho aparátu, a propioceptívnymi informáciami z dolných končatín a trupu (Stolze et al., 1997). Po desiatich minútach behu na bežiacom páse sa telo probanda vychýľuje smerom dopredu. Senzorický nepomer sa teda môže podieľať aj na zmene stereotypu chôdze. Na udržaní rovnováhy počas bipedálnej lokomócie má vplyv aj šírka kroku a vonkajšia rotácia nohy. Tieto faktory boli výrazne vyššie počas chôdze na bežiacom páse (Stolze et al., 1997).

Rýchlosť a variabilita chôdze

Závislosť rýchlosti na časových a priestorových premenných bola spracovaná vo viacerých štúdiách. Frekvencia a dĺžka kroku predstavujú priamy lineárny vzťah v rozmedzí hodnoty rýchlosti od $0,8 - 2,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Pri rýchlostiach chôdze klesajúcich k $0,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ sa mení vzťah kadencie a dĺžky kroku na rýchlosť, na krivku. Doba fázy opory o jednu dolnú končatinu a fáza dvojitej opory predstavujú nepriamu závislosť na rýchlosti a tento vzťah môžeme vyjadriť krivkou, ak počítame s aktuálnymi časovými hodnotami. Pri normalizácii krokového cyklu sa stáva tento vzťah lineárny (Craik & Oatis, 1995).

Percentuálne vyjadrenie krokového cyklu stráveného vo švihovej a stojnej fáze je platné pre strednú a rýchlu chôdzu. Doba dvojitej opory klesá so zvyšujúcou sa rýchlosťou takmer na minimum, napr. pri športovej chôdzi. Počas behu doba dvojitej opory úplne zaniká. Pri pomalej chôdzi stojná fáza zaberá až 80% krokového cyklu a švihová fáza zvyšných 20%. Krokový cyklus sa u staršej populácie vyznačuje pomalým tempom chôdze a teda nižšou kadenciou a kratšou dĺžkou kroku. Tieto výsledky potvrdzuje aj výskum Craik a Oatis (1995), ktorí porovnávali fázu kontaktu nohy s podložkou u mladých a starších jedincov pri pomalej, strednej a rýchlej chôdzi. Počas pomalej chôdze bola rýchlosť v oboch skupinách rovnaká, pri strednej a rýchlej chôdzi bola v skupine starších respondentov rýchlosť podstatne nižšia. V pomalej chôdzi bolo percentuálne vyjadrenie fázy dvojitej opory a opory o jednu DK zhodné v oboch skupinách. Výsledkom tejto štúdie bolo nie len zhodnotenie, že starší jedinci chodia nižšou rýchlosťou, ale aj, že frekvencia krokov je podstatne nižšia navzdory kontrole rýchlosti. Kadencia krokov teda môže byť dôležitým senzitívnym parametrom pre posudzovanie motorických schopností jedincov v jednotlivých vekových kategóriách.

Autori Crowinshield, Johnston, Andrews a Brand (1978) posudzovali rýchlostnú závislosť premenných chôdze ako rýchlosť, vek a ostatné premenné, dĺžka kroku a sagitálna exkurzia stehna pomocou regresnej priamky. Autori v závere hodnotili, že krokový cyklus staršej populácie je kratší a sagitálna exkurzia stehna je menšia, pričom tieto rozdiely sú viac výrazné pri vyšších rýchlostiach. Tieto priestorové a časové charakteristiky chôdze môžeme

posudzovať ako finálny výsledok konfrontácie neuromuskulárneho systému s prostredím (Craig & Oatis, 1995). Pri zjednodušenom predpoklade by sa mohlo zdať, že variabilita chôdze je ovplyvnená veľkosťou rýchlosti. Z výsledkov štúdie Danion, Varraine, Bonnard a Pailhous (2003), je ale zrejmé, že pri zvýšení frekvencii a dĺžky nedochádza k rovnakým zmenám variability chôdze. K zmenám variability chôdze dochádza, aj keď je udržiavaná konštantná rýchlosť a zmenená je len kadencia a dĺžka kroku. Variabilita rýchlosti počas voľnej chôdzi je výsledkom zmeny dĺžky kroku, preto zmena rýchlosti vplýva na zmenu dĺžky kroku.

3 Chôdza naboso vs. chôdza v obuvi

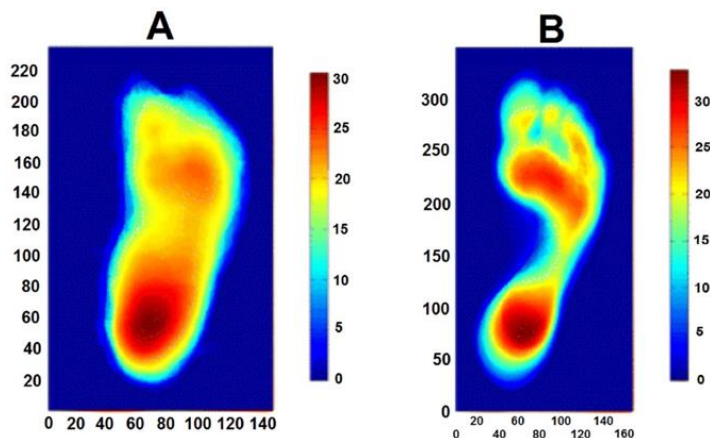
Postupný vývoj bipedálnej lokomócie druhov smerujúcich k rodu *Homo* bol realizovaný bez ochranných medzivrstiev medzi chodidlom a zemou. Topánky sú používané už desiatky tisíc rokov, a chôdza naboso je tak vlastne pôvodnou formou pohybu človeka v teréne (Kračmar et al., 2016). Koordinačné vzťahy v oblasti dolnej končatiny a panvy počas chôdze naboso a v obuvi skúmali vo svojej práci Chrátková, Bačáková, Špulák, Kračmar a Čmejla (2012), výsledky autorov poukazujú na to, že pre dnešného človeka je chôdza v obuvi samozrejmosťou a je tiež efektívnejšia (tab. 1).

Tabuľka 1 Kovariancia priemerného krokového cyklu počas chôdze naboso a v športových bežeckých topánkach, P-proband (Chrátková et al., 2012).

Kovariancia priemerného krokového cyklu	P1	P2	P3	P4	priemer
chôdza naboso	0,813	0,938	0,776	0,781	0,827
smerodatná odchýlka	0,091	0,032	0,145	0,112	0,095
chôdza v topánkach	0,758	0,774	0,786	0,789	0,777
smerodatná odchýlka	0,112	0,136	0,173	0,079	0,125

Vzpriamenú chôdzu rozvinuli už australopitekovia pred približne štyrmi miliardami rokov. Nemohla byť zďaleka tak efektívna ako chôdza rodu *Homo*, ktorý rozvinul vytrvalostným behom s došľapom na špičku (konkurenčný evolučný výhoda pre lov) nožnú klenbu, ktorá bezpochyby chôdzu ďalej zefektívnila.

Vykonaním topografickej počítačovej simulácie stopy z Laetoli uvedenej na obrázku 15., v komparácii s priemernou experimentálnou stopou súčasných ľudí (n=10). Na pozícii A stopa tvora z Laetoli, označená ako G1, na pozícii B priemerná stopa 10 súčasných ľudí vo vlhkom jemnom piesku (Crompton et al., 2012).



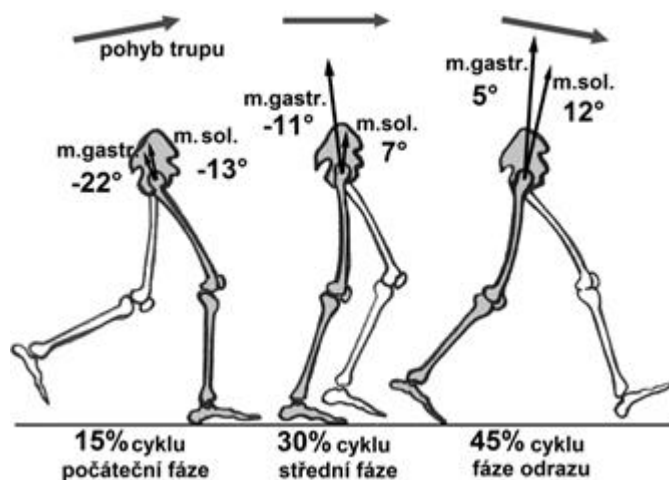
Obrázok 15 Topografická počítačová simulácie stôp (Crompton et al., 2012).

Z pohľadu periodicity aktivácie svalových skupín dolných končatín je pre súčasného človeka chôdza v topánkach prijateľnejšia ako chôdza naboso. Pri porovnaní vypočítaných kovariancií pre jednotlivých probandov ($n=12$) autori zisťujú, že pri chôdzi v topánkach naberá tento koeficient vyššie hodnoty ako v prípade chôdzi bez topánok. Medzi priemernými hodnotami celého výskumného súboru bol následne nájdený relatívne značný rozdiel, chôdza naboso a chôdza v obuvi ($cov \pm sd$): $0,78 \pm 0,12$ vs $0,83 \pm 0,10$ v prospech chôdze v obuvi. Testovanie vykonávali autori v športovej tréningovej bežeckej obuvi, ktorá je vybavená tlmiacimi prvkami, gélom, a neposkytuje tak pevnú oporu pre vytvorenie punctum fixum. Dnešný moderný človek je pravdepodobne na obuv plne privyknutý a tento dyskomfort mu teda nerobí žiadne ťažkosti počas lokomócie, práve naopak chôdza na boso robí dnešnej populácii väčšie ťažkosti. Noha civilizovaného človeka sa už nevie ekonomicky prispôsobiť terénu, preto zistené kovariancie majú nižšie hodnoty (Chrástková et al., 2012).

Neuromechanické prispôbenie timingu a zaťaženia svalov dolných končatín odpovedá ochrannej stratégii proti bolesti pri došľapu. Stereotyp chôdze a jej vzorce sú podľa Morio, Nicol, Barla, Barthelemy a Berton (2012) uzatvorené a ťažko meniteľné. Chôdza bez obuvi vytvára podmienky pre to, aby kroky od seba mierne odlišovali. Týmto sú svaly odlišne zaťažované a oddľuje sa faktor únavy (Kračmar et al., 2016)

Zaujímavé výsledky boli zistené v prípade svalu *m. gastrocnemius sin. caput medialis*, u ktorého boli sčítané najvyššie hodnoty kovariancie v prípade oboch typoch chôdze, v topánkach 0,92 a na boso 0,88. Najmenej sa periodicky zapája *m. peroneus longus dx.*, v topánkach 0,59 a na boso 0,57. De Souza Moraes, Mendes a Papini (2012) uvádzajú, že *m. gastrocnemius* je propulzným svalom pri bipedálnej lokomócii človeka a dodáva, že má dôležitú funkciu pri stabilite celého tela, absorpcii a rozptýlení reakčných síl, a ako dvojklbový sval je iniciátorom flexie v kolennom kĺbe. S týmto názorom Kračmar et al., (2016) nesúhlasia.

Podľa nich vektory pôsobenia svalu *m. gastrocnemius* poukazujú na minimálnu propulznú zložku svalu. Sval má v krokovom cykle vo fáze odrazu za úlohu kraniálne dvíhať trup do smeru dynamickej rovnováhy (obr. 16). Spomínaní autori považujú za hlavný propulzný sval *m. gluteus maximus*, pričom obojstranné svaly *mm. glutei medii* udržiavajú stabilitu panvy počas nároku v jednooporovom postavení. Kovariačné výsledky svalu *m. gastrocnemius* autori nachádzajú vo vedomom tlmení reakcií na neočakávané podnety z bosej nohy počas chôdze. Krovový stereotyp sa tak dostáva svojim riadením zo subkortikálnych oblastí do kortexu so zapojením limbického systému pri nezvyklých prežitkoch. Podobne je *m. gastrocnemius* vedome zapájaný pri poruche rovnováhy v stoji a prejavuje sa ako tzv. hra šliach.



Obrázok 16 Aktivita lýtkového svalstva počas stojnej fázy krokového cyklu – vektory ukazujú pomery zapojenia jednotlivých častí *m. triceps surae* – obe hlavy svalu *m. gastrocnemius* a *m. soleus* (upravené podľa Zajac, Neptune & Kautz, 2002).

3.1 Chôdza na vysokom podpätku

Walford (2007) definuje podpätko ako spodnú časť topánky, ktorá by mala uľahčovať chôdzu a sčasti absorbovať nárazy terénu. Počiatky vzniku podpätku siahajú do Antiky, kde sa používali napríklad v divadlách pre odlišenie hlavného hrdinu, pomocný nadstavec na topánky používali v Anglicku a Japonsku aby si nezašpinili topánky od blata. Dnešný trh ponúka široký výber obuvi na podpätkoch. Od nízkych až po extrémne vysoké podpätky, ktoré majú viac ako 10 cm. Za ideálnu výšku opätka považuje Říhový (1975) podpätko rovnajúci sa 1/14 dĺžky nohy. Autor ďalej uvádza, že výška opätka u detí by nemala byť vyššia ako 0,5 cm. U pánskej obuvi by mala byť výška podpätku do 2,5 cm a ideálnu výšku opätka pre ženskú populáciu autor stanovuje pri celodennom nosení na 3 cm.

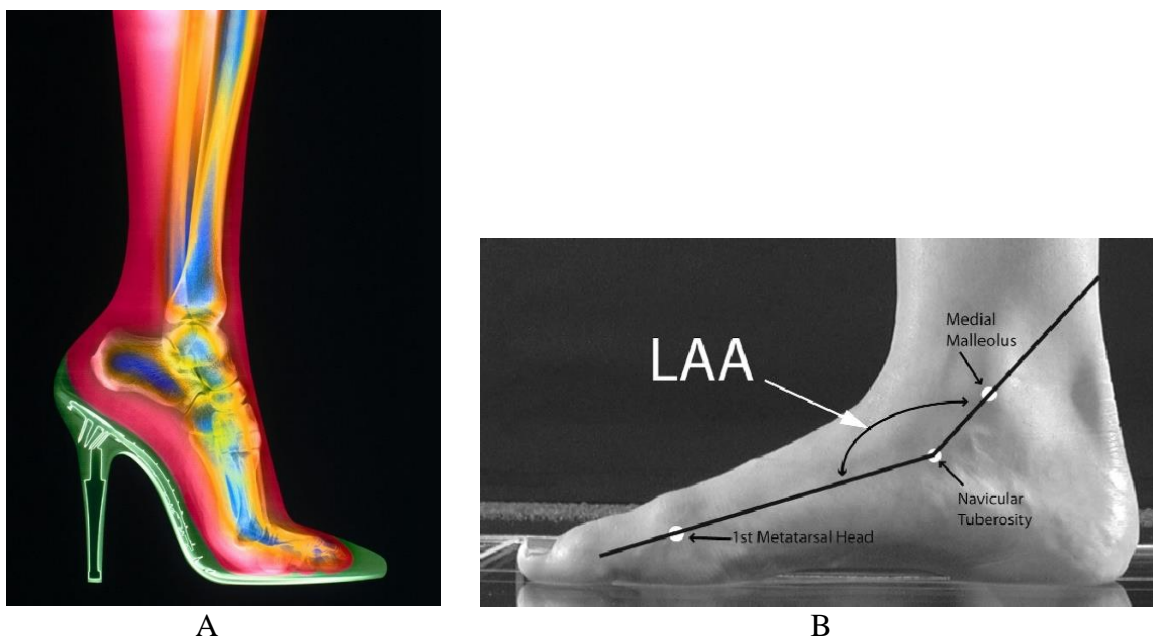
American podiatric association (2003) opisujú topánky na vysokom opätku ako topánky, ktorých päťová časť je vyššia ako predná časť topánky. Výber topánky pre chôdzu má dôležitú úlohu, typické topánky majú päťovú časť vyvýšenú menej ako 2 cm. Na druhej strane topánky

na vysokých podpätkoch môžu mať zvýšenie pätovej časti až o 10 cm a viac. Ďalšími typickými znakmi topánok na vysokom opätku sú úzka špička, zakrivená plantárna oblasť a tvrdá päťová časť. Všetky tieto vlastnosti topánok nepriaznivo vplyvajú nie len na pohodlie nôh, ale aj kĺbov dolných končatín, svalových štruktúr a chrbtice.

Domáca a svetová literatúra poskytuje rôzne štúdie venujúce sa problematike a vplyvu nosenia vysokých podpätkov najmä na organizmus ženskej populácie (Barton, Coyle & Tinley, 2009; Cronin, Barret & Carty, 2012; Cronin, 2014; Ebbeling, Hamill & Crusemeyer, 1994; Iunes, Monte-Raso, Santos, Castro & Salgado, 2008; Lee & Li, 2014; Stefanyshyn, Nigg, Fisher, O'Flynn & Liu, 2012; Mokošáková & Hlavačka, 2012 a iné). Autori svoje práce a štúdiá vplyvu topánok na vysokom podpätku hodnotili z rôznych pohľadov s použitím moderných diagnostických systémov, ako povrchová EMG, Pedar system, 3D kineziologická analýza, baropodometrické plošiny a iné. Výsledky výskumov sú z väčšej časti zamerané na vplyv podpätkov na krokový cyklus a zaťaženie mäkkých štruktúr dolných končatín. V ďalšej podkapitole uvádzame prierez výsledkov dostupných štúdií.

3.1.1 Vplyv vysokého podpätku na dolnú končatinu

Topánky na vysokom opätku vytvárajú ilúziu opticky predĺžených dolných končatín a zvýrazňujú kresbu lýtkových svalov vďaka trvale zvýšenému tonusu spôsobenému postavením nohy v topánke s vysokým podpätkom. Aby telo vykompenzovalo túto labilnú pozíciu sedacie svaly sa vysúvajú smerom dozadu, hrudník dopredu (Mokošáková & Hlavačka, 2012). V obuvi s podpätkom dochádza k zväčšeniu varózneho uhla zadonožia a k deformácii klenby nohy. Noha je skrátená, čím sa narušuje architektúra klenby, čo môže viesť podľa Gastwirth, O'Brien, Nelson, Manger a Kindig (1991) pri dlhodobom zaťažení nohy k vzniku pes cavus. Obuv s vysokým opätkom znižuje anatomický súlad medzi talom a tibiofibulárnym sklbením. Chodidlo sa nachádza v plantárnej flexii, ktorá spôsobuje nestabilitu talocrurálneho kĺbu a pozícia sa stáva mechanicky nestabilnou (obr. 17 A) (Cowley, Chevalier & Chockalingam, 2009).



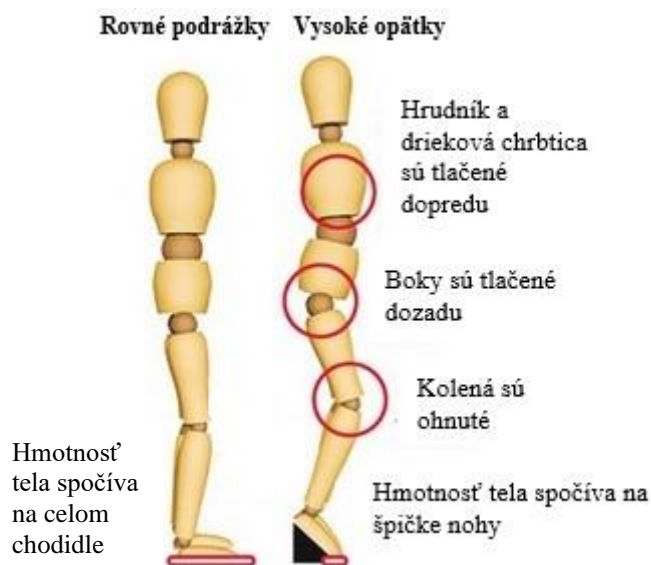
Obrázok 17 Postavenie nohy v topánke na vysokom opätku (A) (Prochovniková, 2016), fyziologický priebeh medial longitudinal arch angle (B) (Mcpoil & Cornwall, 2007).

Legenda: Medial malleolus – vnútorný členok; Navicular tuberosity – drsnatina navikulárnej kosti; 1st Metatarsal head – hlavička prvého metatarzu.

Počas nosenia topánok s vysokým podpätkom sa telo dostáva do labilnej polohy a dochádza ku kompenzačným zmenám stratégie posturálnej adaptácie. Chodidlo je v postavení, kedy línia prebiehajúca od hlavičky prvého metatarzu cez os naviculare k mediálnemu malleolu (medial longitudinal arch angle - LAA) (obr. 17 B), zvierá uhol blížiaci sa 0° (Mcpoil & Cornwall, 2007). Poloha, v ktorej topánky na vysokom podpätku fixujú chodidlo spôsobujú skrátenie dorzálnych flexorov nohy. Pezzan, Sacco a João (2009) tým vysvetľujú varózne postavenie členkového kĺbu, ktorým je zaistená lepšia stabilita nohy. Skrátenie m. triceps surae spôsobuje obmedzenie jeho možnosti vykonať koncentrickú kontrakciu, sval teda musí počas sťahu produkovať väčšiu silu. Súčasne dochádza aj ku skráteniu Achillovej šľachy (Burnfield, Few, Mohamed & Perry, 2004). Dôsledkom obmedzenia vplyvu perimaleolárnych svalov na členkový, subtalárny a talonavikulárny kĺb, je telo nutné vytvoriť kompenzačné mechanizmy zaisťujúce stabilitu nohy (Lindemann et al., 2003). Zníženie pronácie nohy v subtalárnom kĺbe, ktorú topánky na vysokom podpätku obmedzujú, môže spôsobiť podľa Gastwirtha et al. (1991) cez generalizáciu funkčných porúch bolesti kolena, bedrového kĺbu a driekovej chrbtice, pričom dodávajú, že s narastajúcou výškou opätka sa tieto obmedzenia zhoršujú. Bolesť vznikajúca počas nosenia obuvi s vysokým podpätkom môže byť zapríčinená aj zmenšením kontaktnej plochy chodidla s podložkou. Noha je v supinačnom postavení, ktoré môže spôsobiť zvýšenú laxacitu ligament členkového kĺbu a chodidla, čo v konečnom výsledku spôsobuje instabilitu kĺbu (Corrigan, Moore & Stephens, 1993).

Počas stojnej fázy kroku v topánkach s vysokým opätkom vo fáze iníciaľneho kontaktu nohy so zemou, dochádza k vzrastu maximálnych síl, k rastu celkového tlaku vyvíjaného na chodidlo a rastie aj doba pôsobenia týchto síl (Pezzan, Joao, Riberio & Manfio, 2011; Cowley et al., 2009). Zaťaženie sa presúva najmä do oblasti hlavičky prvého a druhého metatarzu, pričom oblasť tretieho, štvrtého a piateho metatarzu nie je zaťažená takmer vôbec. Toto neprimerané zaťaženie je často príčinou vzniku hallux valgus alebo tzv. kladivkovitých prstov (Soamers, 1985).

Stoj a chôdza na vysokom podpätku vplyva nielen na nohu, ale toto nefyziologické postavenie sa prenáša aj na vyššie uložené segmenty tela. Ak vychádzame z ideálneho držania tela a ťažiska, kedy nároky na kosti, svaly a kĺby sú najnižšie rovnako ako výdaj energie a nízke rizikom straty stability, tak vysoký podpätko toto postavenie narúša a uvádza telo do labilnej pozície (Tichý, 2017). Stoj v topánkach s vysokým podpätkom spôsobuje eleváciu calcanea spojenú s plantárnou flexiou v tibiotalárnom skĺbení. Dochádza k posunu ťažiska tela smerom hore a dopredu, čo ovplyvňuje posturálnu stabilitu a je nevyhnutná adaptácia k obnoveniu rovnováhy, tým dochádza k neprimeranej aktivácii muskuloskeletálneho systému (Opila-Correia, Wagner, Schiowitz & Chen, 1988). Podľa Zvonař, Lutonská, Vespalec a Petr (2010) vysoký opätok posúva kolenný kĺb vpred, hlava a hrudná chrbtica smerujú posteriórne a drieková lordóza sa zväčšuje, ako je schematicky prezentované na obrázku 18.



Obrázok 18 Schematické zobrazenie vplyvu vysokých podpätkov na posturu človeka (upravené podľa Zvonař et al., 2010).

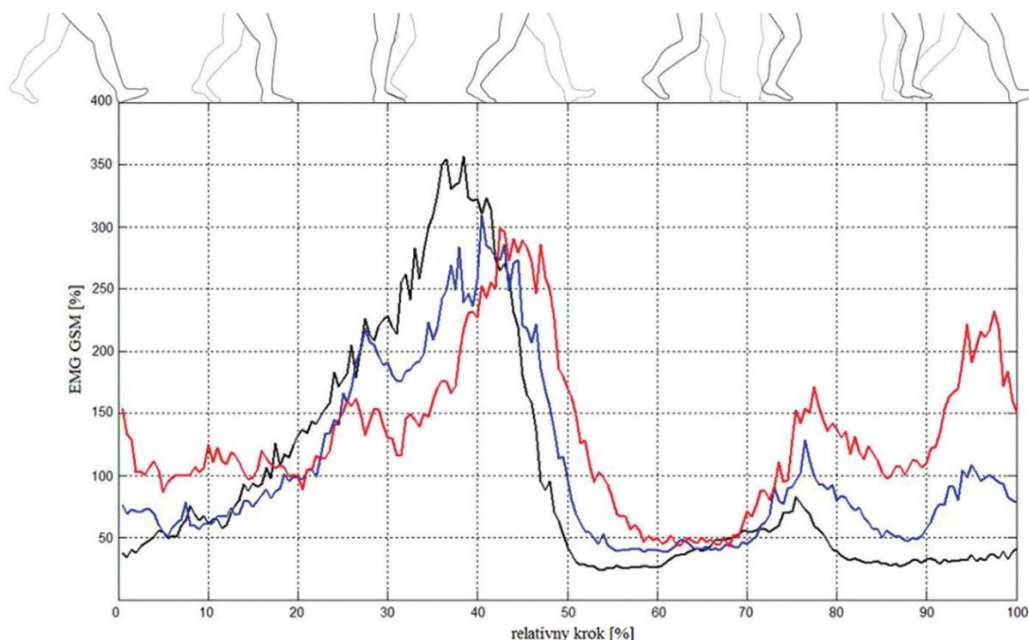
Rozsah flexie v bedrovom kĺbe je pri chôdzi na vysokom opätku vyšší ako pri chôdzi na strednom a nízkom opätku. Zmeny zaťaženia sa pri chôdzi na vysokom opätku týkajú aj oblasti

kolenných kĺbov (Park, 2010). Pri výške opätku 7 cm sa aktivita m. vastus medialis et lateralis znížila, naopak aktivita m. rectus femoris, m. soleus a m. peroneus longus sa zvýšila (Park, 2010; Blanchette, 2011). Nosenie opätkov tak môže prispievať, kvôli spomínanej aktivite m. vastus medialis et lateralis, m. rectus femoris a svalov lýtka, k vzniku patelofemorálnej bolesti a degeneratívnych zmien kolenných kĺbov u žien dlhodobo nosiacich vysoké opätky (Davis, Ettinger, Neuhaus & Mallon, 1991; Stefanyshyn et al., 2012; Lichota, 2003; Park, 2010; Blanchette, 2011). Podobné závery prezentujú aj Kerrigan, Todd & Riley (1998) a dopĺňajú, že vznik degeneratívnych zmien kolenného kĺbu je u žien dvakrát častejší ako u mužov. Autor vidí ako jednu z príčin nosenie vysokých opätkov, a tým vzrast pôsobiacich síl na koleno. K najväčšiemu zaťaženiu kolenného kĺbu dochádza v prvej polovici stojnej fázy krokového cyklu, kedy sa dvojnásobne zvýšil extenčný moment síl a flekčný uhol v kolennom kĺbe. Vo frontálnej rovine vplyvom zvýšenia opätku narastá abdukčný moment síl (Opila-Correia, 1990; Simonsen et al., 2012), a dlhodobým nosením vzniká fixovaná deformita kolena – genua vara (Baliunas et al., 2002). Najväčšie rotačné momenty síl pôsobia na mediálnu časť kolena, tieto sily znásobuje aktivita m. quadriceps femoris. Napätie svalu je prenášané cez lig. patellae na patellofemorálne skĺbenie kde spôsobuje bolesti. Počas stojnej fázy kroku pri chôdzi na 5 cm opätku dochádza k nárastu pôsobiacich síl točivého momentu na kolenný kĺb o 23% (Kerrigan et al., 1998). U niektorých nositeľiek vysokých podpätkov dochádza ku supinačnej kompenzácii v členkovom kĺbe s jeho everzným postavením. Táto kompenzácia spôsobuje nadmerné zaťaženie mediálnej časti kolena. Zaťaženie mediálnej alebo laterálnej časti kolena vedie ku akcelerácii degeneratívnych procesov (Barkema, Derrick & Martin, 2012).

Výsledky výskumu autorov Csapo, Maganaris, Seynnes a Narici. (2010) poukázali na to, že dlhodobým nosením vysokých opätkov dochádza k skráteniu m. gastrocnemius, pars medialis a zvýšeniu tuhosti Achillovej šľachy, čo spôsobuje obmedzenie rozsahu pohyblivosti členkového kĺbu. EMG aktivita m. gastrocnemius medius je počas chôdze v topánke s vysokým opätkom na maxime pri výške opätku 7,5 cm v porovnaní s 5 cm a 2,5 cm výškou opätku. Oproti tomu je vrchol EMG aktivity m. tibialis anterior pri výške opätku 2,5 cm, a s rastúcou výškou opätku jeho aktivita klesá (Lee, Shieh, Matteliano & Smiehoworski, 1990). S výškou opätku sa zvyšuje aj plantárna flexia členkového kĺbu, znižuje sa jeho everzia a zvyšuje sa flexia v kolennom kĺbe pri nároku na päť, nefyziologicky zmenený je aj pohyb subtalárneho a kolenného kĺbu (Ebbeling et al., 1994; Mika, Oleksy, Mika, Marchewka & Clark, 2012a). Totožný názor prezentujú aj Cronin (2014) a dopĺňajú, že k najväčšiemu uhlu do plantárnej flexie dochádza pri nároku a dotyku päty s podložkou, kedy je u dlhodobých nositeľiek vysokých opätkov m. gastrocnemius medius výrazne skrátený v porovnaní s príležitostnými

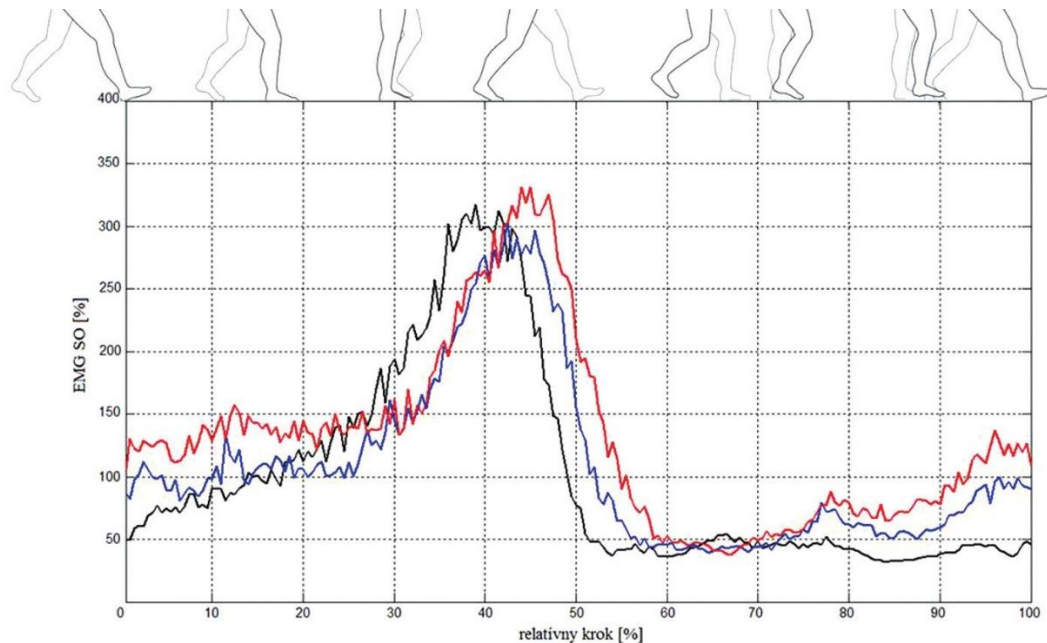
nositeľkami. Pri porovnaní chôdze na boso a na vysokom opätku bola u dlhodobých nositeľiek výrazne zvýšená aktivita m. tibialis anterior a m. soleus. Najväčšia aktivita m. soleus bola na konci stojnej fázy pred odrazom končatiny, behom švihovej fázy sa jeho aktivita tiež zvyšovala. Aktivita m. tibialis anterior sa naopak v strednej časti švihu znížila a na konci stojnej fázy bola ich aktivita totožná (Stefanyshyn et al., 2012; Blanchette, 2011; Cronin et al., 2012).

Podobnú štúdiu realizovali Mokošáková a Hlavačka (2012), ktorí sledovali EMG aktivitu troch vybraných svalov predkolenia (m. gastrocnemius medialis, m. soleus, m. tibialis anterior) počas chôdze naboso, v topánkach s nízkym opätkom (3-5 cm) a v topánkach s vysokým opätkom (7-12 cm). Autori zaznamenali pri chôdzi naboso (čierna krivka) dva vrcholy EMG aktivity m. gastrocnemius medialis (obr. 19). Prvý počas celej stojnej fázy krokového cyklu, a druhý v strede švihovej fázy. V porovnaní s chôdzou na nízkom a vysokom opätku je prvý vrchol aktivity svalu nižší ako pri chôdzi naboso. Podobne je viditeľná aj dĺžka kontrakcie sledovaných svalových skupín v opornej fáze kroku. Čím bol podpätko vyšší, tým bola aktivita svalu dlhšia. V druhom vrchole aktivity svalu, v strednej fáze švihu, nastala situácia kedy so stúpajúcou výškou opätku sa zvyšovala aj aktivita svalu. Pred koncom krokového cyklu v prechode medzi švihovou a stojnou fázou sa objavila zvyšujúca aktivita sledovaného svalu na nízkom a vysokom podpätku, čím autori konštatujú, že nedošlo k relaxácii svalu ako v prípade naboso. Každý krok na vysokom opätku teda začína so zvýšeným napätím svalu.



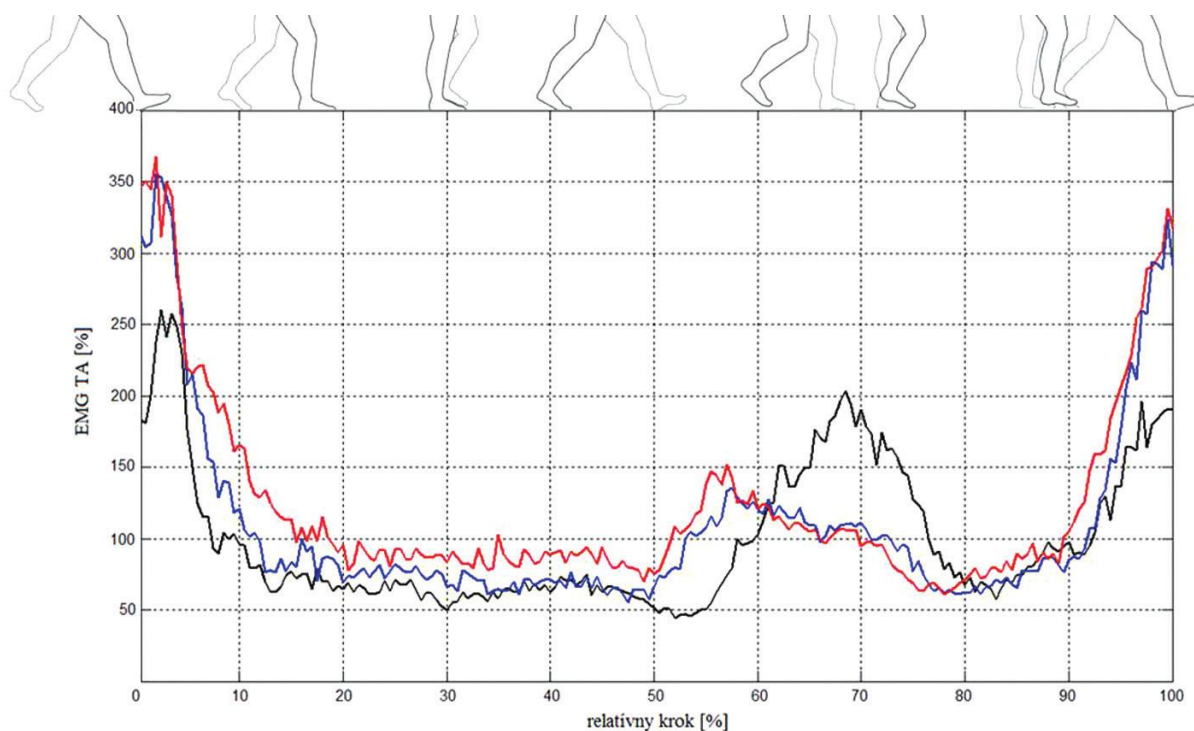
Obrázok 19 Aktivita m. gastrocnemius medialis pri chôdzi naboso (čierna krivka), na nízkom podpätku (modrá krivka) a na vysokom podpätku (červená krivka) (Mokošáková & Hlavačka, 2012).

Podobný priebeh autori zaznamenali aj u druhého sledovaného svalu m. soleus, keďže ide o synergistu predošlého svalu (obr. 20). Autori potvrdili rozdiely medzi aktivitou svalov m. gastrocnemius medialis a m. soleus pri chôdzi naboso, na nízkom a vysokom opätku aj štatisticky na hladine významnosti $p < 0.001$.



Obrázok 20 Aktivita m. soleus pri chôdzi naboso (čierna krivka), na nízkom podpätku (modrá krivka) a na vysokom podpätku (červená krivka) (Mokošáková & Hlavačka, 2012).

Posledným sledovaným svalom autorov Mokošáková a Hlavačka (2012) bol m. tibialis anterior, pri ktorom počas merania EMG aktivity v priebehu krokového cyklu zaznamenali opäť dva vrcholy aktivity (obr. 21). Najvýraznejšia kontrakcia svalu nastala na začiatku stojnej fázy pri dotyku päty na podložku, v chôdzi na vysokom a nízkom opätku bola aktivita svalu približne rovnaká, no zároveň vyššia ako počas chôdze naboso. Druhá menšia kontrakcia nastala začiatkom švihovej fázy kedy sa špička nohy odráža z podložky. V oboch prípadoch sa noha nachádza v dorzálnej flexii, ktorú spolu s ďalším svalmi zabezpečuje sledovaný m. tibialis anterior. Vrchol druhej aktivity dosiahol sledovaný sval skôr na vysokom a nízkom podpätku a bola nižšia ako aktivita pri chôdzi naboso. Počas priebehu stojnej fázy bol sval relaxovaný, ale z priebehu EMG kriviek je viditeľné, že jeho aktivita je na vysokom a nízkom opätku vyššia ako naboso a sval sa nedokáže úplne zrelaxovať.



Obrázok 21 Aktivita *m. tibialis anterior* pri chôdzi naboso (čierna krivka), na nízkom podpätku (modrá krivka) a na vysokom podpätku (červená krivka) (Mokošáková & Hlavačka, 2012).

Z priebehu EMG aktivity svalov predkolenia je viditeľná ko-kontrakcia *m. tibialis anterior* ako agonistu a *m. gastrocnemius medialis* a *m. soleus* ako antagonistov, táto spoločná aktivita sa objavila len pri chôdzi na nízkych a vysokých opätkoch v poslednej fáze švihy a prvej fáze stoja. V závere autori dosiahli podobné výsledky ako v predchádzajúcich štúdiách a konštatujú, že so zvyšujúcim opätkom sa aktivita svalov predkolenia zvyšuje, trvá dlhšie a nedochádza k ich relaxácii. Svaly predkolenia sú teda počas chôdze na vysokom podpätku v neustálej aktivite, čo môže spôsobovať bolesti a preťaženie týchto štruktúr. Malé negatíva tejto štúdie vidíme v nejednotnej výške opätku pre všetky respondentky štúdie a v tom, že probandky si mohli doniesť vlastné topánky, nakoľko Cronin (2012, 2014) odporúča realizovať merania podobného typu s jednotnou výškou a typom podpätku a rovnakým typom topánky pre všetky respondentky.

Autori Ebbeling et al. (1994), Snow a Williams (1994) sledovali a porovnávali veľkosť flexie v bedrovom kĺbe počas stojnej fázy chôdze medzi 1 cm a 8 cm opätkom. Zistili, že veľkosť flexie je rovnaká. Zvýšenie uhla flexie a krátkodobú zvýšenú aktivitu flexorov bedrového kĺbu na začiatku stojnej fázy potvrdili vo svojej štúdiu Kerrigan et al. (1998) a Esenyel et al. (2003). Vo švihovej fáze je pri nosení vysokých opätokov flexia v bedrovom kĺbe znížená oproti rovnej obuvi alebo naboso (Opila-Correia, 1990). Lee (2014) vo svojej štúdiu skúmal rozdiely v zmene veľkosti uhlov v bedrovom, kolennom a členkovom kĺbe v závislosti

na zvyšujúcej sa veľkosti opätku. Zistil, že najväčšia zmena veľkosti uhla pri dostúpení nastáva v členkovom kĺbe, a vplyvom zvyšujúceho sa opätku dochádza aj k stále väčšiemu obmedzeniu pohyblivosti kĺbov dolnej končatiny.

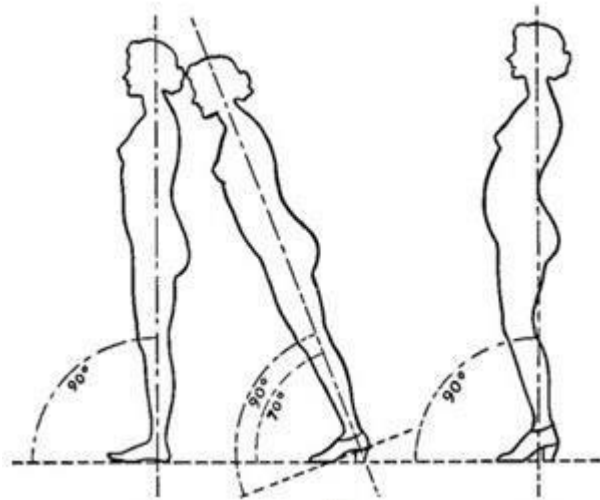
3.1.2 Vplyv vysokého podpätku na driekovú lordózu, panvu a pozíciu ťažiska

Russell (2010) vo svojej štúdií hodnotí vplyv nosenia vysokých opätkov na postavenie driekovej chrbtice a príslušných segmentov. Výsledky sú rozdielne, názory autorov sa pri hodnotení vplyvu nosenia podpätkov na postavenie driekovej chrbtice a panvy rozchádzajú. Podľa niektorých autorov sa počas chôdze na vysokých opätkoch drieková lordóza prehĺbuje (Lee, Jeong & Freivalds, 2001). Naproti tomu závery iných štúdií poukazujú na to, že sa drieková lordóza znižuje (Baaklini et al., 2017; Kramers-Quervain, Attinger Bnez, Müller & Stüsi, 1996; Franklin, Chenier, Brauninger, Cook & Harris, 1995), alebo ostáva nezmenená (Schroeder & Hollander, 2018; Russell, Muhlenkamp, Hoiriis & De Simone, 2012; Przybylo, Scienska & Jankowicz-Szymanska, 2016; Iunes et al., 2008; Weitkunat et al., 2016). Oblasť panvy a driekovej časti chrbtice tak ostáva najviac diskutovanou a nejasnou témou pri chôdzi na vysokých opätkoch. Autori (Lee et al., 2001) uvádzajú, že s každým zvýšením opätku o 1 cm sa zvyšuje extenzia trupu o 1°. Toto prehĺbenie lordózy driekovej chrbtice môžeme chápať ako kompenzáciu vychýľovania ťažiska pred pádom, na čo zareagujú aj ostatné segmenty axiálneho systému. Zmenou svalového napätia paravertebrálnych svalov v driekovej oblasti pri chôdzi na vysokých opätkoch sa mení sklon panvy, čo v dlhodobom meradle vedie k prehĺbeniu driekovej lordózy (Opila-Correia et al., 1988). Podobný výskum realizovali aj Pezzan et al. (2009), v ktorom porovnávali dve skupiny žien, pričom bola výška opätku v oboch skupinách 10 cm. Prvú skupinu tvorili ženy, skúsené nositeľky vysokých opätkov, ktoré nosili túto obuv minimálne 4x týždenne, po dobu štyroch hodín denne za posledný rok. Občasné nositeľky tvorili druhú, kontrolnú skupinu, tieto ženy nosili vysoké opätky zriedkavo, menej ako 2x za týždeň alebo pod 3 hodiny denne. U zriedkavých nositeľiek sa drieková lordóza oploštila a panva sa sklonila do retroverzie v priemere o 2°, naopak u skúsených nositeľiek sa drieková lordóza prehĺbila a panva sa sklonila do anteverzie. Franklin et al. (1995) hodnotili stoj a chôdzu na boso a na vysokých opätkoch s výškou 5,1 cm, z relaxovaného stoja, kedy sú spina iliaca anterior superior nižšie oproti spina iliaca posterior superior. Počas stoja sa uhol panvy znížil, zväčšila sa tak retroverzia panvy o 1° a pri chôdzi o 2° v porovnaní so stojom a chôdzou na boso. S výsledkami tejto štúdie sa stotožňujú aj Kramers-Quervain et al. (1996), ktorí vo svojej práci merali uhol, ktorý zvierá os trupu s osou panvy pri chôdzi na vysokom opätku s výškou

7,5 cm. Panva sa pri chôdzi v topánkach s vysokým opätkom sklonila do retroverzie v priemere o 2°.

Mika, Clark a Oleksy (2013) sa zaoberali zmenou postavenia panvy na vysokom opätku pri meraní počas predklonu a spätného napriamania. Meranie s respondentmi realizovali na boso, na 4 cm opätku a 10 cm opätku. Autori pozorovali skoršiu aktiváciu m. erector spinae v L oblasti a naopak oneskorený nástup m. gluteus maximus pri stoji na 10 cm opätku v porovnaní s 4 cm opätkom a naboso. Výsledky výskumu naznačujú, že nosením vysokých opätkov sa mení aktivácia a koordinácia svalov v oblasti driekovej chrbtice a dolných končatín, čím autori predpokladajú, že nosenie vysokých opätkov má vplyv na zaťaženie driekovej chrbtice a zvyšujú tak riziko poškodenia pohybového aparátu. Porovnávanie chôdze na vysokom opätku s výškou 10 cm a na boso u žien vo veku 20-25 rokov a 44-55 rokov realizovali Mika et al. (2012). Výsledky potvrdzujú závery predošlých autorov, že rozsah pohybu sa v driekovej chrbtici zväčšil u občasných nositeľiek vysokých opätkov. Úplne opačné závery však popísali vo svojej štúdií Lauter, Giacomini, Questad, Ko a Lehman (1991) počas chôdze na 2,2 cm opätku v porovnaní s 8,9 cm opätkom a chôdzou na boso nezaznamenali významné zmeny v oblasti panvy a driekovej chrbtice. Podobné závery zaznamenali aj Iunes et al. (2008), ktorí komparovali tri typy stoja, na boso, na ihličkovom opätku s výškou 8 cm a v topánke s platformou s výškou 6,5 cm. Autori nezaznamenali významné rozdiely v zmene sklonu panvy. Russell et al. (2012), merali driekovú lordózu v topánkach s vysokým opätkom a na boso pomocou systému Spinal Mouse v stoji kde vysoký opäťok neovplyvnil veľkosť driekovej lordózy a celkové zakrivenie chrbtice. Podobný výskum realizovali aj Przybylo et al. (2016), ktorí hodnotili držanie tela žien v stoji na 4 cm a 8 cm opätku a porovnávali so stojom na boso. Ich závery sa veľmi približujú predošlej štúdií, zistili, že vysoké podpätky nemajú zásadný vplyv na držanie tela žien.

Pri postupnom zvyšovaní opätku sa zväčšuje aj vertikálny posun ťažiska tela (Lee et al., 2001). Opila-Correia et al. (1988) tvrdia, že posteriornym posunom hlavy a hrudnej chrbtice sa vychýľuje relatívna rovina ťažiska dozadu v porovnaní so stojom na boso (obr. 22). Podľa Januru (2011) je vertikálne a horizontálne vychýľovanie ťažiska pri bežnej chôdzi do 5 cm. Pri narastaní únavy paravertebrálnych svalov v C a L oblasti počas stoja aj chôdze v submaximálnej záťaži, sa zväčšila oscilácia v sagitálnej rovine v oboch úsekoch chrbtice. Tieto skutočnosti naznačujú, že únava svalov môže ovplyvniť telesnú rovnováhu počas chôdze (Kavanagh, Morrison & Barrett, 2006).



Obrázok 22 Zmena vertikálneho posunu ťažiska počas stoja na boso a na vysokom podpätku (Knoeringer, 2003).

3.1.3 Vplyv vysokého podpätku na rýchlosť a kadenciu chôdze

Optimálna dĺžka kroku a rýchlosť chôdze sú pre každého jedinca individuálne. Pri zmene rýchlosti alebo dĺžky kroku sa chôdza stáva v akejkoľvek obuvi energeticky náročnejšia. Počas chôdze so zvýšením päty na 2 cm sa dĺžka ani rýchlosť kroku v porovnaní s rovnou podrážkou nezmenili (Barton et al., 2009). Stefanyshyn et al. (2012) skúmali dĺžku kroku pri rôznej výške opätka, 3,7 cm, 5,4 cm a 8,5 cm v porovnaní s rovnou podrážkou. Pri všetkých výškach opätka sa dĺžka kroku skrátila. Pri porovnaní rýchlosti chôdze na vysokých opätkoch s rôznymi typmi obuvi je chôdza na zvýšenom opätku pomalšia v priemere o 6% (Esenyel et al., 2003). Najvýraznejšie zmeny v rýchlosti chôdze pozorovali autori Blanchette (2011) a Barton et al. (2009) pri stredných a vysokých opätkoch, 5 cm a vyššie. Anteroposteriorna oscilácia driekovej chrbtice sa výrazne zvýšila v segmente L4 - L5 pri zvýšení rýchlosti chôdze, zároveň sa zvýšila aktivita m. erector spinae a mm. multifidi v driekovej oblasti pri spomalení chôdze (Callaghan, Patla & McGill, 1999).

Počas chôdze na vysokom opätku sa zvyšuje srdcová frekvencia a spotreba kyslíka (Ebbeling et al. 1994). McGill, Hughson a Parks (2000) dodávajú, že dlhodobou izometrickou kontrakciou m. erector spinae v driekovej oblasti, pri intenzite 2-30% vypočítanej z maximálnej voľnej kontrakcie, sa znižuje okysličenie danej oblasti, čo priamo vplýva na vznik muskuloskeletálnej bolesti. Nefyziologickým postavením driekovej a krčnej chrbtice sa svalové skupiny týchto oblastí preťažujú a pracujú neekonomicky. Preťažené svaly vytvárajú svojou aktivitou napätie, čím pôsobia na okolité mäkké tkanivá zväčšením cirkulácie, lokálnou svalovou únavou a ovplyvnením ďalších fyziologických a biomechanických parametrov. Sval,

ktorý nie je dostatočne regenerovaný sa prejaví bolesťou, opuchom a obmedzením pohybu (Armstrong, Buckle, Fine, & Hagberg, 1993; Yassi, 1997).

4 Elektromyografia - EMG

Nervový impulz je potrebný k tomu, aby mohlo dôjsť k svalovej kontrakcii, ktorá má určitú prahovú hodnotu. Tento impulz putuje k cieľovej svalovej skupine z miechy po odstredivom eferentnom motoneuróne. Jedno motorické vlákno zásobuje viacero svalových vlákien, ktoré spolu tvoria motorickú jednotku. Motorická jednotka predstavuje základný funkčný prvok svalovej aktivity. Svalové tkanivo vedie elektrický potenciál rovnako ako nervové vlákna. Tento jav je označovaný ako akčný potenciál, ktorý predstavuje elektrický impulz vznikajúci na membráne svalových buniek. Membrána excitabilných buniek nie je len nositeľom, ale jej schopnosťou je aj tento potenciál prechodne zmeniť. Prostredníctvom tejto zmeny elektrického potenciálu v priebehu svalovej kontrakcie dochádza k časopriestorovej aktivácii motorických jednotiek, ktorých elektrickú sumačnú odpoveď môžeme zaznamenať pomocou elektromyografie. Metódou, ktorá dokáže zaznamenať tento akčný potenciál je teda povrchová elektromyografia (Pánek, Pavlů & Čemusová, 2009).

Elektromyografia patrí medzi elektrofyziologické techniky, ktoré napomáhajú pri hodnotení funkčného stavu motorického systému človeka. K vyšetreniu a meraniu je potrebný prístroj, elektromyograf. Aplikáciou elektromyografie v kineziológii a ďalších odboroch sa zaoberajú viacerí autori (De Luca, 1997; Vannozzi, Conforto, & D'Alessio, 2010; Massó, et al., 2010; Kračmar et al., 2016; Bačáková, 2013; Swinnen, Baeyens, Meeusens & Kerckhofs, 2012).

Všeobecné informácie ohľadom povrchovej elektromyografie a jej začiatkoch uvádza Keller (1999). Francesco Redi v roku 1666 ako prvý logicky zdokumentoval svalstvo raje, ktoré dokáže produkovať elektrický potenciál. V roku 1792 napísal publikáciu Luigi Galvani, v ktorej popisuje dosiahnutie svalovej kontrakcie pomocou elektrickej aktivity. Ďalším autorom, ktorý sa zaoberal skúmaním elektrickej činnosti svalu bol du Bois-Reymond, ktorý v roku 1849 objavuje, že elektrickú aktivitu svalu je možné zaznamenať počas vôľovej kontrakcie svalu. Na zistenie tejto elektrickej aktivity použil banky s elektrolytom. Predstavenie a definovanie pojmu elektromyografia ako prví zrealizoval roku 1890 Marey, ktorý vykonal aj prvý záznam elektrickej aktivity svalu. Gasser a Erlanger v roku 1922 použili pre získavanie elektrickej aktivity svalu osciloskop, ale vzhľadom na stochastickú povahu elektromyografického signálu bolo možné získať len hrubých informácií na základe pozorovania. Kvalitnejšie vybavenie a elektródy začali vedci používať až medzi rokmi 1930-1950. Využitie elektromyografie pre kliniku a liečbu špecifických porúch začalo v 60. rokoch 20. storočia. Prvú povrchovú elektromyografickú metódu použil Hardy v roku 1966. Dnes máme k dispozícii niekoľko komerčných zariadení určených k snímaniu a záznamu svalovej

aktivity. Elektromyografia sa používa v mnohých rôznych odboroch a odvetviach (Reaz, Hussain & Mohd-Yasin, 2006).

Povrchová elektromyografia je nezastupiteľná v kineziologickej analýze pohybu pretože umožňuje sledovanie aktivity niekoľkých svalových skupín súčasne a hodnotiť ich synergistické alebo antagonistické vzťahy v sledovanej aktivite. Táto metóda povrchovej elektromyografie je preto široko uznávaná a využívaná k štúdiu biomechanických a neurologických aspektov ľudského pohybu (De Luca, 1997; Merletti, 1999). Detailný popis elektromyografickej analýzy popisujú vo svojej rozsiahlej publikácii Merletti a Parker (2004). Pre hodnotenie pohybových vzorov pri určitom pohybe využívame tzv. polyelektromyografiu. Táto metóda využíva k monitorovaniu povrchové elektródy a nehodnotí presný tvar akčných potenciálov, ale vzájomný timing alebo synergiu medzi jednotlivými sledovanými meranými svalmi, ich koaktiváciu alebo antagonizmus. Z týchto dôvodov je pre štúdium biomechanických a neurologických aspektov ľudského pohybu metóda povrchovej elektromyografie podstatná (De Luca, 1997).

4.1 Pozitíva a negatíva elektromyografie

Signál z povrchovej EMG je získavaný pomocou elektród a musí byť zosilnený zosilňovačom. Pre neskreslený záznam elektrických signálov, ktoré vznikajú pri svalovej činnosti, je potrebné použiť zariadenie pre zosilnenie meraného signálu, ktoré zosilňuje vstupný signál. Keller (1999) uvádza, že moderné prístroje umožňujú zosilnenie signálu s minimálnym náborom šumu, čo je pridružený elektrický signál, ktorý nie je súčasťou požadovaného EMG signálu. Pre zlepšenie kvality meraného signálu je nutné, aby odstup signálu od šumu obsahoval čo najväčšie množstvo informácií a aby minimum signálu bolo znečistené šumom (Reaz et al., 2006). Pred samotným uložením je potrebné signál spracovať v zmysle eliminácie nízkych kmitočtov, vysokých frekvencií šumu a ďalších možných artefaktov.

Signál je spriemerovaný a rektifikovaný z dôvodu identifikácie amplitúdy signálu, ktorá býva predmetom analýzy (Reaz et al., 2006). Analýzu EMG signálu v časovej oblasti môžeme popísať ako funkciu, vyjadrujúcu závislosť okamžitej výchylky signálu na čase. Takáto analýza signálu obsahuje časové priebehy signálov a ich modifikácie, ako je rektifikácia alebo obálka signálu. Rozbor časových priebehov je práve najjednoduchšou cestou pri analýze diskretných signálov. Časový priebeh je zaznamenávanie okamžitých výchyliek signálu, pričom je každej vzorke priradené poradové číslo. Amplitúda EMG signálu všeobecne rastie v závislosti na sile alebo rýchlosti kontrakcie svalu, táto závislosť poskytuje ale len kvalitatívne údaje o vzťahu medzi premennými (Kaderábek, 2008). De Luca (1997) uvádza, že pri používaní

elektromyografie nemôžeme hovoriť o svalovej sile pretože meriame elektrický potenciál, ktorý existuje pri svalovej kontrakcii, resp. z elektrického potenciálu usudzujeme na aktivitu motorickej jednotky a z nej na svalovú prácu. Amplitúda sily signálu je rôzna vďaka vnútorným anatomickým a fyziologickým faktorom.

Oneskorenie medzi EMG signálom a pôsobiacou silou je rôzne a závisí na nasledujúcich faktoroch: na štruktúre svalových vlákien, na rýchlosti nábora motorických jednotiek, na elastických vlastnostiach šliach a svalov. Viac aeróbne a pomaly sa unavujúce svalové vlákna majú pomalší nástup sily, ako rýchlejšie unaviteľné glykolitické vlákna. To znamená, že svalové skupiny obsahujúce viac rýchlych vlákien budú mať kratšie oneskorenie medzi EMG signálom a produkovanou silou, ktoré je rádovo okolo niekoľko stoviek milisekúnd (De Luca, 1997).

Autori Kračmar a Vystrčilová (2007) upozorňujú na to, že môžeme kvantitatívne porovnávať len výsledky meranie jednej osoby, a to bez prelepovania elektród a bez veľkej časovej pauzy medzi meraním, čo považujú za nevýhodnú možnosť zovšeobecnenia výsledkov. Pri hodnotení určitého pohybového stereotypu je ideálne ak si vyberieme probandov s vysokou mierou pohybovej koordinácie v danom pohybe a s fixovaným pohybovým stereotypom, čo zaisťuje vysokú mieru autokorelácie krivky EMG. Lepenie a lokalizácia elektród je možná len na pevne určených bodov na svaloch, ktoré doporučujú štandardy ISEK (2017) a výrobca použitého elektromyografu. Analyzujeme teda aktiváciu sledovaných svalov v mieste lokalizácie elektród.

4.2 Faktory ovplyvňujúce EMG signál

Merané hodnoty z povrchovej elektromyografie závisia na fyziologických faktoroch a na zvolenom metodickom postupe detekcie a spracovania signálu. Medzi tieto faktory zaraďuje De Luca (1997) načasovanie a intenzitu kontrakcie svalu, vzdialenosť elektród od aktívnej svalovej oblasti, vlastnosti podkožného tkaniva (hrúbka tukovej vrstvy a kože), kožná potivosť, kvalita kontaktu medzi elektródami a povrchom kože, vlastnosti elektród a zosilňovača. Počas detekcie a zápisu signálu EMG sa vyskytujú dva podstatné problémy, ktoré majú vplyv na kvalitu signálu. Prvým z nich je odstup signálu od šumu a druhým skreslenie signálu, odchýlenie pri jeho prenose od tvaru, ktorý mal pred prenosom. Príčinné faktory, ktoré majú priamy vplyv na signál sú vonkajšie a sú dané umiestnením elektródy a jej štruktúrou. Patrí sem oblasť zachytávania EMG signálu, tvar elektród, vzdialenosť medzi elektródami a ich umiestnenie vzhľadom na sval (De Luca, 1997).

Medzi vnútorné kauzálne faktory patria fyziologické, biomechanické a anatomické vlastnosti svalu, ako napríklad počet motorických jednotiek, druh svalového vlákna, hĺbka a umiestnenie svalových vlákien, zmena pH a krvného obehu vo svale počas kontrakcie a hrúbka tkaniva medzi elektródou a povrchom svalu. Prechodové kauzálne faktory sú fyzikálne a fyziologické javy ovplyvnené jedným alebo viacerými týmito faktormi. Príčinou môže byť band-pass filter alebo pásmová filtrácia, superpozícia akčných potenciálov v detekovanom signále, rýchlosť vedenia akčného potenciálu a fyziologické presluchy (crosstalk), čo je zaznamenanie elektrickej aktivity svalu ležiaceho v blízkosti sledovanej svalovej skupiny alebo EKG záznam pri lokalizácii elektród v hornej polovici tela. Deterministické faktory sú ovplyvnené faktormi prechodovými, ako napr. počtom motorických jednotiek, rýchlosťou aktivity motorických jednotiek, amplitúdou, mechanickou interakciou medzi svalovými vláknami, tvarom a trvaním akčného potenciálu (De Luca, 1997; Kračmar et al., 2016).

Organizácia Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) poskytuje informácie venujúce sa problematike povrchovej EMG a odporúčania vhodné pre meranie a spracovanie signálu. SENIAM je európsky projekt, ktorý sa zaoberá výskumom a aplikáciou EMG v Európskej únii, zhromažďuje výsledky z klinických hodnotení a zameriava sa na odporúčania pri aplikácii elektród, spracovaní signálu EMG a ďalšej edukácii v oblasti povrchovej EMG (SENIAM, 2017).

Ďalšou významnou národnou organizáciou, ktorá sa zaoberá pohybom a neuromuskulárnym systémom je The International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK). Organizácia sa zaoberá vzdelávaním a štúdiou v oblasti kineziológie a elektrofyziológie (ISEK, 2017).

4.3 Spracovanie signálu EMG

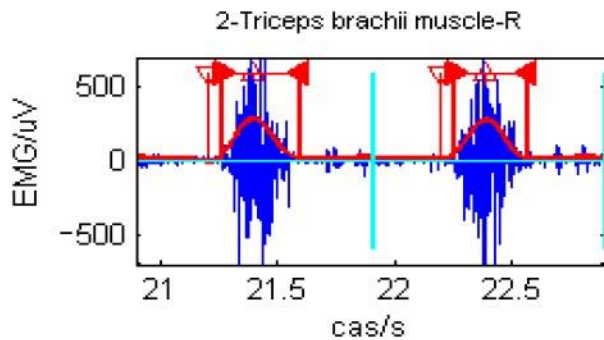
Snímanie optimálneho frekvenčného spektra umožní správna lokalizácia elektród, pričom ideálne frekvenčné spektrum EMG je v rozpätí medzi 20Hz – 500Hz. Aktivitu svalu a jeho akčný potenciál sa zaznamenáva pomocou hydrogélových elektród s použitím káblov s predzosilňovačom do prístroja Biomonitor ME6000 (obr. 23). Tento prístroj obsahuje zosilňovač, ktorý umožňuje zosilnenie signálu s minimálnym náborom šumu (Reaz et al., 2006).



Obrázok 23 Biomonitor ME6000 (Mega Electronics, Ltd., Finland).

K poklesu frekvenčného spektra dochádza pri únave svalu, medián frekvenčného spektra neunavenej svalovej skupiny je obvykle medzi 50Hz – 80Hz. S únavou frekvenčné spektrum posúva k nižším hodnotám a má nižší medián. Základom analýzy únavy je Fourierova sekvenčná transformácia. Táto transformácia umožňuje získanie obrazu signálu, ktorý sa dá následne ďalej spracovávať a analyzovať (Šňorek, 1999). Dôležitým prvkom pri vzorkovaní je tzv. vzorkovací teorém, čo znamená, že dokonalá rekonštrukcia signálu je možná len vtedy, ak je frekvencia vzorkovania väčšia ako dvojnásobok maximálnej frekvencie vzorkovaného signálu. Napríklad ak je maximálna frekvencia signálu 500Hz, vzorkovacia frekvencia je väčšia ako $2 \times \max. f = \min. 1000\text{Hz}$. V našom výskume sme použili obáľkové vzorkovanie z dôvodu jednoduchej detekcie začiatku aktivity, ktorá redukuje frekvenčný obsah EMG. Možná je aj nižšia frekvencia vzorkovania (100Hz) (Šňorek, 1999; Konrad, 2005).

Signál povrchovej EMG sa upravuje filtráciou horným priepustným pásmom (high-pass filter) 20Hz, Butterworth 6th, aproximácia Butterworth šiesteho stupňa, čo znamená maximálne plochý. Pokiaľ má high-pass filter väčší rád, má väčší filter a väčšiu strmosť. Pohybové artefakty sa vyskytujú pod frekvenciou 20Hz. Následne prebehne rektifikácia digitálnej nespracovanej EMG krivky, teda usmernenie prevedením do absolútnych hodnôt kedy získavame tzv. raw EMG, čo je hrubý surový nespracovaný signál (obr. 24) (De Luca, 1997; Konrad, 2005).



Obrázok 24 Digitálna nespracovaná krivka EMG signálu (modrá) a priemerná obálka EMG (červená) s vyznačeným maximom (šípka nahor), minimom (šípka nadol) a zaznamenaným začiatkom (šípka doprava) a koncom (šípka doľava) svalovej aktivity v rámci pohybového cyklu. Graf ukazuje dva cykly pohybu oddelené zvislou azúrovou čiarou (Zbořilová, 2017).

Spracovanie signálu pokračuje vyhladením dolným priepustným filtrom 20Hz (low-pass filter) a je vytvorená priemerná obálka signálu ako absolútna hodnota EMG signálu. Následne je potrebná vizuálna kontrola a výber relevantných úsekov bez začiatkov a koncov merania kvôli artefaktom, na ktorom prebehne segmentácia jednotlivých periód pohybu. Segmentácia prebieha cez normovanú autokorelačnú funkciu komplexnej signálovej obálky, parametrizáciu (súradnice bodov ako funkcia parametrov), zhukovanie dát na základe ich vlastností (k-means) a priemerovanie, prípadne segmentácia pomocou dodatočného signálu z akcelerometra. Výsledkom týchto procesov je hodnota autokorelačnej funkcie pre každý kanál. Tieto jednotlivé cykly (segmenty) komplexnej signálovej obálky sú lineárne interpolované na jednotnú dĺžku 1000 bodov, normalizácia časového meradla na 0% - 100% pracovného cyklu. Koreláciou medzi vzájomnými interpolovanými obálkami sa vylúčia periódy, obsahujúce artefakty, ktoré majú štatisticky významne odlišnú EMG aktivitu. Priemerná signálová obálka pre každý kanál je vypočítaná z interpolovaných obálok jednotlivých pohybových cyklov, následne je vykonané ich hodnotenie analýzou inflexných bodov (výber podstatných použiteľných bodov) a sú zistené lokálne extrémny, z ktorých je stanovený výpočet svalovej aktivity. Hľadáme hranice pohybových cyklov a pozície lokálnych maxím, pokles amplitúdy (Konrad, 2005; De Luca, 1997; Kadeřábek, 2008). Viac aktivácií počas pohybového cyklu znamená viac vyznačených úsekov aktivity. Prebehne stanovenie začiatkov a koncov svalovej aktivity a určenie priemerného vzoru aktivácie. Voliteľnými detektormi sú prahovanie pomocou metód threshold a triangle (Špulák, 2015). Pokračujeme expertným hodnotením a interpretáciou výsledkov, pre lepšiu segmentáciu pohybových cyklov sme použili akcelerometer (Konrad, 2005).

Praktická časť práce

5 Ciele, úlohy a hypotézy práce

5.1 Cieľ práce

Cieľom dizertačnej práce je zistiť koordinačné zmeny vybraných svalových skupín pohybovej sústavy pri chôdzi v rovnej obuvi (FS) a v topánkach s vysokým podpätkom (HH) vo vzdialenejších oblastiach pohybovej sústavy.

5.2 Úlohy práce

1. Rešerš vedeckých a odborných prameňov a zhrnutie teoretických východísk, ktoré podajú komplexný náhľad do aktuálneho stavu problematiky chôdze v obuvi na vysokom podpätku a rovnej obuvi, a s tým súvisiacimi zmenami svalovej aktivity.
2. Stanovenie cieľa, formulácia vedeckej otázky a hypotéz.
3. Tvorba designu výskumu
 - Výber skúmanej lokomócie, stanovenie výšky podpätku, výber topánok a terénu.
 - Minimalizácia vplyvu nesledovateľných premenných.
 - Výber sledovaných svalov.
 - Výber metodiky získavania objektívnych dát.
 - Stanovenie kvót pre výber homogénneho výskumného súboru.
 - Realizácia pilotnej štúdie.
 - Realizácia samotného terénneho výskumu pre získanie dát.
4. Spracovanie, analýza, štatistické vyhodnotenie a následná interpretácia získaných dát.
5. Interpretácia výsledkov výskumu.
6. Formulácia záverov dizertačnej práce, rozšírenie teoretických vedeckých poznatkov danej problematiky.

5.3 Hypotézy

Hypotézy sme stanovili na základe prehľadu odbornej literatúry, teoretických východísk, aktuálneho stavu vybranej problematiky vo vedeckej spoločnosti a pilotného merania.

H0₁: Svalová aktivácia a deaktivácia vybraných svalov pri chôdzi v obuvi na vysokom opätku nebude z hľadiska timingu štatisticky významne rozdielna v porovnaní so svalovou aktiváciou pri chôdzi v rovnej obuvi na bežecskom trenažéri.

Alternatívna hypotéza:

HA₁: Timing počiatku a konca svalovej aktivity pri chôdzi v obuvi na vysokom bude štatisticky významne rozdielna, v porovnaní s chôdzou v rovnej obuvi na bežecskom trenažéri.

H0₂: Svalová aktivácia a deaktivácia vybraných svalov pri chôdzi v obuvi na vysokom opätku nebude z hľadiska timingu štatisticky významne rozdielna v porovnaní so svalovou aktiváciou pri chôdzi v rovnej obuvi na bežecskom trenažéri.

Alternatívna hypotéza:

HA₂: Svalová aktivácia a deaktivácia vybraných svalov pri chôdzi v obuvi na vysokom opätku bude z hľadiska timingu štatisticky významne rozdielna v porovnaní so svalovou aktiváciou pri chôdzi v rovnej obuvi na bežecskom trenažéri.

H0₃: Timing svalovej aktivácie a deaktivácie pri chôdzi v obuvi na vysokom podpätku nebude štatisticky významne rozdielny pri chôdzi na bežiacom páse v porovnaní s chôdzou v obuvi na vysokom opätku na rovnom teréne.

Alternatívna hypotéza:

HA₃: Timing svalovej aktivácie a deaktivácie pri chôdzi v obuvi na vysokom podpätku bude štatisticky významne rozdielny pri chôdzi na bežiacom páse v porovnaní s chôdzou v obuvi na vysokom opätku na rovnom teréne.

H0₄: Timing svalovej aktivácie a deaktivácie pri chôdzi v rovnej obuvi nebude štatisticky významne rozdielny počas chôdze na bežiacom páse v porovnaní s chôdzou v rovnej obuvi na rovnom teréne.

Alternatívna hypotéza:

HA₄: Timing svalovej aktivácie a deaktivácie pri chôdzi v rovnej obuvi bude štatisticky významne rozdielny počas chôdze na bežiacom páse v porovnaní s chôdzou v rovnej obuvi na rovnom teréne.

6 Metodika výskumu

6.1 Charakteristika výskumu

Naša práca je primárne zameraná na objasnenie určitej diferencie v rámci aktivácie svalových skupín v oblasti dolných končatín a trupu pri chôdzi v rovnej obuvi a na vysokom podpätku. Použitím povrchovej polyelektromyografie synchronizovanej s videozáznamom sme na vybranom výskumnom súbore postupne analyzovali, vyhodnotili a objasnili zmeny v koordinačných parametroch, v nástupe (timingu) svalovej aktivácie, a v ekonómii činnosti sledovaných svalov. Použitá metóda povrchovej EMG získava diskkrétne kvantitatívne dáta (2D kinematická analýza, synchronizácia s akcelerometrom pre fázovanie pracovných cyklov, plocha pod krivkou, výška amplitúdy, frekvenčné spektrum a iné), na základe ktorých je tvorená analýza kvality pohybu, a tá tvorí základ pre stanovenie koordinačných ukazovateľov.

Pre potreby výskumu sme použili kvantitatívne-kvalitatívnu metódu výskumu. Ide o komparatívnu analýzu koordinačných charakteristík pohybovej sústavy s experimentálnym charakterom získavania kvantitatívnych dát.

Problematiku zhodnotíme na základe získaných dát v praktickej časti práce. Dáta sme získavali pri štyroch rôznych podmienkach chôdze:

- Chôdza v rovnej obuvi na bežeckom trenažéri.
- Chôdza v rovnej obuvi na rovnom teréne v interiéri.
- Chôdza v topánkach s vysokým podpätkom na bežeckom trenažéri.
- Chôdza v topánkach s vysokým podpätkom na rovnom teréne v interiéri.

Za zmenu budeme považovať rozdielne poradie aktivácie sledovaných svalov a fázový posun timingu ich aktivácie (detekcia pohybových cyklov akcelerometrom). Zvýšením pätovej časti chodidla, teda postavením na vysoký podpätok, rovnako aj zmenou terénu očakávame modifikáciu tonickej a fázickej svalovej aktivity a predpokladáme rozdiely v kineziologickej svalovej činnosti. Zo zistených výsledkov a verifikáciou hypotéz v prípade ich potvrdenia budú formulované závery a odporúčania pre prax a širokú najmä ženskú populáciu.

6.2 Charakteristika výskumnej vzorky

Reprezentatívnu vzorku pre potreby nášho výskumu tvorili ženy, menej skúsené nositeľky vysokých podpätkov. Za skúsené nositeľky sa považujú ženy, ktoré nosia takúto obuv minimálne 4x týždenne, po dobu 4 hodín za posledný rok (Pezzan et al., 2009). Pre čo najväčšiu homogenitu súboru sme na základe kvótného výberu, zhodnotenia kineziologického rozboru a hodnotenia klenby nohy každej respondentky vylúčili s výskumného súboru tie, ktoré utrpeli v minulosti zranenie v oblasti dolných končatín a nohy, alebo sme diagnostickým vyšetrením zistili zníženú klenbu nohy, čo bolo vylučovacím kritériom pre zaradenie do finálnej vzorky probandiek a mohlo by tak negatívne ovplyvniť výsledky výskumu. Po zhodnotení výsledkov vstupnej diagnostiky sme do výskumu zaradili 30 respondentiek.

Charakteristické a priemerné hodnoty respondentiek zaradených do výskumu:

- Vek 25 ± 5 rokov (priemer 26,3)
- Hmotnosť 57 ± 7 kg (priemer 58,6)
- Výška 165 ± 5 cm (priemer 166, 3)
- BMI 21 ± 3 (priemer 22,1)

Počet krokových cyklov $n=20$ (40 krokov), pričom podľa dostupnej literatúry (Konrad, 2005; De Luca, Roy & Erim, 1993) je minimálny potrebný počet 7 cyklov (14 krokov).

Vyšetrenie klenby nohy sme realizovali diagnostickým systémom 3D Laser Footscan (SensorMedica, Taliansko, Rím), ktorý poskytuje objektívne dáta o stave klenby nohy. Systém hodnotí výšku klenby prostredníctvom Arch indexu, valgozitu alebo varozitu piat. Arch index patrí medzi celosvetovo uznávané reliabilné metódy hodnotenia výšky mediálnej pozdĺžnej klenby nohy (Cavanagah & Rodgers, 1987), ako pomer strednej tretiny chodidla k celej ploche chodidla okrem palcov. Optimálne hodnoty indexu sú v rozmedzí 0,21 – 0,26. Hodnoty menšie ako 0,21 poukazujú na vysokú klenbu a hodnoty vyššie ako 0,26 indikujú zníženie klenby. Tento index bol použitý v mnohých celosvetových štúdiách (Hironmoy, Bhattacharya, Deb & Kuntala, 2012). Všetkým respondentkám zaradeným do štúdie bol diagnostikovaný Arch index v optimálnom vyššie popísanom rozmedzí a tým sme vylúčili probandky s plochou alebo naopak vysokou klenbou nohy. Príklad vyšetrenia Arch index prezentujeme v prílohe č. 4.

Spracovanie výsledkov prebehlo anonymne a bolo potvrdené informovaným súhlasom probandiek a schválené Etickou komisiou UK FTVS v Prahe dňa 14.03.2018 pod jednacím číslom 061/2018. Platnosť výsledkov výskumu je obmedzená na vyššie uvedenú populáciu.

6.3 Charakteristika obuvi

Obuv potrebnú pre výskum sme zvolili na základe získaných poznatkov z predošlých štúdií, teoretických východísk práce a dostupnosti topánok. Vo vedeckej literatúre je často kritizovaný fakt, a to, že v štúdiách sa často používal rôzny typ topánok s rovnakou výškou opätku, pretože autori publikácií dovolili probandkám nosiť svoje vlastné topánky na vysokom opätku, čo podľa Cronin et al. (2012) a Cronin (2014) znižuje kvalitu výsledkov. Túto premennú sme odstránili tak, že sme respondentkám výskumu poskytli jednotný typ topánok s výškou opätku 7 cm a plochou 2x2 cm (HH). Rovnako sme postupovali aj pri výbere športovej obuvi s rovnou podrážkou (FS) (obr. 25). Veľkosť topánok sme vybrali na základe najčastejších veľkostí nôh respondentiek, vybrané boli veľkosti číslo 37,38 a 39 (EU).



Obrázok 25 Obuv použitá vo výskume, vľavo topánka na podpätku výšky 7cm, vpravo športová obuv s rovnou podrážkou (archív autora).

6.4 Zber objektívnych dát

Meranie chôdze v oboch typoch obuvi všetkých respondentiek prebehlo v jeden deň 15.6.2017 v priestoroch laboratória Katedry fyzioterapie Fakulty zdravotníckych odborov Prešovskej univerzity v Prešove. Zber dát v jeden deň zachová pre všetky respondentky rovnaké podmienky merania. Priestory laboratória boli pred a počas merania vetrané a teplota ovzdušia bola ustálená. Respondentky postupne prichádzali do laboratória v pol hodinových odstupoch. Po príchode sa respondentka prezliekla do pohodlného športového oblečenia, vybrala si veľkosť oboch topánok, nasledovalo lepenie elektród a pripnutie meracieho prístroja okolo pásu respondentky cez rýchlopínacie popruhy. Bližšie podrobnosti o postupe a lokalizácii lepenia elektród popisujeme v nasledujúcej kapitole. Po tejto nevyhnutnej príprave sme prešli k samotnému meraniu chôdze. Poradie modifikácií bolo nasledovné (obr. 26).

1. Chôdza v topánkach s vysokým podpätkom na bežeckom trenažéri (A)
2. Chôdza v topánkach s vysokým podpätkom po rovnom teréne (B)
3. Chôdza v topánkach s rovnou podrážkou na bežeckom trenažéri (C)
4. Chôdza v topánkach s rovnou podrážkou po rovnom teréne (D)

Vstupné premenné: obuv s výškou opätku 7 cm, rovná obuv (veľkosť topánok zaistená podľa veľkosti nôh probandiek), rýchlosť chôdze $v=3,6 \text{ km/h}$ ($1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Rýchlosť chôdze meraná programom Dart Fish, sklon bežiaceho pásu 0%.

Výstupné premenné: svalová koordinácia, timing, intenzita a dĺžka svalovej kontrakcie v jednotlivých fázach kroku vybraných svalov trupu a dolných končatín.



A



B



C



D

Obrázok 26 Merané typy lokomócie v presnom poradí (archív autora).

Legenda: A chôdza na vysokom podpätku na trenážeri, B chôdza na vysokom po rovnom teréne, C chôdza v rovnej obuvi na trenážeri, D chôdza v rovnej obuvi po rovnom teréne.

Nesledované premenné: aktuálny psychický stav, únava, predchádzajúca pracovná záťaž, rodinná anamnéza.

Pred prvým meraním sme každú respondentku nechali 5 minút voľne prejsť na bežeckom trenážeri z dôvodu adaptácie organizmu na túto situáciu (Murray et al., 1985). Nasledovala meraná chôdza so zapnutými prístrojmi. Respondentky postupne prechádzali plynule bez prelepenia elektród z prvej testovanej situácie a druhú atď., s asistenciou pri prezúvaní topánok a minimálnou prestávkou. Únava respondentiek bola minimálna, nemerateľná. Pri meranej chôdzi sme zvolili pevnú rýchlosť 3,6 km/h ($1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Meraním sme zaznamenali pri každom type lokomócie 20 pohybových cyklov (40 krokov). Absolvovaním štvrtého typu lokomócie sa meranie skončilo, nasledovalo odlepenie elektród a ich likvidácia v biologickom odpade.

Hygienickú starostlivosť topánok pre respondentky sme zabezpečili jednorazovými silonovými ponožkami, ktoré každá respondentka dostala pred výberom veľkosti topánok a samotným obutím.

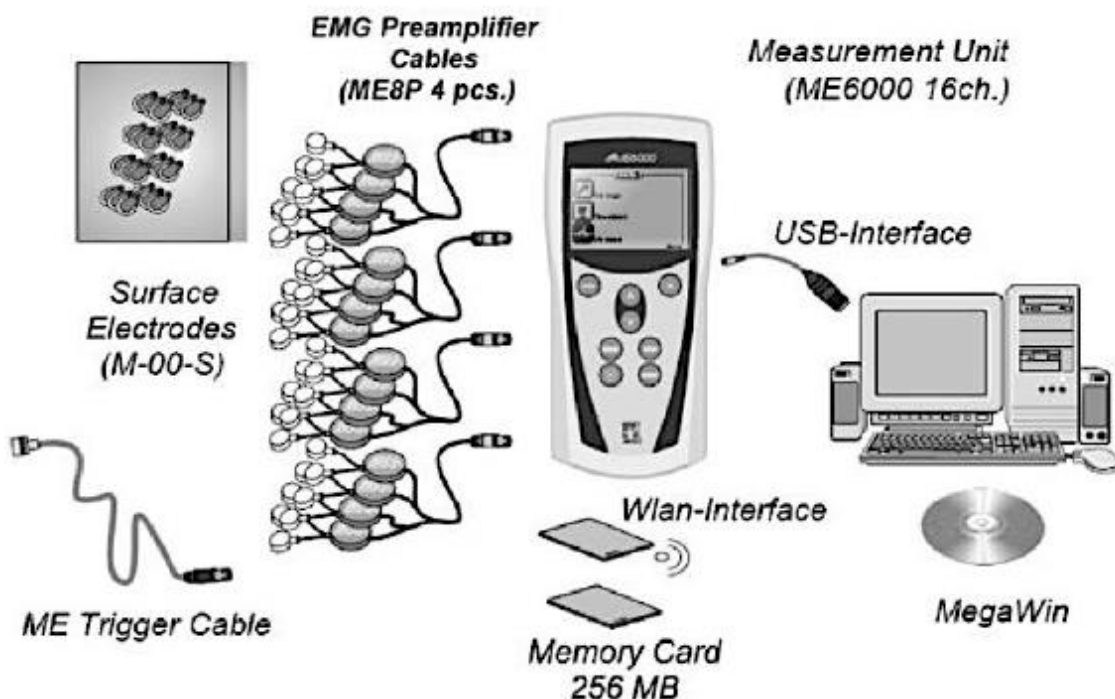
6.5 Použité inštrumentárium

Hlavným meracím prístrojom bola povrchová elektromyografia umiestnená v puzdre a nesená za pásom respondentiek a video-analýza pohybu pomocou bezdrôtovej synchronizácii EMG prístroja s videokamerou.

Svalová elektrická aktivita bola zaznamenávaná prenosným elektromyografom BIOMONITOR ME6000 (Mega Electronics Ltd., Finland), s rozmermi 181 x 85 x 35 mm a hmotnosťou 344 g. Tento elektromyograf umožňuje vytvoriť 16 kanálový EMG záznam. Štyri vstupné kanály sme však použili na zapojenie akcelerometra pre snímanie signálu reprezentujúceho uhlové zrýchlenie, čo je výhodné pre následnú segmentáciu záznamu. Vstupné obvody dosahujú činiteľa potlačenia súhlasného rušenia typicky 110 dB. Vzorkovacia frekvencia pre digitalizáciu bola stanovená na 1 kHz v každom kanále, pričom rozlíšenie prevodníka je 14-bitové. Frekvenciu vzorkovania prístroja sme stanovili na 1000 Hz na každý kanál. Záznam aktivity svalu pri meraní bol ukladaný do internej pamäti prístroja. Synchronizovaný videozáznam sme zachytili na digitálnu videokameru Sony HDR-SR12 (SONY Co., Japan). Motorické jednotky a ich elektrický potenciál boli snímané samolepiacimi homologovanými hydrogelovými elektródami s priemerom 2,7cm Ag/AgCl MEDICO LEAD-LOK (Medico Electrodes Int., India, ISO 13485:2003). Elektródy pre EMG analýzu boli na tele probandiek lokalizované na základe štandardov SENIAM a ISEK, ktoré determinujú zásady elektromyografického merania. Spomenuté štandardy popisujú lokalizáciu elektród ako pozíciu

dvoch bipolárnych miest prekrývajúcich sval vzhľadom k línii dvoch anatomických bodov v smere svalových vlákien, vo vzájomnej vzdialenosti 2cm. Pri výbere miest na lepenie elektród sme postupovali aj na základe doporučenia daného výrobcu použitého elektromyografu spoločnosti Mega Electronics Ltd. Elektródy boli k EMG prístroju pripojené prostredníctvom káblov s predzosilňovačom (Mega Electronics Ltd., Finland). Akcelerometer (Mega Electronics Ltd., Finland) bol zapojený v prvých štyroch kanáloch. Prenosné meracie zariadenie bolo umiestnené vždy za pásom respondentky a neobmedzovalo ju tak v pohybe. Elektródy a umiestnenie prístroja neboli počas merania zmenené.

Namerané dáta sme po ukončení merania stiahli z pamäťovej karty prístroja do PC (schéma zapojenia EMG prístroja a prevedenie dát do PC je znázornená na obr. 27). Následne sme ich analyzovali, algoritmicky spracovali a vyhodnotili pomocou softwaru MegaWin (Mega Electronics, Ltd., Finland) a Matlab 2013a (Math Works, Inc, USA). Dáta boli doplnené zvolenými metrickými parametrami získanými z akcelerometru a 2D kinematickej analýzy. Výsledky sme potom interpretovali na základe doterajších poznatkov o koordinačných a kineziologických aspektoch svalovej práce pri chôdzi.



Obrázok 27 Jednoduchá schéma zapojenia EMG prístroja ME6000 (Mega Electronics Ltd., Finland).

Pre potreby porovnania vybraného typu lokomócie človeka sme zvolili bežecký trénažer ENERGETICS PW 880 (Woelflistrasse 2CH-3006 Bern, Switzerland) (obr. 28). Trénažer je

vybavený počítačom s LCD displejom so 7 funkciami a 19 predvolenými tréningovými programami. Počítač meria čas, rýchlosť, vzdialenosť, spotrebu kalórií a tepovú frekvenciu pomocou dľaňových senzorov. Rýchlosť chôdze alebo behu je možné nastaviť manuálne v rozpätí 0,8-16 km/h. Bežeckú plochu s rozmermi 120 x 40 cm je možné nakloniť pre možnosť chôdze alebo behu do kopca v rozmedzí 0 - 10%. Samotné rozmery zostaveného stroja sú 166 x 73 x 134 cm pri maximálnej hmotnosti užívateľa 100 kg.



Obrázok 28 Použitý bežecký trenážér (<http://katalog.intersport.sk/produkt/bezecky-pas-energetics-pw-880-1242007>).

6.6 Sledované svaly a lokalizácia elektród

Sledované svalové skupiny sme vybrali na základe ich bazálnej anatomickej funkcie podľa Čiháka (2001), Mráza, Binovského, Holomáňovej, Osvaldovej a Ruttkay-Nedeckej (2015) a Jandu, Herbenovej, Jandovej a Palvlů (2004), na základe ich aktivity pri bipedálnej lokomócií a zaradenia do svalových reťazcov podľa Véleho (2006) a Kračmára et al. (2016). Vybrané svaly boli merané unilaterálne na pravej polovici tela z dôvodu možného ovplyvnenia elektrického potenciálu srdcovou frekvenciou.

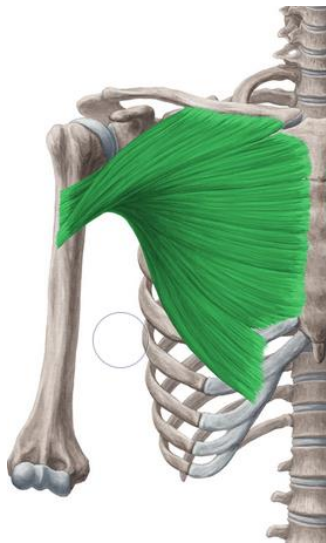
Pred samotnou aplikáciou elektród bola pokožka v mieste nalepenia očistená, odmastená alkoholom a zbavená ochlpenia. Umiestnenie elektród bolo vždy v smere svalových vlákien tak, že ich spojnice bola v mieste najväčšieho svalového napätia pri vybranom pohybe podľa doporučenia SENIAM, ako bolo uvedené v predchádzajúcej kapitole. Týmto boli na svaloch vybraných k meraniu stanovené najvhodnejšie miesta k nalepeniu elektród, ktoré aplikoval vyškolený fyzioterapeut s minimálne 5 ročnou praxou v odbore. Rovnako sme postupovali u všetkých probandiek. Následne prebehlo meranie chôdze v rovnej obuvi a na vysokých podpätkoch.

Pre potreby nášho výskumu sme vybrali týchto 8 svalov na pravej polovici tela:

1. M. pectoralis major
2. M. trapezius, pars transversa
3. M. obliquus externus abdominus
4. M. erector spinae, v drierkovej časti
5. M. gluteus medius
6. M. gluteus maximus
7. M. quadriceps femoris, rectus femoris
8. M. biceps femoris, caput longum

Popis meraných svalov, ich anatómiu, ontogenézu, funkciu a účasť vo svalových reťazcoch, sme čerpali z publikácii autorov Čihák (2001), Mráz et al. (2015), Véle (2006), anatomické obrázky pri popise jednotlivých svalov sme získali z internetového sídla KENHUB (2012) (<https://www.kenhub.com/en/start/basics>).

M. pectoralis major



Obrázok 29 M. Pectoralis major
(www.kenhub.com/en/start/basics).

Sval pokrývajúci ventrálnu časť hrudníka, delí sa na tri časti: pars clavicularis (odstupuje od mediálnej tretiny kľučkovej kosti), pars sternocostalis (odstup od sternálnej kosti a chrupaviek druhého až piateho rebra), pars abdominalis (odstup od pošvy priameho brušného svalu). Všetky časti sa upínajú do sulcus lateralis ramennej kosti (Čihák, 2001; Mráz et al., 2015).

Primárnou funkciou tohto svalu ako celku je addukcia, flexia a intrarotácia hornej končatiny. Pars clavicularis je aktívny pri ventrálnej a horizontálnej flexii, addukcii a je synergistom intrarotácie ramena. Pars sternalis et abdominalis sa zapájajú pri extenzii, addukcii, horizontálnej flexii a spolupracuje pri vnútornej rotácii (Čihák, 2001; Véle, 2006).

Tento sval vyvíja pri reflexnej lokomícii ťah k punctum fixum, ktorý je umiestnený na lakt'ovom kĺbe. Pri otáčaní je spojený s veľkým diagonálnym reťazcom, ktorý dvíha a rotuje horný trup, na čo nadväzuje rotácia dolného trupu.

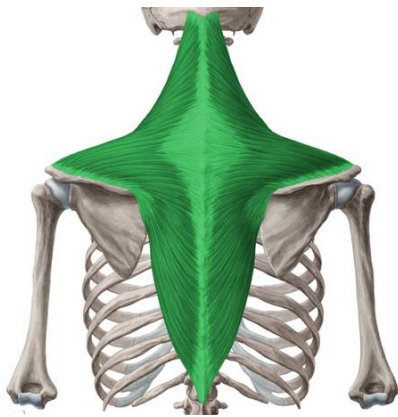
Sval je súčasťou dlhého skríženého reťazca na ventrálnej strane tela:

Humerus jednej strany → m. pectoralis major → fascia prednej plochy hrudníka → cez pošvu priamych brušných svalov na druhú stranu → mm. obliqui abdominis → lig. Inguinale → stehenná fascia → m. tensor fasciae latae → kolenný kĺb.

Reťazec rameno – hrudník:

Ventrálna strana hrudníka → m. pectoralis major → humerus → m. latissimus dorsi → dorzálna strana hrudníka (Véle, 2006).

M. trapezius



Obrázok 30 M. trapezius
(www.kenhub.com/en/start/basics).

Lichobežníkový sval je situovaný na dorzálnnej strane hornej časti trupu. Odstupuje od protuberantia occipitalis externa, linea nuchae, spinálne výbežky krčných a hrudných stavcov (Th1-Th12). Popisovaný sval sa delí na tri časti s rôznym miestom úponu. Horná časť sa upína na laterálnu tretinu klavikuly, akromion a spina scapulae. Časť stredná sa upína na spina scapulae a úpon dolnej časti je zdola na spina scapulae od vnútorného okraja po tuberculum deltoideum (Čihák 2001; Mráz et al., 2015).

Tento sval sa svojou funkciou podieľa na pohyboch lopatky, kedy pri kontrakcii všetkých častí ju priťahuje k hrudníku. Funkcia hornej časti svalu spočíva v elevácii pletenca hornej končatiny, extenzie hlavy proti šiji a rotácia na kontralaterálnu stranu. Primárnou funkciou strednej časti trapezu je addukcia lopatky, teda pohyb ramien vzad. Dolná časť svalu plní funkciu depresie lopatky a ramena, a vzpaženie hornej končatiny nad horizontálu (Čihák 2001; Véle, 2006).

Z pohľadu ontogenézy je funkcia svalu nasledovná. Počas reflexného plazenia je na tvárovej strane aktívna najmä spodná a stredná časť svalu, pričom ich smer ťahu je riadený smerom k lopatke cez spojenie na spinálnych výbežkoch, čím rotačne pôsobí na strednú a dolnú časť hrudnej chrbtice. Horná časť svalu má na tvárovej strane silný extenčný vplyv na autochtónne svalstvo. Na strane záhlavnej zaisťuje sval pohyb spodného uhlu lopatky (Čihák 2001; Véle, 2006).

M. trapezius je súčasťou svalového reťazca, ktorý sa aktivuje pri flexii a elevácii hornej končatiny:

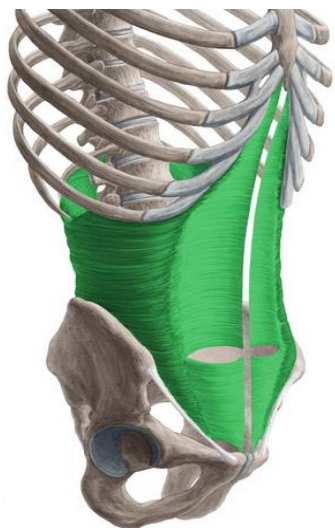
Rebrá → m. pectoralis minor → scapula → m. trapezius → stavce

Druhým svalovým zretázením, v ktorom má svoju funkciu je slučka fixujúca lopatku:

M. trapezius → scapula → m. serratus anterior → rebrá.

Obidva svalové reťazce sú dôležité pre pozíciu jamky ramenného kĺbu a tým aj pre komplexnú funkciu pletenca a celej hornej končatiny (Véle, 2006).

M. obliquus externus abdominis



Vonkajší šikmý sval brucha sa nachádza na ventrálnej a laterálnej strane dolnej časti trupu. Sval odstupuje z posledných 8 rebriev a upína sa labium externum cristae iliacaie a do linea alba. Spolu s m. obliquus internus abdominis tvoria súvislý pás okolo brucha, pretože vlákna m. obliquus externus abdominis jednej strany plynule funkčne nadväzujú na vlákna m. obliquus internus abdominis na strane druhej a naopak (Čihák 2001; Mráz et al., 2015).

Sval sa svojou funkciou podieľa na flexii a lateroflexii trupu, a na dýchacích pohyboch. Šikmé brušné svaly spolupracujú s

paravertebrálnymi svalmi pri rotácii trupu, pri rotácii do prava sa aktivuje pravý m.

Obrázok 31 M. obliquus externus abdominis (www.kenhub.com/en/sta-rt/basics).

obliquus externus abdominis a synergisticky ľavý m. obliquus internus abdominis. Tieto svaly sa takýmto spôsobom aktivujú počas rotácie trupu pri chôdzi človeka (Čihák 2001; Véle, 2006).

Šikmé svaly brucha sú začlenené do slučiek, ktoré prebiehajú krížom cez telo človeka.

Prvou z nich je skrížený dlhý reťazec trupu:

Humerus jednej strany → m. pectoralis major → fascia prednej plochy hrudníka → cez pošvu priamych brušných svalov na druhú stranu → mm. obliqui abdominis → lig. Inguinale → stehenná fascia → m. tensor fasciae latae → kolenný kĺb

Druhý reťazec spája nohu s hrudníkom:

Os cuneiforme I. → m. peroneus longus → tibia → fascia cruris → m. biceps femoris a m. adductor longus → m. obliquus internus abdominis → m. obliquus externus abdominis (druhej strany) → hrudník (Véle, 2006).

M. erector spinae

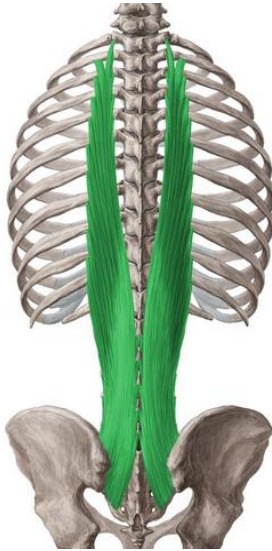
Skupina paravertebrálnych svalov chrbta so spoločným názvom, m. erector spinae, prebiehajú pozdĺž celej chrbtice od atlanto-okcipitálneho spojenia po os sacrum. Sval sa anatomicky delí na tri svaly.

M. longissimus odstupuje od zadnej časti crista iliaca, spinálnych výbežkov driekových a hrudných stavcov a priečnych výbežkov hrudných a dolných krčných stavcov. Upína sa na

priečne výbežky driekových stavcov, posledné rebrá, priečne výbežky C5 – C2 a na dorzálnu stranu processus mastoideus.

M. iliocostalis začína na crista iliaca a laterálnom okraji 12. – 3. rebra. Postupne sa upína na rebrá a priečne výbežky krčných stavcov kraniálne po C2.

M. spinalis odstupuje zo spinálnych výbežkov driekovej časti chrbtice po krčnú oblasť. Upína sa postupne až do oblasti krčnej, pričom vždy preskakuje niekoľko výbežkov (Čihák 2001; Mráz et al., 2015).

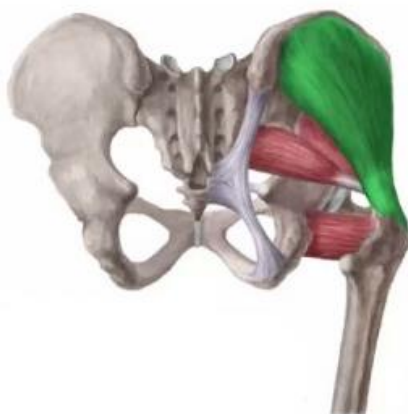


Obrázok 32 M. erector spinae
(www.kenhub.com/en/start/basics).

Funkcia týchto svalov je delená podľa vrstiev. Ako celok pri symetrickej aktivácii extendujú chrbticu pri fixácii panvy. Zväčšujú driekovú lordózu a spolupracujú na dýchacích pohyboch a rotácii trupu. Hlboko uložené svaly vykonávajú segmentálnu adjustáciu už pri predstave pohybu a patria k základnej zložke hlbokého stabilizačného systému. Stredná vrstva spája viacero segmentov a ovládajú jednotlivé sektory chrbtice. Povrchové silné svaly ako celok sa uplatňujú pri destabilizácii a labilných polohách tela, kedy musia vyvinúť intenzívny silový moment aby nedošlo k pádu (Čihák 2001; Véle, 2006).

M. erector spinae je ako celok aktívny najmä v dlhých svalových reťazcoch prebiehajúcich cez celé telo, ako napr. reťazec pri záklone so vzpažením: m. tibialis anterior, m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. erector spinae, m. trapezius (Véle, 2006).

M. gluteus medius



Obrázok 33 M. gluteus medius
(www.kenhub.com/en/start/basics).

M. gluteus medius prebieha na laterálnej časti panvy, spája panvu s femurom, odstupuje od vonkajšej plochy bedrovej kosti a upína sa na trochanter major. Tento sval má pri aktivácii veľký význam, počas chôdze stabilizuje panvu, aby nedochádzalo k jej poklesu na švihovej strane. Pri poškodení dochádza ku kolísavej chôdzi (kačacej chôdzi) (Čihák 2001; Mráz et al., 2015).

Hlavnou funkciou svalu je abdukcia bedrového kĺbu, stabilizácia panvy počas chôdze, predná časť svalu spolupracuje pri intrarotácii bedrového kĺbu a anteverzii panvy, zadná časť je aktívna pri extrarotácii a retroverzii panvy (Čihák 2001; Véle, 2006).

Tento sval je na tvárovej strane vo fázy opory najdôležitejší, pretože zabezpečuje fixáciu hlavice bedrového kĺbu v jamke, nakoľko sa sval rozprestiera na týmto kĺbom. Smer jeho kontrakcie je vo flekčnej fáze k punctum fixum laterálne, ventrálne a kraniálne, rovnako ako ďalšie svaly bedrového kĺbu. V opornej fáze pôsobí ako vzpriamovač panvového pletenca a má obrátený bočný smer ťahu cez hlavicu femuru. Na strane záhlavnej sa sval je kontrakcia svalu, pri opornej aj švihovej fáze, smerom distálnym a na bedrový kĺb má extrarotačný vplyv (Čihák 2001; Véle, 2006).

M. gluteus medius spolu s m. gluteus minimus umožňujú úklon panvy a pôsobia na neho v tomto spojení homolaterálne:

M. gluteus medius, m. gluteus minimus, mm. obliqui abdominis, m. erector spinae, m. quadratus lumborum, mm. scaleni (Véle, 2006).

M. gluteus maximus



Obrázok 34 M. gluteus maximus
(www.kenhub.com/en/start/basics).

Veľký sedací sval patrí medzi najmohutnejšie svaly v tele. Nachádza sa na dorzálnej strane panvy, odstupuje od laterálneho okraja kostrče, krížovej kosti a vonkajšej plochy bedrovej kosti. Upína sa na tractus iliotibialis a tuberositas femoris (Čihák 2001; Mráz et al., 2015).

Primárnymi úlohami svalu sú, vzpriamenie trupu zo sedu alebo drepu a extenzia bedrového kĺbu. Je synergistom pri addukcii ale aj abdukcii femuru a podporuje extrarotáciu bedrového kĺbu. Pri jeho inaktivite by nebola možná chôdza hore schodmi, do kopca a výskok. V stoju bráni pádu trupu dopredu (Čihák 2001; Véle, 2006).

M. gluteus maximus má vo vzore reflexného plazenia vedľajšiu úlohu. Extenzia bedrového kĺbu je aktivovaná flexormi kolena a tento sval sa tohto pohybu nezúčastňuje v plnom rozsahu.

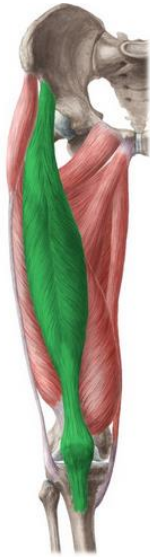
Sval je začlenený do dlhého dorzálneho svalového reťazca:

Humerus jednej strany → m. latissimus dorsi → fascia thoracolumbalis → chrbtica → kontralaterálna crista iliaca → fascia glutea → m. gluteus maximus → fascia lata → m. tensor fasciae latae → koleno druhej strany.

Reťazec medzi panvou a femurom:

Os ilium → m. gluteus maximus → femur → m. iliacus → os ilium → femur → m. psoas major → drieková chrbtica → os sacrum → os ilium (Véle, 2006).

M. quadriceps femoris, rectus femoris



Obrázok 35 M. rectus femoris
(www.kenhub.com/en/start/art/basics).

Štvorhlavý sval stehna nachádzame na ventrálnej strane stehennej kosti. Jednou z jeho častí je m. rectus femoris. Ďalšími časťami svalu sú m. vastus lateralis, m. vastus intermedius a m. vastus medialis. M. rectus femoris patrí medzi dvojkĺbové svaly, pričom má svoju funkciu v bedrovom a kolennom kĺbe. Sval odstupuje z tuberositas iliaca nad acetabulom a upína sa spolu s ostatnými hlavami svalu cez ligamentum patellae na tuberositas tibiae (Čihák 2001; Mráz et al., 2015).

Keďže je tento sval dvojkĺbový v bedrovom kĺbe zabezpečuje flexiu a v kolennom kĺbe ako súčasť m. quadriceps femoris patria medzi hlavné extenzori kolena. Sval sa podieľa na udržaní vzpriameného stoja (Čihák 2001; Véle, 2006).

M. rectus femoris je začlenený do dlhého reťazca medzi panvou a lýtkom:

Panva (spiana iliaca) → m. rectus femoris → tibia → ischiokrurálne svaly → panva (tuber ischiadicum) → fibula → m. biceps femoris → panva (tuber ischiadicum) (Véle, 2006).

M. biceps femoris, caput longum



Obrázok 36 M. biceps femoris
(www.kenhub.com/en/start/basics).

Tento sval patrí do skupiny flexorov kolena spolu s m. semitendinosus a m. semimembranosus, prebiehajú na dorzálnej strane stehna. M. biceps femoris má dve hlavy, caput longum dvojkĺbový sval, ktorý odstupuje od tuber ischiadicum a caput breve začína v hornej časti stehennej kosti, obe hlavy sa upínajú na caput fibulae (Čihák 2001; Mráz et al., 2015).

Primárnou funkciou týchto svalov je flexia kolenného kĺbu. Caput longum je synergistom pri extenzii a extrarotácii bedrového kĺbu. Sval je aktívny aj pri addukcii abdukovaného stehna (Čihák 2001; Véle, 2006).

Biceps femoris je podobne ako m. rectus femoris začlenený do dlhého reťazca medzi panvou a lýtkom:

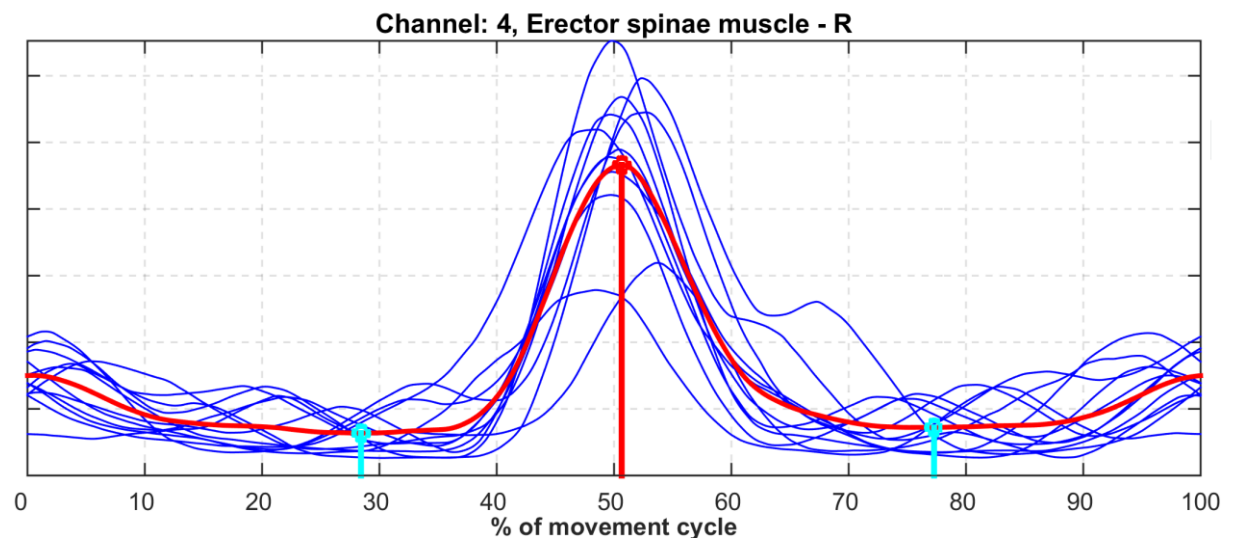
Panva (spiana iliaca) → m. rectus femoris → tibia → ischiokrurálne svaly → panva (tuber ischiadicum) → fibula → m. biceps femoris → panva (tuber ischiadicum).

Sval je aktívny pri záklone so vzpažením spolu so svalmi:

M. tibialis anterior, m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. erector spinae, m. trapezius (Véle, 2006).

6.7 Spracovanie a analýza získaných dát

Použitá metóda povrchovej EMG poskytuje kvantitatívne dáta, na ktorých základe je tvorená analýza kvality pohybu, ktorá tvorí základ pre stanovenie koordinačných ukazovateľov. Vzdialené hodnoty boli ošetrené designom použitého softwaru (Špulák, 2015). Pre hodnotenie svalovej aktivity sme využili dve metódy. Detekciu prahovania a trojuholníkovú metódu, pričom obe využívajú namiesto surového EMG signálu jeho tzv. obálku. Nespracovaný digitálny elektromyografický signál bol v každom kanále usmernený a prevedený do absolútnych hodnôt, tým sme získali obálky EMG krivky filtrovaním absolútnej hodnoty EMG signálu dolnou priepusťou (low pass filter), filter FIR o dĺžke 1501 koeficientov s hraničným kmitočtom priepustného pásma 4,14 Hz a nepriepustným pásmom s útlmom 55dB pre signály s vzorkovacou frekvenciou 1000Hz. Na obálkach krivky EMG boli následne vyznačené jednotlivé cykly pohybu. Obálky týchto cyklov boli interpolované na jednotnú dĺžku a pre každý sval bol vytvorený ich priemer v podobe priemernej obálky (obr. 37). V práci sme využili metódu detekcie podľa Špuláka (2015).



Obrázok 37 Obálky jednotlivých pohybových cyklov interpolované na jednotnú dĺžku 0-100%. (archív autora).

Legenda: Jednotlivé EMG obálky krokových cyklov (modrou) a ich priemerná obálka (červenou). Zvislá červená čiara označuje maximum priemernej obálky. Vo vyznačenom intervale okolo maxima prebieha následne hľadanie maxim v jednotlivých pohybových cykloch. Zvislé azúrové čiary označujú minimum priemernej obálky pracovného cyklu.

K detekcii počiatkov a koncov svalovej aktivity sme použili metódu prahovania obálky EMG signálu, ktorú využíva viacero autorov (De Luca, 1997; Konrad, 2005; Hug & Dorel,

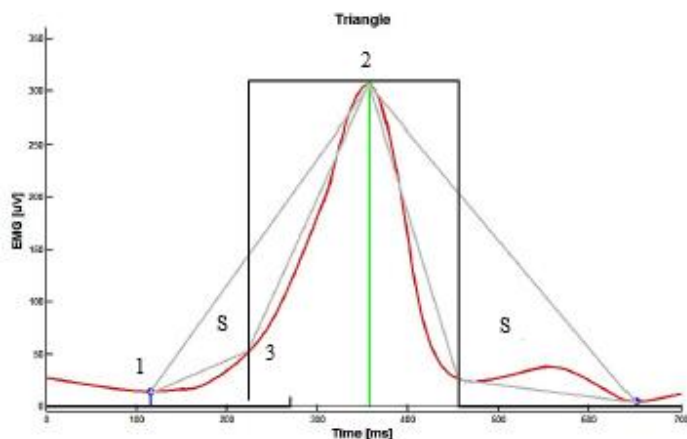
2011), a ktorú je možno použiť aj v dodávanom Mega Win software. Obálka EMG signálu je stanovená ako jeho absolútna hodnota filtrovaná dolnou priepusťou (low pass filter) s hraničnou frekvenciou 20Hz. Súčasťou detekcie začiatkov a koncov svalovej aktivity je pri tejto metóde určenie vhodnej hodnoty prahu. Prah detekcie je stanovený na základe lokálnych extrémov obálky signálu ako $(\max - \min) \times 0.25 + \min$. Detekcia začiatkov využíva prah určený z minimálnej hodnoty obálky predošlej EMG aktivácie a detekcia konca využíva prah určený z minimálnej hodnoty obálky nasledujúcej po EMG aktivite. Presné pozície lokálnych extrémov sú stanovené na základe analýzy priemernej obálky, ktorá predchádza samotnej detekcii EMG aktivácií. V každom pohybovom cykle bolo na obálke EMG signálu nájdené lokálne maximum a úseky obálky presahujúce 25% tohto maxima boli označené ako svalová aktivita (Špulák, Čmejla, Bačáková, Kračmar, Satrapová & Novotný, 2014). Pri zvolení nižšej hodnoty prahu nastáva riziko zachytenia šumov EMG signálu a pri cyklickom pohybe vzniká možnosť vysokého tonicko-posturálneho pozadia, kedy sval môže zotrvať dlhodobo v určitom rezíduu svalovej aktivácie (Hug & Dorel, 2011).

Vďaka detekcii vykonávanej v jednotlivých pohybových cykloch bolo možné zobrazit' priebeh svalovej aktivity v celom spracovanom úseku pohybového cyklu a zároveň posúdiť opakovateľnosť činnosti jednotlivých svalov a prípadné rozdiely v poradí začiatku a konca aktivity svalu.

Trojuholníková metóda detekcie aktivácie a deaktivácie svalovej aktivity dobre funguje na spojitých signáloch. Na priemernej obálke EMG signálu musíme vyznačiť maximum ležiace v intervale $\pm 10\%$ cyklu od polohy maxima priemernej obálky, podobným spôsobom bolo nájdené aj minimum. Následne sa trojuholníkovou metódou vyznačil bod považovaný za začiatok svalovej aktivity, teda bod pod spojnicou minima s maximom, ktorý spoločne s týmito bodmi tvorí trojuholník s najväčšou možnou plochou. Prepona trojuholníka začína v bode lokálneho minima priemernej obálky pohybového cyklu a končí v bode lokálneho maxima daného EMG signálu (obr. 38).

Podobným spôsobom bol určený aj koniec svalovej aktivity s využitím minima ležiaceho za maximom, následne boli graficky vyjadrené intervaly aktivít svalov v jednotlivých pohybových cykloch, ktoré boli spriemerované. Okrem priemernej polohy aktivácie a deaktivácie boli určené ak smerodatné odchýlky týchto hodnôt.

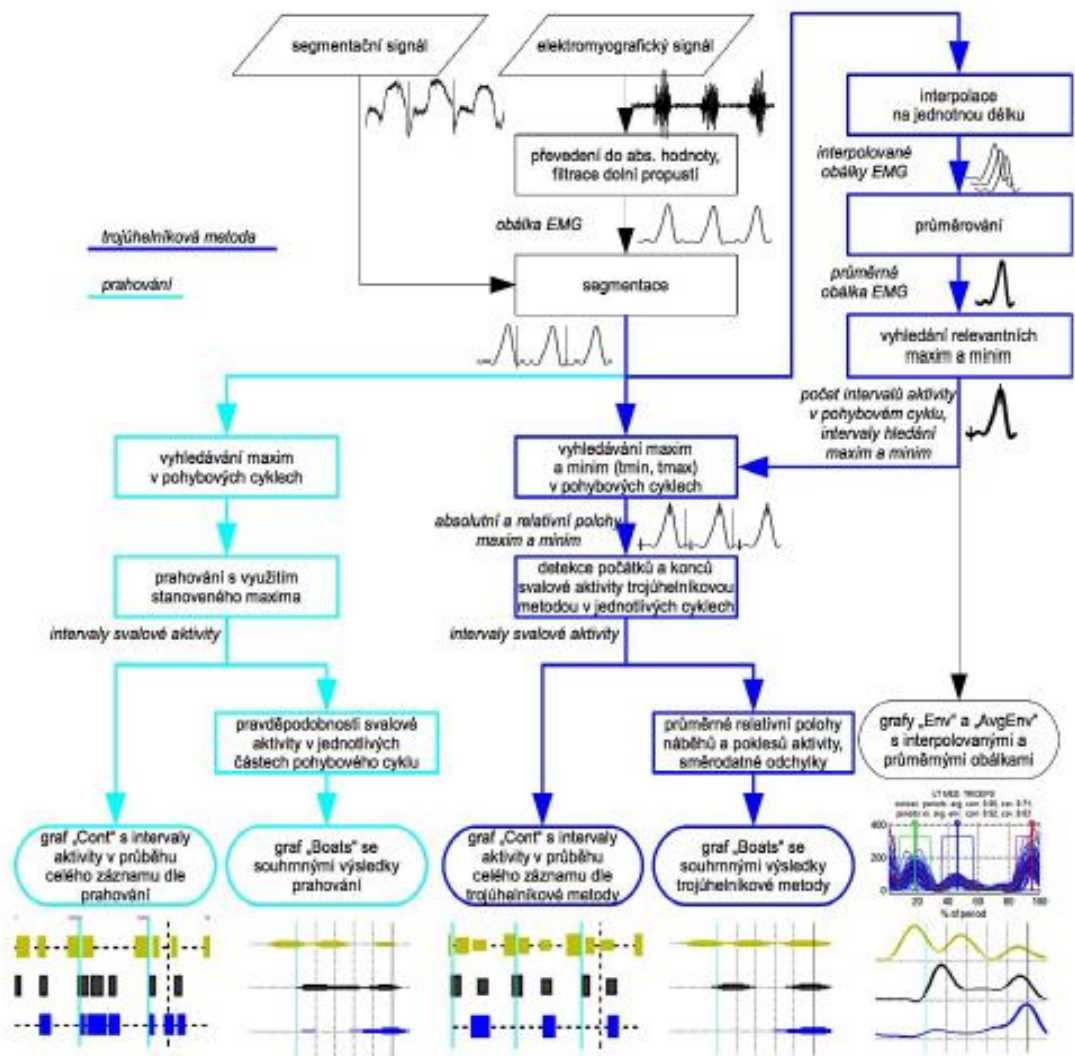
Výsledky tejto metódy sú ovplyvnené hraničnou frekvenciou filtrácie dolnou priepusťou (low pass filter) použitej pri výpočte priemernej obálky. Výsledky sú interpolované na základe fázových posunov počiatku a konca aktivity sledovaných svalov v priebehu krokového cyklu.



Obrázok 38 Trojuholníková detekcia, bod 1 je poloha lokálneho minima, bod 2 je poloha lokálneho maxima, bod 3 je počiatkový bod svalovej aktivity. Bod S označuje plochu najrozľahlejšieho trojuholníka, zvislé čierne čiary označujú hranice cyklu (upravené podľa Zbořilová, 2014).

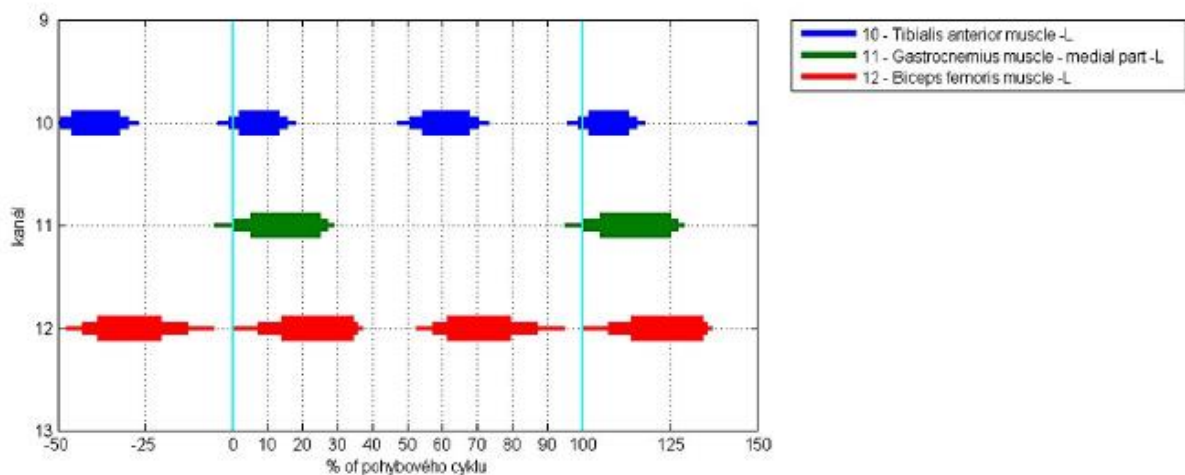
Vyhodnotenie dát a ich algoritmické spracovanie sme realizovali pomocou SW MegaWin (Mega Electronics Ltd., Finland) a Matlab 2013a (Math Works, Inc, USA), a metódy automatickej segmentácie pohybových cyklov. Programom Matlab bola vytvorená priemerná poloha počiatkov a koncov svalovej aktivity jednotlivých svalov v závislosti na aktivite m. quadriceps femoris – rectus femoris. Tento sval sme vybrali ako rozhodujúci, ktorý by mal mať teoreticky prevažujúcu tendenciu aktivity ihneď od začiatku sledovaného pohybu. Na podstate týchto vstupov bola vytvorená matica nástupu meraných svalových skupín v rámci jednej periódy a získané hodnoty boli zaokrúhlené na celé čísla.

Detekcia prostredníctvom parametrizačnej techniky + K-Means, detektor používa parametrizáciu elektromyografického signálu pomocou variancie, entropie, spektrálnych vlastností a dĺžky krivky v okne o dĺžke 100ms s prekryvom 75%. Výsledky parametrizácie sú delené do dvoch tried prostredníctvom klasifikátora K-means. Trieda s vyššou priemernou variáciou je považovaná za svalovú aktiváciu, pričom výsledky klasifikácie sú následne prevedené na detekciu svalovej aktivity s ohľadom na sekvenciu lokálnych extrémov.



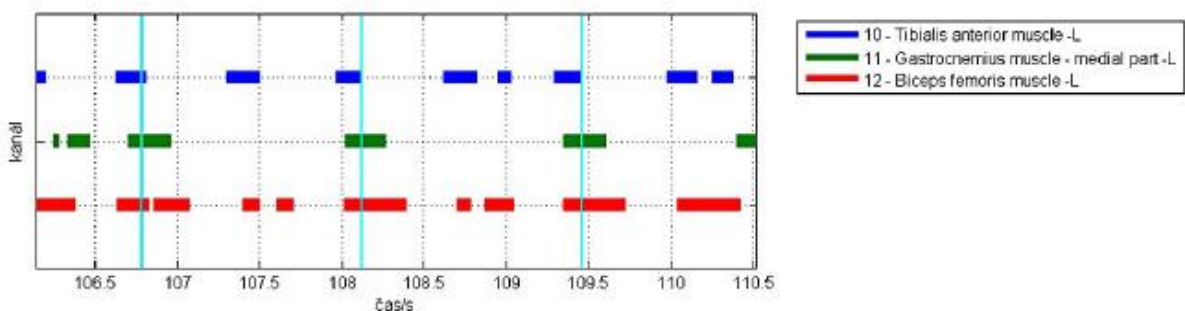
Obrázok 39 Vývojový diagram, ktorý znázorňuje trojuhelníkovú metódu a prahovanie s vyznačenými grafickými výstupmi podľa číselných výsledkov (Špulák, 2015).

Počas posudzovania svalovej koordinácie sme vyhodnocovali polohu nástupu alebo poklesu svalovej aktivity, ktorá sa vzťahuje k referenčnému svalu (m. quadriceps femoris – rectus femoris), z dôvodu veľkej autokorelácie EMG krivky. Algoritmus vytvárajúci grafické a číselné výstupy umožňuje zadať referenčný sval a priemerné polohy začiatkov a koncov svalovej aktivity, ktoré sa k tomuto svalu vzťahujú (obr. 40).



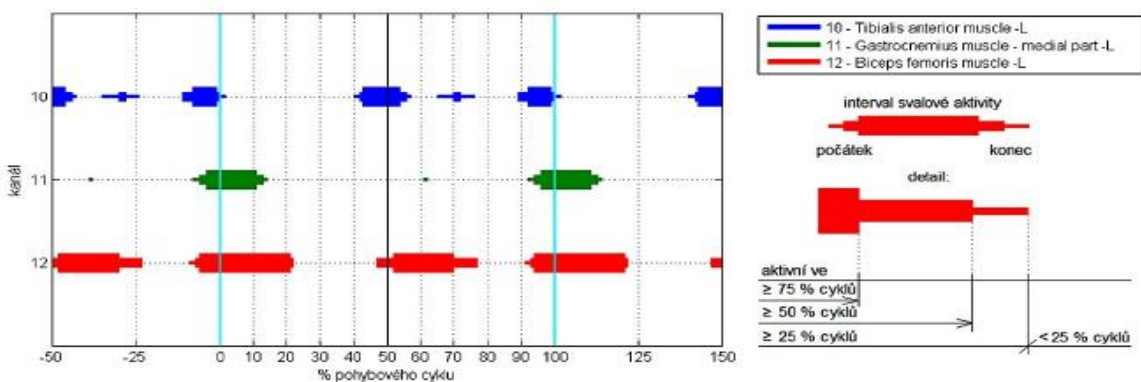
Obrázok 40 Príklad grafického spracovania priemernej pozície aktivácie a deaktivácie svalovej aktivity, kde aktivity svalu označeného zelenou farbou je definovaná ako referenčná hodnota (Špulák, 2015).

Aktivita detekovaná prahovaním v jednotlivých cykloch pohybu bola oddelená zvislými čiarami v miestach, v ktorých priemerná obálka prekročila prah stanovený ako 25% maxima obálky v sledovanom pohybovom cykle (obr. 41).



Obrázok 41 Príklad intervalov svalovej aktivity vyznačených azúrovou čiarou (Špulák, 2015).

Pre kompletné výsledky prahovania v jednotlivých pohybových cykloch bola graficky spracovaná 0 – 100% pravdepodobnosť, že sval bol v danom mieste aktívny (obr. 42).



Obrázok 42 Príklad grafického znázornenia pravdepodobnosti svalovej aktivity v rozličných fázach pohybového cyklu s vysvetlením hrúbky vodorovných čiar (Špulák, 2015).

Výstupy z detekcie je možné rozdeliť na tie, ktoré popisujú priebeh každého pohybového cyklu zvlášť, čo znamená, že každému pohybovému cyklu zodpovedá jeden výstupný údaj, a tie, ktoré predstavujú celkové informácie o činnosti svalu počas celého spracovaného úseku teda údaj, ktorý je spoločný pre všetky pracovné cykly pohybu.

Pri priemerných, celkových informáciách ide o:

- priemernú EMG obálku signálu,
- počet intervalov svalovej aktivity počas pohybového cyklu,
- pozícia relevantných lokálnych extrémov priemernej obálky EMG signálu,
- priemernú relatívnu pozíciu začiatkov a koncov aktivity svalu,
- smerodatnú odchýlku polohy začiatkov a koncov svalovej aktivity.

Pri hodnotách popisujúcich priebeh každého pohybového cyklu osobitne ide o:

- pozíciu relevantných lokálnych extrémov obálky EMG signálu,
- pozíciu detekovaných začiatkov a koncov aktivity svalu,

Informácia o opakovateľnosti pohybu a zapojenia jednotlivých svalov poskytujú výsledky detekcie svalovej aktivity zistené z číselných výstupov:

- priemerná korelácia po sebe idúcich interpolovaných obálok,
- priemerná korelácia interpolovaných obálok z jednotlivých pohybových cyklov a priemernej obálky,
- priemerná kovariancia po sebe idúcich interpolovaných obálok,
- priemerná kovariancia interpolovaných obálok z jednotlivých pohybových cyklov a priemernej obálky.

Kovariancia je vypočítaná z korelácie vektorov po odčítaní ich priemernej hodnoty to znamená, že kovariancia popisuje premenlivú zložku pohybu, fázickú aktivitu svalu. Zložku pohybu v rovnakom smere, tonickú aktivitu na pozadí, ale nezachycuje. Korelácia zahŕňa obe zložky, pre výpočet korelácií a kovariácií sú využívané interpolované obálky EMG signálu z každého pohybového cyklu. Spočítaná je kovariancia a korelácia interpolovaných obálok z každých dvoch po sebe idúcich pracovných cyklov a z týchto hodnôt je vypočítaná priemerná korelácia a kovariancia po sebe idúcich obálok. Každá interpolovaná obálka je zároveň porovnávaná z priemernou obálkou, pričom vypočítané hodnoty sú tiež spriemerované a prezentované ako priemerná korelácia a kovariancia s priemernou obálkou EMG signálu.

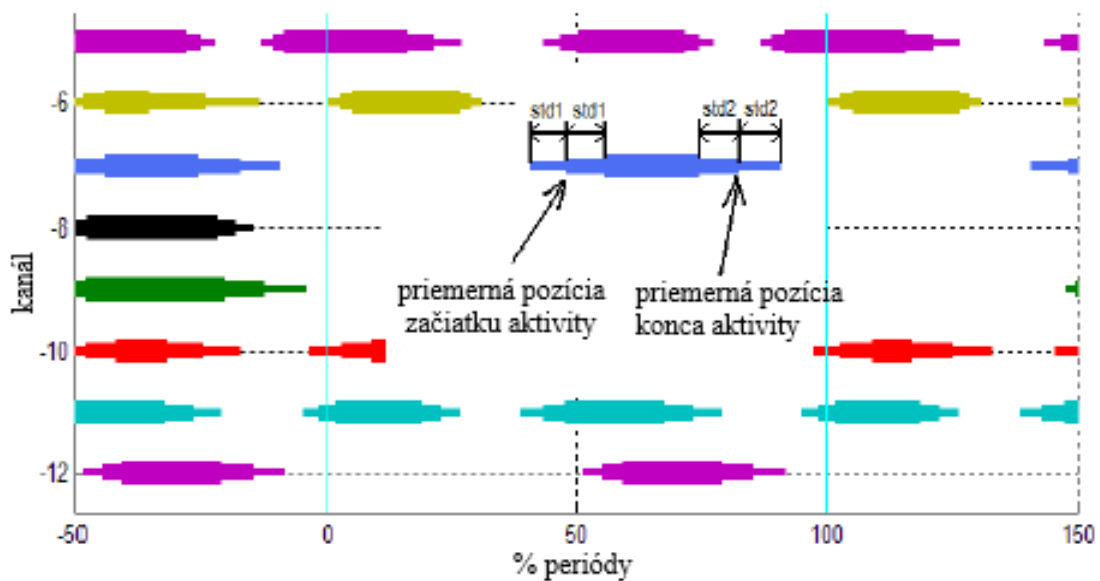
Výsledky na základe expertného hodnotenia vyzerajú nasledovne:

Envelopes - priebeh EMG signálu počas priemerného pohybového cyklu jednotlivých svalov.

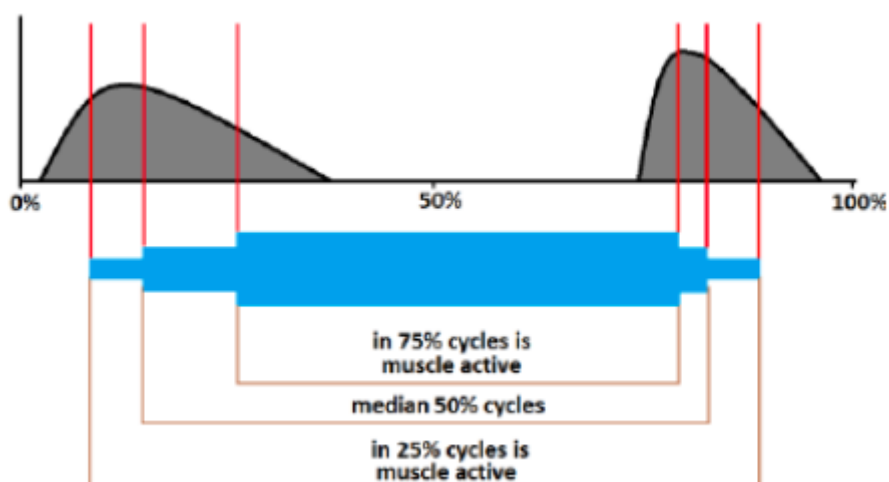
Boats – interval významnej aktivity sledovaných svalov v rámci priemerného kroku.

Grafické prezentovanie intervalov aktivity jednotlivých svalov v pohybových cykloch sa rovná priemernej pozícii spriemerovaných intervalov, okrem priemernej pozície začiatku a konca aktivity svalu boli určené aj smerodatné odchýlky týchto hodnôt.

Priemerné intervaly svalovej aktivity sú prezentované graficky, Boats. Graf je obohatený pre väčšiu názornosť o 50% z predchádzajúceho cyklu pohybu a 50% z pohybu nasledujúceho. Znáznorený úsek má týmto rozsah od -50% do 150% pohybového cyklu (obr. 43).



Obrázok 43 Príklad intervalov aktivít jednotlivých svalov v priebehu priemerného pracovného cyklu, šírka pruhu prezentuje významnú intenzitu aktivácie (Špulák, 2015).



Obrázok 44 Priemerný začiatok a koniec svalovej aktivity a ich smerodatných odchýlok znázornené graficky (Špulák, 2015).

Namerané hodnoty z pamäťovej karty použitého elektromyografu sme stiahli do PC a boli nahrané do SW Megawin v súboroch formátu tff. Súborny boli následne transformované do formátu mat., v ktorom prešli všetky dáta v nezávislom SW Matlab 2013a automatickou segmentáciou pohybových cyklov. Korelačnými a kovariačnými koeficientami boli odstránené pohybové cykly s odlišnou aktivitou (kovariačné koeficienty súvisia so stabilitou pohybu 1 – sú rovnaké, 0 – sú odlišné, mínus sú opačné, korelačné koeficienty určujú priemernú hodnotu opakovateľnosti aktivity). Kovariancie sú korelácie po odstránení jednosmerných zložiek signálu, čiže sa odstráni stredná hodnota a násobí sa ako u korelácie. Korelácia priemerných obálok medzi svalmi znamená koreláciu priemerných obálok pre každú dvojicu svalov, zistíme či sa zapájajú podobným spôsobom.

Komparatívna analýza je vykonaná na základe:

- Priemernej obálky EMG signálu: normovanou koreláciou a detekciou presnej pozície maxima svalovej obálky v rámci jedného cyklu pohybu
- Svalovej aktivity: podľa zistenia aktivácie a deaktivácie svalovej činnosti, prípadne dĺžky svalovej kontrakcie. Jednotlivé aktivácie svalu sú triedené podľa poradia v pohybovom cykle. Pre každú aktiváciu je vypočítaná empirická distribučná funkcia začiatkov a koncov aktivity v celom signály. Na základe empirickej distribučnej funkcie je vypočítaný medián, dolný a horný kvartil distribúcie aktivácie a deaktivácie (Hendl, 2015).

Skôr ako sme začali testovať hypotézy dáta sme podrobili testovaniu normality prostredníctvom Shapiro-Wilkov testu (tab. 2). Na základe pravidiel sme formulovali hypotézy o normalite:

- H_0 : výberový súbor má normálne rozdelenie.
- H_A : výberový súbor nemá normálne rozdelenie.

Tabuľka 2 Výsledky testu normality dát všetkých probandov (vlastné spracovanie).

Názvy svalov	Test normality	Normalita
m. pectoralis major	<0,0001	porušená (H _a)
m. trapezius, pars transversa	0,12	normálne dáta (H ₀)
m. obliquus abdominis externus	0,00	porušená (H _a)
m. erector spinae	<0,0001	porušená (H _a)
m. gluteus medius	<0,0001	porušená (H _a)
m. gluteus maximus	<0,0001	porušená (H _a)
m. rectus femoris	<0,0001	porušená (H _a)
m. biceps femoris	<0,0001	porušená (H _a)

Následne sme podľa výsledku normality zvolili vhodnú štatistickú metódu. U dát s neporušenou normalitou a potvrdením nulovej hypotézy o normalite sme zvolili párový t-test, ktorý je vhodný na dáta, ktoré tvoria pár s časovým odstupom, resp. pri zmene podmienok. Tento párový t-test je všeobecne používaný na vyhodnotenie rozdielu v priemeroch dvoch skupín (obr. 45).

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{s_d} \quad s_d = \frac{1}{\sqrt{n}} \sqrt{\frac{\sum i(d_i - \bar{d})^2}{n-1}}$$

Obrázok 45 Vzorec výpočtu t-testu pre závislé vzorky (Hendl, 2015).

Pri dátach, ktoré neboli normálneho rozdelenia, sme použili jednovýberový Wilcoxonov test (obr. 46), ktorý patrí medzi neparametrické testy a je popisovaný ako alternatíva párového t-testu pre závislé vzorky. Tento test je vhodný aplikovať na tom istom súbore na základe časového rozlíšenia a pracuje s počtom nenulových rozdielov. Táto metóda testuje hypotézu: H₀ : μ = μ₀.

$$U = \frac{S_{\min} - \frac{1}{4}n_d(n_d + 1)}{\sqrt{\frac{1}{24}n_d(n_d + 1)(2n_d + 1)}}$$

Obrázok 46 Vzorec výpočtu pre Wilcoxonov párový test (Anděl, 2005).

Aby sme dokázali štatistickú, praktickú ale aj vecnú významnosť štatistického testu (maximalizovali vierohodnosť zamietnutia nulovej hypotézy) využijeme koeficient veľkosti účinku (Effect Size) vychádzajúceho z jeho odhadu. Najčastejšie používaná rovnica je známa ako Cohenov koeficient účinku „ d “ (obr. 47), ktorý sa používa pri posudzovaní veľkosti efektu u závislých skupín.

$$ES = d = \frac{M_1 - M_2}{SD_{pooled}} = \sqrt{\frac{[(n_1 - 1)SD_1^2 + (n_2 - 1)SD_2^2]}{[n_1 + n_2 - 2]}}$$

Obrázok 47 Vzorec výpočtu Cohenovho koeficient účinku „ d “ (Sigmundová & Fromel, 2005).

Bežne používané hodnotenie veľkosti koeficientu d je nasledujúce (Cohen, 1988; Sheskin, 2007):

- $d \geq 0,80 \rightarrow$ veľký efekt;
- $0,50-0,80 \rightarrow$ stredný efekt;
- $0,20-0,50 \rightarrow$ malý efekt.

Nami stanovené hypotézy sme overovali na hladine významnosti $\alpha = 0,05$, t. j. na 95% pravdepodobnosti. Výsledkom je p -hodnota (p -value), ktorá ak je menšia ako stanovená hladina významnosti (α), potom nulovú hypotézu zamietneme a prijímame alternatívnu. Znamená to, že rozdiel medzi početnosťami zistenými vo vzorke je príliš veľký na to, aby bol iba dôsledkom náhodného výberu, teda je štatisticky významný. Ak je p -hodnota menšia ako stanovená hladina významnosti (α), potom nulovú hypotézu nezamietneme, pretože rozdiel medzi početnosťami zistenými vo vzorke môže byť dôsledkom náhodného výberu, teda nie je štatisticky významný.

Na vyhodnotenie nami zostaveného dotazníka sme použili PC program MS Excel 2010 a PC program Statistica.

Použité expertné semautomatizované hodnotenie výskumu:

- Priemerné obálky sledovaných svalov
- Grafy boats – ako vzor svalovej koordinácie.

Analyzované dáta prezentujeme ako aritmetický priemer a smerodatnú odchýlku všetkých meraných pohybových cyklov.

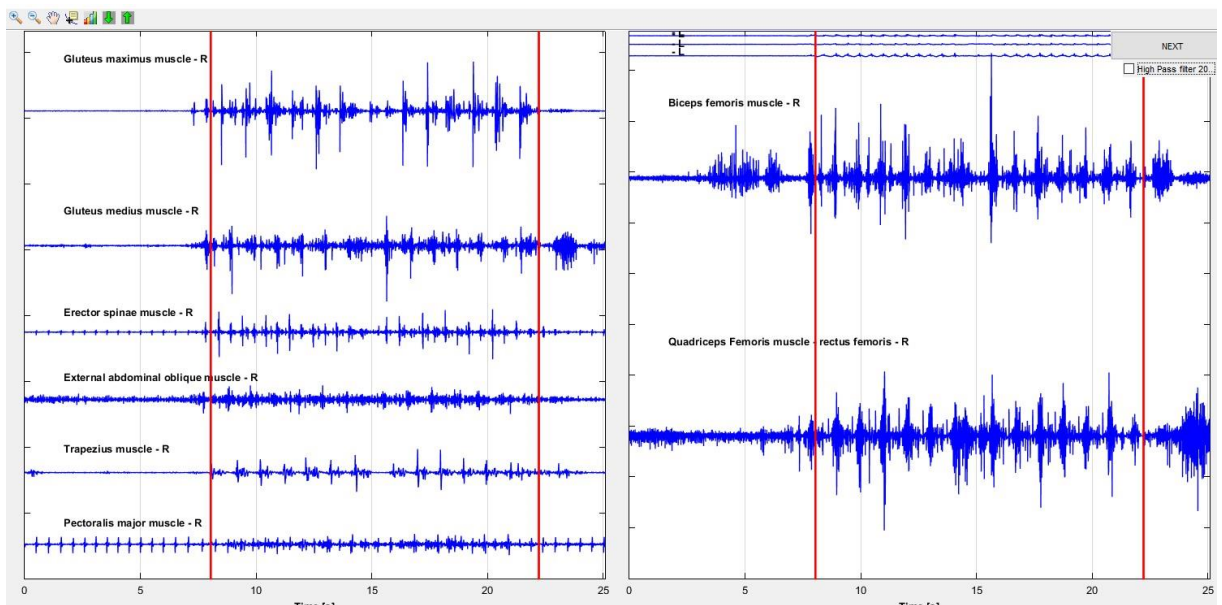
Dáta sme synchronizovali podľa referenčného svalu, u ktorého sme nepredpokladali odlišnosť v jednotlivých pohybových aktivitách, použili sme akcelerometer pre validáciu

segmentácie pohybových cyklov. Segmentácia pohybu bola vypočítaná z videozáznamu, ktorý bol synchronizovaný s EMG.

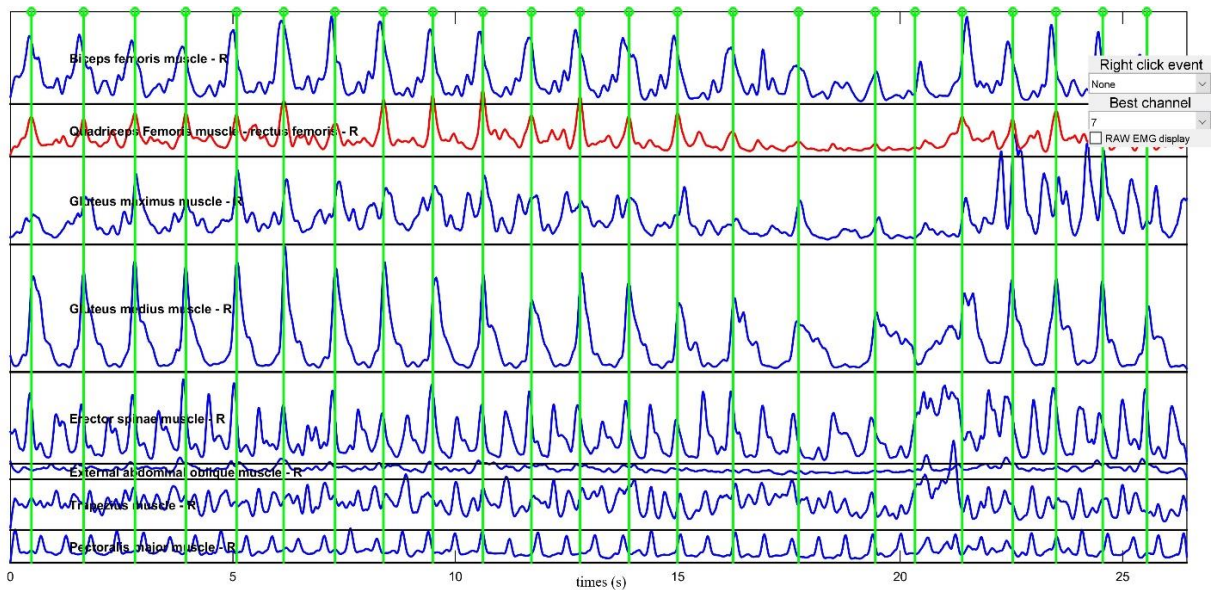
Intraindividuálna analýza zo zistených výsledkov bola vykonaná na základe korelácie jednotlivých svalov. Pre určenie nástupu svalovej aktivity s následnou intra a interindividuálnou analýzou vybraného úseku bude zvolená detekcia začiatku a konca svalovej aktivity cez metódu treshold. Na základe zistených výsledkov sme vyhľadali určité trendy v aktivite jednotlivých svalov. Sledovali sme podobnosť ich aktivácie v rámci celej skupiny sledovaných probandiek. Časová os sme normalizovali na percentá z dôvodu rôznej dĺžky trvania pohybových fáz a možnosti lepšej komparácie.

7 Výsledky

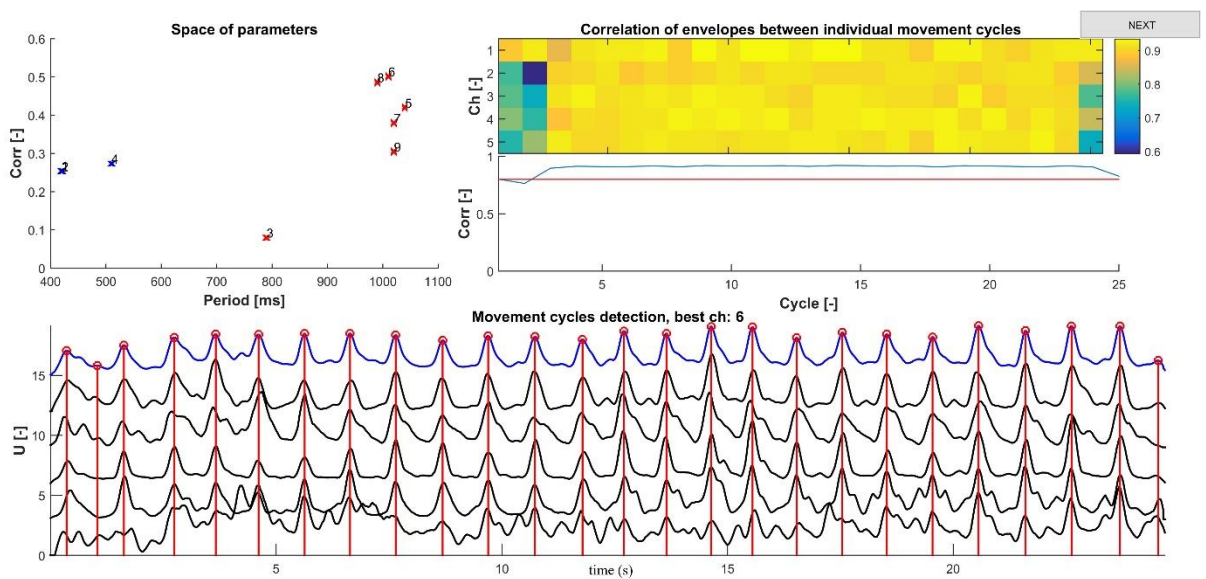
Pred samotnou detekciou pohybových cyklov sme vybrali u každej probandky pre všetky merané kanály relevantný úsek sledovanej lokomócie pri každej meranej situácii (chôdza v topánkach s vysokým podpätkom na bežeckom trenažéri, chôdza v topánkach s vysokým podpätkom po chodbe, chôdza v topánkach s rovnou podrážkou na bežeckom trenažéri, chôdza v topánkach s rovnou podrážkou po chodbe). Spolu sme vyhodnotili 1680 cyklov. Výber prebiehal semiautomaticky, expertným posúdením. Vo všetkých pohybových cykloch sme odstránili úseky signálu medzi prvým pohybovým cyklom a pohybovým cyklom so stabilným vzorom svalovej koordinácie bez artefaktov, a teda prvý prípadne druhý a posledný krokový cyklus (obr. 48). Všetky merané záznamy boli konzistentné.



Obrázok 48 Záznam nameraného EMG signálu (raw EMG) zo všetkých ôsmich kanálov u probandky č.1. Zvislé červené čiary vymedzujú úsek vybraného EMG signálu (archív autora).



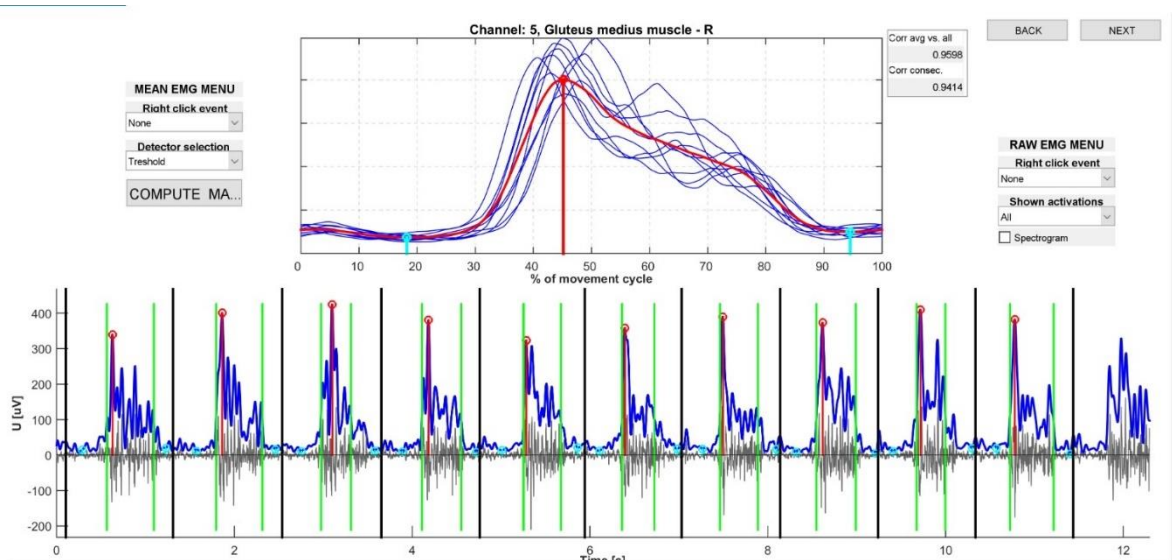
Obrázok 49 Záznam signálových lineárnych obálok EMG výslednej segmentácie zo všetkých sledovaných kanálov. Zelené zvislé čiary ohraňujú detekované pohybové cykly (archív autora).



Obrázok 50 Záznam segmentácie signálu všetkých 8 kanálov. Zvislé červené čiary v spodnom grafe ohraňujú jednotlivé pohybové cykly vo vybranom úseku EMG signálu. Ľavý horný graf označuje clusterovanie kanálov červenými krížikmi, ktoré sú vhodné na analýzu sledovanej lokomócie. Graf vpravo hore prezentuje krížovú koreláciu medzi priemernou obálkou a obálkou v jednotlivých cykloch. Farba tmavožltá až červená označuje vysokú autokoreláciu pohybových cyklov. Modrá farba naopak označuje nízku autokoreláciu pohybového cyklu (archív autora).

Prostredníctvom metódy detekcie pohybových cyklov, popísanej v predošlej kapitole, bolo v jednotlivých pohybových cykloch vykonané automatické prahovanie signálovej obálky pomocou detektorov. Výsledky prahovania boli dodatočne u každej probandky a každého svalu vo všetkých meraných situáciách vizuálne skontrolované s prípadnou korekciou. Obrázok 51. prezentuje priemerné polohy minima a maxima EMG aktivity sledovaného svalu m. gluteus

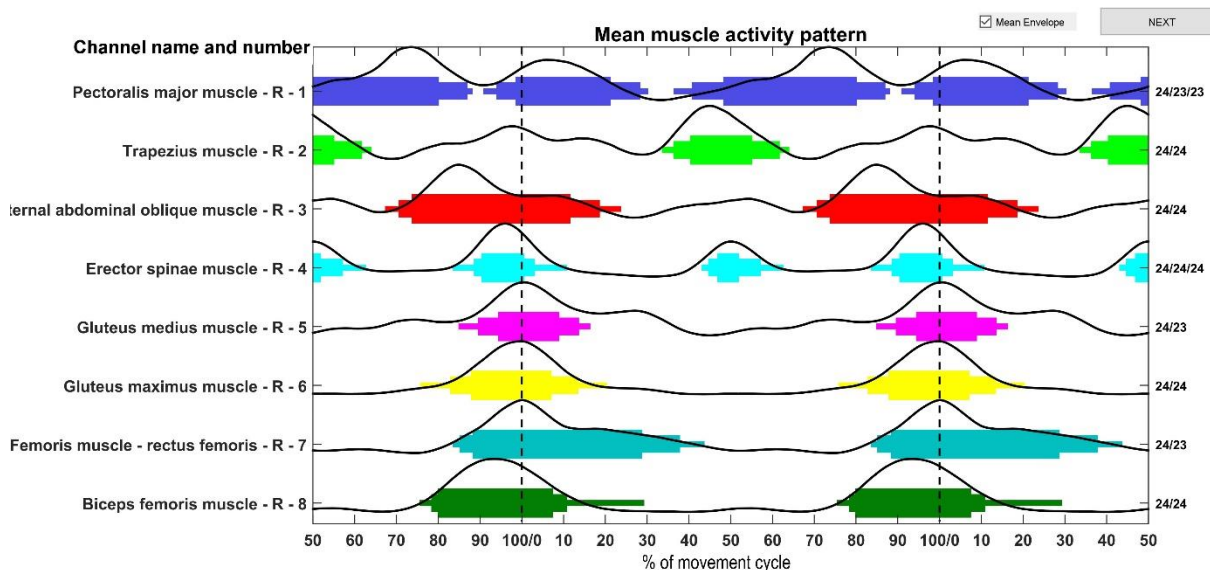
medius dx. Pri EMG zázname dosiahol sval v tejto situácii jedno maximum a dve minimá. Prvé minimum aktivity sa nachádza v 19% pohybového cyklu, následne aktivita svalu stúpa a jeho maximum je v 45% pohybového cyklu. Pokles tejto aktivity nastáva v 95% pohybu čo predstavuje druhé minimum aktivity. Na obrázku sú modrou farbou zaznamenané interpolované EMG obálky jednotlivých pohybových cyklov. Rozptyl jednotlivých realizácií obálok je v súlade s väčším kolísaním polohy nástupu a konca aktivity. Červená krivka ukazuje priemerný priebeh aktivity v rámci sledovanej lokomócie analyzovaného datasetu v definovanom počte meraní. Azúrovo modré zvislé čiary označujú polohu dosiahnutých miním a červená zvislá čiara označuje polohu dosiahnutého maxima aktivity v tomto pracovnom cykle. Spodný graf zobrazuje jednotlivé aktivity svalu v čase na ose x a intenzitu aktivity svalu v mikrovoltoch (μV), osa y .



Obrázok 51 Výsledky vzorovej detekcie svalovej aktivity sledovaného svalu *m. gluteus medius dx.* (archív autora).

Obrázok 52. prezentuje grafické znázornenie svalovej aktivácie všetkých sledovaných svalových skupín na dvoch priemerných pracovných cykloch. Na grafe vidíme konkrétnu aktiváciu a presný timing sledovaných svalov (osa Y). Osa X označuje percentá pohybového cyklu. Keďže ide o homogénny súbor kde predpokladáme, že sledovaná lokomócia je periodická, je v grafe zachytený nie len jeden priemerný pohybový cyklus (0%-100%), ale aj koniec predošlého cyklu (-50%-0%), a začiatok nasledujúceho cyklu (100%-150%). Časový údaj čítame zľava doprava, ľavý okraj farebnej vodorovnej úsečky označuje počiatok svalovej aktivity a pravý okraj označuje jej koniec. Priemerný začiatok a koniec svalovej aktivity označuje najširšia časť farebnej úsečky, pričom jej zašpicatené konce zodpovedajú veľkosti

smerodatnej odchýlky polohy poklesu alebo nástupu svalovej aktivity v jednotlivých pracovných cykloch.



Obrázok 52 Grafické znázornenie svalovej aktivity (Boats) všetkých sledovaných svalových skupín na dvoch priemerných pracovných cykloch (archív autora).

Tabuľka 3 Priemerné hodnoty mediánov začiatkov a koncov svalovej aktivity všetkých probandiek pre jednotlivé sledované svalové skupiny počas chôdze v FS po rovnom povrchu. Všetky uvedené číselné hodnoty sú v % v jednom pracovnom cykle (archív autora).

Názvy svalov	aktivácia		deaktivácia		dĺžka kontrakcie
	priemer	±sd	priemer	±sd	priemer
m. pectoralis major	28,25	3,21	45,07	3,56	20,34
m. trapezius, pars transversa	58,35	3,58	84,82	3,53	31,96
m. obliquus abdominis externus	41,14	3,55	69,35	3,35	33,89
m. erector spinae- I. aktivácia	41,97	3,63	50,69	3,29	21,05
m. erector spinae- II. aktivácia	89,47	3,20	20,16	3,48	28,24
m. gluteus medius- I. aktivácia	37,60	3,52	57,20	3,43	22,71
m. gluteus medius- II. aktivácia	79,07	3,33	18,02	3,39	31,27
m. gluteus maximus	81,88	3,37	21,43	3,41	32,04
m. rectus femoris	88,99	3,09	20,26	3,62	31,26
m. biceps femoris	77,46	3,13	23,15	3,26	46,98

Tabuľka 4 Priemerné hodnoty mediánov začiatkov a koncov svalovej aktivity všetkých probandiek pre jednotlivé sledované svalové skupiny počas chôdze v HH po rovnom povrchu. Všetky uvedené číselné hodnoty sú v % v jednom pracovnom cykle (archív autora).

Názvy svalov	aktivácia		deaktivácia		dĺžka kontrakcie
	priemer	±sd	priemer	±sd	priemer
m. pectoralis major	44,11	3,23	62,56	3,91	20,94
m. trapezius, pars transversa	54,69	4,44	67,68	3,83	22,36
m. obliquus abdominis externus	56,28	3,95	83,66	3,35	29,87
m. erector spinae- I. aktivácia	34,58	3,77	56,45	4,04	25,06
m. erector spinae- II. aktivácia	72,37	3,44	24,82	3,83	37,45
m. gluteus medius- I. aktivácia	40,57	4,05	65,03	4,09	25,07
m. gluteus medius- II. aktivácia	86,54	2,51	19,72	3,02	33,05
m. gluteus maximus	74,45	3,81	29,41	3,97	45,77
m. rectus femoris	84,92	3,52	19,70	3,79	30,57
m. biceps femoris	72,92	3,75	24,94	4,23	49,23

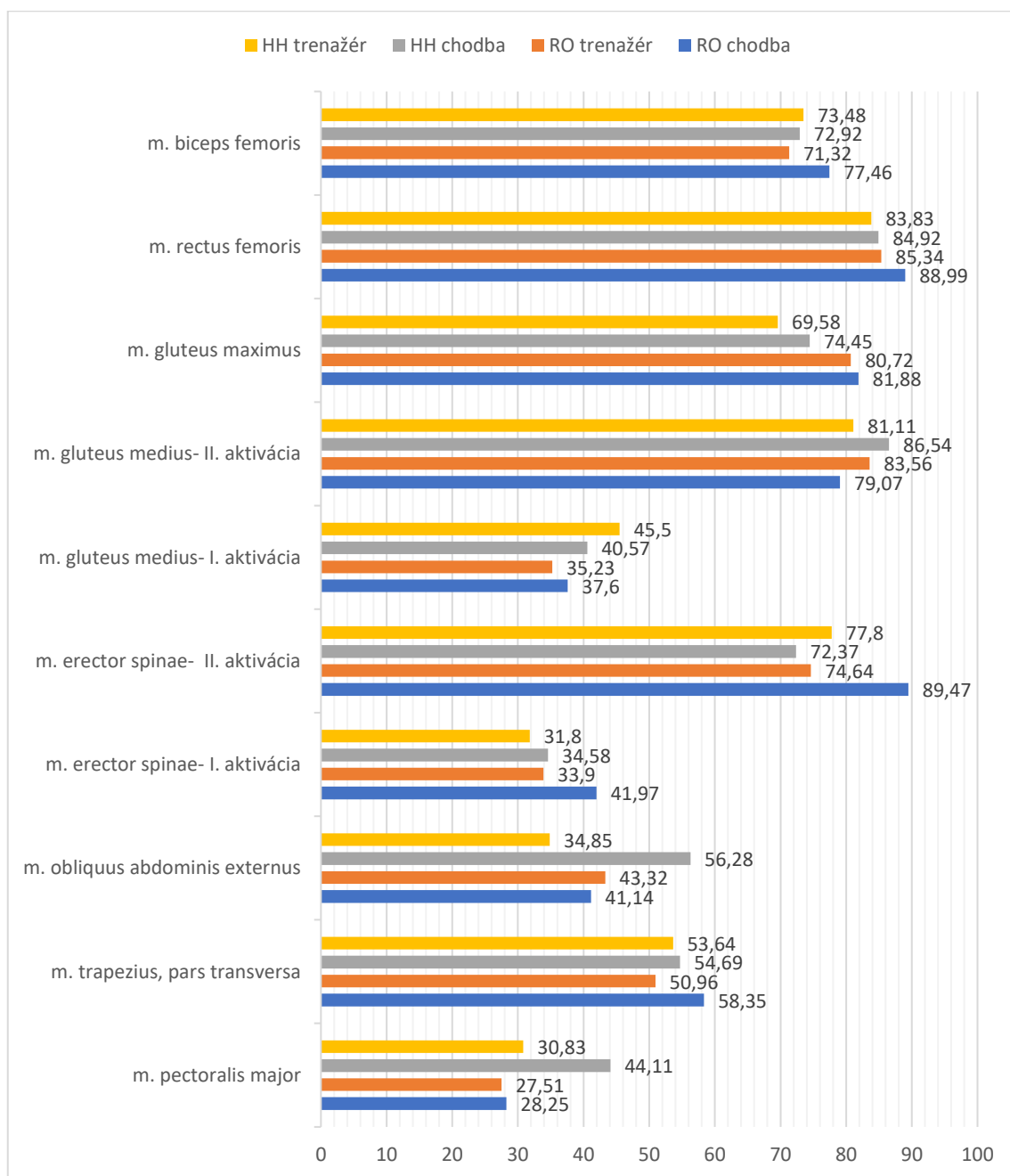
Tabuľka 5 Priemerné hodnoty mediánov začiatkov a koncov svalovej aktivity všetkých probandiek pre jednotlivé sledované svalové skupiny počas chôdze v FS na bežeckom trenažéri. Všetky uvedené číselné hodnoty sú v % v jednom pracovnom cykle (archív autora).

Názvy svalov	aktivácia		deaktivácia		dĺžka kontrakcie
	priemer	±sd	priemer	±sd	priemer
m. pectoralis major	27,51	4,57	44,29	5,40	16,78
m. trapezius, pars transversa	50,96	4,32	69,19	3,49	21,38
m. obliquus abdominis externus	43,32	4,37	62,00	3,69	24,42
m. erector spinae- I. aktivácia	33,90	4,59	55,93	4,41	22,03
m. erector spinae- II. aktivácia	74,64	4,49	14,11	4,65	33,66
m. gluteus medius- I. aktivácia	35,23	4,46	51,25	4,57	22,39
m. gluteus medius- II. aktivácia	83,56	3,50	17,00	3,65	36,64
m. gluteus maximus	80,72	4,06	27,32	4,58	40,63
m. rectus femoris	85,34	4,60	22,06	4,62	36,90
m. biceps femoris	71,32	4,15	20,21	4,13	44,99

Tabuľka 6 Priemerné hodnoty mediánov začiatkov a koncov svalovej aktivity všetkých probandiek pre jednotlivé sledované svalové skupiny počas chôdze v HH na bežeckom trenažéri. Všetky uvedené číselné hodnoty sú v % v jednom pracovnom cykle (archív autora).

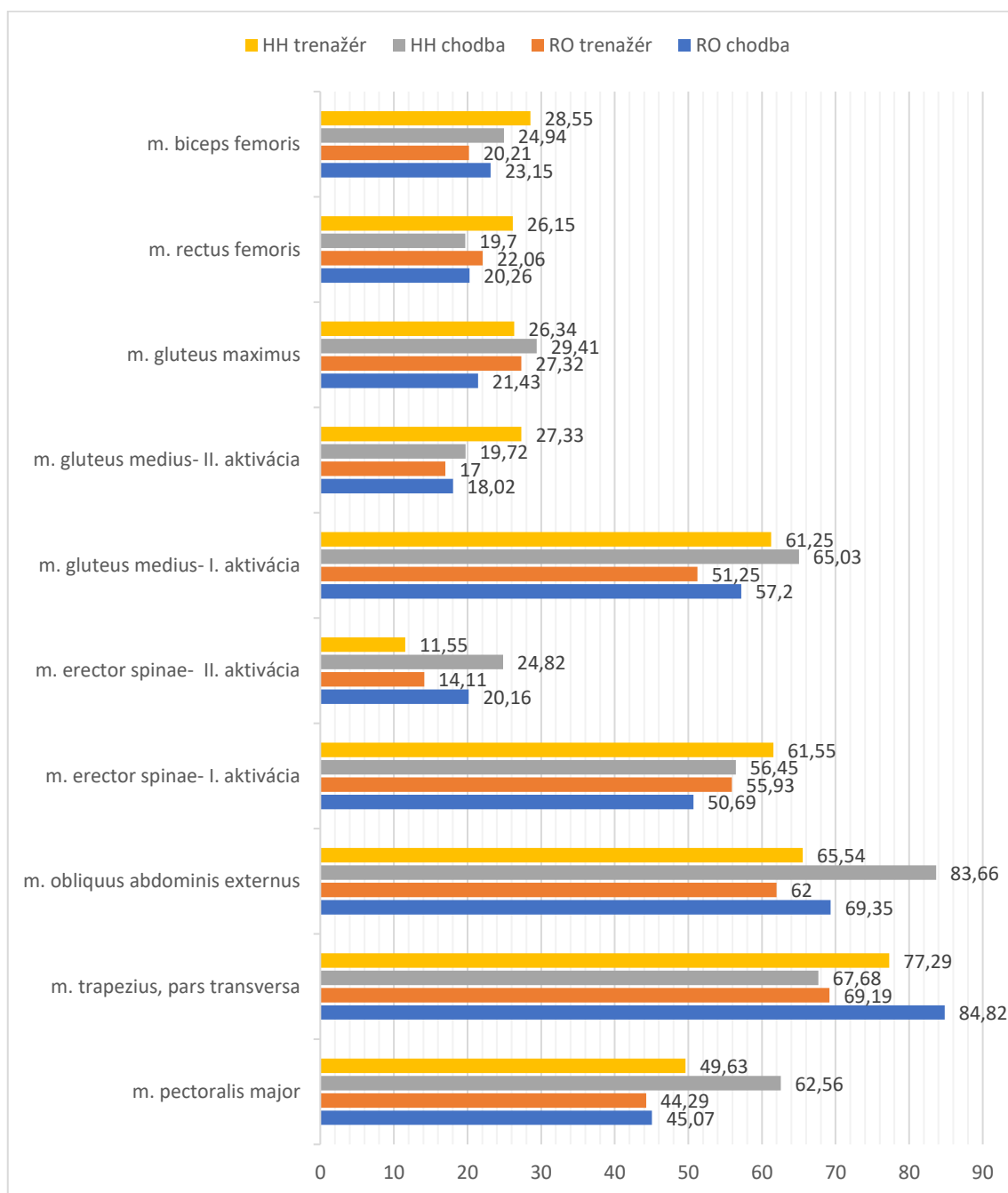
Názvy svalov	aktivácia		deaktivácia		dĺžka kontrakcie
	priemer	±sd	priemer	±sd	priemer
m. pectoralis major	30,83	3,95	49,63	3,80	18,79
m. trapezius, pars transversa	53,64	3,96	77,29	3,81	26,23
m. obliquus abdominis externus	34,85	4,12	65,54	3,60	30,05
m. erector spinae- I. aktivácia	31,80	3,74	61,55	3,83	30,21
m. erector spinae- II. aktivácia	77,80	3,74	11,55	3,83	28,29
m. gluteus medius- I. aktivácia	45,50	3,77	61,25	3,78	24,24
m. gluteus medius- II. aktivácia	81,11	3,52	27,33	3,61	47,52
m. gluteus maximus	69,58	3,69	26,34	4,02	58,99
m. rectus femoris	83,83	4,31	26,15	3,90	38,02
m. biceps femoris	73,48	3,97	28,55	3,65	53,54

Tabuľky 3, 4, 5 a 6 prezentujú hodnoty počiatkov a koncov svalovej aktivity v jednom pracovnom cykle všetkých respondentiek postupne jednotlivito vo všetkých testovaných situáciách spolu s hodnotami smerodatnej odchýlky (sd). Tabuľky zároveň obsahujú priemernú dĺžku svalovej kontrakcie sledovaných svalov, priemerne bol zo všetkých najdlhšie aktívny m. gluteus maximus (59%) počas chôdze v HH na bežeckom trenažéri. Najkratšie m. pectoralis major (17%) pracovného cyklu počas chôdze v FS rovnako na bežeckom trenažéri.



Obrázok 53 Grafické spracovanie porovnania začiatkov aktivácie meraných svalových skupín v jednotlivých sledovaných situáciách všetkých probandiek. Uvedené sú priemerné hodnoty začiatkov aktivity vyjadrené v %. Osa „x“ predstavuje 0 – 100% pracovného cyklu, na ose „y“ vidíme jednotlivé svalové skupiny. Farebné línie označujú %, v ktorom nastal počiatok aktivity svalu. Svalové skupiny sú usporiadané zostupne (archív autora).

Legenda: HH treadmiller – chôdza na vysokom opätku na bežeckom treadmileri; HH chôdza – chôdza na vysokom opätku po rovnom teréne; RO treadmiller – chôdza v rovnej obuvi na bežeckom treadmileri; RO chôdza – chôdza v rovnej obuvi po rovnom teréne.



Obrázok 54 Grafické spracovanie porovnania koncov aktivácie meraných svalových skupín v jednotlivých sledovaných situáciách všetkých probandiek. Uvedené sú priemerné hodnoty koncov aktivity vyjadrené v %. Osa „x“ predstavuje 0 – 100% pracovného cyklu, na ose „y“ vidíme jednotlivé svalové skupiny. Farebné línie označujú %, v ktorom nastal koniec aktivity svalu. Svalové skupiny sú usporiadané zostupne (archív autora).

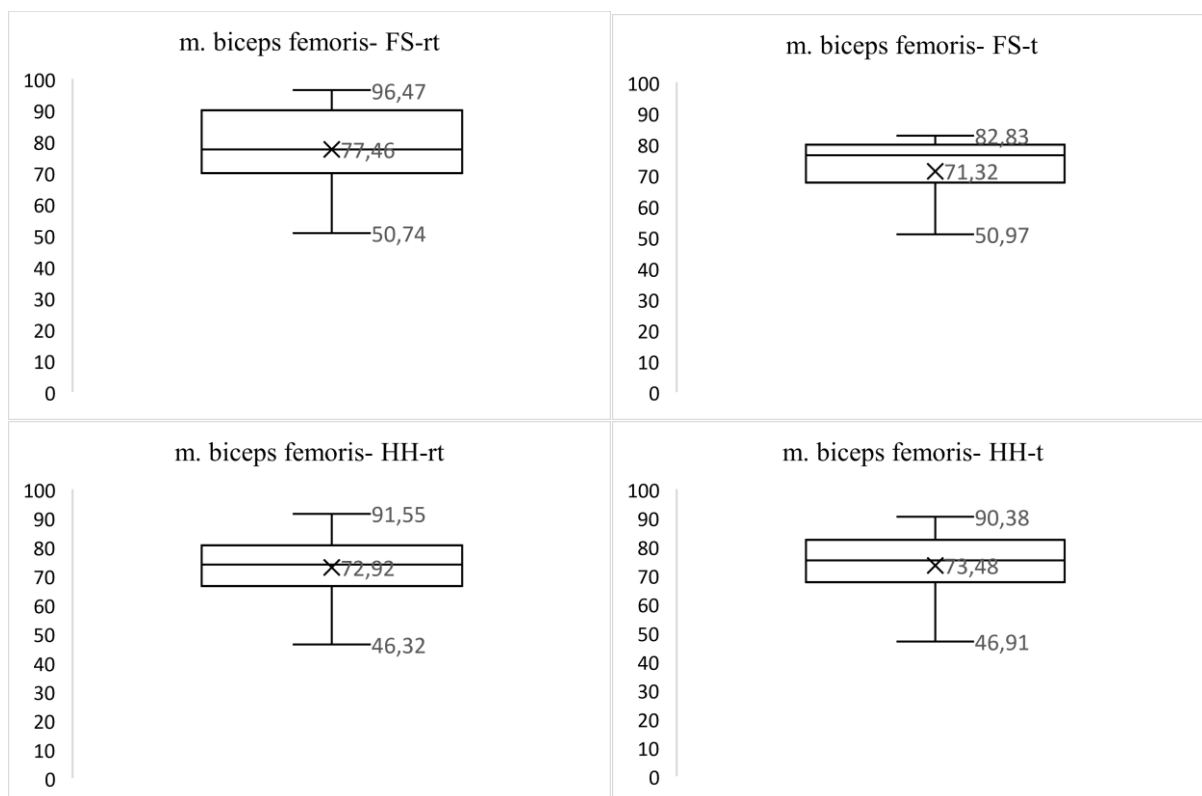
Legenda: HH treadmiller – chôdza na vysokom opätku na bežeckom treadmileri; HH chôdza – chôdza na vysokom opätku po rovnom teréne; RO treadmiller – chôdza v rovnej obuvi na bežeckom treadmileri; RO chôdza – chôdza v rovnej obuvi po rovnom teréne.

Tabuľka 7 Priemerné hodnoty mediánov začiatkov a koncov svalovej aktivity, a priemerná dĺžka kontrakcie v pracovnom cykle všetkých probandiek pre jednotlivé sledované svalové skupiny vo všetkých testovaných situáciách. Všetky uvedené číselné hodnoty sú v % (archív autora).

Svaly	FS-rt			HH- rt			FS- t			HH- t		
	start	end	con.	start	end	con.	start	end	con.	start	end	con.
m. pectoralis major	28,25	45,07	20,34	44,11	62,56	20,94	27,51	44,29	16,78	30,83	49,63	18,79
m. trapezius, pars transversa	58,35	84,82	31,96	54,69	67,68	22,36	50,96	69,19	21,38	53,64	77,29	26,23
m. obliquus abdominis externus	41,14	69,35	33,89	56,28	83,66	29,87	43,32	62,00	24,42	34,85	65,54	30,05
m. erector spinae- I. aktivácia	41,97	50,69	21,05	34,58	56,45	25,06	33,90	55,93	22,03	31,80	61,55	30,21
m. erector spinae- II. aktivácia	89,47	20,16	28,24	72,37	24,82	37,45	74,64	14,11	33,66	77,80	11,55	28,29
m. gluteus medius- I. aktivácia	37,60	57,20	22,71	40,57	65,03	25,07	35,23	51,25	22,39	45,50	61,25	24,24
m. gluteus medius- II. aktivácia	79,07	18,02	31,27	86,54	19,72	33,05	85,56	17,00	36,64	81,11	27,33	47,52
m. gluteus maximus	81,88	21,43	32,04	74,45	29,41	45,77	80,72	27,32	40,63	69,58	26,34	58,99
m. rectus femoris	88,99	20,26	31,26	84,92	19,70	30,57	85,34	22,06	36,90	83,83	26,15	38,02
m. biceps femoris	77,46	23,15	46,98	72,92	24,94	49,23	71,32	20,21	44,99	73,48	28,55	53,54

Legenda: FS (flat shoes) – topánka s rovnou podrážkou; HH (high heels) – topánky s vysokým opätkom; FS-rt – chôdza po rovnom teréne v rovnej obuvi; HH-rt – chôdza po rovnom teréne na vysokých podpätkoch; FS-t – chôdza na bežeckom тренаžéri v rovnej obuvi; HH-t – chôdza na bežeckom тренаžéri na vysokých podpätkoch; strat – začiatok aktivity svaly; end – koniec aktivity svaly; con. – dĺžka kontrakcie.

Na základe začiatku a konca EMG aktivity sledovaných svalov pri všetkých typoch lokomócie sme vytvorili poradie svalovej aktivity v jednotlivých pracovných cykloch. Premennivosť je zobrazená zašpicatením koncov čiar vyznačujúcich intervaly svalovej aktivity na grafe zobrazenom na obrázku 52. Zuzujúce sa úseky v jednotlivých svaloch poukazujú na smerodatné odchýlky počiatkov a koncov svalovej aktivity v jednotlivých pracovných cykloch. Čím je úsečka špicatejšia, tým sú nástupy aktivácie a deaktivácie menej periodické a s väčšími intraindividuálnymi odchýlkami.



Obrázok 55 Krabicové grafy prezentujú priemerný počiatok aktivity vybraného svalu m. biceps femoris všetkých respondentiek počas testovanej lokomócie vo všetkých situáciách. Osa y prezentuje % krokového cyklu (archív autora). Zvyšné krabicové grafy priemernej aktivity sledovaných svalov uvádzame v prílohe č.5.

Legenda: FS (flat shoes) – topánka s rovnou podrážkou; HH (high heels) – topánka s vysokým opätkom; FS-rt – chôdza v rovnej obuvi na rovnom teréne; FS-t – chôdza v rovnej obuvi na bežeckom trenažéri; HH-rt – chôdza v topánkach s vysokým opätkom na rovnom teréne; HH-t - chôdza v topánkach s vysokým opätkom na bežeckom trenažéri.

Krubicové grafy na obrázku 55. demonštrujú priemerný počiatok aktivity vybraného svalu m. biceps femoris u všetkých respondentiek v testovaných situáciách. Vplyvom zmeny výšky opätku alebo terénu vidíme aj zmenu timigu počiatku svalovej aktivity. Pri chôdzi v FS na rovnom teréne (FS-rt) sa sval priemerne aktivoval v 77,46% krokového cyklu. Na bežeckom trenažéri došlo v rovnej obuvi (FS-t) k priemernej aktivite v 71,32% pohybového cyklu. Počas chôdze v topánkach s vysokým opätkom na rovnom teréne (HH-rt) sa sledovaný sval priemerne aktivoval v 72,92% pohybu. Pri chôdzi na bežeckom trenažéri v topánkach s vysokým opätkom (HH-t) nastal priemerný počiatok aktivity svalu v 73,48% krokového cyklu. Na grafoch vidíme aj hodnoty (extrémy) kedy sa sval aktivoval najskôr (hodnota pod grafom) a najneskôr (hodnota nad grafom) vzhľadom k priemernej hodnote aktivácie.

Tabuľka 8 Priemerné poradie aktivácie sledovaných svalových skupín. Tabuľka je stanovená z štatistiky mediánov začiatkov a koncov svalovej aktivity všetkých probandiek pre jednotlivé testované svaly v jednotlivých situáciách. Hodnoty sú z percentuálneho vyjadrenia nahradené poradím (archív autora).

Názvy svalov	aktivácia				deaktivácia			
	FS-rt	HH-rt	FS-t	HH-t	FS-rt	HH-rt	FS-t	HH-t
m. pectoralis major	1.	2.	1.	1.	6.	7.	6.	6.
m. trapezius, pars transversa	5.	4.	5.	5.	10.	9.	10.	10.
m. obliquus abdominis externus	3.	5.	4.	3.	9.	10.	9.	9.
m. erector spinae- I. aktivácia	4.	1.	2.	2.	7.	6.	8.	8.
m. erector spinae- II. aktivácia	10.	6.	7.	8.	2.	3.	1.	1.
m. gluteus medius- I. aktivácia	2.	3.	3.	4.	8.	8.	7.	7.
m. gluteus medius- II. aktivácia	7.	10.	10.	9.	1.	2.	2.	4.
m. gluteus maximus	8.	8.	8.	6.	4.	5.	5.	3.
m. rectus femoris	9.	9.	9.	10.	3.	1.	4.	2.
m. biceps femoris	6.	7.	6.	7.	5.	4.	3.	5.

Legenda: FS-rt – chôdza v rovnej obuvi po rovnom teréne; HH-rt – chôdza na vysokých opätkoch po rovnok teréne; FS-t – chôdza v rovnej obuvi na bežeckom trénažéri; HH-t – chôdza na vysokých opätkoch na bežeckom trénažéri; FS (flat shoes) – topánka s rovnou podrážkou; HH (high heels) – topánky s vysokým opätkom.

Tabuľka 8 demonštruje zmeny poradia aktivácie a deaktivácie sledovaných svalov pri testovaných chôdzach. Vidíme posun pri zmene poradia aktivity. Zmena výšky pätovej časti nohy (HH) alebo terénu (bežecký trénažér) menia svalovú koordináciu predovšetkým svalov oblasti panvy a dolných končatín. Poradie aktivácie a deaktivácie svalov hornej časti trupu ostalo podobné.

Tabuľka 9 Tabuľka prezentuje výsledky závislosti svalovej aktivácie a deaktivácie sledovaných svalov počas chôdze na vysokom opätku a v topánkach s rovnou podrážkou na bežeckom trenažéri všetkých respondentiek (archív autora).

Názvy svalov	aktivita	p	d
m. pectoralis major	aktivácia	< 0,0001	0,52
	deaktivácia	< 0,0001	0,29
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,42
m. trapezius, pars transversa	aktivácia	0,23	0,69
	deaktivácia	0,80	0,57
	dĺžka kontrakcie	0,60	0,42
m. obliquus abdominis externus	aktivácia	< 0,0001	0,5
	deaktivácia	< 0,0001	0,62
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,73
m. erector spinae- I. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	0,77
	deaktivácia	< 0,0001	0,86
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,51
m. erector spinae- II. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	0,68
	deaktivácia	< 0,0001	0,94
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,73
m. gluteus medius- I. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	0,79
	deaktivácia	< 0,0001	0,60
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,88
m. gluteus medius- II. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	0,62
	deaktivácia	< 0,0001	0,54
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,49
m. gluteus maximus	aktivácia	< 0,0001	1,32
	deaktivácia	< 0,0001	1,07
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,64
m. rectus femoris	aktivácia	< 0,0001	0,99
	deaktivácia	< 0,0001	1,29
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	1,08
m. biceps femoris	aktivácia	< 0,0001	0,5
	deaktivácia	< 0,0001	0,68
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,43

Pri porovnaní závislosti chôdze v oboch typoch obuvi na bežeckom trenažéri sme zaznamenali štatisticky významnú zmenu timigu ($p < 0,0001$) v aktivácii, deaktivácii a dĺžke kontrakcie u siedmych z ôsmich sledovaných svalových skupín s priemernou veľkosťou koeficientu účinku (Cohenov koeficient - d) 0,72, čo znamená strednú závislosť testovaných skupín. Sval m. trapezius nevykazoval štatisticky významnú zmenu v timingu.

Tabuľka 10 Tabuľka prezentuje výsledky závislosti svalovej aktivácie a deaktivácie sledovaných svalov počas chôdze na vysokom opätku a v topánkach s rovnou podrážkou na rovnom teréne všetkých respondentiek (archív autora).

Názvy svalov	aktivita	p	d
m. pectoralis major	aktivácia	0,12	0,67
	deaktivácia	0,61	0,84
	dĺžka kontrakcie	0,78	0,38
m. trapezius, pars transversa	aktivácia	0,06	0,6
	deaktivácia	0,31	1,28
	dĺžka kontrakcie	0,07	0,85
m. obliquus abdominis externus	aktivácia	< 0,0001	1,23
	deaktivácia	< 0,0001	0,96
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,72
m. erector spinae- I. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	3,48
	deaktivácia	< 0,0001	1,08
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,85
m. erector spinae- II. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	2,54
	deaktivácia	< 0,0001	0,84
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,88
m. gluteus medius- I. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	0,68
	deaktivácia	< 0,0001	0,72
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,68
m. gluteus medius- II. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	0,47
	deaktivácia	< 0,0001	1,02
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	1,68
m. gluteus maximus	aktivácia	< 0,0001	1,80
	deaktivácia	< 0,0001	1,20
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,46
m. rectus femoris	aktivácia	< 0,0001	0,57
	deaktivácia	< 0,0001	1,06
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,89
m. biceps femoris	aktivácia	< 0,0001	1,23
	deaktivácia	< 0,0001	0,54
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,87

Štatisticky významnú zmenu v timingu aktivácie deaktivácie a v dĺžke kontrakcie ($p < 0,0001$) počas chôdze v oboch typoch obuvi na rovnom teréne sme zaznamenali u šiestich meraných svalových skupín. U svalov m. pectoralis a m. trapezius sme nezaznamenali hodnoty, ktoré by spĺňali hladinu štatistickej významnosti α , čo znamená, že timing sa pri týchto svalových skupinách štatisticky významne nemenil. Veľkosť Cohenovho účinku závislosti (d) testovaných skupín bol v tomto prípade 1,03, a teda vysokú závislosť.

Tabuľka 11 Tabuľka prezentuje výsledky závislosti svalovej aktivácie a deaktivácie sledovaných svalov počas chôdze na vysokom opätku na bežeckom trenažéri a po rovnom teréne všetkých respondentiek (archív autora).

Názvy svalov	aktivita	p	d
m. pectoralis major	aktivácia	< 0,0001	0,60
	deaktivácia	< 0,0001	0,70
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,87
m. trapezius, pars transversa	aktivácia	0,110	0,77
	deaktivácia	0,006	0,70
	dĺžka kontrakcie	0,112	0,55
m. obliquus abdominis externus	aktivácia	< 0,0001	1,48
	deaktivácia	< 0,0001	0,61
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,52
m. erector spinae- I. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	1,21
	deaktivácia	< 0,0001	1,01
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,92
m. erector spinae- II. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	0,74
	deaktivácia	< 0,0001	0,59
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,65
m. gluteus medius- I. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	0,73
	deaktivácia	< 0,0001	0,74
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,55
m. gluteus medius- II. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	0,62
	deaktivácia	< 0,0001	1,22
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,88
m. gluteus maximus	aktivácia	< 0,0001	1,29
	deaktivácia	< 0,0001	0,81
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,65
m. rectus femoris	aktivácia	< 0,0001	0,83
	deaktivácia	< 0,0001	1,47
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,65
m. biceps femoris	aktivácia	< 0,0001	2,03
	deaktivácia	< 0,0001	1,10
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,94

Výsledky hodnôt štatistickej významnosti pri chôdzi v topánkach s rovnou podrážkou na bežeckom trenažéri a po rovnom povrchu ukazujú na významnú zmenu ($p < 0,0001$) v timigu počiatku a konca svalovej aktivity všetkých svalových skupín okrem m. trapezius, kde boli hodnoty väčšie ako hladina významnosti α 0,05. Priemerná hodnota veľkosti závislosti testovaných skupín (d) je 0,87, teda vysoká závislosť.

Tabuľka 12 Tabuľka prezentuje výsledky závislosti svalovej aktivácie a deaktivácie sledovaných svalov počas chôdze v rovnej obuvi na bežeckom trenažéri a po rovnom teréne všetkých respondentiek (archív autora).

Názvy svalov	aktivita	p	d
m. pectoralis major	aktivácia	< 0,0001	2,04
	deaktivácia	< 0,0001	0,59
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,74
m. trapezius, pars transversa	aktivácia	0,92	2,02
	deaktivácia	0,03	1,56
	dĺžka kontrakcie	0,09	0,59
m. obliquus abdominis externus	aktivácia	< 0,0001	0,81
	deaktivácia	< 0,0001	1,01
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,49
m. erector spinae- I. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	3,82
	deaktivácia	< 0,0001	1,29
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,70
m. erector spinae- II. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	3,13
	deaktivácia	< 0,0001	0,46
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,43
m. gluteus medius- I. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	1,22
	deaktivácia	< 0,0001	1,14
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,88
m. gluteus medius- II. aktivácia	aktivácia	< 0,0001	0,94
	deaktivácia	< 0,0001	0,58
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	1,04
m. gluteus maximus	aktivácia	< 0,0001	0,49
	deaktivácia	< 0,0001	0,98
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,79
m. rectus femoris	aktivácia	< 0,0001	0,65
	deaktivácia	< 0,0001	0,70
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,52
m. biceps femoris	aktivácia	< 0,0001	0,81
	deaktivácia	< 0,0001	0,64
	dĺžka kontrakcie	< 0,0001	0,75

Pri porovnaní chôdze v topánkach s vysokým opätkom na bežeckom trenažéri a po rovnom teréne sme zaznamenali štatisticky významnú zmenu timigu počiatku a konca svalovej aktivity a v dĺžke kontrakcie opäť vo všetkých testovaných svaloch okrem m. trapezius. Veľkosť Cohenovho koeficientu závislosti má priemernú hodnotu $d=1,06$, vysoká závislosť testovaných súborov.

Tabuľka 13 Hodnoty štatistickej významnosti na hladine α 0,05, a priemerné hodnoty Cohenovho koeficientu účinku (d) v sledovaných kombináciách chôdze (archív autora).

Názvy svalov	FS-t x HH-t		FS-rt x HH-rt		HH-t x HH-rt		FS-t x FS-rt	
	p	d	p	d	p	d	p	d
m. pectoralis major	0,0001	0,22	0,02	0,67	0,0001	0,60	0,0001	0,04
m. trapezius, pars transversa	0,23	0,29	0,04	0,6	0,01	0,77	0,92	0,02
m. obliquus abdominis externus	0,0001	0,4	0,0001	0,23	0,0001	0,48	0,0001	0,11
m. erector spinae- I. aktivácia	0,0001	0,27	0,0001	3,48	0,0001	0,21	0,0001	3,82
m. erector spinae- II. aktivácia	0,0001	0,68	0,0001	2,54	0,0001	0,14	0,0001	3,13
m. gluteus medius- I. aktivácia	0,0001	0,09	0,0001	0,68	0,0001	0,3	0,0001	0,22
m. gluteus medius- II. aktivácia	0,0001	0,62	0,0001	1,22	0,0001	0,57	0,0001	0,14
m. gluteus maximus	0,0001	1,32	0,0001	1,80	0,0001	0,29	0,0001	0,09
m. rectus femoris	0,0001	0,19	0,0001	0,57	0,0001	0,23	0,0001	0,65
m. biceps femoris	0,0001	0,5	0,0001	0,23	0,0001	0,03	0,0001	0,21

Legenda: FS-rt – chôdza v rovnej obuvi po rovnom teréne; HH-rt – chôdza na vysokých opätkoch po rovnok teréne; FS-t – chôdza v rovnej obuvi na bežeckom trénažéri; HH-t – chôdza na vysokých opätkoch na bežeckom trénažéri; FS (flat shoes) – topánka s rovnou podrážkou; HH (high heels) – topánky s vysokým opätkom; p – hodnota štatistickej významnosti ($p \leq 0,05$); d – veľkosť Cohenovho koeficientu závislosti.

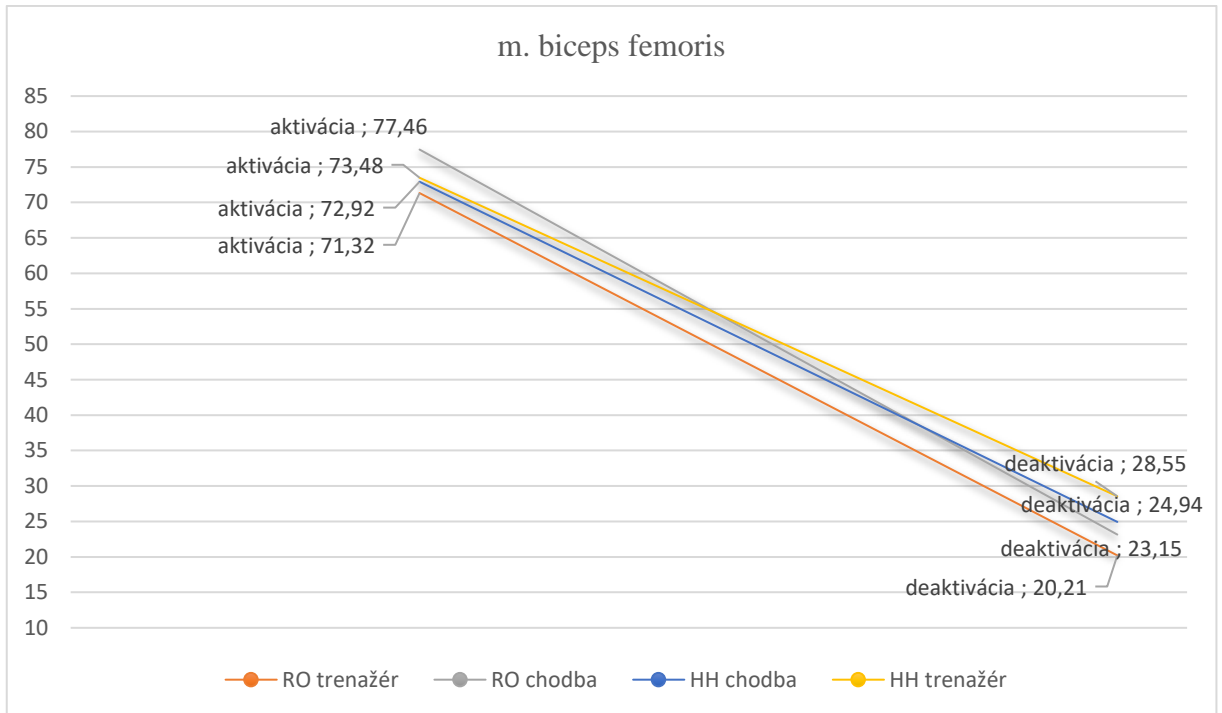
Tabuľka 14 Porovnanie rozdielov dĺžky kontrakcie meraných svalových skupín medzi jednotlivými sledovanými situáciami, vyjadrené v % . Tabuľka prezentuje priemerné dĺžky kontrakcie v jednotlivých situáciách a ich rozdiel (archív autora).

Svaly	FS-t x HH-t			FS-rt x HH-rt			HH-rt x HH-t			FS-rt x FS-t		
	dĺžka kontrakcie		rozdiel	dĺžka kontrakcie		rozdiel	dĺžka kontrakcie		rozdiel	dĺžka kontrakcie		rozdiel
m. pectoralis major	16,78	18,79	2,01	20,34	20,94	0,6	20,94	18,79	2,15	20,34	16,78	3,56
m. trapezius, pars transversa	21,38	26,23	4,85	31,96	22,36	9,6	22,36	26,23	3,87	31,96	21,38	10,58
m. obliquus abdominis externus	24,42	30,05	5,63	33,89	29,87	4,02	29,87	30,05	0,18	33,89	24,42	9,47
m. erector spinae- I. aktivácia	22,03	30,21	8,18	21,05	25,06	4,01	25,06	30,21	5,15	21,05	22,03	0,98
m. erector spinae- II. aktivácia	33,66	28,29	5,37	28,24	37,45	9,21	37,45	28,29	9,16	28,24	33,66	5,42
m. gluteus medius- I. aktivácia	22,39	24,24	1,85	22,71	25,07	2,36	25,07	24,24	0,83	22,71	22,39	0,32
m. gluteus medius- II. aktivácia	36,64	47,52	10,88	31,27	33,05	1,78	33,05	47,52	14,47	31,27	36,64	5,37
m. gluteus maximus	40,63	58,99	18,36	32,04	45,77	13,73	45,77	58,99	13,22	32,04	40,63	8,59
m. rectus femoris	36,90	38,02	1,12	31,26	30,57	0,69	30,57	38,02	7,45	31,26	36,90	5,64
m. biceps femoris	44,99	53,54	8,55	46,98	49,23	12,25	49,23	53,54	4,31	36,98	44,99	8,01

Legenda: FS-rt – chôdza v rovnej obuvi po rovnom teréne; HH-rt – chôdza na vysokých opätkoch po rovnok teréne; FS-t – chôdza v rovnej obuvi na bežeckom trénažeri; HH-t – chôdza na vysokých opätkoch na bežeckom trénažeri; FS (flat shoes) – topánka s rovnou podrážkou; HH (high heels) – topánky s vysokým opätkom.

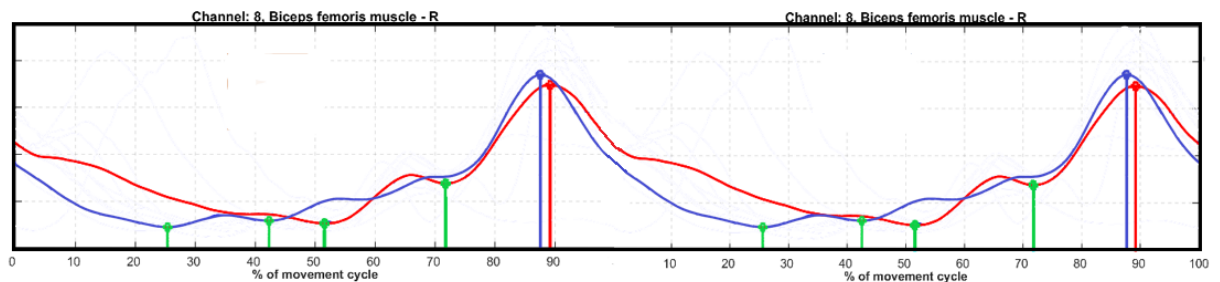
Pre lepší prehľad a jednoduchú komparáciu sme do výsledných grafov vložili všetky testované situácie pre každú sledovanú svalovú skupinu (obr. 56). Ide o spojité linky, ktoré ukazujú počiatok a koniec EMG aktivity v pracovnom cykle. Údaje sú normalizované na %

z dôvodu lepšej interpretácie. Ako príklad uvádzame sval m. biceps femoris, zvyšné grafy sú uvedené v prílohách práce.

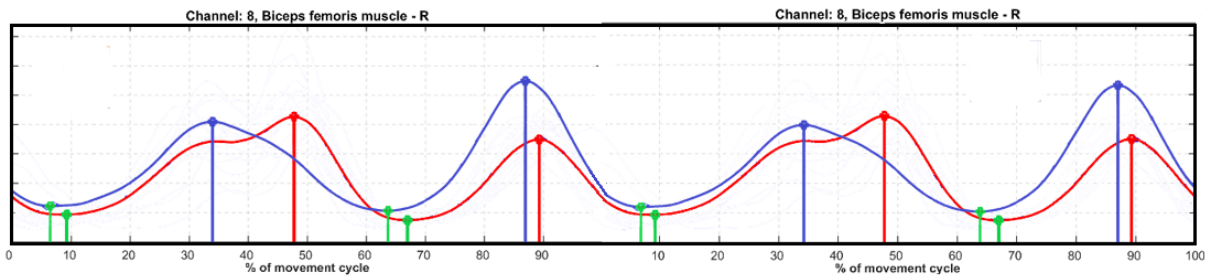


Obrázok 56 Priemerné hodnoty aktivácie a deaktivácie svalu m. biceps femoris vo všetkých testovaných situáciách. Osa „y” predstavuje percentá pohybového cyklu, v ktorých sa sval aktivoval a deaktivoval. Číselné hodnoty sú v % (archív autora).

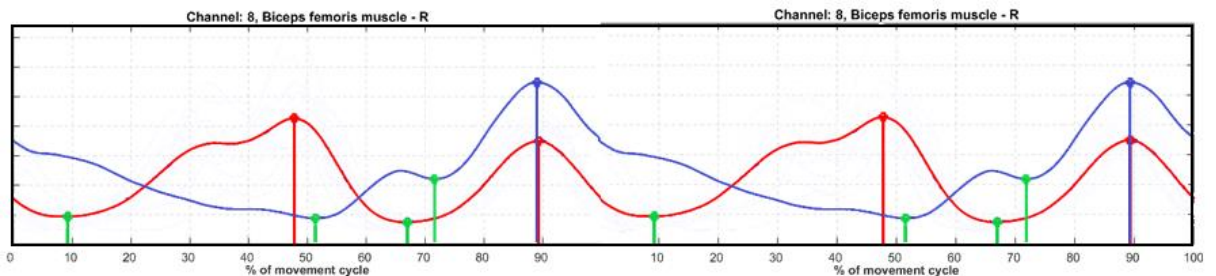
Legenda: HH trenažér – chôdza na vysokom opätku na bežeckom trenažéri; HH chodba – chôdza na vysokom opätku po rovnom teréne; RO trenažér – chôdza v rovnej obuvi na bežeckom trenažéri; RO chodba – chôdza v rovnej obuvi po rovnom teréne.



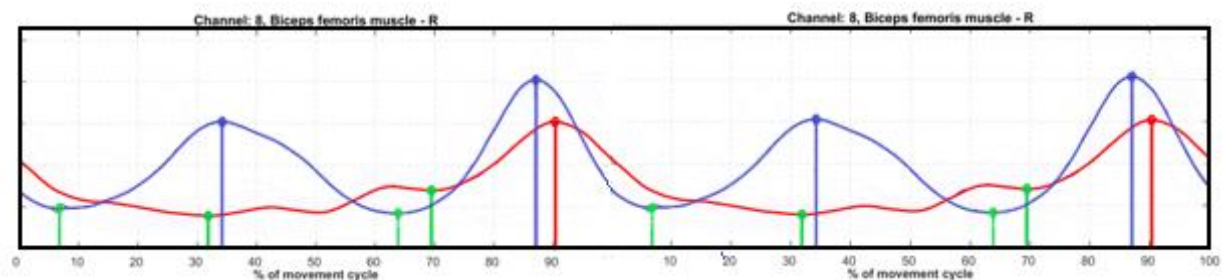
Obrázok 57 Priemerná signálová obálka pravého svalu m. biceps femoris, zobrazujúca priemerný pohybový cyklus počas chôdze v rovnej obuvi (červená krivka) a na vysokom opätku (modrá krivka) na rovnom teréne jednej probandky. Na ose „x” je normalizovaný čas priemerného analyzovaného pohybového cyklu. Zvisle modré a červené čiary označujú lokálne maximum aktivity svalu, zelené zvislé čiary označujú minimá aktivity. Graf zobrazuje dva priemerné za sebou idúce pohybové cykly (archív autora).



Obrázok 58 Priemerná signálová obálka pravého svalu *m. biceps femoris*, zobrazujúca priemerný pohybový cyklus počas chôdze v rovnej obuvi (červená krivka) a na vysokom opätku (modrá krivka) na bežeckom trénažéri jednej probandky. Na ose „x” je normalizovaný čas priemerného analyzovaného pohybového cyklu. Zvisle modré a červené čiary označujú lokálne maximum aktivity svalu, zelené zvislé čiary označujú minimá aktivity. Graf zobrazuje dva priemerné za sebou idúce pohybové cykly (archív autora).



Obrázok 59 Priemerná signálová obálka pravého svalu *m. biceps femoris*, zobrazujúca priemerný pohybový cyklus počas chôdze v rovnej obuvi na bežeckom trénažéri (červená krivka) a po rovnom povrchu (modrá krivka) jednej probandky. Na ose „x” je normalizovaný čas priemerného analyzovaného pohybového cyklu. Zvisle modré a červené čiary označujú lokálne maximum aktivity svalu, zelené zvislé čiary označujú minimá aktivity. Graf zobrazuje dva priemerné za sebou idúce pohybové cykly (archív autora).



Obrázok 60 Priemerná signálová obálka pravého svalu *m. biceps femoris*, zobrazujúca priemerný pohybový cyklus počas chôdze na vysokom opätku na bežeckom trénažéri (modrá krivka) a po rovnom povrchu (červená krivka) jednej probandky. Na ose „x” je normalizovaný čas priemerného analyzovaného pohybového cyklu. Zvisle modré a červené čiary označujú lokálne maximum aktivity svalu, zelené zvislé čiary označujú minimá aktivity. Graf zobrazuje dva priemerné za sebou idúce pohybové cykly (archív autora).

Zmeny v aktivite sledovaných svalových skupín:

1. M. pectoralis major – sval vykazuje pri chôdzi v oboch typoch obuvi na rovnom teréne aj na bežeckom trenažéri jednovrcholovú aktivitu, zaznamenali sme ale rozdielne nástupy a poklesy EMG aktivity svalu. Počas chôdze vo FS (flat shoes – topánka s rovnou podrážkou) na rovnom teréne priemerná aktivita svalu začína v 28% krokového cyklu, svoje maximum dosahuje v 45% kedy aktivita začína klesať a druhé minimum dosahuje v 63% krokového cyklu. Priemerná dĺžka aktivity svalu je 20,34% pracovného cyklu. Počas chôdze na bežeckom trenažéri v FS sme zaznamenali podobný priemerný nástup a pokles aktivity svalu, kedy aktivita začína na 27% pracovného cyklu a svoje maximum dosahuje v 44% pohybu. Priemerná dĺžka kontrakcie v porovnaní chôdzou po rovnom teréne sa skrátila priemerne o 3,5%.

Topánky s vysokým opätkom (HH – high heels) pri chôdzi na rovnom teréne výrazne zmenili aktiváciu a deaktiváciu svalu. Priemerný počiatok aktivity svalu je v 44% cyklu, a maximum dosahuje pri 63% pohybu. Dĺžka kontrakcie svalu je však ale podobná ako v FS, môžeme teda konštatovať, že topánka s vysokým podpätkom spôsobila neskorší nástup EMG aktivity svalu a posunula celú aktivitu v porovnaní s FS o 16%. Chôdza na bežeckom trenažéri rovnako priniesla neskorší nárast aktivity. Počiatok nastal v 31% pohybového cyklu a absolútne maximum dosiahol sval v 50% pohybu. Priemerná doba kontrakcie bola 18%.

Na základe výsledkov môžeme povedať že sval m. pectoralis major mal počas chôdze na rovnom teréne v oboch typoch obuvi priemerne rovnakú dĺžku kontrakcie s rozdielom 0,6%, vysoký opätok ale spôsobil oneskorený nástup EMG aktivity. Bežecký trenažér síce skrátil dobu kontrakcie svalu v oboch typoch obuvi, ale kontrakcia svalu narastala prudšie a rovnako prudšie klesala, čo pripisujeme menej stabilnej chôdzi na bežeckom trenažéri.

2. M. trapezius, pars transversa – počas chôdze v oboch typoch obuvi po rovnom teréne a bežeckom trenažéri sme rovnako zaznamenali jednovrcholovú aktivitu svalu. Na rovnom teréne v FS sa sval aktivoval v 58% cyklu, maximum svojej aktivity dosiahol v 84% s priemernou dĺžkou kontrakcie 32%. Bežecký trenažér spôsobil skorší nástup aktivity o 8%, lokálne maximum dosiahol skôr v porovnaní s rovným terénom a to v 69% pohybu. Zároveň trenažér skrátil dobu kontrakcie svalu priemerne o 11% .

V HH sme zaznamenali takmer totožný nástup aktivity svalu počas chôdze po rovnom teréne v 54% a na bežeckom trenažéri v 53% pohybu. Lokálne maximá sú ale rozdielne

priemerne o 10%. Na bežeckom trenažeri je vrchol aktivity v 77% a na rovnom teréne v 67% pohybu.

Pri porovnaní chôdze v FS a HH na rovnom teréne mal sval skorší nástup aktivity v HH o 4% ale s kratšou dobou kontrakcie v priemere o 9,5%. Pri chôdzi na bežeckom trenažeri sme naopak zaznamenali skorší počiatok aktivity v FS o 3%, ale zároveň HH predĺžil svalovú kontrakciu v porovnaní s FS o 5%.

3. *M. obliquus abdominis externus* – tento sval vykazoval vo všetkých testovaných situáciách jedno lokálne maximum. Pri chôdzi v rovnej obuvi po rovnom teréne sa sval aktivoval v 41%, svoje maximum dosiahol v 70% pohybového cyklu kedy začala aktivita svalu klesať s priemernou dĺžkou kontrakcie 33%. Chôdza na bežeckom trenažeri v FS oneskorila nástup EMG aktivity svalu o 2% ale zároveň sval vykázal svoje maximum v 62% pohybu a teda o 8% skôr, dĺžka kontrakcie sa prirodzene skrátila na 24% z pracovného cyklu.

Pri chôdzi na HH po rovnom teréne nastal počiatok svalovej kontrakcie v 56% pohybového cyklu, aktivita svalu stúpala na 83% pohybu kde je jeho lokálne maximum. Na bežeckom trenažeri sa sval aktivoval skôr a to v 35% pohybu teda o 20% skôr v porovnaní s rovným terénom. Maximum dosiahol sval v 66%, dĺžka kontrakcie bola zhodne v HH na bežeckom trenažeri a rovnom teréne 30% z krokového cyklu.

Pri porovnaní chôdze v FS a HH na rovnom teréne je rozdiel v počiatku aktivity 15%, HH oneskoril nástup kontrakcie svalu, dĺžka kontrakcie svalu bola v FS dlhšia oproti HH o 4%. Chôdza na bežecko trenažeri zmenila poradie nástupu aktivity svalu, pri chôdzi v HH nastal nástup aktivity o 9% skôr ako v FS. Dĺžka kontrakcie svalu bola v HH na bežeckom trenažeri dlhšia ako v FS o 6%.

4. *M. erector spinae* – pri analýze EMG signálu tohto svalu sme zaznamenali dve lokálne maximá pri všetkých sledovaných situáciách. Počiatok aktivity svalu počas chôdze vo FS na rovnom teréne nastal v 42% krokového cyklu a prvé maximum sval dosiahol v 51%, kedy nastal pokles aktivity. V rovnakom type obuvi na bežeckom trenažeri vykazoval sval aktivitu pri 34% pohybu, deaktivácia nastala v 54%. Na bežeckom trenažeri sme zaznamenali skorší nástup aktivity svalu priemerne o 8%, pri rovnakej dĺžke kontrakcie. Druhý nárast kontrakcie svalu na rovnom teréne nastal v 90% krokového cyklu, pokles EMG signálu bol na začiatku nasledujúceho pracovného cyklu a to v 29%, vzhľadom k aktivite *m. rectus femoris*. Na bežeckom trenažeri počas chôdze v FS sme zaznamenali, rovnako ako pri prvej kontrakcii, skorší nástup EMG aktivity a to v 75% pohybu. Sval dosiahol svoje druhé maximum v 15% nového krokového

cyklu. Nástup aktivity bol teda o 15% skôr, pričom sa v tomto prípade kontrakcia svalu na bežeckom trenažeri predĺžila o 5%.

Počas chôdze na rovnom teréne v HH sme zaznamenali prvý nárast aktivity svalu v 35% pohybu, s lokálnym maximom v 57%. V totožnom type obuvi sme na bežeckom trenažeri zaznamenali nárast aktivity svalu v 32%, teda o 3% skôr. Maximum aktivity sval dosiahol v 62%, kedy nastal pokles jeho aktivity. Dĺžka kontrakcie svalu sa na bežeckom trenažeri predĺžila o 5%. Druhý počiatok kontrakcie počas chôdze v HH na rovnom teréne nastal v 73% pohybu, s maximom v 95% pohybu. Následne nastal pokles aktivity s koncom v 25% nasledujúceho krokového cyklu. V HH na bežeckom trenažeri nastal neskorší druhý počiatok aktivity svalu a to v 78%, maximum aktivity sa posunul o 3% teda na 98%, kedy hodnoty mikrovoltov klesajú na ďalšie minimum v 12%. Dĺžka kontrakcie je ale pri chôdzi v HH na bežeckom trenažeri kratšia o 9%.

Pri porovnaní chôdzi v FS a HH na rovnom teréne nastala aktivácia svalu o 7% skôr v HH, dĺžka kontrakcie bola rovnako dlhšia počas chôdze v HH o 4%. Podobné stereotyp sme zaznamenali aj v druhej aktivácii svalu v pracovnom cykle, kedy sa sval aktivoval skôr v HH, rovnako jeho aktivita trvala dlhší úsek krokového cyklu. Na bežeckom trenažeri počas chôdze v HH nastala aktivita svalu v pracovnom cykle skôr ako v FS o 2%, dĺžka kontrakcie bola ale v prvej aktivácii v HH výrazne dlhšia a to o 10%. V druhej aktivite svalu v tom isto pracovnom cykle sa situácia obrátila, zaznamenali sme skorší nástup aktivity svalu pri chôdzi na FS o 3%. Rovnako aj dĺžka kontrakcie bola v FS dlhšia oproti HH priemerne o 5%.

5. M. gluteus medius – analýzou EMG signálu sledovaného svalu sme zaznamenali počas krokového cyklu v FS na rovno povrchu dvojvrcholovú aktivitu. Prvotná aktivita svalu začína v 38% cyklu s prvým lokálnym maximom v 45% pohybu. Hodnoty mikrovoltov následne klesali na minimum v 58%. Na bežeckom trenažeri počas chôdze v FS aktivita svalu začína o 2% skôr na 36% pohybu. Krivka EMG signálu následne prudko stúpa na lokálne maximum v, ktoré sa nachádza priemerne v 41% pohybového cyklu. Dĺžka kontrakcie svalu v FS počas chôdze na rovnom teréne a na bežeckom trenažeri bola rovnaká. Druhá aktivácia svalu v FS na rovnom teréne nastala v 80% cyklu s druhým lokálnym maximom v 93% a deaktiváciou v 19% nasledujúceho krokového cyklu. Na bežeckom trenažeri v rovnakom type obuvi sme zaznamenali druhé lokálne maximum v 98% pohybu s neskorším počiatkom aktivity o 6%. Deaktivácia svalu nastala v 17% ďalšieho cyklu, dĺžka kontrakcie sa na bežeckom trenažeri predĺžila o 5%.

Počas chôdze v HH po rovnom povrchu a na bežeckom trenažéri sme rovnako zaznamenali dvojrcholovú aktivitu svalu. Počiatok aktivity m. gluteus medius počas chôdze v HH na rovnom povrchu začal v 41% pohybu, svoje prvé lokálne maximum sval dosiahol v 47% cyklu. Deaktivácia svalu nastala v 66%. Na bežeckom trenažéri sa sval aktivoval neskôr a to v 46% cyklu, nastala teda zmena timigu aktivácie o 5%. deaktivácia svalu nastala v 62%, dĺžka kontrakcie svalu bola skoro totožná s rozdielom len 1%. Druhý začiatok aktivity v HH na rovnom teréne dosiahol sval v 87% pohybu. lokálne maximum nastalo v 93%, kedy nastala postupná deaktivácia s minimom na 20% nasledujúceho pracovného cyklu. Na bežeckom trenažéri sme zaznamenali neskorší nástup aktivity svalu o 5%, sval sa deaktivoval v 28% nasledujúceho krokového cyklu, teda o 8% neskôr ako na rovnom povrchu.

Pri chôdzi v FS a HH na rovnom teréne v prvej aj druhej aktivácii nastala podobná zmena timigu kedy sa aktivácia svalu začala skôr v FS v prvej aktivácii o 4% a v druhej o 7%. Deaktivácia svalu nastala v prvej aktivite počas chôdze v FS v 58% pohybu a v HH v 66%. Deaktivácia svalu nastala v druhej aktivite počas toho istého pracovného cyklu v FS 19% a v HH 20%. Dĺžka kontrakcie bola v oboch situáciách podobná s rozdielom 3% v oboch aktivitách svalu. Na bežeckom trenažéri počas chôdze v FS a HH pri prvej aktivite nastal rozdiel v počiatku a konci kontrakcie o 10%, s tým, že neskôr nastúpila aktivita v HH. Dĺžka kontrakcie sa ale predĺžila len o 2% pri HH. Druhá aktivita svalu začala ale skôr v HH o 4%. Dĺžka kontrakcie sa ale výrazne predĺžila na HH o 11%, bežecký trenažér teda predĺžil aktivitu svalu.

6. M. gluteus maximus – sval vykazuje vo všetkých testovaných situáciách jednovrcholovú EMG aktivitu. Počas chôdze v FS na rovnom teréne sa sval aktivoval v 82% pohybového cyklu, jeho deaktivácia nastala v 22% nasledujúceho krokového cyklu s lokálnym maximom v 5% a dĺžkou kontrakcie priemerne 32%. Na bežeckom trenažéri počiatok aktivity svalu nastal skôr o 2% v porovnaní s rovným terénom. Deaktivácia svalu sa posunula neskôr a to na 28% nasledujúceho pohybu, teda sa predĺžila aj doba kontrakcie o 8%.

Aktivita svalu pri chôdzi v HH na rovnom teréne začala v 75% cyklu s dĺžkou kontrakcie 46% z celého krokového cyklu a deaktiváciou v 30%. Vysoký opätok teda výrazne predĺžil dobu kontrakcie svalu porovnaní s FS na rovnom teréne o 14%. Aktivita svalu na bežeckom trenažéri začala skôr ako na rovnom teréne a to v 70% pohybu, deaktivácia svalu nastala v 27% ďalšieho krokového cyklu, pričom sa dĺžka aktivity svalu predĺžila priemerne na 59% sledovanej lokomócie.

Pri porovnaní chôdze v FS a HH na rovnom teréne nastala zmena v timingu kedy sa sval aktivoval skôr v HH o 7%, pričom sme zaznamenali v HH neskoršiu deaktiváciu a tým aj dlhšiu dobu kontrakcie svalu o 15%. Výsledky na bežeckom trenažeri boli podobné ako na rovnom teréne. Zaznamenali sme rovnako skorší nástup aktivity svalu v HH o 11% s približne rovnakým poklesom aktivity a minimom s rozdielom 1% ale výrazným predĺžením kontrakcie o 18%.

7. M. rectus femoris – testovaním všetkých lokomócií sme zistili jednovrcholovú aktivitu svalu. Sledovaný sval začal svoju aktivitu pri chôdzi v FS na rovnom teréne v 89% pohybového cyklu, s lokálnym maximom v 5% pohybu a deaktiváciou v 21%. Sval bol priemerne aktívny 32% z celého krokového cyklu. Na bežeckom trenažeri sme v rovnakom type obuvi zaznamenali zmenu timingu v zmysle skoršieho nástupu aktivity svalu o 3% v 86% pohybu, zároveň bol sval deaktivovaný neskoršie ako na rovnom teréne a to v 23%. Priemerná dĺžka kontrakcie bola 37%.

Počas chôdze v HH na rovnom teréne nastala aktivita svalu v 85% pracovného cyklu, deaktivácia svalu bola v 20% pohybu. Lokálne maximum svalovej aktivity nastalo v 3% pohybu. Sval bol celkovo v pracovnom cykle aktívny 20%. Na bežeckom trenažeri sme zaznamenali podobný nástup aktivity svalu s oneskorením 1%. Deaktivácia svalu sa ale na bežeckom trenažeri oneskorila o 7% a nastala v 27%. Lokálne maximum sa rovnako oneskorila o 5%. Dĺžka kontrakcie svalu bola na bežeckom trenažeri o 8% dlhšia.

Porovnanie chôdze v FS a HH na rovnom teréne prinieslo zmenu timingu v zmysle skoršieho nástupu aktivity v HH o 4%. Doba kontrakcie a deaktivácia svalu nastala v rovnakom úseku pohybu. Lokálne maximum a hodnoty mikrovoltov boli vyššie pri chôdzi v HH. Chôdza na bežeckom trenažeri priniesla podobný nástup aktivity so skorším nástupom v HH o 2%. Ten istý percentuálny rozdiel sme zaznamenali aj pri dĺžke kontrakcii v prospech HH. Deaktivácia svalu nastala o 4% skôr v FS. Lokálne maximum a hodnoty mikrovoltov boli opäť v vyššie na HH.

8. M. biceps femoris – na rovnom teréne v FS sa sval priemerne aktivoval v 78% pohybu, deaktivoval sa v 24% nasledujúceho pracovného cyklu s lokálnym maximom v 89% a dĺžkou kontrakcie 47%. Počas chôdze v FS na bežeckom trenažeri sa sval aktivoval skôr o 6%, deaktivoval sa rovnako skôr o 3% teda v 21% pohybu, dĺžka kontrakcie sa ale skrátila o 2% na 45% s vyššou hodnotou mikrovoltov.

Chôdza v HH po rovnom povrchu a na bežeckom trenažeri priniesla podobný nástup aktivity s rozdielom 1%, rovný terén v 73% a bežecký trenažer v 74% pohybu. Pokles

hodnôt mikrovoltov z totožného lokálneho maxima v 95% sa zastavilo na minime v 25% na rovnom teréne a 29% na bežeckom trenažéri.

Skorší timing nástupu aktivity pri porovnaní FS a HH na rovnom teréne bol počas chôdze v HH o 5% pohybového cyklu. Hodnoty deaktivácie boli FS v 24% a HH v 25% teda z rozdielom 1%. Dlhšiu dobu kontrakcie o 3% a vyššie hodnoty mikrovoltov sme zaznamenali pri chôdzi v HH. Nástup aktivity na bežeckom trenažéri bol skorší v FS o 2%, hodnoty deaktivácie a dĺžky kontrakcie sval boli viac rozdielne. Deaktivácia nastala v FS v 21% a v topánkach s vysokým opätkom v 29%, na bežeckom trenažéri sa rovnako predĺžil percentuálny podiel aktivity svalu v pohybe o 9%.

Tabuľka 15 Maximálne (μV_{max}) a priemerné ($\mu V_{priemer}$) hodnoty mikrovoltov jednotlivých svalových skupín počas chôdze v testovaných situáciách všetkých probandiek (archív autora).

Svaly	FS-rt		FS-t		HH-rt		HH-t	
	μV_{max}	$\mu V_{priemer}$	μV_{max}	$\mu V_{priemer}$	μV_{max}	$\mu V_{priemer}$	μV_{max}	$\mu V_{priemer}$
m. pectoralis major	87	45	85	52	110	54	125	62
m. trapezius, pars transversa	146	48	161	50	92	47	226	55
m. obliquus abdominis externus	49	18	44	21	95	30	97	49
m. erector spinae- I. aktivácia	91	60	98	63	105	65	145	78
m. erector spinae- II. aktivácia	82	49	99	57	207	61	237	80
m. gluteus medius- I. aktivácia	98	72	124	77	219	79	255	92
m. gluteus medius- II. aktivácia	95	49	102	57	141	65	298	88
m. gluteus maximus	129	51	162	60	188	68	302	85
m. rectus femoris	165	47	144	58	201	61	285	72
m. biceps femoris	201	73	132	82	298	85	355	93

Legenda: FS-rt – chôdza v rovnej obuvi po rovnom teréne; HH-rt – chôdza na vysokých opätkoch po rovnom teréne; FS-t – chôdza v rovnej obuvi na bežeckom trenažéri; HH-t – chôdza na vysokých opätkoch na bežeckom trenažéri; FS (flat shoes) – topánka s rovnou podrážkou; HH (high heels) – topánky s vysokým opätkom; μV_{max} – maximálna hodnota mikrovoltov; $\mu V_{priemer}$ – priemerná hodnota mikrovoltov.

Tabuľka 15 prezentuje priemerné a maximálne hodnoty mikrovoltov dosiahnutých počas chôdze v sledovaných situáciách všetkých respondentiek. V tabuľke vidíme, že najvyššie hodnoty mikrovoltov nastali počas chôdze v HH na bežeckom trenažéri, kde predpokladáme vyššiu aktivitu svalových skupín z dôvodu labilnej polohy celého tela, ktorú spôsobuje na jednej strane samotné vysoké opätky a na strane druhej bežiaci pás, ktorý mení prirodzenú aktivitu svalových skupín počas chôdze. Tieto dva faktory spôsobujú vyššiu svalovú aktivitu z dôvodu udržania tela vo vertikálnej polohe počas lokomócie.

Záverom môžeme konštatovať, že grafy a tabuľky prezentované v tejto kapitole poskytujú súhrnné výsledky zo získaných dát. Zmenu timingu aktivácie a deaktivácie sledovaných svalových skupín pri chôdzi v FS a HH po rovnom teréne a na bežeckom trenažéri sa podarilo štatisticky dokázať u 7 z 8 sledovaných svalov. Sval m. trapezius pars transversa nevykazoval štatisticky významnú zmenu v žiadnej z testovaných situácií. Predpokladáme teda, že aktivita tohto svalu je pri bipedálnej lokomócií minimálna. Získané výsledky indikujú premenlivosť v časovaní počiatku a konca aktivity.

Hypotéza HA₁, v ktorej sme predpokladali, že počiatok a koniec svalovej aktivity pri chôdzi na vysokom opätku vyvolá z hľadiska timingu sledovaných svalov počas chôdze štatisticky významnú zmenu na hladine významnosti $\alpha \leq 0,05$, v porovnaní s chôdzou v rovnej obuvi na bežeckom trenažéri sa potvrdila.

Hypotéza HA₂, svalová aktivácia a deaktivácia pri chôdzi na vysokom opätku vyvolá z hľadiska timingu sledovaných svalov počas chôdze štatisticky významnú zmenu na hladine významnosti $\alpha \leq 0,05$, v porovnaní s chôdzou v rovnej obuvi na rovnom teréne, sa potvrdila.

Hypotéza HA₃, kde sme predpokladali, že timing svalovej aktivácie a deaktivácie pri chôdzi na vysokom podpätku vyvolá štatisticky významný rozdiel ($\alpha \leq 0,05$) pri chôdzi na bežiacom páse v porovnaní s chôdzou na vysokom opätku na rovnom teréne, sa potvrdila.

Hypotéza HA₄, v ktorej sme predpokladali, že timing svalovej aktivácie a deaktivácie pri chôdzi v rovnej obuvi vyvolá štatisticky významný rozdiel ($\alpha \leq 0,05$) počas chôdze na bežiacom páse v porovnaní s chôdzou v rovnej obuvi na rovnom teréne, sa potvrdila.

Bližšie súvislosti uvádzame v diskusii.

8 Diskusia

V predloženej práci sme sa zamerali na hodnotenie a komparáciu svalovej koordinácie chôdze vo vysokých opätkoch a v rovnej obuvi v definovanej oblasti pohybovej sústavy relatívne vzdialenej od nohy. Ilustrovali sme tak vplyv zmeny výšky opornej plochy nohy počas chôdze vďaka zret'azení svalových funkcií na zmeny v timingu sledovaných svalových skupín mimo oblasti nohy a predkolenia. Za zmenu sme považovali rozdielne poradie aktivácie a deaktivácie, a fázový posun z hľadiska timingu počiatku ich aktivácie. Ako hlavnú metódu zberu objektívnych dát sme si zvolili model svalovej koordinácie získaný snímaním svalovej aktivity prostredníctvom povrchovej polyelektromyografie, ktorá patrí medzi základné podklady pre výskum lokomócie. Zo získaných výsledkov nám vyplývajú určité všeobecné skutočnosti. V nameraných hodnotách a signáloch zachytávajúcej aktivitu sledovaných svalových skupín pri testovaných typoch lokomočného pohybu bolo vo väčšine prípadov možné sledovať určité zmeny či trendy v aktivácii svalovej kontrakcie, ktoré boli dané odlišnými podmienkami pre lokomóciu.

Problematikou chôdze na vysokých opätkoch a jej vplyvu na pohybovú sústavu ženskej populácie sa zoberá viacero domácich a svetových autorov (Wiedemeijer & Otten, 2018; Pezzan et al., 2009; López-López, et al., 2017; Cronin et al., 2012; Cronin, 2014; Schroeder & Hollander, 2018; Mokošáková & Hlavačka, 2012) a mnoho ďalších. Väčšina autorov sa zaoberá predovšetkým vplyvu topánok s vysokým opätkom na oblasť nohy a driekovej časti chrbtice.

Pri porovnaní chôdze v topánkach s vysokým opätkom (high heels-HH) a topánkach s rovnou podrážkou (flat shoes-FS) na rovnom teréne sme zaznamenali pri analýze štatisticky významnú zmenu timingu počiatku aktivity u šiestich z ôsmich sledovaných svalov v zmysle skoršieho nástupu svalovej aktivity v HH. U svalov m. pectoralis major a m. trapezius pars transversa sme ale významnú zmenu nepotvrdili napriek tomu, že sa podieľajú na ovládaní pohybov horných končatín a sú súčasťou svalových zret'azení, ktoré prebiehajú od nohy cez ventrálnu a dorzálnu stranu tela na hornú časť trupu (Véle, 2006). Predpokladáme, že aktivita týchto svalov je výrazne ovplyvnená rozsahom pohybu horných končatín počas krokového cyklu, ktorý je plne individuálny a neovplyvniteľný, rovnako aj pozíciou hlavy počas chôdze. Horné končatiny vykonávajú počas prirodzenej bipédie kývavý pohyb. Pri rýchlosti chôdze $3.6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a viac sa horná končatina pohybuje s druhostrannou dolnou končatinou a vyrovnávajú tak rotáciu trupu a hlavy (Park, 2008) a svojím pasívnym pohybom plnia funkciu úspory energie (Meysns, Brujin & Duysens, 2013). Funkciu horných končatín pri chôdzi popisujú Collins et al. (2009), ktorí postupne obmedzili ich mobilitu počas bipedálnej lokomócie a zaznamenali

zvýšenie spotreby metabolickej energie potrebnej pre chôdzu. Tento relatívne pasívny pohyb je často mylne označovaný ako pasívny dej riadený prostredníctvom CNS svalstvom ramena, čo potvrdili aj naše výsledky zhodne so štúdiou Pontzer et al. (2009). Cromwell, Aadland-Monahan, Nelson, Stern-Sylvestre a Seder (2001) hodnotili EMG aktivitu paravertebrálnych svalov v oblasti krčnej chrbtice, so zistením, že ich aktivita je oproti svalom uloženým bližšie k nohe výrazne nižšia. Dospeli k podobným záverom, napriek tomu, že hlava má tendenciu k pohybu pri chôdzi v HH do extenzie. Rovnako sme zaznamenali fázový posun v EMG aktivite sledovaných svalov pri porovnaní FS a HH. Fázový posun bol zaznamenaný a popísaný aj v štúdiu Ivanenko, Poppele a Lacquaniti (2004), kde autori túto zmenu hodnotili len pri zmene rýchlosti chôdze v FS. Intenzita svalovej aktivity testovaných svalov hornej časti trupu sa postupne zvyšovala pri chôdzi v HH len u m. pectoralis major. Paradoxne hodnoty mikrovoltov sme u trapézového svalu zaznamenali rozdielne. Najnižšie hodnoty vykazoval pri chôdzi v HH na rovnom teréne. HH teda mení koaktiváciu týchto svalov na ventrálnej a dorzálnnej strany trupu tak, že vysoké opätky znižujú aktivitu trapézového svalu. Zvýšenie alebo zníženie intenzity testovaných svalov je dosiahnuteľný zmenou rýchlosti chôdze, najmä zmenou rýchlosti, podobne ako v práci Andres, Wagner, Puta, Grassme, Petrovitch a Scholle (2007), Li a Hong (2007), ktorí popísali priamo úmerný vzťah medzi zvyšujúcou sa rýchlosťou chôdze a zvyšujúcou sa intenzitou meraných svalov. Pri chôdzi v HH sme rovnako zaznamenali vyššie priemerné hodnoty mikrovoltov v testovaných svaloch trupu a dolných končatín v porovnaní s FS (tab. 15), podobné výsledky zaznamenali aj Park (2010) a Blanchette (2011). Najvýraznejšie rozdiely v hodnotách mikrovoltov vykazovali m. rectus femoris a m. erector spinae. Zvýšené hodnoty mikrovoltov pri chôdzi v HH v porovnaní s FS boli namerané aj v oblasti cerviko-kraniálneho prechodu v štúdiu autorov Mika, Oleksy, Mikolajczyk, Marchewka a Mika (2011). Park (2010) a Blanchette (2011) zaznamenali rovnako zvýšenie aktivity m. restus femoris pri chôdzi v HH s rovnakou výškou opätku ako v tejto práci. Nosenie opätkov tak môže v súvislosti k neustále zvýšenej aktivite tohto svalu prispievať k vzniku patelofemorálnej bolesti a degeneratívnych zmien kolenných kĺbov u žien dlhodobo nosiacich vysoké opätky (Davis et al., 1991; Stefanyshyn et al., 2012; Lichota, 2003; Park, 2010; Blanchette, 2011). Podobné závery prezentujú aj Kerrigan et al. (1998) a dopĺňajú, že vznik degeneratívnych zmien kolenného kĺbu je u žien dvakrát častejší ako u mužov. Autori vidia ako jednu z príčin nosenie vysokých opätkov, a tým vzrast pôsobiacich síl na koleno.

Počas chôdze v HH sú na aktívne svalové skupiny kladené zvýšené koordinačné nároky (Lee et al., 2001; Barton et al., 2009), vplyvom labilnej pozície tela, čo môže viesť pri dlhodobom preťažovaní k vzniku bolesti a reflexných zmien. Vplyvom vysokého opätku sa

skracuje dĺžka kroku (Barton et al., 2009; Stefanyshyn et al., 2012; Jandová, Gajdoš, Urbanová & Mikuláková, 2019), čo priamo vplýva na skorší nástup EMG aktivity testovaných svalových skupín. Pri vyhodnotení zmien poradia aktivovaných svalov sme zistili rozdielne poradie a fázový posun počiatku aktivity pri chôdzi v HH a FS, pričom výrazné rozdiely v poradí svalovej aktivácie sme zistili v svaloch trupu (tab. 8). So skrátením kroku v HH úzko súvisí aj dĺžka svalovej kontrakcie, kde sme zistili percentuálne priemerne dlhšiu svalovú kontrakciu v HH okrem svalov m. trapezius, m. obliquus abdominis externus a m. rectus femoris (tab. 14).

Počas chôdze na bežeckom trenažéri v oboch typoch obuvi (HH a FS) sme zaznamenali podobné výsledky, napriek tomu, že bežecký trenažér mení stereotyp chôdze. Chôdza na trenažéri skracuje krok priemerne o 4%, zvyšuje kadenciu krokov priemerne o 6% a šírku kroku zvyšuje o 22% (Stolze et al. 1997; Alton et al., 1998). Výsledky našej štúdie dokazujú štatisticky významný rozdiel v timingu počiatku svalovej aktivity. Zaznamenali sme skorší nástup EMG aktivity v HH u siedmich sledovaných svalov. Podobne ako pri chôdzi po rovnom teréne, sval m. trapezius nevykazoval štatisticky významnú zmenu. Tento sval ale vykazoval vyššiu intenzitu ako pri chôdzi po rovnom teréne (Ivanenko, et al. 2004). Sval sa teda aktívne zúčastňuje na stereotypu chôdze, je ale vzdialený od efektoru chôdze natoľko, že jeho účasť nie je v tomto prípade štatisticky významná. Napriek tomu, že chôdza v HH skracuje krokový cyklus podobne ako bežecký trenažér, zaznamenali sme dlhšiu svalovú kontrakciu priemerne o 10% v porovnaní s FS. Predpokladáme, že je to z dôvodu samotnej výšky opätku, kedy je noha v kontakte so zemou skôr ako pri chôdzi v FS a dlhodobým nosením HH kedy dochádza podľa Yu-Jin (2020) k biomechanickým adaptívnym zmenám v ľudskom tele. Meraním a hodnotením intenzity svalovej kontrakcie sledovaných svalov na základe hodnôt mikrovoltovej sme zaznamenali vyššie hodnoty pri chôdzi v HH. Najvýraznejšie rozdiely, podobne ako v štúdiu Dongwook (2015), boli v m. erector spinae a m. obliquus abdominis externus. Autori Soo-Jin, Min-Jeong, So-Jung, Duck-Won a Hyun-Ju (2014) sa zaoberali podobnou problematikou hodnotenia elektromyografickej aktivity paravertebrálnych svalov a m. rectus abdominis v HH s výškou opätku 3 cm a 7 cm. Záverom konštatujú, že pri vyššom opätku bola aktivita týchto svalov vyššia ako pri nižšom a doporučujú nositeľkám HH nosiť topánky v nižšom opätku ako prevenciu muskuloskeletálneho poškodenia. Keďže sú tieto svaly súčasťou posturálneho systému a ich synergia spolu s ďalšími svalmi zabezpečujú stabilitu tela (Véle, 2006; Kolář et al., 2009) predpokladáme, že sa ich intenzita zvýšila na bežeckom trenažéri v HH z dôvodu zabezpečenia vertikálnej pozície tela. Rozdielne výsledky ale zaznamenali Murray et al. (1985), ktorí porovnávali chôdzu na bežeckom trenažéri a po rovnom teréne z hľadiska EMG aktivity a tepovej frekvencie. Najvýraznejšie rozdiely v hodnotách

mikrovoltov zistili v svalu m. quadriceps femoris. HH spôsobili pri chôdzi na bežeckom trenažeri v porovnaní s FS intenzívnejšiu aktivitu paravertebrálnych svalov v driekovej časti chrbtice. Podobné výsledky svalovej aktivity zistili aj Mika et al. (2013), ktorí pozorovali skoršiu aktivitu m. erector spinae v driekovej časti chrbtice v HH. Výsledky teda zhodne s našou prácou naznačujú, že nosením topánok s vysokým opätkom sa mení svalová koordinácia, aktivita svalov sa zvyšuje a pri dlhodobej submaximálnej záťaži môže dôjsť k poškodeniu pohybového aparátu (Kavanagh et al., 2006).

Naša štúdia je, okrem porovnania chôdze v FS a HH na rovnom teréne a bežeckom trenažeri, zameraná aj na komparáciu bipédie v jednom type obuvi na oboch zvolených terénoch. Porovnaním chôdze v HH po rovnom teréne a na bežeckom trenažeri sme zistili štatisticky významný rozdiel v timingu počiatku aktivity u siedmych testovaných svalov. Podobne ako v predošlých situáciách pri svalu m. trapezius pars transversa štatisticky významná zmena nenastala. Nárast EMG aktivity nastal priemerne skôr v HH na bežeckom trenažeri okrem svalov m. erector spinae a m. gluteus maximus. Najvýraznejší rozdiel pri percentuálnom vyjadrení počiatku aktivity svalov nastal pri svalu m. obliquus abdominis externus, kedy sa jeho aktivácia oneskorila na rovnom teréne o 22%, pričom je rozdiel v dĺžke kontrakcie tohto svalu minimálna, 0,18% pohybového cyklu. Zaznamenali sme teda výrazný fázový posun v aktivite svalu (Ivanenko, et al. 2004). Sledovaním hodnôt mikrovoltov sme zistili vyššie priemerné hodnoty na bežeckom trenažeri v HH. Pri hodnotení dĺžky svalovej kontrakcie sme zistili, že svalstvo oblasti panvy a dolných končatín malo priemerne dlhšiu kontrakciu na bežeckom trenažeri ako na rovnom teréne. Najdlhšiu kontrakciu sme zaznamenali pri svalu m. gluteus maximus, ktorý bol priemerne aktívny 59% krokového cyklu v HH na bežeckom trenažeri. Naopak kontrakcia sledovaného svalstva hornej časti trupu malo priemernú dĺžku okolo 20% pohybu. Najkratšiu svalovú kontrakciu sme zistili pri svalu m. pectoralis major, 19%. Rozsah pohybu do flexie je v bedrovom kĺbe pri chôdzi na vysokom opätku vyšší (Park, 2010), a keďže chôdza na vysokom opätku a bežecký trenažér skracujú krok a aktivita svalov nastala skôr, rozsah extenzie bedrového kĺbu, ktorú zabezpečuje predovšetkým m. gluteus maximus je aktivita tohto svalu na bežeckom trenažeri najdlhšia spomedzi všetkých testovaných situácií.

Chôdza v topánkach s rovnou podrážkou je pre človeka prirodzená a z pohľadu periodicity aktivácie svalových skupín dolných končatín je pre súčasného človeka chôdza v topánkach prijateľnejšia ako chôdza naboso. Túto skutočnosť potvrdzujú hodnoty vypočítaných kovariancií pre jednotlivých probandov, kde autori Chrátková et al. (2012) zisťujú, že pri chôdzi v topánkach naberá tento koeficient vyššie hodnoty ako v prípade chôdzi bez topánok.

Porovnaním chôdze v FS na rovnom teréne a bežeckom trenažéri sa vo svojej práci zaoberala aj Daničová (2014) a Vogt a Banzer (1999), ktorí hodnotili pomocou povrchovej EMG aktivitu a najmä poradie aktivácie testovaných svalových skupín dolnej časti trupu a dolných končatín. Autori zhodne zistili, že bežecký trenažér zásadne nemení poradie aktivácie sledovaných svalových skupín, na rozdiel od našej štúdie, kde sme zistili zmeny v poradí počiatku svalovej aktivity na rovnom teréne a bežeckom trenažéri (tab. 8), naše výsledky podporuje aj štúdia De Sèze, Falgairolle, Viel, Assaiante a Cazalets (2008). Štúdia autorov Arsenault, Winter a Marteniuk (1986) realizovali štúdiu kde sledovali EMG aktivitu svalov predkolenia, m. biceps femoris a m. rectus femoris počas chôdze v FS na rovnom teréne a trenažéri. Dospeli k záveru, že sa aktivita svalov predkolenia zmenou terénu zásadne nemení, ale zároveň zaznamenali značný fázový posun aktivity flexorov a extenzorov kolena.

Rovnako ako v predchádzajúcich situáciách sme zistili štatisticky významný rozdiel v timingu testovaných svalov a zhodne m. trapezius pars transversa túto zmenu vykazoval. Testované svalové skupiny sa aktivovali skôr na bežeckom trenažéri, pričom percentuálne rozdiely v skoršom nástupe svalovej aktivity boli minimálne, čo priamo súvisí s kratším krokom na trenažéri. Svaly m. pectoralis major a m. trapezius ale nastúpili do aktivity skôr v FS (tab. 7). Skrátenie krokového cyklu na bežeckom trenažéri teda zjavne výrazne nevlýva na aktivitu týchto svalov na rozdiel od nižšie uložených svalových skupín, a tieto spomínané svaly si plnia funkciu vyrovnávania rotácie trupu a energetickej úspory (Meys et al., 2013; Collins, et al., 2009). Všetky testované svalové skupiny vykazovali vyššie hodnoty mikrovoltovej na bežeckom trenažéri, najvýraznejšie rozdiely sme zaznamenali vo svale m. rectus femoris, podobne ako Daničová, (2014) a Murray et al. (1985). Tento sval podobne ako v HH na bežeckom trenažéri je nútený pracovať intenzívnejšie a kolenný kĺb stabilizovať a tlmiť sily pôsobiace na koleno vo fáze kontaktu päty s podložkou (heel strike). Dlhodobá chôdza alebo beh na bežeckom trenažéri v FS môže rovnako ako HH viesť k vzniku patelofemorálnej bolesti a degeneratívnych zmien v kolennom kĺbe. Porovnaním dĺžky svalovej kontrakcie v FS na bežeckom trenažéri a rovnom teréne sme zistili rozdiely najmä v hornej a dolnej časti trupu. Svalové skupiny hornej časti trupu mali svalovú aktivitu kratšiu na bežeckom trenažéri priemerne o 7%, na rozdiel od svalov dolnej časti trupu kedy aktivita trvala dlhšie na bežeckom trenažéri.

HH mení svalovú koordináciu nie len v oblasti dolnej končatiny, ale prostredníctvom svalových zretezení aj v oblasti hornej časti trupu. Pri hodnotení timingu počiatku svalovej aktivity sme zistili najvýraznejšie rozdiely u svalov m. pectoralis major, m. obliquus abdominis externus, a m. erector spinae, na opačnej strane sme zaznamenali najmenšie rozdiely a fázový

posun aktivity u svalu m. trapezius, na ktorý pravdepodobne zmena výšky pätovej časti a zmena terénu nevplyva, keďže nie je súčasťou svalových zret'azení spájajúcich so svalovými skupinami dolných končatín (Véle, 2006). Najdlhšiu svalovú kontrakciu sme zaznamenali pri testovaní svalu m. gluteus maximus pri chôdzi v HH na bežeckom trenažéri. Sval bol aktívny 59% pracovného cyklu. Výška opätku rovnako ako zmena terénu menia dĺžku svalovej kontrakcie testovaných svalov v krokovom cykle. U svalov m. pectoralis major, m. obliquus abdominis externus a m. trapezius sa dĺžka svalovej kontrakcie v porovnaní s chôdzou v FS na rovnom teréne skrátila. Opačný jav ale nastal pri ostatných svalových skupinách kedy sa dĺžka svalovej kontrakcie v porovnaní s FS po chodbe predĺžila. Najvyššie hodnoty mikrovoltov dosiahli testované svaly zhodne počas chôdze v HH na bežeckom trenažéri. Príčinou je pravdepodobne krajne labilná pozícia celého tela. Pri porovnaní hodnôt mikrovoltov medzi jednotlivými svalmi a chôdzami zisťujeme, že pri každej chôdzi najintenzívnejšie pracovali svalové skupiny zaisťujúce stabilitu kolenného kĺbu a panvy. Pri dlhodobom nosení HH vznikajú zdravotné ťažkosti a progres degeneratívnych ochorení kolenného kĺbu (Davis et al., 1991; Stefanyshyn et al., 2012; Lichota, 2003; Park, 2010; Blanchette, 2011). HH núti svalové skupiny v oblasti panvy (m. gluteus medius et maximus, m. erector spinae, m. obliquus abdominis externus) k vyššej aktivite. Tieto svaly držia panvu pri prirodzenej chôdzi v horizontálnej pozícii (Véle, 2006), zmena výšky päty alebo terénu mení intenzitu práce týchto svalov, podobným záverom dospeli aj autori Mika et al. (2012, 2013). Rovnako ako pri kolennom kĺbe predpokladáme pri dlhodobom nosení HH a zvýšenej kontrakcii spomínaných svalov vznik bolesti najmä v oblasti driekovej časti chrbtice.

Limity práce

Jedným z limitov tejto práce môže byť konštantná rýchlosť chôdze, ktorá bola nastavená pre všetky probandy rovnako bez ohľadu na ich antropometrické charakteristiky a nie príliš veľké skúsenosti probandiek s chôdzou v topánkach s vysokým opätkom na bežeckom trenažéri. Ďalším limitom mohlo byť použitie len jedného typu topánok s vysokým opätkom. Pre lepšie vyvodenie záverov a objasnenie zmien svalovej koordinácie by mohli byť použité topánky s rôznou výškou a šírkou opätku. V štúdiu sme rovnako nesledovali faktor unaviteľnosti probandiek počas merania. Samotné meranie ale nebolo fyzicky náročné a únava bola minimálna a takmer nemerateľná. Limitom práce je aj samotná veľkosť testovaného súboru, pre širšie zovšeobecnenie výsledkov potrebné mať sto a viac členné skupiny. Výsledky štúdie sú platné pre ženskú populáciu s vlastnosťami, ktoré sú uvedené v kapitole charakteristika výskumnej vzorky.

V nasledujúcich štúdiách by sme sa teda mohli zamerať na svalové skupiny v oblasti krčnej chrbtice a vplyvu nosenia HH a bežeckého trenažéra na tieto časti tela, rovnako aj vplyvu rôznej rýchlosti na svalovú koordináciu. Zaradiť do ďalšieho výskumu by sme mohli aj probandky s rôznym vekom pre lepšie porovnanie zmien svalovej koordinácie vzhľadom na vekové rozdiely. Neovplyvniteľným limitom a zároveň tolerovaným je individualita stereotypu chôdze každej probandky a ich emocionálny stav počas samotného merania.

9 Závery

Chôdza v topánkach s vysokým opätkom (v našom prípade opätok vysoký 7cm s plochou 2x2cm) a bežecký trénažér menia koordináciu a timing počiatku aktivity svalov aktívnych pri chôdzi nielen v oblasti dolných končatín ale aj v oblasti vzdialenej od nohy pri rýchlosti chôdze $3,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Vplyvom HH a bežeckého trénažéra sa mení dĺžka svalovej kontrakcie. Pri porovnaní s chôdzou v FS po rovnom teréne sa dĺžka kontrakcie hornej časti trupu (m. pectoralis major, m. trapezius, m. obliquus abdominis externus) postupne pri testovaných typoch lokomócie skracuje, pričom najkratšie boli spomínané svaly aktívne pri chôdzi v FS na bežeckom trénažéri. Dĺžka svalovej kontrakcie sledovaných svalových skupín dolných končatín vykazovali v porovnaní s chôdzou v FS po chodbe naopak predĺženie kontrakcie, pričom svalové skupiny dolných končatín boli najdlhšie v aktivite počas chôdze v HH na bežeckom trénažéri.

Zaznamenali sme zmeny hodnôt mikrovoltov počas testovaných situácií najmä v oblasti kolenného kĺbu a panvy. Hodnoty sa postupne pravidelne zvyšovali, najnižšie hodnoty sme namerali pri chôdzi v FS na rovnom teréne, nasledovala chôdza v FS na bežeckom trénažéri, potom chôdza v HH po chodbe a nakoniec najvyššie hodnoty sme zaznamenali pri chôdzi v HH na bežeckom trénažéri. Chôdza v HH teda zvyšuje intenzitu aktivity svalov aktívnych počas krokového cyklu.

Štatisticky významnú zmenu pri porovnaní timingu aktivácie sledovaných svalov sme dosiahli vo všetkých testovaných situáciách ale nie u všetkých svalov. Sval m. trapezius pars transversa nesplnil hladinu štatistickej významnosti α v žiadnej situácii. Predpokladáme, že tento sval nie je súčasťou svalových zret'azení prebiehajúcich z dolnej končatiny na hornú časť trupu a zmena výšky pätovej časti nohy nevlýva na tento sval. Svalové skupiny hornej časti trupu teda nepodliehajú zmenám zvýšenia pätovej časti nohy a teréne tak intenzívne ako svalové skupiny dolnej časti trupu a dolných končatín.

Výsledky práce poukazujú na jednu evolučnú súvislosť. Topánky s plochou podrážkou sú výsledkom kultúrnej evolúcie, týmto bola vytvorená prekážka kontaktu plosky nohy s terénom. Vďaka dôkazom reakcie vyšších oblastí pohybovej sústavy na chôdzu v HH môžeme tento typ obuvi označiť za ešte väčšiu prekážku kontaktu nohy s podložkou, ktorá vlýva na celú pohybovú sústavu a mení je prirodzenú koordináciu.

Praktický prínos

Práca prináša nové poznatky o chôdzi v topánkach s vysokým podpätkom a jej porovnanie s chôdzou v topánkach s rovnou podrážkou po chodbe a na bežeckom trenažéri, z hľadiska elektromyografickej aktivity a koordinácie sledovaných svalov. Zistili sme, že chôdza v HH a bežecký trenažér predlžujú aktivitu svalov dolných končatín a paravertebrálnych svalov, čo môže viesť pri dlhodobom nosení HH a chôdzi alebo behu na trenažéri v FS k vzniku bolesti a degeneratívnych zmien najmä v oblasti kolenného kĺbu a driekovej časti chrbtice. Rôzna výška pätovej časti nohy nemá zásadný vplyv na trvanie a dĺžku kontrakcie m. trapezius, a teda pri zdravotných problémoch súvisiacich s týmto svalom sa nosenie HH alebo chôdza na bežeckom trenažéri nevylučuje. Podobne aj sval m. pectoralis major vykazuje skrátenie dĺžky kontrakcie pri nosení HH. Doporučujeme skúseným aj neskúseným nositeľkám HH nosiť tieto topánky len výnimočne v nevyhnutných prípadoch a pri ich nosení dbať na správnu pozíciu driekovej časti chrbtice. Zároveň nedoporučujeme chôdzu a beh na bežeckom trenažéri v FS, keďže v celku táto chôdza dosiahla horšie výsledky ako chôdza v HH po chodbe.

Literatúra

- Allor, K.M., Pivarnik, J.M. Sam, L.J., & Perkins, C.D. (2000). Treadmill economy in girls and women matched for height and weight. *Journal of Applied Physiology*, 89(2), 512–516. [https://doi: 10.1152/jappl.2000.89.2.512](https://doi.org/10.1152/jappl.2000.89.2.512).
- Alton F., Baldey, L., Caplan, S., & Morrissey, M.C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 13(6), 434-440. [https://doi:10.1016/s0268-0033\(98\)00012-6](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(98)00012-6).
- American Podiatric Medical Association. High Heels Survey, 2003.
- Anděl, J. (2005). *Základy matematické statistiky*. Praha : Matfyzpress.
- Andres, Ch., Wagner, H., Puta, Ch., Grassme, R., Petrovitch, A. & Scholle, H. (2007). Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(2), 245–252. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.01.002>.
- Armstrong, T.J., Buckle, P., Fine, L.J., & Hagberg, M.A. (1993). Conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work Environment and Health*, 19(2), 73–84. [https:// doi:10.5271/sjweh.1494](https://doi.org/10.5271/sjweh.1494).
- Arsenault, B.A. , Winter, D.A. & Marteniuk, R.G. (1986). Treadmill versus walkway locomotion in humans: An EMG study. *Ergonomics*, 29(5), 665-676. [https://doi: 10.1080/00140138608968301](https://doi.org/10.1080/00140138608968301).
- Baaklini, E., Angst, M., Schellenberg, F., Hitz, M., Schmid, S., Tal, A., ... Lorenzetti, S. (2017). High-heeled walking decreases lumbar lordosis. *Gait and Posture*, 55, 12-14. [https:// doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.03.035](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.035).
- Bačáková, R. (2013). *Deskripce kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru při specifické sportovní lokomoci (šplh, chůze, shyb)*. (Doctoral dissertation). Retrieved from: <https://dspace.cuni.cz/handle/20.500.11956/53202>.
- Baliunas, A., Hurwitz, D.E., Ryals, A.B., Karrar, A., Case, J.P., Block, J.A., & Andriacchi, T.P. (2002). Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 10(7), 573-579. [https://doi:10.1053/joca.2002.0797](https://doi.org/10.1053/joca.2002.0797).
- Balter, J.E., & Zehr, E.P. (2007). Neural coupling between the arms and legs during rhythmic locomotor- like cycling movement. *Journal of Neurophysiology*, 97(2), 1809-1818. [https://doi:10.1152/jn.01038.2006](https://doi.org/10.1152/jn.01038.2006).
- Barkema, D.D., Derrick, T.R., & Martin, P.E. (2012). Heel height affects lower extremity frontal plane joint moments during walking. *Gait and Posture*, 35(3), 483-488. [https://doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.11.013](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.013).
- Barnish, M., Morgan, H.M. & Barnish, J. (2017). The 2016 High heels: Health effects and psychosexual benefits (high habits) study: systematic review of reviews and additional primary studies. *BMC Public Health*, 18(37), 1-13. [https://doi: 10.1186/s12889-017-4573-4](https://doi.org/10.1186/s12889-017-4573-4).
- Barthelemy , D., & Nielsen, J.B. (2012). Corticospinal contribution to arm muscle activity during human walking. *The Journal of Physiology*, 588(6), 967-979. [https://doi: 10.1113/jphysiol.2009.185520](https://doi.org/10.1113/jphysiol.2009.185520).

- 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: 10.1016/j.jelekin.2008.03.001>.
- Blanchette, M. (2011). The influence of heel height on utilized coefficient of friction during walking. *Gait and Posture*, 34(1), 107–110. <https://doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.03.023>.
- Blouin, J.S., & Fitzpatrick, R.C. (2010). Swing those arms: automatic movement controlled by the cerebral cortex. *The Journal of Physiology*. 588(7), 1029-1030. <https://doi: 10.1113/jphysiol.2010.188649>.
- Borovanský, L. (1976). *Soustavná anatomie člověka*. Praha: Avicenum.
- Bramble, D.M., & Liebermann, D.E. (2004). Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, 432(7015), 345-352. <https://doi: 10.1038/nature03052>.
- Bruijn, S.M., Meijer, O.G., Beek, P.J., & Van Dieen, J.H. (2010). The effects of arm swing on human gait stability. *Journal of Experimental Biology*, 213(23), 3945-3952. <https://doi: 10.1242/jeb.045112>.
- 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: 10.1016/j.clinbiomech.2003.09.007>.
- Callaghan, J.P., Patla, A.E., & McGill, S.M. (1999). Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. *Clinical Biomechanics*, 14(3), 203-216. [https://doi: 10.1016/s0268-0033\(98\)00069-2](https://doi: 10.1016/s0268-0033(98)00069-2).
- Cavangah, P.R., & Rodgers, M.M. (1987). The arch index: An useful measure from footprint. *Journal of Biomechanics*, 20(5), 547-551. [https://doi:10.1016/0021-9290\(87\)90255-7](https://doi:10.1016/0021-9290(87)90255-7).
- Cíbohová, R. (2004). Psychomotorický vývoj dítěte v prvním roce života. *Pediatric pro praxi*, 6, 291-297.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. New York, USA: Lawrence Erlbaum Associates.
- Collins, S.H., & Kuo, A.D. (2010). Recycling energy to restore impaired function during human walking. *Plos one*, 5(2), e9307. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0009307>.
- Collins, S.H., Adamczyk, P.G., & Kuo, A.D. (2009). Dynamic arm swinging in human walking. *Proceeding of the Royal Society B*, 276 (1673), 3679-3688. <https://doi.org/10.1098/rspb.2009.0664>.
- Collins, S.H. (2008). *Dynamic walking principles applied to human gait*. (Doctoral dissertation). The University of Michigan. Retrieved from: https://deepblue.lib.umich.edu/bitstream/handle/2027.42/60646/shc_1.pdf?sequence=1.
- Corrigan, J.P., Moore, D.P., & Stephens, M. (1993). Effect of Heel Height on Forefoot Loading. *Foot & Ankle*, 14(3), 148-152. <https://doi: 10.1177/107110079301400307>.
- Cowley, E.E., Chevalier, Th.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: 10.7547/0990512>.
- Craik, L.R., & Oatis, C.A. (1995). *Gait Analysis, Theory and Application*, Mosby: Year Book.

- Crompton, R.H., Pataky, T.C., Savage, R., D'Août, K., Bennett, M.R., Day, M.H.,...Sellers, W.I. (2012). Human-like external function of the foot, and fully upright gait, confirmed in the 3.66 million year old Laetoli hominin footprints by topographic statistics, experimental footprint-formation and computer simulation. *Journal of Royal Society*, 9(69), 707-719. <https://doi.org/10.1098/rsif.2011.0258>.
- Cromwell, R.L., Aadland-Monahan, T.K., Nelson, A.T., Stern-Sylvestre, S.M. & Seder, B. (2001). Sagittal plane analysis of head, neck, and trunk kinematics and electromyographic activity during locomotion. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31(5), 255-262. <https://doi: 10.2519/jospt.2001.31.5.255>.
- 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: 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: 10.1016/j.jelekin.2014.01.004>.
- Crowninshield, R.D., Johnston, R.C., Andrews, J.G., & Brand, R.A. (1978). A biomechanical investigation of the human hip. *Journal of Biomechanics*, 11(1-2), 75-85. [https://doi: 10.1016/0021-9290\(78\)90045-3](https://doi: 10.1016/0021-9290(78)90045-3).
- Csapo, R., Maganaris, C.N., Seynnes, O.R., & Narici, M.V. (2010). On muscle, tendon and high heels. *Journal of Experimental Biology*, 213(15), 2582–2588. <https://doi: 10.1242/jeb.044271>.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. 2. vyd. Praha: Grada.
- Daničová, Š. (2014). *Komparace koordinačních charakteristik kroku přichůzi na běžeckém trenážéru a v terénu*. (Masters' thesis). Retrieved from: <https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/124660/?lang=en>.
- Danion, F., Varraine, E., Bonnard, M., & Pailhous, J. (2003). Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length. *Gait and Posture*, 18(1), 69 -77. [https://doi: 10.1016/s0966-6362\(03\)00030-4](https://doi: 10.1016/s0966-6362(03)00030-4).
- Davis, M.A., Ettinger, W.H., Neuhaus, J.M., & Mallon, K.P. (1991). Knee osteoarthritis and physical functioning: evidence from the NHANES I Epidemiologic Followup Study. *The Journal of Rheumatology*, 18(4), 591–598. Retrieved from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2066950/>.
- De Cock, A., Vanrentherghem, J., Willems, T., Witvrouw, E., & De Clercq, D. (2008). The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait and Posture*, 27(4), 669-675. <https://doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.08.013>.
- De Luca, C.J., Roy, A.M., & Erim, Z. (1993). Synchronization of motor unit firings in human muscles. *Journal of Neurophysiology*, 70(5), 2010-2023. <https://doi: 10.1152/jn.1993.70.5.2010>.
- De Luca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163. <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>.

- De Sèze, M., Falgairolle, M., Viel, S., Assaiante, C. & Cazalets, J.R. (2008). Sequential activation of axial muscles during different forms of rhythmic behavior in man. *Experimental Brain Research*, 185(2), 237-247. doi: 10.1007/s00221-007-1146-2.
- De Souza Moraes, G.F., Mendes, D.P., & Papini, A.A. (2012). Muscular activity in different locomotion plans with the use of various shoes types and barefoot. *Work*, 41(Supplement 1), 2549-2555. [https://doi: 10.3233/WOR-2012-0497-2549](https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0497-2549).
- Dietz, V. (2003). Spinal cord pattern generators for locomotion. *Clinical Neurophysiology*, 114(8), 1379-1389. [https://doi: 10.1016/s1388-2457\(03\)00120-2](https://doi.org/10.1016/s1388-2457(03)00120-2).
- Dominici, N., Ivanoko, Y.P., Cappellini, G., D'Avella, A., Mondì, V., Cicchese, ... Lacquaniti, F. (2011). Locomotor primitives in newborn babies and their development. *Science*, 334(6058), 997-999. [https://doi: 10.1126/science.1210617](https://doi.org/10.1126/science.1210617).
- Dongwook, H. (2015). Muscle activation of paraspinal muscles in different types of high heels during standing. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(1), 67-69. [https://doi: 10.1589/jpts.27.67](https://doi.org/10.1589/jpts.27.67).
- Dungl, P. (1989). *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum.
- Duysens, J., & Van de Crommert, H.W. (1998). Neural control of locomotion; Part 1: The central pattern generator from cats to humans. *Gait and Posture*, 7(2), 131-141. [https://doi: 10.1016/s0966-6362\(97\)00042-8](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(97)00042-8).
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.
- Ebbeling, C.J., Hamill, J., & Crusemeyer, J.A. (1994). Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19(4), 190-196. Retrieved from: <https://www.jospt.org/doi/pdfplus/10.2519/jospt.1994.19.4.190>
- Esenyel, M., Walsh, K., Walden, J.G., & Gitter, A. (2003). Kinetics of high-heeled gait. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 93(1), 27-32. <https://doi.org/10.7547/87507315-93-1-27>.
- Ferris, D.P., Huang, H.J., & Kao, P. (2006). Moving the arms to active the legs. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 34(3), 113-120. [https://doi: 10.1249/00003677-200607000-00005](https://doi.org/10.1249/00003677-200607000-00005).
- Franklin, M.E., Chenier, T.C., Brauninger, L., Cook, H., & Harris, S. (1995). Effect of positive heel inclination on posture. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 21(2), 94-99. [https://doi: 10.2519/jospt.1995.21.2.94](https://doi.org/10.2519/jospt.1995.21.2.94).
- Gage, J.R. (2002). *Gait analysis in cerebral palsy*. New York: Mac Keith Press.
- Gastwirth, B.W., O'Brien, T.D., Nelson, R.M., Manger, D.C., & Kindig, S.A. (1991). An electrodiagnostic study of foot function in shoes of varying heel heights. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 81(9), 463-472. [https://doi: 10.7547/87507315-81-9-463](https://doi.org/10.7547/87507315-81-9-463).
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzhak, Y., & Arcan, M. (2002). Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait and Posture*, 15(1), 56-63. [https://doi: 10.1016/s0966-6362\(01\)00180-1](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00180-1).
- Grim, M., Druga, R., Fiala, P., & Páč, L. (2006). *Základy anatomie I. Obecná anatomie a pohybový systém*. Praha: Galén.

- Gross, J.M., Fetto, J., & Supnick, E.R. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.
- Hadders-Algra, M. (2005). Development of postural control during the first 18 months of life. *Neural plasticity*, 12(2-3), 99-108. [https://doi: 10.1155/NP.2005.99](https://doi.org/10.1155/NP.2005.99).
- Hadders-Algra, M. (2010). Variation and Variability: Key Words in Human Motor Development. *Physical Therapy*, 90(12), 1823-1837. [https://doi: 10.2522/ptj.20100006](https://doi.org/10.2522/ptj.20100006).
- Hendl, J. (2015). *Přehled statistických metod zpracování dat: analýza a metaanalýza dat*. Praha: Portal.
- Hironmoy, R., Bhattacharya, K., Deb, S., & Kuntala, R. (2012). Arch Index: An Easier Approach for Arch Height (A Regression Analysis). *Al Ameen Journal of Medical Science*, 5(2), 137-146. Retrieved from: https://www.researchgate.net/publication/216444677_Arch_Index_An_Easier_Approach_for_Arch_Height_A_Regression_Analysis.
- Huang, H.J., & Ferris, D.P. (2009). Upper and lower limb muscle activation is bidirectionally and ipsilaterally coupled. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(9), 1778-1789. [https://doi: 10.1249/MSS.0b013e31819f75a7](https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31819f75a7).
- Hug, F., & Dorel, S. (2011). Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 182-198. [https://doi: 10.1016/j.jelekin.2007.10.010](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.10.010).
- Chrástková, M., Bačáková, R., Špulák, D., Kračmar, B., & Čmejla, R. (2012). Komparativní analýza běhu na lyžích volnou technikou a bruslení na kolečkových lyžích. In: Suchý, J. (Ed.), *Scientia movens: Sborník příspěvků z mezinárodní studentské vědecké konference*. Praha: FTVS UK.
- Ijspeert A.J. (2002). Locomotion, Vertebrate. In Arbib, M.A. (Ed.), *The handbook of brain theory and neural networks*. 2nd Ed. Massachusetts: The MIT Press.
- Imhauser C.W., Siegler, S., Abidi, N.A., & Frankel, D.Z. (2004). The effect of posterior tibialis tendon dysfunction on the plantar pressure characteristics and the kinematics of the arch and the hindfoot. *Clinical Biomechanics*, 19(2), 161-169. [https://doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.10.007](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.10.007).
- ISEK International society of electrophysiology and kinesiology. (2017). *Standards for reporting EMG data*. Retrieved from http://www.isek-online.org/standards_emg.html.
- 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. Retrieved from: https://www.researchgate.net/publication/237696329_Postural_influence_of_high_heels_among_adult_women_analysis_by_computerized_photogrammetry_A_influencia_postural_do_salto_alto_em_mulheres_adultas_analise_por_biofotogrametria_computadorizada.
- Ivanenko, Y.P., Poppele, R.E. & Lacquaniti F. (2004). Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of Physiology*, 556(1), 267-282. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2003.057174>.
- Janda, V., Herbenová, A., Jandová, J., & Pavlů, D. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada.

- Janda, V. (1984). *Základy kliniky funkčních neparetických poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků.
- Janda, V., Poláková, Z., & Véle, F. (1966). *Funkce hybného systému. Fysiologie a patofysiologie hybnosti a kinesiologie z hlediska rehabilitace*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství.
- Jandová, S., Gajdoš, M., Urbanová, K., & Mikušáková, 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:10.37190/abb-01435-2019-03](https://doi.org/10.37190/abb-01435-2019-03).
- Janura, M. (2011). Biomechanika chůze [online] Retrieved from: http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTKkatedry/biomechanika/APBMF_Chuze.pdf
- Kadeřábek, J. (2008). *Vliv fyziologické zátěže na elektrickou aktivitu svalů*. (Bachelor thesis). Brno: VUT FEKT. Retrieved from: <https://dspace.vutbr.cz/xmlui/handle/11012/14753>.
- Karas, V., Otáhal, S., & Sušanka, P. (1990). *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha: SPN.
- Kavanagh, J.J., Morrison, S., & Barrett, R.S. (2006). Lumbar and cervical erector spinae fatigue elicit compensatory postural responses to assist in maintaining head stability during walking. *Journal of Applied Physiology*, 101(4), 1118–1126. [https://doi: 10.1152/jappphysiol.00165.2006](https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00165.2006).
- Keller, O. (1999). *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton.
- KENHUB. (2020). Human anatomy. Retrieved from: https://www.kenhub.com/en/register?topic=human_anatomy.
- Kerrigan, D.C., Todd, M.K., & Riley, P.O. (1998). Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *The Lancet*, 351(9113), 1399–1401. [https:// doi: 10.1016/S0140-6736\(97\)11281-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(97)11281-8).
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburg: Elsevier Churchill Livingstone.
- Knoeringer, K. (2003). Reprint: Nature's Magic Bullet. *The Free Growth Blog*. Retrieved from: <http://apparelarchaeology.blogspot.com/2012/11/in-2007-nike-released-shoe-designed.html>
- Kolář, P., Bitnar, P., Horáček, O., Dyrhonová, O., Černý, R., Lewit, K.,...Zumrová, A. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG – a practical introduction to kinesiological electromyography*. Noraxon INC USA. Retrieved from: <http://www.demotu.org/aulas/control/ABCofEMG.pdf>.
- Kračmar, B., Chrátková, M., Bačáková, R., Bílý, M., Horyna, R., Škopek, M.,...Zbořilová, M. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Karolinum.
- Kračmar, B. (2002). *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton.
- Kračmar, B., & Vystrčilová, M. (2007). Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – II. Přirozený pohyb člověka. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 73(4), 2-8.
- Krivošíková, M. (2011). *Úvod do Ergoterapie*. Praha: Grada Publishing.

- Kramers-de Quervain, L.A., Attinger Benz, D., Müller, R., & Stüsi, E. (1996). Trunk and pelvic postural adaptation during high heeled gait. *Gait and Posture*, 4(2), 196-197. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)80636-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)80636-9).
- 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: 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: 10.2522/ptj.20090125>.
- Lafond, D., Duarte, M., & Prince, F. (2004). Comparison of three methods to estimate the centre of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1421-1426. [https://doi: 10.1016/S0021-9290\(03\)00251-3](https://doi: 10.1016/S0021-9290(03)00251-3).
- Lánik, V. (1990). *Kineziológia*. Martin: Osveta.
- Lauter, 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 & Rehabilitation*, 70(5), 246 -254. Retrieved from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1910649/>.
- Lee, K.H., Shieh, J.C., Matteliano, A., & Smiehorowski, T. (1990). Electromyographic changes of leg muscles with heel lifts in women: Therapeutic implications. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71(1), 31-33. Retrieved from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2297307/>.
- Lee, C. (2014). The effects of lower extremity angle according to heel height changes in young ladies in their 20's during gait. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(7), 1055-1058. <https://doi: 10.1589/jpts.26.1055>.
- Lee, S., & Li, J.X. (2014). Effects of high heels shoes and symmetrical load carrying on lower extremity kinematics during walking in young women. *Journal of Podiatric Medical Association*, 104(1), 58-65. <https://doi: 10.7547/0003-0538-104.1.58>.
- Lee, C.H., Jeong, E.H., & Freivalds, A. (2001). Biomechanical effects of wearing high-heeled shoes. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 28(6), 321-326. [https://doi.org/10.1016/S0169-8141\(01\)00038-5](https://doi.org/10.1016/S0169-8141(01)00038-5).
- Lewis, D.M.G., Russell, E.M., Al-Shawaf, L., Ta, V., Senveli, Z., Ickes, W., & Buss, D.M. (2017). Why women wear high heels: Evolution, lumbar curvature, and attractiveness. *Frontiers in Psychology*, 8, 1875. <https://doi:10.3389/fpsyg.2017.01875>.
- Lewit, K. (1998). Někteřá zřetězení funkčních poruch ve světle koaktivačních svalových vzorců na základě vývojové neurologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 148-151. Retrieved from: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/1998-4/nektera-zretezeni-funkcnich-poruch-ve-svetle-koaktivacnich-svalovych-vzorcu-na-zaklade-vyvojove-neurologie-29681>.
- Li, J.X. & Hong, Y. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of the trunk and lower limbs during walking in negative-heeled shoes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 97(6), 447-456. <https://doi: 10.7547/0970447>.

- 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. *The Journal of Experimental Biology*, 204(1), 47-58. Retrieved from: <https://jeb.biologists.org/content/jexbio/204/1/47.full.pdf>.
- Lieberman, D.E. (2012). Human evolution: Those feet in ancient times. *Nature*, 483(7391) 550-551. [https://doi: 10.1038/483550a](https://doi.org/10.1038/483550a).
- Lichota, D.K. (2003). Anterior knee pain: Symptom or syndrome? *Current Women's Health Reports*, 3(1), 81–86. Retrieved from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12521558/>.
- Lindemann, U., Scheible, S., Sturm E., Eicher, B., Ring, C., Najafi, B., ... Becker, C. (2003). Elevated heels and adaptation to new shoes in frail elderly women. *Gerontology and Geriatric Medicine*, 36(1), 29-34. [https://doi: 10.1007/s00391-003-0133-x](https://doi.org/10.1007/s00391-003-0133-x).
- Liška, M. (2010). *Fylogenetické aspekty lidské lokomoce* (Masters' thesis). Retrieved from: <https://adoc.tips/fylogeneticke-aspekty-lidske-lokomoce.html>.
- López-López, D., Marañon-Medina, J., Losa-Iglesia, M.E., Calvo-Lobo, C., Rodríguez-Sanz, D., Palomo-López, P., & Becerro de Bongoa Vallejo, R. (2017). The influence of heel height related on quality of life on the foot in a sample of women. *Revista da Associação Médica Brasileira*, 64(4), 324-329. [https:// dx.doi.org/10.1590/1806-9282.64.04.324](https://dx.doi.org/10.1590/1806-9282.64.04.324).
- Lovejoy, C.O., Latimer, B., Suwa, G., Asfaw, B., & White, T.D. (2009). Combining prehension and propulsion: The foot of *Ardipithecus ramidus*. *Science*, 326(5949), 72e1-72e8. [https://doi: 10.1126/science.1175832](https://doi.org/10.1126/science.1175832).
- MacKay-Lyons, M. (2002). Central pattern generation of locomotion: A review of evidence. *Physical Therapy*, 82(1), 69-83. [https://doi: 10.1093/ptj/82.1.69](https://doi.org/10.1093/ptj/82.1.69).
- 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. Retrieved from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3033730/>.
- Massó, N., Ferran, R., Romero, D., Gual, G., Costa, L., & Germán, A. (2010). Surface electromyography application in the sport. *Apunts Medicina de L'esport*, 45(165), 121- 130. Retrieved from: https://www.researchgate.net/publication/291051010_Surface_electromyography_application_s_in_the_sport.
- 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: 10.1080/001401300184369](https://doi.org/10.1080/001401300184369).
- McGinnis, P.M. (1999). *Biomechanics of Exercise and Sport*. Champaign: Human Kinetics, in Holton, E.(2003) Effect of transcutaneous electrical neural stimulation at the tibialis anterior muscle on kinematic, & kinetic parameters of gait initiation in parkinsonism. Requirements for the degree of Master of Science, The Florida State University. Retrieved from: https://www.researchgate.net/publication/254671889_Effects_of_Transcutaneous_Electrical_Neural_Stimulation_at_the_Tibialis_Anterior_Muscle_on_Kinematic_Kinetic_Parameters_of_Gait_Initiation_in_Parkinsonism.

- Mcpoil, T., & Cornwall, M.W. (2007). Prediction of dynamic foot posture during running using the longitudinal arch angle. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 97(2), 102-107. <https://doi.org/10.7547/0970102>.
- Merletti, R., (1999). Standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(1), 3-4. Retrieved from: http://earc.eng.niigata-u.ac.jp/links/ISEK_Standards.pdf.
- Merletti, R., & Parker, P.J. (2004). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. Hoboken, NJ: Wiley-IEEE Press.
- Meys, P., Brujin, S.M., & Duysens, J. (2013). The how and why of arm swing during human walking. *Gait and Posture*, 38(4), 555-562. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.02.006>.
- Michaud, S.B., Gard, S.A., & Childress, D.S. (2000). A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in person with transtibial and transfemoral amputation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(1), 1-10. Retrieved from: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/00/37/1/michaud.html>.
- Mika, A., Oleksy, L., Mikolajczyk, E., Marchewka, A. & Mika, P. (2011). Changes of bioelectrical activity in cervical paraspinal muscles during gait in low and high heel shoes. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 13(1), 27-33. Retrieved from: <http://www.actabio.pwr.wroc.pl/Vol13No1/4.pdf>.
- Mika, A., Oleksy, L., Mika, P., Marchewka, A., & Clark, B.C. (2012a). The influence of heel height on lower extremity kinematics and leg muscle activity during gait in young and middle-aged women. *Gait and Posture*, 35(4), 677-680. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.001>.
- Mika, A., Clark, B., & Oleksy, L. (2013). The influence of high and low heeled shoes on EMG timing characteristics of the lumbar and hip extensor complex during trunk forward flexion and return task. *Manual Therapy*, 18(6), 506-511. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.03.004>.
- Mokořáková, M., & Hlavačka, F. (2012). Elektromyografická aktivita svalov predkolenia počas chôdze na vysokých podpätkoch. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 19(4), 181-189. Retrieved from: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2012-4/elektromyograficka-aktivita-svalov-predkolenia-pocas-chodze-na-vysokych-podpatkoch-39853>.
- Morimoto, N., Ponce De León, M.S., Nishimura, T., & Zollhofer, Ch.P.E. (2011). Femoral morphology and femoropelvic musculoskeletal anatomy of humans and great apes: A comparative virtosy study. *The Anatomical Record*, 294(9), 1433-1445. <https://doi.org/10.1002/ar.21424>.
- Morio, C., Nicol, C., Barla, C., Barthelemy, J., & Berton, E. (2012). Acute and 2 days delayed effects of exhaustive stretch-shortening cycle exercise on barefoot walking and running patterns. *European Journal of Applied Physiology*, 112(8), 2817-2827. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2242-3>.
- Mráz, P., Binovský, A., Holomáňová, A., Osvaldová, M., & Ruttkay-Nedecká, E. (2015). *Anatómia ľudského tela 1*. Bratislava: Slovak Academic Press.
- Murray, M.P., Spurr, G.B., Sepic, S.B., Gardner, G.M., & Molhnger, L.A. (1985). Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *Journal of Applied Physiology*, 59(1), 87-91. <https://doi.org/10.1152/jappl.1985.59.1.87>.

- Nashner, L.M. (1993). Practical biomechanics and physiology of balance. *Handbook of Balance Function Testing*, 261-279. St. Louis, USA: Mosby Year-Book.
- Nester, C.J., Liu, A.M., Ward, E., Howard, D., Cocheba, J., Derrick, T. & Patterson, P. (2007). In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model. *Journal of Biomechanics*, 40(9), 1927-1937. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.09.008>.
- Neumann, D. (2002). *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundation for Physical rehabilitation*, St. Louis: Mo.
- Nicolopoulos, C.S., Giannoudis, P.V., & Stergiopoulos, K.A. (2001). History and literature review of plantar pressure measurement studies and techniques (pelmato-graphise). *Acta Orthopaedica et Traumatologica Hellenica*, 52(4). Retrieved from: http://www.acta-ortho.gr/v52t4_7.html.
- Nilsson, J., Thorstensson, A., & Halbertsam, J. (1985). Changes in leg movement and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 123(4), 457-475. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1985.tb07612.x>.
- Opila-Correia, K.A., Wagner, S.S., Schiowitz, S., & Chen, J. (1988). Postural alignment in barefoot and high-heeled stance. *Postural Alignment*, 13(5), 542-547. <https://doi.org/10.1097/00007632-198805000-00018>.
- Opila-Correia, K.A. (1990). Kinematics of high heeled gait. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 71(5), 304-309. Retrieved from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2327881>.
- Opila-Correia, K.A. (1990). Kinematics of high-heeled gait with consideration for age and experience of wearers. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 71(11), 905-909. Retrieved from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2222160>.
- Ortega, J.D., Fehlman, L.A., & Farley, C.T. (2008). Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *Journal of Biomechanics*, 41(16), 3303-3308. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.039>.
- 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/10.1123/jsr.11.1.51>.
- Pánek D., Pavlů, D., & Čemusová, J. (2009). Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 16(4), 177-180. Retrieved from: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2009-4/pocitacove-zpracovani-dat-ziskanych-pomoci-povrchoveho-emg-31141>.
- Park, J. (2008). Synthesis of natural arm swing motion in human bipedal walking. *Journal of Biomechanics*, 41(7), 1417-1426. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.031>.
- Park, K.M. (2010). The change in vastus medialis oblique and vastus lateralis electromyographic activity related to shoe heel height during treadmill walking. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 23(1), 39-44. <https://doi.org/10.3233/BMR-2010-0246>.
- Pearce, M.E., Cunningham, D.A., Donner, A.P., Rechnitzer, P.A., Fullerton, G.M., & Howard, J.H. (1983). Energy cost of treadmill and floor walking at self selected paces. *European Journal of Applied Physiology*, 52(1), 115-119. <https://doi.org/10.1007/bf00429037>.

- Perry, J. (1992). *Gait analysis: Normal and pathological functions*. New Jersey, USA: SLACK incorporated.
- Pesyna, C., Pundi, K., & Flanders, M. (2011). Coordination of hand shape. *The Journal of Neuroscience*, 31(10), 3757-3765. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.5158-10.2011>.
- Pezzan, P.A.O., Sacco, I.C.N., & Joao, S.M.A. (2009). Foot posture and classification of the plantar arch among adolescent wearers and non-wearers of high-heeled shoes. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 13(5), 398-404. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552009005000053>.
- 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 and Physiological Therapeutics*, 34(9), 614-621. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2011.09.006>.
- Pišvejc, I. (2006). *Princip kvadrupedální lokomoce při jízdě na kajaku*. (Masters' thesis). Retrieved from: <https://dspace.cuni.cz/handle/20.500.11956/5092>.
- Pontzer, H., Holloway, J., Raicheln, D.A., & Lieberman, D.E. (2009). Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 212(4), 523-534. <https://doi.org/10.1242/jeb.024927>.
- Prochovnicková, B. (2016, January 12). Čo sa deje s naším telom počas nosenia topánok s vysokým opätkom? *Vedeli ste že?*. Retrieved from: <http://www.vedelisteze.sk/galerie/co-sa-deje-s-nasim-telom-pocas-nosenia-topanok-s-vysokym-opatkom>.
- Prokop, T., Schubert, M., & Berger, W. (1997). Visual influence on human locomotion. Modulation to changes in optic flow. *Experimental Brain Research*, 114(1), 63-70. <https://doi.org/10.1007/pl00005624>.
- Przybylo, J., Scienska, P., & Jankowicz-Szymanska, A. (2016). *The influence of different height of a heel on the position of the body in women*. Paper presented at 8th Miedzynarodowe dni rehabilitacji, Potrzeby i standardy współczesnej rehabilitacji, Rzesow, Poland. 162-163.
- Ralston, H.J. (1958). Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie einschließlich Arbeitsphysiologie*, 17(4), 277-283. <https://doi.org/10.1007/BF00698754>.
- Reaz, M., Hussain, M., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG Signal Analysis: Detection, Processing, Classification and Applications. *Biological Procedures*, 8(1), 11-35. <https://doi.org/10.1251/bpo115>.
- Richmond, G.R. & Jungers, W.L. (2008). Orrorin tugenensis femoral morphology and the evolution of hominin bipedalism. *Science magazine*, 319(5870), 1662-1665. <https://doi.org/10.1126/science.1154197>.
- Říhový, R. (1975). *Anatomie a fyziologie*. 1. vyd., Státní nakladatelství technické literatury: Praha.
- Romer, A. S. (1970). *The vertebrate body*. Philadelphia: Saunders.
- Rossi, W.A. (2001). Footwear: The Primary Cause of Foot Disorders. *Podiatry management*. 129-138. Retrieved from: <https://refs.ahcuah.com/papers/rossi09.htm>.

- Russell, B.S., Muhlenkamp, A.K., Hoiriis, T.K., & DeSimone, C.M. (2012). Measurement of lumbar lordosis in static standing posture with and without high heeled shoes. *Journal Chiropractic Medical*, 11(3), 145-153. [https://doi: 10.1016/j.jcm.2012.02.002](https://doi.org/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 Chiropractic Medical*, 9(4), 166 –173. [https:// doi: 10.1016/j.jcm.2010.07.003](https://doi.org/10.1016/j.jcm.2010.07.003).
- Sarmiento, E.E., & Meldrum, D.J. (2011). Behavioral and phylogenetic implications of narrow allometric study os *Ardipithecus ramidus*. *HOMO-Journal of Comparative Human Biology*, 62(2), 75-108. [https://doi: 10.1016/j.jchb](https://doi.org/10.1016/j.jchb).
- Saunders, J.B., Inman, V.T., & Eberhart, H.D. (1953). The major determinants in normal pathological gait. *The Journal of Bone and Joint surgery*, 35A(3), 543-558. Retrieved from: <http://ave.dee.isep.ipp.pt/~lbf/PINSFUSION/SaInEb53.pdf>.
- Schmitt, D. (2003). Insights into the evolution of human bipedalism from experimental studies of humans and other primates. *The Journal of Experimental Biology*, 206, 1437-1448. [https://doi: 10.1242/jeb.00279](https://doi.org/10.1242/jeb.00279).
- 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 and Posture*, 59, (53-57). [https://doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.09.034](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.09.034).
- Sellers, W.I., Cain, G.M., Wang, W., & Crompton, R.H. (2005). Stride lengths, speed and energy costs in walking of *Australopithecus afarensis*: using evolutionary robotics to predict locomotion of early human ancestors. *Journal of the Royal Society Interface*, 2(5), 431-441. [https://doi: 10.1098/rsif.2005.0060](https://doi.org/10.1098/rsif.2005.0060).
- SENIAM. The Surface Electromyography for non-invasive assessment of muscles. (2017). Retrieved from <http://www.seniam.org>.
- Seymour, R. (2002). *Prosthetics and orthotics-Lower limb and Spinal*. Wilkins: Lippincott & Williams.
- Sheskin, D.J. (2007). Handbook of Parametric and Nonparametric Statistical Procedures, 4th ed. *Biometrics*, 63(4), 1306-1306. [https:// doi.org/10.1111/j.1541-0420.2007.00905_13.x](https://doi.org/10.1111/j.1541-0420.2007.00905_13.x).
- Sigmundová, D., & Fromel, K. (2005). Využití koeficientu Effect size pro posouzení významnosti rozdílů. *Sborník příspěvků mezinárodního semináře Pedagogické kinantropologie*. Ostrava : KTV PF OU.
- Simonsen, E.B., Svendsen, M.B., Nørreslet, A., Baldvinsson, H.K., Heilskov-Hansen, T., Larsen, P.K.,... Henriksen, M. (2012). Walking on high heels changes muscle activity and the dynamics of human walking significantly. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(1), 20-28. <http://doi:10.1123/jab.28.1.20>.
- Smith, D.G., Michael, J.W., & Bowker, J.H. (2004). *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles*. American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Smidt, G.L. (1990). *Rudiments of gait*. Gait in rehabilitation, In G.L. Smidt, ed., Churchill Livingstone, New York, 3(1), 1-19.

- 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. Retrieved from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8185452>.
- Soames, R.W. (1985). Foot pressure patterns during gait. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(2), 120–126. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(85\)90040-8](https://doi.org/10.1016/0141-5425(85)90040-8).
- Soo-Jin, N., Min-Jeong, K., So-Jung, Y., Duck-Won, O. & Hyun-Ju, P. (2014). Influence of walking speed on electromyographic activity of the rectus abdominis and erector spinae during high-heeled walking. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 27(3), 355-360. <https://doi.org/10.3233/BMR-140455>.
- Stefanyshyn, D.J., Nigg, B.M., Fisher, V., O'Flynn, B., & Liu, W. (2012). The influence of high heeled shoes on kinematics, kinetics, and muscle EMG of normal female gait. *Human Kinetics Journal*, 16(3), 309-319. <http://doi.org/10.1123/jab.16.3.309>.
- Studel, K. (1996). Limb morphology, bipedal gait and energetics of hominid locomotion. *American Journal of Anthropology*, 99(2), 345-355. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1096-8644\(199602\)99:2<345::AID-AJPA9>3.0.CO;2-X](https://doi.org/10.1002/(SICI)1096-8644(199602)99:2<345::AID-AJPA9>3.0.CO;2-X).
- Stolze, H., Kuhtz-Buschbecka, J.P., Mondwurfa, C., Boczek-Funcke, A., Jo`hnka, K., Deuschl, G., & Illerta, M. (1997). Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 105(6), 490–497. [https://doi.org/10.1016/S0924-980X\(97\)00055-6](https://doi.org/10.1016/S0924-980X(97)00055-6).
- Strathy, G.M., Chao, E.Y., & Laughman, R.K. (1983). Changes in knee function associated with treadmill ambulation. *Journal of Biomechanics*, 16(7), 517-522. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90066-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90066-0).
- Swinnen, E., Baeyens, J.P., Meeusens, R. & Kerckhofs, E. (2012). Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: A literature review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(1), 1-12. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.04.005>.
- Sutherland, D.H., Olshen, R., Cooper, L., & Woo, S.L. (1980). The development of mature gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 62(3), 336-353. Retrieved from: <http://www.analisedemarcha.com/papers/historia/The%20development%20of%20mature%20gait%20-%201980.pdf>.
- Šmahel, Z. (2005). *Příběh lidského rodu*. Brno: Moravské zemské muzeum,.
- Šnorek, M. (1999). *Analogové a číslicové systémy*. Praha: ČVUT.
- Špulák, D. (2015). *Zpracování povrchových elektromyografických signálů*. (Doctoral dissertation). Praha: ČVUT FEL. Retrieved from: https://dspace.cvut.cz/bitstream/handle/10467/62382/Disertace_Spulak_2015.pdf?sequence=1
- Špulák, D., Čmejla, R., Bačáková, R., Kračmar, B., Satrapová, L. & Novotný, P. (2014). Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements. *Computers in Biology and Medicine*, 2014, 47(1), 93-103. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2014.01.013>.

- Tichý, M. (2017). *Funkční diagnostika pohybového systému*. Vyd. 2. Praha: TRITON.
- Tichý, M., Macková, E., Jelínek, M., & Ťupa, F. (2010). Svalový vzorec kloubu. *Kontakt - odborný a vědecký časopis pro zdravotněsociální otázky*, 12(4), 464 – 471. Retrieved from: https://ratislavova.files.wordpress.com/2009/12/kontakt_4_10_final_oprava1.pdf.
- Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie*. 4. vydání, Praha: Grada.
- Umberger, B.R. (2008). Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *Journal of Biomechanics*, 41(11), 2575-2580. <https://doi:10.1016/j.jbiomech.2008.05.024>.
- Valouchová, P. (2010). Vyšetření posturálních funkcí - Chůze. In Kolář, P. et al., *Rehabilitace v klinické praxi* (pp. 48-50), Praha: Galén.
- Vannozzi, G., Conforto, S., & D'Alessio, T. (2010). Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(4), 767-772. <https://doi:10.1016/j.jelekin.2010.02.007>.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I. část) terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121. Retrieved from: https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1.
- Vařeka, I., Janura, M. & Vařeková, R. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 25(2), 81-86. Retrieved from: https://www.researchgate.net/publication/327594975_Kineziologie_chuze.
- Vaughan, C.L. (2003). Theories of bipedal walking: an odyssey. *Journal of Biomechanics*, 36(4), 513-523. [https://doi:10.1016/s0021-9290\(02\)00419-0](https://doi:10.1016/s0021-9290(02)00419-0).
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.
- Vojta, V., & Peters, A. (2010). *Vojtův princp*. 3. čes. vyd. Praha: Grada.
- Vojta, V., & Schweizer, A. (2009). *Die entdeckung der idealen motorik*. München: Pflaum Verlag.
- Vogt, L. & Banzer, W. (1999). Free level versus treadmill ambulation; an electromyographic study of lumbar spine and hip muscles. *Deutsche Zeitschrift fur Sportmedizin*, 50(3), 84-88. Retrieved from: <https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-2042522568&origin=inward&txGid=0f286f741818bed77b3df7eaca3664ee>.
- Voss, E.D., Ionta, K.M., & Myers, B.J. (1985). *Proprioceptive neuromuscular facilitation. Patterns and techniques*, 3rd edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Walford, J. (2007). *The Seductive Shoe- Four Centuries of Fashion Footwear*. Thames and Hudson Ltd published: London.
- Wall, J., & Charteris, A. (1981). Kinematic study of long-term habituation to treadmill walking. *Ergonomics*, 24(7), 531–542. <https://doi:10.1080/00140138108924874>.

- Ward, V. C. (2002). Interpreting the posture and locomotion of *Australopithecus afarensis*: Where do we stand? *American Journal of Physical Anthropology*, 45, 185 – 215. <https://doi.org/10.1002/ajpa.10185>.
- Waters, R.L., & Mulroy S. (1999). The energy expenditure of normal and pathologic gait, *Gait and Posture*, 9(3), 207–231. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(99\)00009-0](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(99)00009-0).
- 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/10.1007/s00586-016-4621-2>.
- Whittle, M.W. (2002). *Gait analysis, an introduction*. Oxford: Butterworth – Heinemann.
- Whittlesey, S.N., Van Emmerik, R.E., & Hamill, J. (2000). The swing phase of human walking is not a passive movement. *Motor control*, 4(3), 273-292. <https://doi.org/10.1123/mcj.4.3.273>.
- Wiedemeijer, M.M. & Otten, E. (2018). Effects of high heeled shoes on gait. *Gait and Posture*, 61, 423-430. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.01.036>.
- Winter, D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3(4), 193-214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9).
- Winter, D.A. (1991). *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. 2nd ed. Waterloo, Ont: University of Waterloo Press.
- Winter, D.A. (1980). Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *Journal of Biomechanics*, 13(11), 923-927. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90162-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90162-1).
- Yassi, A. (1997). Repetitive strain injuries. *Lancet*, 349(9056), 943–947. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(96\)07221-2](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(96)07221-2).
- Yu-Jin, Ch. (2020). Analysis of differences in the degree of biomechanical adaptation according to habituation to different heel heights. *Scientific World Journal*, 2020(1), 1-11. <https://doi.org/10.1155/2020/1854313>.
- Zajac, F.E., Neptune, R.R., & Kautz, S.A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*, 16(3), 215-232. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00068-1](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00068-1).
- Zbořilová, M. (2017). *Komparativní kineziologická analýza záběru při veslování na skifu a při jízdě na trenažeru Concept 2* (Doctoral dissertation). Retrieved from: <https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/93916/140062456.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.
- Zehr, E.P., & Haridas, C. (2003). Modulation of cutaneous reflexes in arm muscle during walking: further evidence of similar control mechanisms for rhythmic human arm and leg movements. *Experimental Brain Research*, 149(2), 260-266. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1377-9>.
- Zehr, E.P., Carroll, T.J., Chua, R., Collins, D.F., Frigon A., Haridas, C.,... Thompson, A.K. (2004). Possible contributions of CPG activity to the control of rhythmic human arm movement. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 82(8-9), 556-568. <https://doi.org/10.1139/y04-056>.

Zehr, E.P., & Duysens, J. (2004). Regulation of arm and leg movement during human locomotion. *The Neuroscientist*, 10(4), 347-361. <https://doi:10.1177/1073858404264680>.

Zvonař, M., Lutonská, K., Vespalec, T., & Petr, J. (2010). *Lidská noha, diagnostika a prevence*. Retrieved from: https://is.muni.cz/el/1451/jaro2014/bk2053/um/lidska_noha/doc/lidska_noha_diagnostika_a_prevence.pdf.

Zoznam obrázkov

Obrázok 1 Evolúcia bipedálnej lokomócie.	12
Obrázok 2 Dvojkrok pravej dolnej končatiny so súhybom horných končatín.	22
Obrázok 3 Rozfázovanie krokového cyklu.	23
Obrázok 4 Skrátene končatiny počas chôdze.	24
Obrázok 5 Premiestňovanie panvy a členkového kĺbu počas krokového cyklu, princíp obráteného kyvadla.	24
Obrázok 6 Kinogram priebehu kontaktu plošky nohy s podložkou.	25
Obrázok 7 Stojná fáza a jej časti.	26
Obrázok 8 Pohyb bedrového kĺbu počas stojnej a švihovej fázy krokového cyklu po oblúku P-P', ktorý je podrobne rozdelený na jednotlivé časti.	28
Obrázok 9 Švihová fáza a jej časti.	30
Obrázok 10 Rozfázovanie krokového cyklu s vyznačením fázy dvojitej opory – DS.	31
Obrázok 11 Pohyb CoM počas krokového cyklu.	34
Obrázok 12 Pohyb ťažiska počas krokového cyklu vo vertikálnej a horizontálnej rovine.	35
Obrázok 13 A Priebeh CoP počas stojnej fázy krokového cyklu, B priebeh CoP počas chôdze naboso (biela línia) zaznamenané tenzometrickou plošinou.	37
Obrázok 14 Umiestnenie CoG pri ideálnom stoji.	38
Obrázok 15 Topografická počítačová simulácie stôp.	47
Obrázok 16 Aktivita lýtkového svalstva počas stojnej fázy krokového cyklu.	48
Obrázok 17 Postavenie nohy v topánke na vysokom opätku (A), fyziologický priebeh medial longitudinal arch angle (B).	50
Obrázok 18 Schematické zobrazenie vplyvu vysokých podpätkov na posturu človeka.	51
Obrázok 19 Aktivita m. gastrocnemius medialis pri chôdzi naboso (čierna krivka), na nízkom podpätku (modrá krivka) a na vysokom podpätku (červená krivka).	53
Obrázok 20 Aktivita m. soleus pri chôdzi naboso (čierna krivka), na nízkom podpätku (modrá krivka) a na vysokom podpätku (červená krivka).	54
Obrázok 21 Aktivita m. tibialis anterior pri chôdzi naboso (čierna krivka), na nízkom podpätku (modrá krivka) a na vysokom podpätku (červená krivka).	55
Obrázok 22 Zmena vertikálneho posunu ťažiska počas stoja na boso a na vysokom podpätku.	58

Obrázok 23 Biomonitor ME6000.	64
Obrázok 24 Digitálna nespracovaná krivka EMG signálu (modrá) a priemerná obálka EMG (červená) s vyznačeným maximom (šípka nahor), minimom (šípka nadol) a zaznamenaným začiatkom (šípka doprava) a koncom (šípka doľava) svalovej aktivity v rámci pohybového cyklu. Graf ukazuje dva cykly pohybu oddelené zvislou azúrovou čiarou.	65
Obrázok 25 Obuv použitá vo výskume, vľavo topánka na podpätku výšky 7cm, vpravo športová obuv s rovnou podrážkou.	70
Obrázok 26 merané typy lokomócie v presnom poradí, A chôdza na vysokom podpätku na trenažéri, B chôdza na vysokom po chodbe, C chôdza v rovnej obuvi na trenažéri, D chôdza v rovnej obuvi po chodbe.	71
Obrázok 27 Jednoduchá schéma zapojenia EMG prístroja ME6000.	73
Obrázok 28 Použitý bežecký trenažér.	74
Obrázok 29 M. Pectoralis major.	75
Obrázok 30 M. trapezius.	76
Obrázok 31 M. obliquus externus abdominis.	77
Obrázok 32 M. erector spinae.	78
Obrázok 33 M. gluteus medius.	78
Obrázok 34 M. gluteus maximus.	79
Obrázok 35 M. rectus femoris.	80
Obrázok 36 M. biceps femoris.	80
Obrázok 37 Obálky jednotlivých pohybových cyklov interpolované na jednotnú dĺžku 0-100%.	81
Obrázok 38 Trojuholníková detekcia, bod 1 je poloha lokálneho minima, bod 2 je poloha lokálneho maxima, bod 3 je počiatkový bod svalovej aktivity. Bod S označuje plochu najrozľahlejšieho trojuholníka, zvislé čierne čiary označujú hranice cyklu.	83
Obrázok 39 Vývojový diagram, ktorý znázorňuje trojuholníkovú metódu a prahovanie s vyznačenými grafickými výstupmi podľa číselných výsledkov.	84
Obrázok 40 Príklad grafického spracovania priemernej pozície aktivácie a deaktivácie svalovej aktivity, kde aktivity svalu označeného zelenou farbou je definovaná ako referenčná hodnota.	85
Obrázok 41 Príklad intervalov svalovej aktivity vyznačených azúrovou čiarou.	85
Obrázok 42 Príklad grafického znázornenia pravdepodobnosti svalovej aktivity v rozličných fázach pohybového cyklu s vysvetlením hrúbky vodorovných čiar.	85

- Obrázok 43** Príklad intervalov aktivít jednotlivých svalov v priebehu priemerného pracovného cyklu, šírka pruhu prezentuje významnú intenzitu aktivácie. 87
- Obrázok 44** Priemerný začiatok a koniec svalovej aktivity a ich smerodatných odchýlok znázornené graficky. 87
- Obrázok 45** Vzorec výpočtu t-testu pre závislé vzorky. 89
- Obrázok 46** Vzorec výpočtu pre Wilcoxonov párový test. 89
- Obrázok 47** Vzorec výpočtu Cohenovho koeficient účinku „d“. 90
- Obrázok 48** Záznam nameraného EMG signálu (raw EMG) zo všetkých ôsmich kanálov u probandky č.1. Zvislé červené čiary vymedzujú úsek vybraného EMG signálu. 92
- Obrázok 49** Záznam signálových lineárnych obálok EMG výslednej segmentácie zo všetkých sledovaných kanálov. Zelené zvislé čiary ohraničujú detekované pohybové cykly. 93
- Obrázok 50** Záznam segmentácie signálu všetkých 8 kanálov. Zvislé červené čiary v spodnom grafe ohraničujú jednotlivé pohybové cykly vo vybranom úseku EMG signálu. Ľavý horný graf označuje clusterovanie kanálov červenými krížikmi, ktoré sú vhodné na analýzu sledovanej lokomócie. Graf vpravo hore prezentuje krížovú koreláciu medzi priemernou obálkou a obálkou v jednotlivých cykloch. Farba tmavožltá až červená označuje vysokú autokoreláciu pohybových cyklov. Modrá farba naopak označuje nízku autokoreláciu pohybového cyklu. 93
- Obrázok 51** Výsledky vzorovej detekcie svalovej aktivity sledovaného svalu m. gluteus medius dx. 94
- Obrázok 52** Grafické znázornenie svalovej aktivácie (Boats) všetkých sledovaných svalových skupín na dvoch priemerných pracovných cykloch. 95
- Obrázok 53** Grafické spracovanie porovnania začiatkov aktivácie meraných svalových skupín v jednotlivých sledovaných situáciách všetkých probandiek. Uvedené sú priemerné hodnoty začiatkov aktivity vyjadrené v %. Osa „x“ predstavuje 0 – 100% pracovného cyklu, na ose „y“ vidíme jednotlivé svalové skupiny. Farebné línie označujú %, v ktorom nastal počiatok aktivity svalu. Svalové skupiny sú usporiadané zostupne. 99
- Obrázok 54** Grafické spracovanie porovnania koncov aktivácie meraných svalových skupín v jednotlivých sledovaných situáciách všetkých probandiek. Uvedené sú priemerné hodnoty koncov aktivity vyjadrené v %. Osa „x“ predstavuje 0 – 100% pracovného cyklu, na ose „y“ vidíme jednotlivé svalové skupiny. Farebné línie označujú %, v ktorom nastal koniec aktivity svalu. Svalové skupiny sú usporiadané zostupne. 100
- Obrázok 55** Krabicové grafy prezentujú priemerný počiatok aktivity vybraného svalu m. biceps femoris všetkých respondentiek počas testovanej lokomócie vo všetkých situáciách. Osa y prezentuje % krokového cyklu. 102
- Obrázok 56** Priemerné hodnoty aktivácie a deaktivácie svalu m. biceps femoris vo všetkých testovaných situáciách. Osa „y“ predstavuje percentá pohybového cyklu, v ktorých sa sval aktivoval a deaktivoval. Číselné hodnoty sú v %. 110

Obrázok 57 Priemerná signálová obálka pravého svalu m. biceps femoris, zobrazujúca priemerný pohybový cyklus počas chôdze v rovnej obuvi (červená krivka) a na vysokom opätku (modrá krivka) na rovnom teréne jednej probandky. Na ose „x” je normalizovaný čas priemerného analyzovaného pohybového cyklu. Zvisle modré a červené čiary označujú lokálne maximum aktivity svalu, zelené zvislé čiary označujú minimá aktivity. Graf zobrazuje dva priemerné za sebou idúce pohybové cykly. 110

Obrázok 58 Priemerná signálová obálka pravého svalu m. biceps femoris, zobrazujúca priemerný pohybový cyklus počas chôdze v rovnej obuvi (červená krivka) a na vysokom opätku (modrá krivka) na bežeckom trenažéri jednej probandky. Na ose „x” je normalizovaný čas priemerného analyzovaného pohybového cyklu. Zvisle modré a červené čiary označujú lokálne maximum aktivity svalu, zelené zvislé čiary označujú minimá aktivity. Graf zobrazuje dva priemerné za sebou idúce pohybové cykly. 111

Obrázok 59 Priemerná signálová obálka pravého svalu m. biceps femoris, zobrazujúca priemerný pohybový cyklus počas chôdze v rovnej obuvi na bežeckom trenažéri (červená krivka) a po rovnom povrchu (modrá krivka) jednej probandky. Na ose „x” je normalizovaný čas priemerného analyzovaného pohybového cyklu. Zvisle modré a červené čiary označujú lokálne maximum aktivity svalu, zelené zvislé čiary označujú minimá aktivity. Graf zobrazuje dva priemerné za sebou idúce pohybové cykly. 111

Obrázok 60 Priemerná signálová obálka pravého svalu m. biceps femoris, zobrazujúca priemerný pohybový cyklus počas chôdze na vysokom opätku na bežeckom trenažéri (modrá krivka) a po rovnom povrchu (červená krivka) jednej probandky. Na ose „x” je normalizovaný čas priemerného analyzovaného pohybového cyklu. Zvisle modré a červené čiary označujú lokálne maximum aktivity svalu, zelené zvislé čiary označujú minimá aktivity. Graf zobrazuje dva priemerné za sebou idúce pohybové cykly. 111

Zoznam tabuliek

- Tabuľka 1** Kovariancia priemerného krokového cyklu počas chôdze naboso a v športových bežeckých topánkach, P-proband. 46
- Tabuľka 2** Výsledky testu normality dát všetkých probandov. 89
- Tabuľka 3** Priemerné hodnoty mediánov začiatkov a koncov svalovej aktivity všetkých probandiek pre jednotlivé sledované svalové skupiny počas chôdze v rovnej obuvi (FS- flat shoes) po rovnom povrchu. Všetky uvedené číselné hodnoty sú v % v jednom pracovnom cykle. 95
- Tabuľka 4** Priemerné hodnoty mediánov začiatkov a koncov svalovej aktivity všetkých probandiek pre jednotlivé sledované svalové skupiny počas chôdze v obuvi s vysokým podpätkom (HH- high heels) po rovnom povrchu. Všetky uvedené číselné hodnoty sú v % v jednom pracovnom cykle. 96
- Tabuľka 5** Priemerné hodnoty mediánov začiatkov a koncov svalovej aktivity všetkých probandiek pre jednotlivé sledované svalové skupiny počas chôdze v rovnej obuvi (FS- flat shoes) na bežeckom treňaži. Všetky uvedené číselné hodnoty sú v % v jednom pracovnom cykle. 97
- Tabuľka 6** Priemerné hodnoty mediánov začiatkov a koncov svalovej aktivity všetkých probandiek pre jednotlivé sledované svalové skupiny počas chôdze v obuvi s vysokým podpätkom (HH- high heels) na bežeckom treňaži. Všetky uvedené číselné hodnoty sú v % v jednom pracovnom cykle. 98
- Tabuľka 7** Priemerné hodnoty mediánov začiatkov a koncov svalovej aktivity, a priemerná dĺžka kontrakcie v pracovnom cykle všetkých probandiek pre jednotlivé sledované svalové skupiny vo všetkých testovaných situáciách. Všetky uvedené číselné hodnoty sú v %. 101
- Tabuľka 8** Priemerné poradie aktivácie sledovaných svalových skupín. Tabuľka je stanovená z štatistiky mediánov začiatkov a koncov svalovej aktivity všetkých probandiek pre jednotlivé testované svaly v jednotlivých situáciách. Hodnoty sú z percentuálneho vyjadrenia nahradené poradím. 103
- Tabuľka 9** Tabuľka prezentuje výsledky závislosti svalovej aktivácie a deaktivácie sledovaných svalov počas chôdze na vysokom opätku a v topánkach s rovnou podrážkou na bežeckom treňaži všetkých respondentiek. 104
- Tabuľka 10** Tabuľka prezentuje výsledky závislosti svalovej aktivácie a deaktivácie sledovaných svalov počas chôdze na vysokom opätku a v topánkach s rovnou podrážkou na rovnom teréne všetkých respondentiek. 105
- Tabuľka 11** Tabuľka prezentuje výsledky závislosti svalovej aktivácie a deaktivácie sledovaných svalov počas chôdze na vysokom opätku na bežeckom treňaži a po rovnom teréne všetkých respondentiek. 106
- Tabuľka 12** Tabuľka prezentuje výsledky závislosti svalovej aktivácie a deaktivácie sledovaných svalov počas chôdze v rovnej obuvi na bežeckom treňaži a po rovnom teréne všetkých respondentiek. 107
- Tabuľka 13** Hodnoty štatistickej významnosti na hladine α 0,05, a priemerné hodnoty Cohenovho koeficientu účinku (d) v sledovaných kombináciách chôdze. 108

Tabuľka 14 Porovnanie rozdielov dĺžky kontrakcie meraných svalových skupín medzi jednotlivými sledovanými situáciami, vyjadrené v % . Tabuľka prezentuje priemerné dĺžky kontrakcie v jednotlivých situáciách a ich rozdiel. 109

Tabuľka 15 Maximálne (μV_{max}) a priemerné ($\mu V_{priemer}$) hodnoty mikrovoltov jednotlivých svalových skupín počas chôdze v testovaných situáciách všetkých probandiek. 117

Zoznam skratiek

BMI – body mass index

CNS – centrálna nervová sústava

CoP - center of pressure, pôsobisko vektoru reakčných síl podložky

CoG - center of gravity, priemet spoločného ťažiska do opornej plochy

CoM - center of mass, ťažisko tela

CPG – central pattern generator, generátor pohybových vzorov

DK – dolná končatina

d – Cohenov koeficient

DS – double support

EMG – elektromyografia

FF – foot flat

FC – foot clearance

FS – topánky s rovnou podrážkou

FSrt - chôdza v topánkach s rovnou podrážkou na rovnom teréne

FSt – chôdza v topánkach s rovnou podrážkou na bežeckom trenažéri

GC – gait cycle, krokový cyklus

H – bod začiatku hlavného oblúka

HH – topánky s vysokým opätkom

HHrt – chôdza v topánkach s vysokým opätkom na rovnom teréne

HHt - chôdza v topánkach s vysokým opätkom na bežeckom trenažéri

HO – heel off

HS – heel strike

IC – initial contact, iníciaľny kontakt

ISw – initial swing

LAA – longitudinal arch angle

LR – loading response

m. – musculus

M – bod konca hlavného oblúka

MSt – midstance

MSw - midswing

oTO – oposite toe off

p – začiatok oblúka

p' - koniec oblúka

PNF – propioceptívna neuromuskulárna facilitácia

Psw – pre swing phase

SS – single support

SwP – swing phase

TO – toe off

TSt – terminal stance

TSw – terminal swing

TV – tibia vertical

V – najvyšší bod hlavného oblúka

μV_{max} – maximálne hodnoty mikrovoltov

$\mu V_{priemer}$ – priemerné hodnoty mikrovoltov

Prílohy

Príloha č. 1: Vyjadrenie etickej komisie

Príloha č. 2: Informovaný súhlas

Príloha č. 3: Grafy priemernej aktivácie a deaktivácie

Príloha č. 4: Príklad vyšetrenia Arch index

Príloha č. 5 Krabicové grafy priemernej aktivácie sledovaných svalových skupín

Príloha č. 1: Vyjadrenie etickej komisie

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: Koordinačné zmeny vo vybranej odľahlej časti pohybovej sústavy pri chôdzi v rovnej obuvi a na vysokých podpätkoch

Forma projektu: výzkumná práce

Období realizace: Duben 2018

Předkladatel: Mgr. Jakub Čuj

Hlavní řešitel: Mgr. Jakub Čuj

Místo výzkumu (pracoviště): Katedra fyzioterapie, Fakulta zdravotnických odborů, Prešovská univerzita v Prešově

Vedoucí práce (v případě studentské práce): doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Popis projektu: Cílem práce je komparace a monitorování aktivity sledovaných svalových skupin dolních končetin a trupu, při chůzi na vysokých podpatcích a v rovné obuvi. Projekt je vedený jako empirický kvantitativní výzkum s hlavním zaměřením na hledání vztahů mezi proměnnými. Z metodologického hlediska jde o komparativní experiment. Svalovou koordinaci při chůzi na vysokých podpatcích a v rovné obuvi porovnáme v dvou rychlostech chůze, a to v rychlosti 2km/h a 3,5km/h. Měření budeme realizovat na běžecím trenážeru, kde můžeme nastavit požadovanou rychlost chůze a sklon 0%. Reprezentativní vzorku bude tvořit 30 žen, které nosí topánky s vysokým podpatkem jen zřídka, metoda výběru vzorku bude kvótní výběr. Probandky musí mít tyto požadavky: věk 25±5 roků, váha 57±7 kg, BMI 21±3, a výška 165±5 cm. Respondentky jsou zdravé nikdy neměly žádný úraz, který by ovlivnil výsledky studie. Pro sběr potřebných objektivních dat použijeme tyto diagnostické systémy. Pro sledování aktivity a timingu vybraných svalových skupin použijeme povrchovou EMG. Elektrody EMG budou rozmístěny na tělo probanda ve spolupráci se zkušeným fyzioterapeutem na přesně lokalizovaných místech vybraných svalů definovaných projektem SENIAM. Tento projekt determinuje zásady EMG měření a tyto lokalizace popisuje jako pozici dvou bipolárních míst překrývajících sval vzhledem k linii dvou anatomických bodů v směru svalových vláken, ve vzdálenosti 20mm, a též výrobcem použitého elektromyografu Biomonitor ME6000. Naměřené hodnoty budou přeneseny do PC a následně analyzovány, zpracovány a interpretovány na základě současných poznatků o koordinačních aspektech práce pohybové soustavy a bipedální chůze. Časově synchronizovaná akcelerometrie, umožňující na základě kritických bodů pohybu přesně lokalizovat rozhraní mezi jednotlivými krokovými cykly. Na tomto základě je možné získat rektifikovanou obálku průměrného pracovního cyklu každého probanda po odstranění vzdálených hodnot, start, cíl, nerovnost terénu. Časově synchronizovaný 2D video záznam, umožňující lokalizovat krokovou fázi a vyrovnat se s tzv. vzdálenými hodnotami zásadních pravidelnosti.

Předkladatel se zavazuje, že tento výzkumný projekt může být realizován za předpokladu, že bude schválený současně i etickou komisí na Fakultě zdravotnických odborů Prešovské univerzity v Prešově, na Katedře fyzioterapie, kde má být výzkum uskutečněný - případné výhrady této etické komise budou při realizaci projektu zohledněny.

Všechna měření budou realizována na Katedře fyzioterapie; Fakulty zdravotnických odborů Prešovské univerzity v Prešově.

Charakteristika účastníků výzkumu: Reprezentativní vzorku bude tvořit 30 žen, které nosí boty s vysokým podpatkem jen zřídka, metoda výběru vzorku bude kvótní výběr. Respondentky musí mít tyto požadavky: věk 25±5 roků, váha 57±7 kg, BMI 21±3, a výška 165±5 cm. Respondentky jsou zdravé nikdy neměly žádný úraz, který by ovlivnil výsledky studie. Do výzkumu nemohou být zařazeny respondentky, které měly jakýkoliv úraz pohybového systému a především dolních končetin, respondentky s akutním onemocněním nebo v rekonvalescenci po nemoci. Zdravotní stav respondentky posoudí rehabilitační lékař.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: Sběr potřebných dat bude realizován neinvazivními a bezbolestnými metodami. Rizika výzkumního projektu jsou minimální. Projekt bude realizován na Katedře fyzioterapie, Fakulty zdravotnických odborů, Prešovské univerzity. Během samotného měření zabezpečíme bezpečnost respondentek v případě straty rovnováhy. V případě úrazu respondentky jí poskytneme okamžitou první pomoc. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Zabezpečení proti pádu bude zajištěno standardním jištěním běhátko. Před každým měřením si respondentka vyzkouší chůzi v dané obuvi, v které měření proběhne, abychom předešli nepříjemným pocitům, anebo potencionálnímu riziku pádu při chůzi a možnému podvrtnutí hlezenního kloubu. Obuv bude po každém použití dezinfikována dezinfekčním sprejem Thymosan a každá respondentka obdrží pár silonových ponožek s antibakteriální úpravou.

Etické aspekty výzkumu:

Ochrana osobních dat: Získaná data budou zpracována a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v dizertační práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána.

Pořizování fotografií/videí účastníků: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmačáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Informovaný souhlas: příložen

Povinností 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.

Potvrzuji, 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 7. 3. 2018

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: 061/2018
dne: 14.3.2018

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

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

- 20 -

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Príloha č. 2: Informovaný súhlas

INFORMOVANÝ SÚHLAS RESPONDENTA

Ja, dole podpísaná, súhlasím s tým, že som bola dostatočne a zrozumiteľne oboznámená s účelom a cieľom tohoto výskumu.

Bola som informovaná o tom, akou formou bude výskum prebiehať.

Bola som informovaná o spôsobe dokumentácie a prezentácie výsledkov tejto výskumnej štúdie.

Bola som informovaná o tom, že poskytnuté osobné údaje budú dokumentované anonymne.

Bolo mi umožnené si všetko zvážiť a s postupom výskumu a s použitými výskumnými metódami súhlasím.

Respondentka

Meno:

Vek:

Výška:

Váha:

V Prešove dňa

Podpis:.....

Osoba, ktorá vykonala poučenie: Mgr. Jakub Čuj

V Prešove dňa

Podpis:.....

Informácie podané respondentovi pred začatím merania:

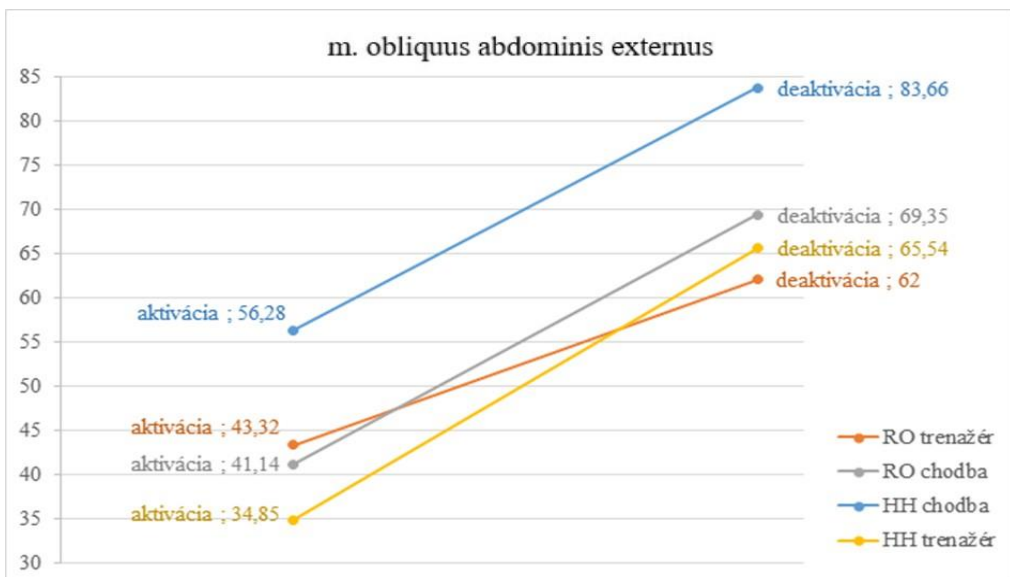
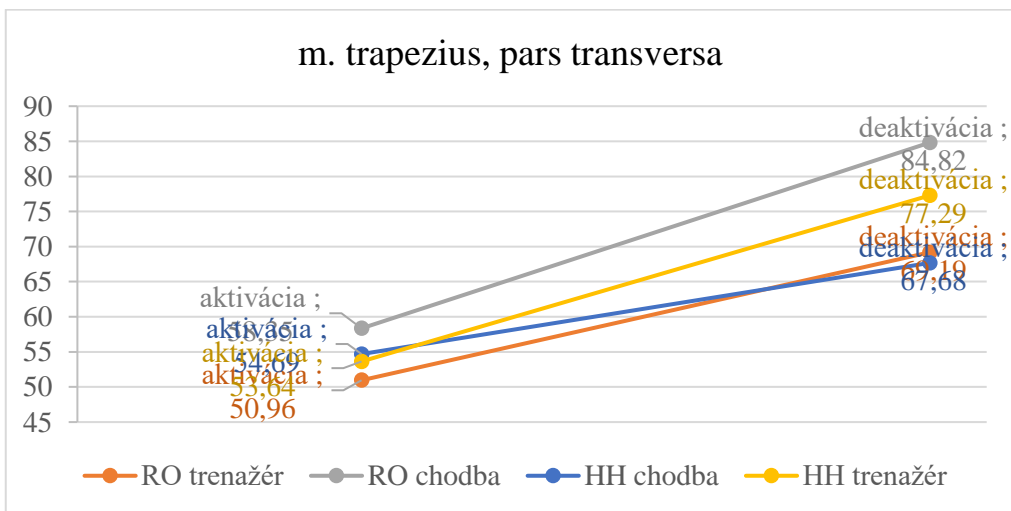
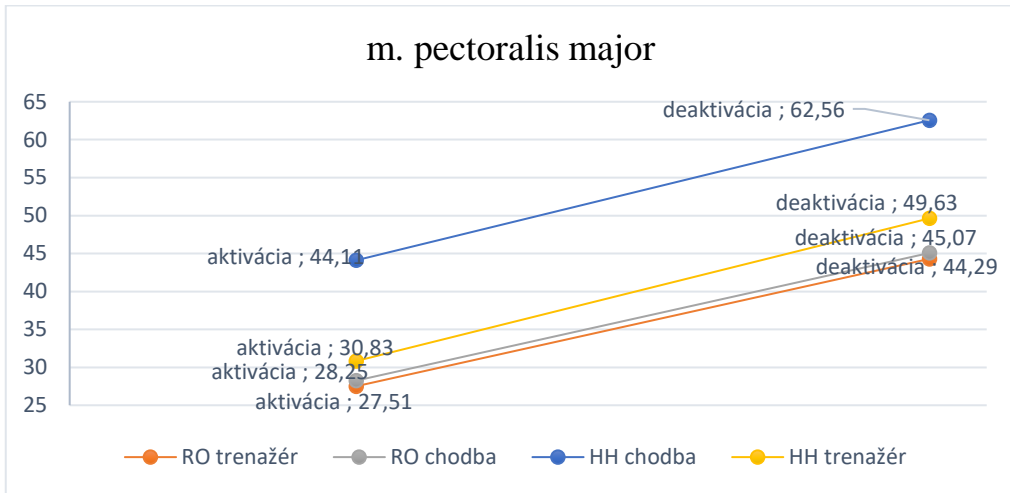
Behom merania budú snímané bioelektrické signály generované aktivitou kostrových svalov, za pomoci metódy povrchovej elektromyografie. Výsledky budú spracované vyhodnotené a

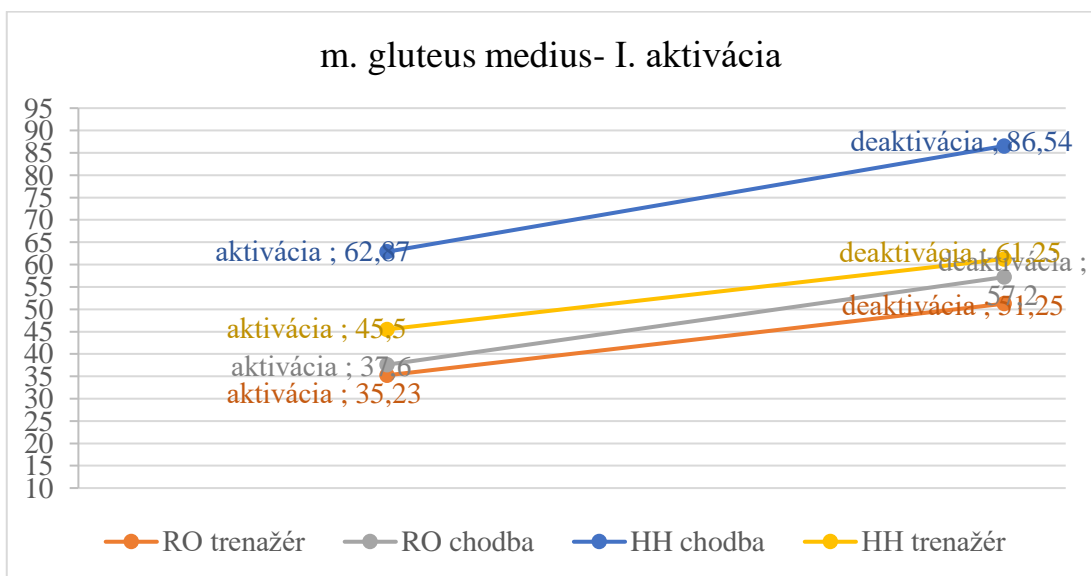
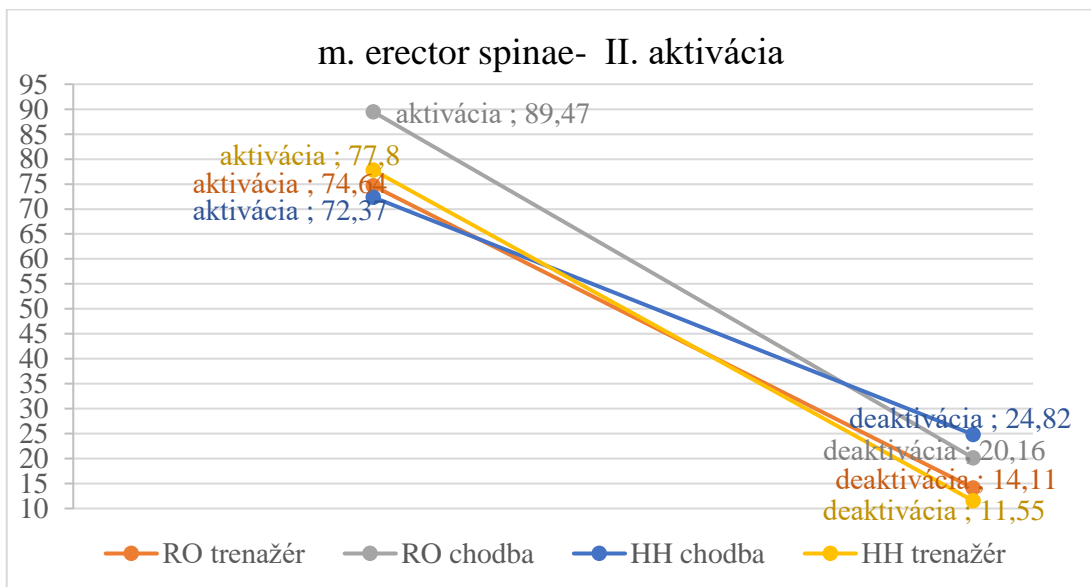
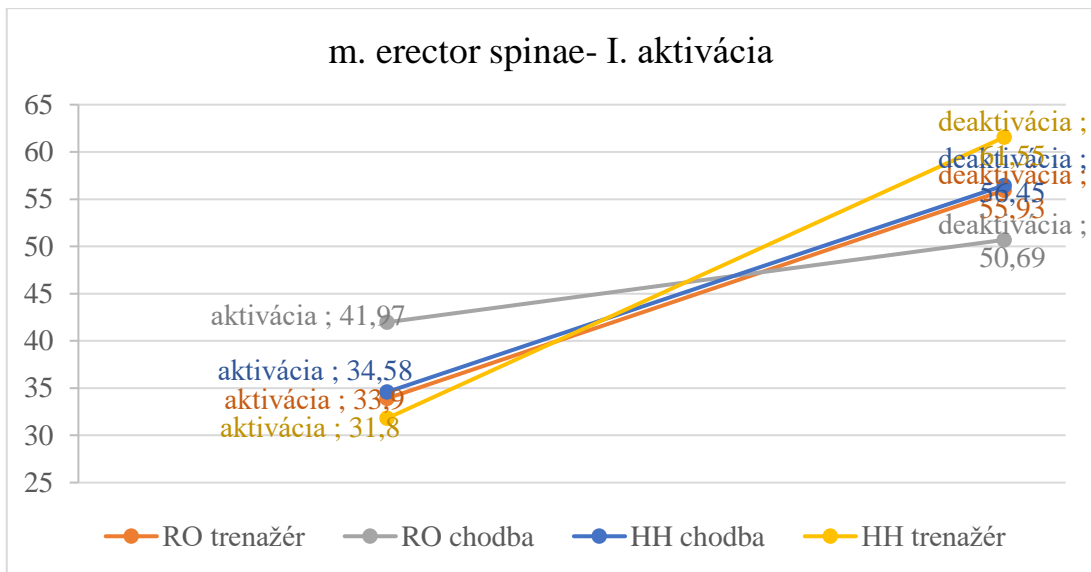
publikované anonymne. Výskum vykonajú za účelom výskumnej práce členovia Katedry fyzioterapie Prešovskej univerzity a členovia Katedry sportů v přírodě FTVS UK v Prahe.

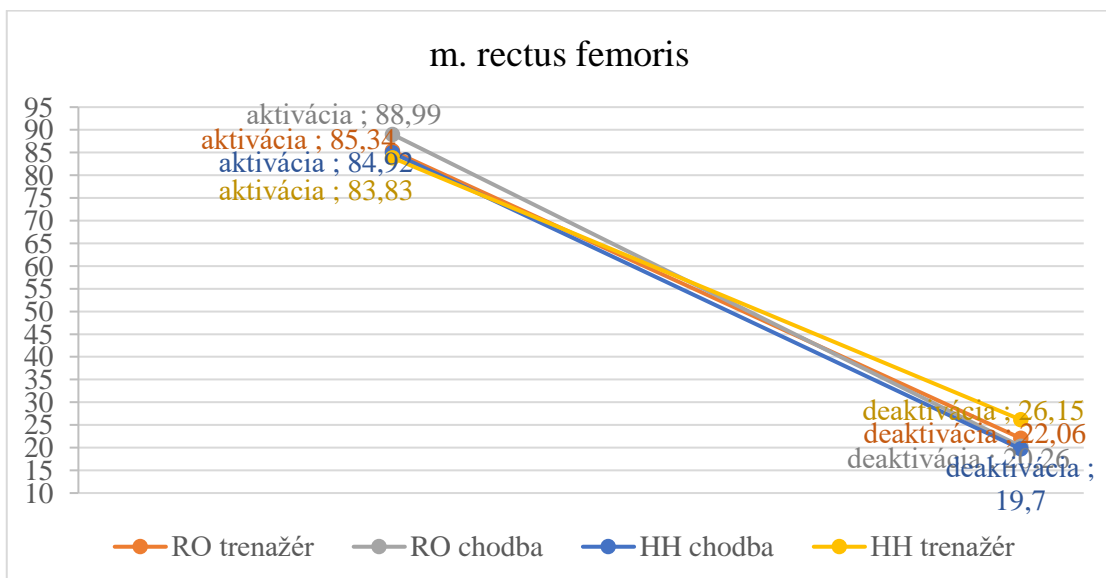
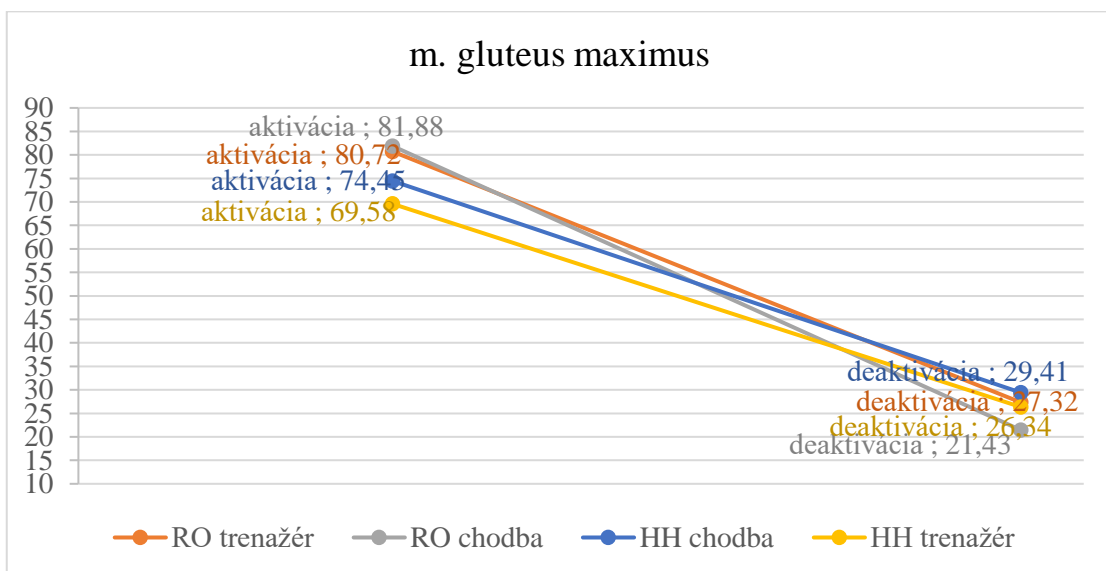
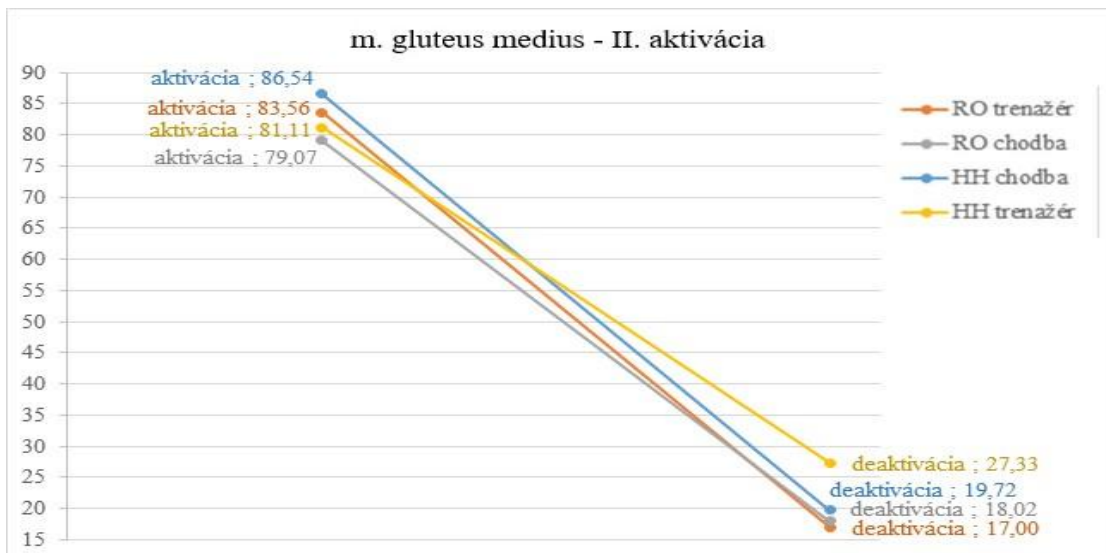
Priebeh merania:

Umiestnenie hydrogelových elektród pre snívanie signálu EMG bude realizované za pomoci fyzioterapeutických vyšetrovacích postupov (svalový test podľa Jandu). Povrch kože bude očistený lekársnym liehom. Merací prístroj elektromyograf Biomonitor ME6000 bude umiestený v puzdre pripevnenom okolo pásu respondentky.

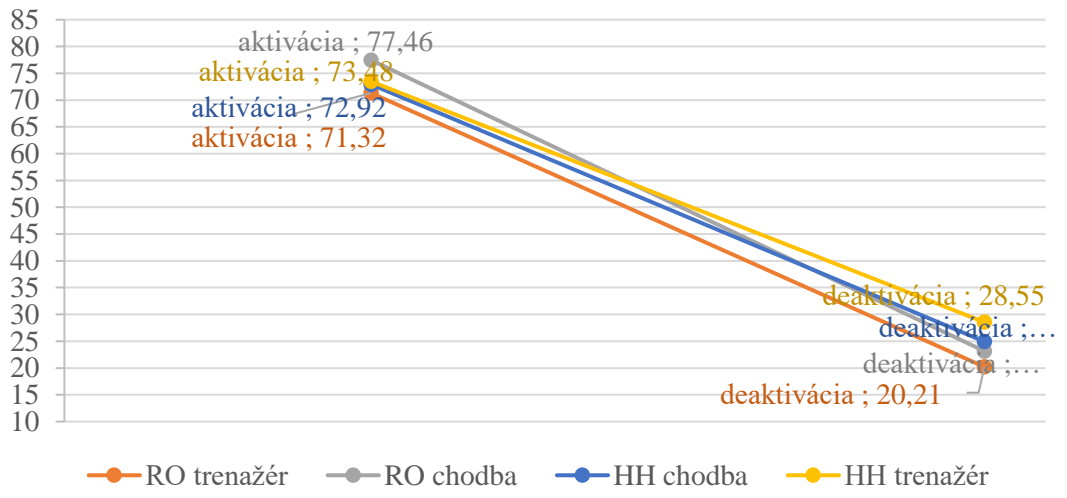
Príloha č. 3: Grafy priemernej aktivácie a deaktivácie (archív autora)



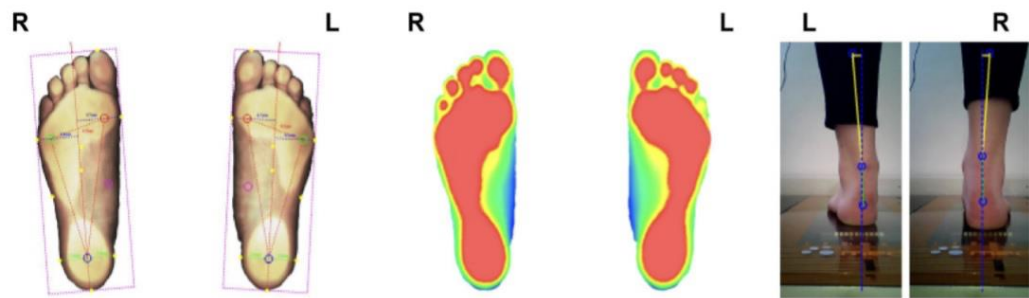




m. biceps femoris

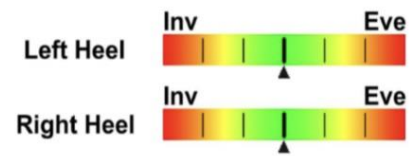


Príloha č. 4: Príklad vyšetrenia Arch index (archív autora)



mm	Foot Length	Foot Width	Heel Width	Arch Length	1-5 Met Width	Point Height	Area Height	Arch Index
Left	240	90	59	172	63	11	9	0.23
Right	239	91	58	173	60	11	8	0.25

Heel Angle	Leg Angle
0 deg	4 deg Inv
0 deg	4 deg Inv



Príloha č.5 Krabicové grafy priemernej aktivácie sledovaných svalových skupín (archív autora)

