

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TELESNEJ VÝCHOVY A ŠPORTU

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

Autoreferát dizertačnej práce v odbore Kinantropológia

Školiteľ:
doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Vypracoval:
Mgr. Jakub Čuj

Dizertačná práca predstavuje pôvodný rukopis. S jej plným textom je možné sa zoznámiť v
Ústrednej telovýchovnej knižnici FTVS UK.

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 vplýva 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.

Úvod

Chôdza ako jedna zo základných typov lokomócie človeka, prechádza z hľadiska fylogeny 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 prehumánni 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 žiaducu interakciu chodidla so zemou. K tomuto civilizačnému prvku sa priradzuje aj módný 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.

Ciele, úlohy a hypotézy práce

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.

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.

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 bežeckom 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 bežeckom 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 bežeckom 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 bežeckom 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.

Metodika výskumu

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.

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 sme považovali 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.

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, Sacco & Joao, 2009). Pre čo najväčšiu homogenitu súboru sme na základe kvótneho 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.

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.

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 rôznych typov topánok s rovnakou výškou opätku, pretože autori publikácií dovolili probandkám nosiť svoje vlastné topánky na vysokom opätku, čo podľa Cronin et al. (2012), 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). Veľkosť topánok sme vybrali na základe najčastejších veľkostí nôh respondentiek, vybrané boli veľkosti číslo 37,38 a 39 (EU).

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.

Vstupné premenné: obuv s výškou opätku 7 cm, rovná obuv (veľkosť topánok zaistená podľa veľkosti nôh probandiek), rýchlosť chôdze $v=3,6$ 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.

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

Pred prvým meraním sme každú respondentku nechali 5 minút voľne prejsť na bežeckom trenažéri z dôvodu adaptácie organizmu na túto situáciu (Murray Spurr, Sepic, Gardner & Molhnger, 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.

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. 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). Prenosné meracie zariadenie bolo umiestnené vždy za pásom respondentky a neobmedzovalo ju tak v pohybe.

Pre potreby porovnania vybraného typu lokomócie človeka sme zvolili bežecký trénažer ENERGETICS PW 880 (Woelflistrasse 2CH-3006 Bern, Switzerland). 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 dlaňových senzorov. Rýchlosť chôdze alebo behu je možné nastaviť manuálne v rozpätí 0,8-16 km/h.

Sledované svaly a lokalizácia elektród

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 driekovej časti
5. M. gluteus medius
6. M. gluteus maximus
7. M. quadriceps femoris, rectus femoris
8. M. biceps femoris, caput longum

Spracovanie a analýza získaných dát

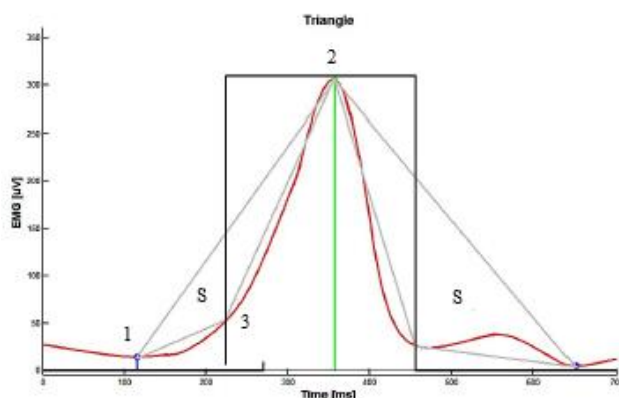
Použitá metóda povrchovej EMG poskytuje kvantitatívne dáta, na ktorých základe je tvorená analýza kvality pohybu, ktorá tvorí základ pre stanovenie koordinačných ukazovateľov. Vzdialené hodnoty boli ošetrené designom použitého softwaru (Špulák, 2015). Pre hodnotenie svalovej aktivity sme využili dve 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. V práci sme využili metódu detekcie podľa Špuláka (2015).

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.

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 spojených 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. 1).



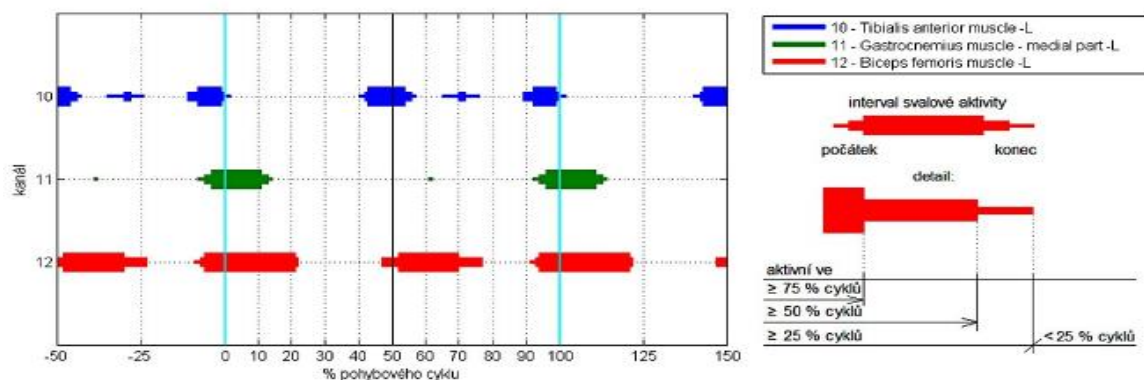
Obrázok 1 Trojuholníková detekcia, bod 1 je poloha lokálneho minima, bod 2 je poloha lokálneho maxima, bod 3 je počiatkový bod svalovej aktivity. Bod S označuje plochu najrozľahlejšieho trojuholníka, zvislé čierne čiary označujú hranice cyklu (upravené podľa Zbořilová, 2014).

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.

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. 2).

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.

Pre kompletne výsledky prahovania v jednotlivých pohybových cykloch bola graficky spracovaná 0 – 100% pravdepodobnosť, že sval bol v danom mieste aktívny.



Obrázok 2 Príklad grafického znázornenia pravdepodobnosti svalovej aktivity v rozličných fázach pohybového cyklu s vysvetlením hrúbky vodorovných čiar (Špulák, 2015).

Skôr ako sme začali testovať hypotézy dáta sme podrobili testovaniu normality prostredníctvom Shapiro-Wilkov testu.

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. Pri dátach, ktoré neboli normálneho rozdelenia, sme použili jednovýberový Wilcoxonov test, 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: $H_0 : \mu = \mu_0$ (Anděl, 2005; Hendl, 2015).

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 “, ktorý sa používa pri posudzovaní veľkosti efektu u závislých skupín (Sigmundová & Fromel, 2005).

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.

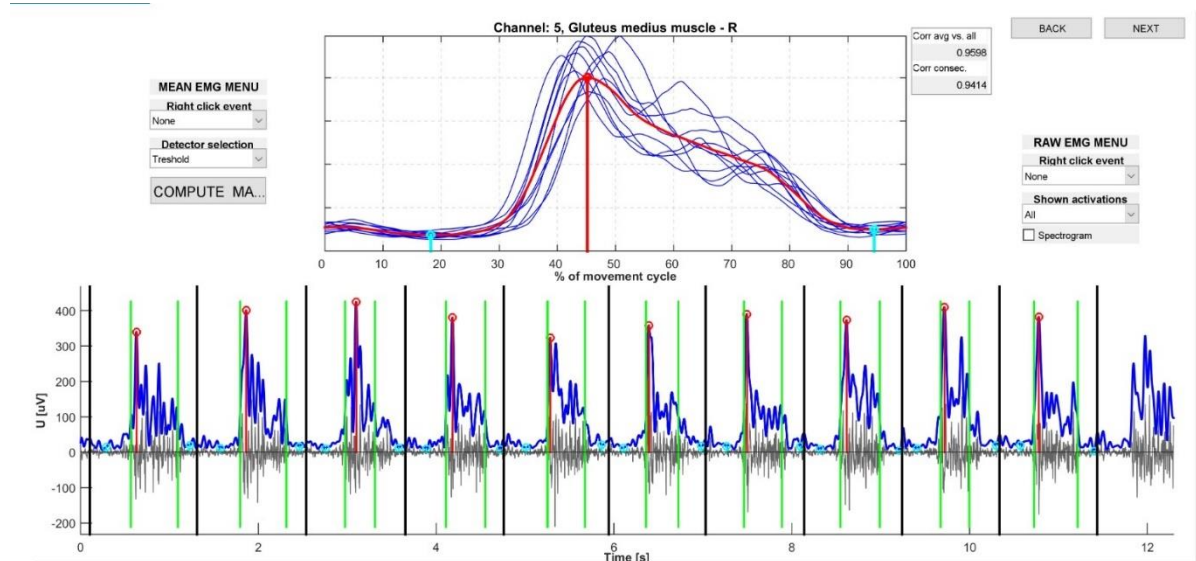
Na vyhodnotenie nami zostaveného dotazníka sme použili PC program MS Excel 2010 a PC program Statistica.

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

Výsledky

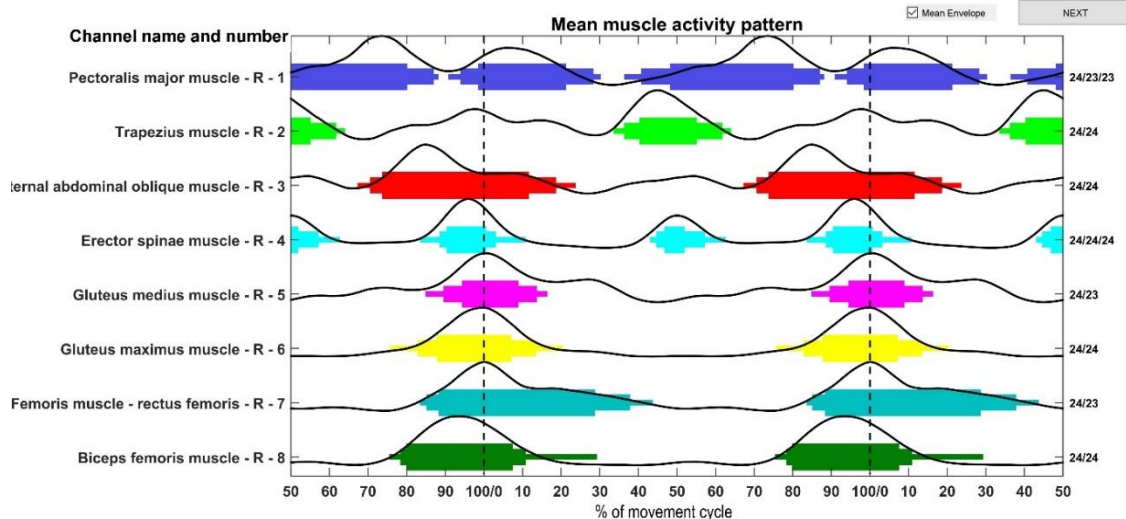
Prostredníctvom metódy detekcie pohybových cyklov, popísanej v predošlej kapitole, bolo v jednotlivých pohybových cykloch vykonané automatické prahovanie signálovej obálky pomocou detektorov. Výsledky prahovania boli dodatočne u každej probandky a každého svalu vo všetkých meraných situáciách vizuálne skontrolované s prípadnou korekciou. Obrázok 3. 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 minim 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 3 Výsledky vzorovej detekcie svalovej aktivity sledovaného svalu *m. gluteus medius dx.* (archív autora).

Obrázok 4. 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 4 Grafické znázornenie svalovej aktivity (Boats) všetkých sledovaných svalových skupín na dvoch priemerných pracovných cykloch (archív autora).

Tabuľka 1 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 2 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 3 Priemerné hodnoty mediánov začiatkov a koncov svalovej aktivity všetkých probandiek pre jednotlivé sledované svalové skupiny počas chôdze v FS na bežeckom treňaži. Všetky uvedené číselné hodnoty sú v % v jednom pracovnom cykle (archív autora).

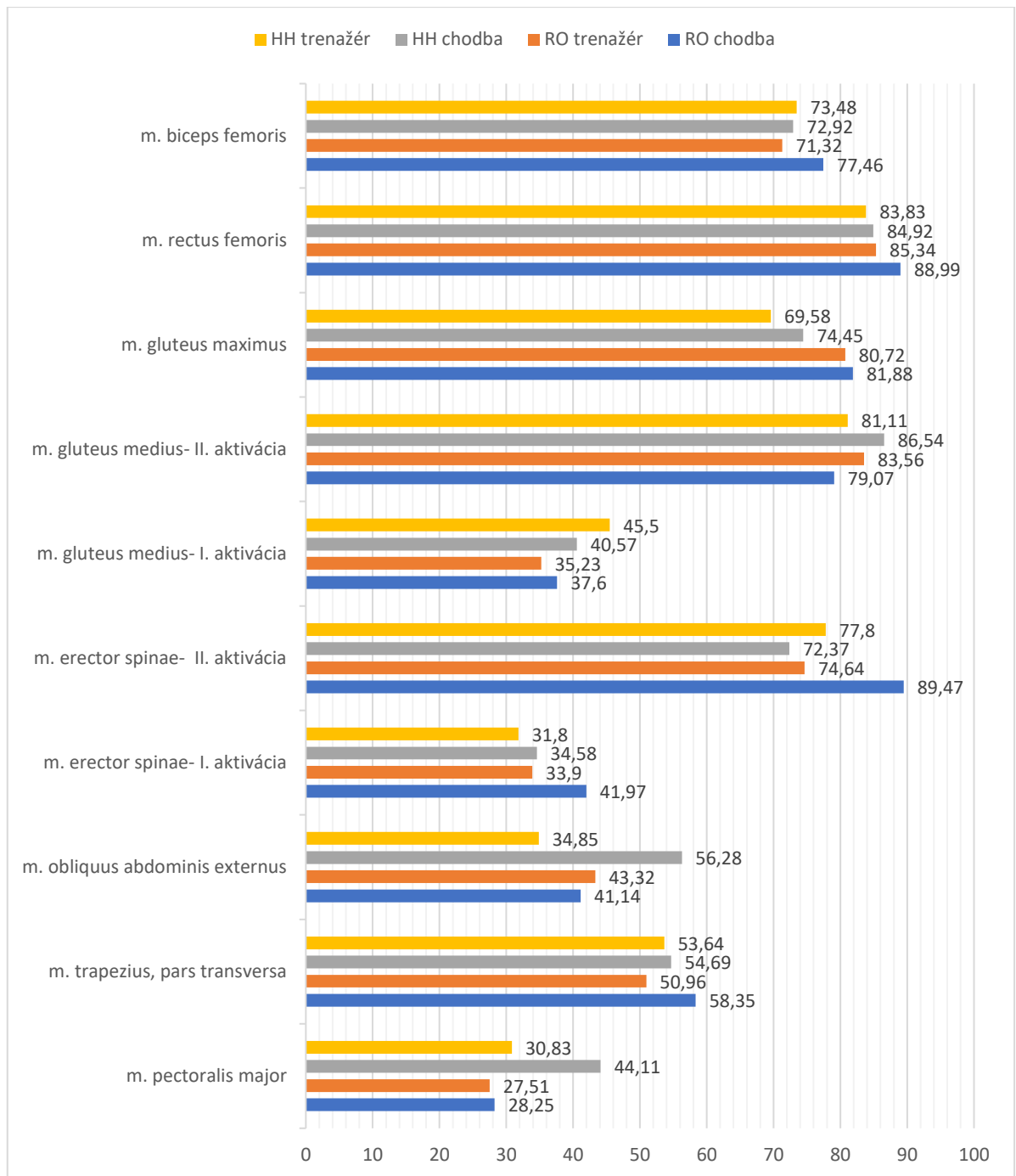
Názvy svalov	aktivácia		deaktivácia		dĺžka kontrakcie
	priemer	±sd	priemer	±sd	priemer
m. pectoralis major	27,51	4,57	44,29	5,40	16,78
m. trapezius, pars transversa	50,96	4,32	69,19	3,49	21,38
m. obliquus abdominis externus	43,32	4,37	62,00	3,69	24,42
m. erector spinae- I. aktivácia	33,90	4,59	55,93	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 4 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).

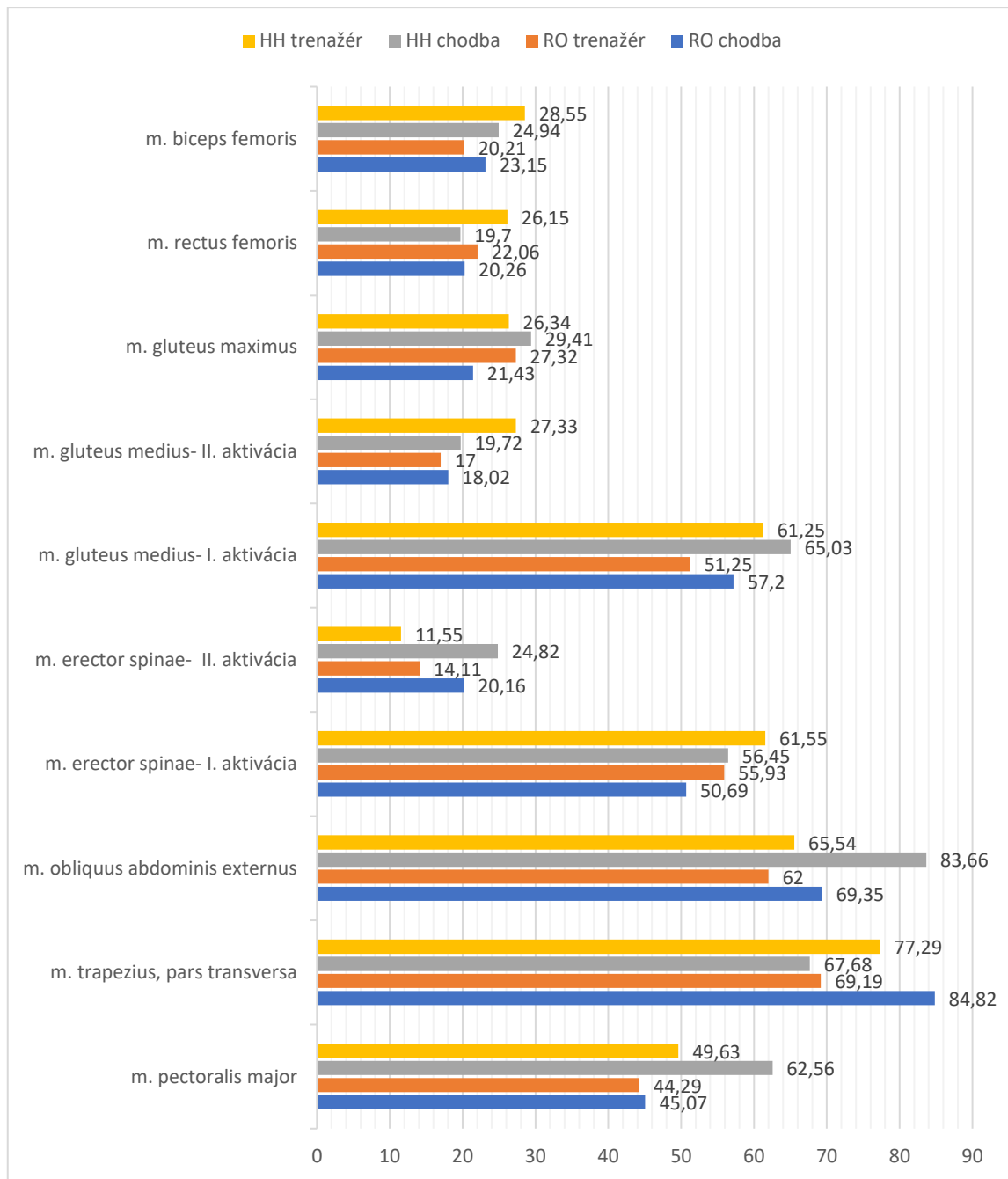
Názvy svalov	aktivácia		deaktivácia		dĺžka kontrakcie
	priemer	±sd	priemer	±sd	priemer
m. pectoralis major	30,83	3,95	49,63	3,80	18,79
m. trapezius, pars transversa	53,64	3,96	77,29	3,81	26,23
m. obliquus abdominis externus	34,85	4,12	65,54	3,60	30,05
m. erector spinae- I. aktivácia	31,80	3,74	61,55	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 1, 2, 3 a 4 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 5 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 walking – chôdza na vysokom opätku po rovnom teréne; RO treadmiller – chôdza v rovnej obuvi na bežeckom treadmileri; RO walking – chôdza v rovnej obuvi po rovnom teréne.



Obrázok 6 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).

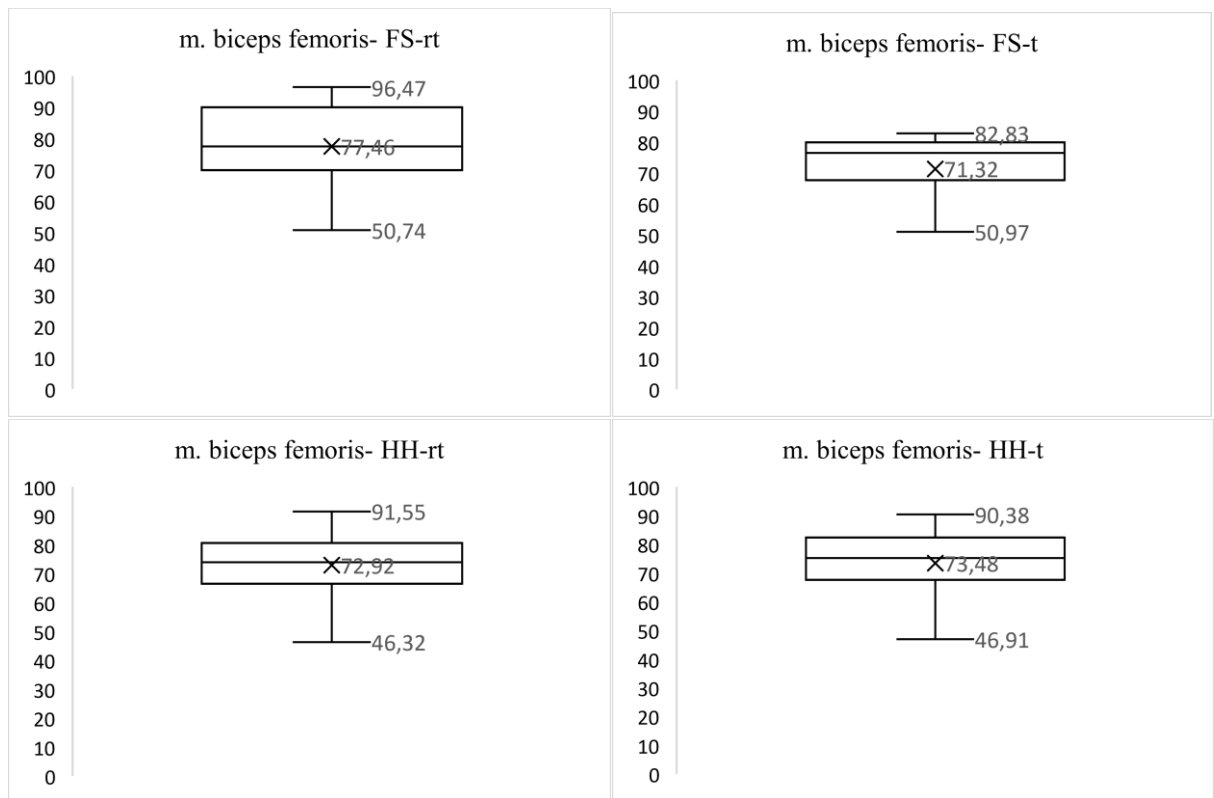
Legenda: HH treadmiller – chôdza na vysokom opätku na bežecskom treadmileri; HH chodba – chôdza na vysokom opätku po rovnom teréne; RO treadmiller – chôdza v rovnej obuvi na bežecskom treadmileri; RO chodba – chôdza v rovnej obuvi po rovnom teréne.

Tabuľka 5 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 rovnjej obuvi; HH-rt – chôdza po rovnom teréne na vysokých podpätkoch; FS-t – chôdza na bežeckom trenážeri v rovnjej obuvi; HH-t – chôdza na bežeckom trenážeri na vysokých podpätkoch; strat – začiatok aktivity svalu; end – koniec aktivity svalu; 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 4. 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 7 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 7. 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 6 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 тренаžéri; HH-t – chôdza na vysokých opätkoch na bežeckom тренаžéri; FS (flat shoes) – topánka s rovnou podrážkou; HH (high heels) – topánky s vysokým opätkom.

Tabuľka 6 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 тренаžér) menia svalovú koordináciu predovšetkým svalov oblasti panvy a dolných končatín. Poradie aktivácie a deaktivácie svalov hornej časti trupu ostalo podobné.

Tabuľka 7 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 8 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 9 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 $\alpha 0,05$. Priemerná hodnota veľkosti závislosti testovaných skupín (d) je 0,87, teda vysoká závislosť.

Tabuľka 10 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.

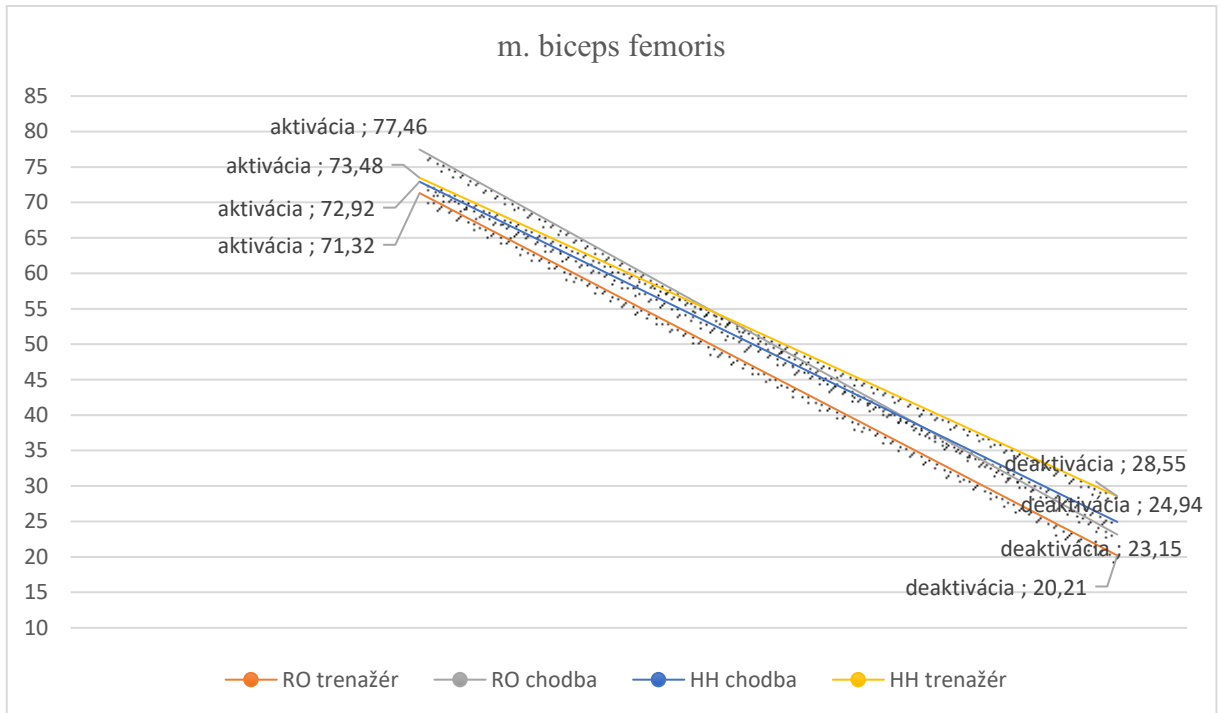
Tabuľka 11 Porovnanie rozdielov dĺžky kontrakcie meraných svalových skupín medzi jednotlivými sledovanými situáciami, vyjadrené v % . Tabuľka prezentuje priemerné dĺžky kontrakcie v jednotlivých situáciách a ich rozdiel (archív autora).

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 trenažéri; HH-t – chôdza na vysokých opätkoch na bežeckom trenažéri; FS (flat shoes) – topánka s rovnou podrážkou; HH (high heels) – topánky s vysokým opätkom.

Pre lepšiu prehľad a jednoduchú komparáciu sme do výsledných grafov vložili všetky testované situácie pre každú sledovanú svalovú skupinu (obr. 8). 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 8 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.

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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri 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 bežeckom trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri vykazoval sval aktivitu pri 34% pohybu, deaktivácia nastala v 54%. Na bežeckom trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri predĺžila o 5%.

Počas chôdze v HH po rovnom povrchu a na bežeckom trenažéri sme rovnako zaznamenali dvojvrcholovú 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 timingu 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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri sme zaznamenali podobný nástup aktivity svalu s oneskorením 1%. Deaktivácia svalu sa ale na bežeckom trenažéri oneskorila o 7% a nastala v 27%. lokálne maximum sa rovnako oneskorila o 5%. Dĺžka kontrakcie svalu bola na bežeckom trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri 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 trenažéri priniesla podobný nástup aktivity s rozdielom 1%, rovný terén v 73% a bežecký trenažér 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 12 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 rovnok 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 12 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 timigu 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.

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, Maraňon-Medina Losa-Iglesia Calvo-Lobo, Rodríguez-Sanz, Palomo-López, & Becerro de Bongoa Vallejo, 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 Adamczyk a Kuo (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, Holloway, Raicheln a Lieberman (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 strane 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. 12), 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, Ettinger, Neuhaus & Mallon, 1991; Stefanyshyn, Nigg, Fisher, O'Flynn & Liu, 2012; Lichota, 2003; Park, 2010; Blanchette, 2011). Podobné závery prezentujú aj Kerrigan, Todd a Riley (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, Jeong & Freivalds, 2001; Barton, Coyle & Tinley 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 & Mikuľáková, 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. 6). 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. 11).

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, Kuhtz-Buschbecka, Mondwurfa, Boczek-Funcke, Joňhka, Deuschlb & Illerta, 1997; Alton, Baldey, Caplan & Morrissey 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 stereotypnej chôdzi, 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 mikrovoltov 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 opätkom 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 svale m. quadriceps femoris. HH spôsobili pri chôdzi na bežeckom trenažéri v porovnaní s FS intenzívnejšiu aktivitu paravertebrálnych svalov v driekovej časti chrbtice. Podobné výsledky svalovej aktivity zistili aj Mika, Clark a Oleksy (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 Morrison & Barrett 2006).

Naša štúdia je, okrem porovnania chôdze v FS a HH na rovnom teréne a bežeckom trenažéri, zameraná aj na komparáciu bipédie v jednom type obuvi na oboch zvolených terénoch. Porovnaním chôdze v HH po rovnom teréne a na bežeckom trenažéri sme zistili štatisticky významný rozdiel v timingu počiatku aktivity u siedmych testovaných svalov. Podobne ako v predošlých situáciách pri svale m. trapezius pars transversa štatisticky významná zmena nenastala. Nárast EMG aktivity nastal priemerne skôr v HH na bežeckom trenažéri okrem svalov m. erector spinae a m. gluteus maximus. Najvýraznejší rozdiel pri percentuálnom vyjadrení počiatku aktivity svalov nastal pri svale 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 trenažéri v HH. Pri hodnotení dĺžky svalovej kontrakcie sme zistili, že svalstvo oblasti panvy a dolných končatín malo priemerne dlhšiu kontrakciu na bežeckom trenažéri ako na rovnom teréne. Najdlhšiu kontrakciu sme zaznamenali pri svale m. gluteus maximus, ktorý bol priemerne aktívny 59% krokového cyklu v HH na bežeckom trenažéri. Naopak kontrakcia sledovaného svalstva hornej časti trupu malo priemernú dĺžku okolo 20% pohybu. Najkratšiu svalovú kontrakciu sme zistili pri svale 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 trenažéri 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 Chrástková Bačáková, Špulák, Kračmar a Čmejla (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. 6), 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 bežecskom 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. 5). Skrátenie krokového cyklu na bežecskom 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 bežecskom 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 bežecskom 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 bežecskom 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 bežecskom trenažéri a rovnom teréne sme zistili rozdiely najmä v hornej a dolnej časti trupu. Svalové skupiny hornej časti trupu mali svalovú aktivitu kratšiu na bežecskom trenažéri priemerne o 7%, na rozdiel od svalov dolnej časti trupu kedy aktivita trvala dlhšie na bežecskom trenažéri.

HH mení svalovú koordináciu nie len v oblasti dolnej končatiny, ale prostredníctvom svalových zreťazení 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 nevlýva, keďže nie je súčasťou svalových zreťazení spájajúcich so svalovými skupinami dolných končatín (Véle, 2006). Najdlhšiu svalovú kontrakciu sme zaznamenali pri testovaní svalu m. gluteus maximus pri chôdzi v HH na bežecskom 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. (2013). Rovnako ako pri kolennom kĺbe predpokladáme pri dlhodobom nosení HH a zvýšenej kontrakcii spomínaných svalov vznik bolesti najmä v oblasti driekovej časti chrbtice.

Záver

Chôdza v topánkach s vysokým opätkom (v našom prípade opätok vysoký 7cm s plochou 2x2cm) a bežecký trenažér 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 trenažéra 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 trenažéri. 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 trenažéri.

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 trenažéri, potom chôdza v HH po chodbe a nakoniec najvyššie hodnoty sme zaznamenali pri chôdzi v HH

na bežeckom trenažeri. Chôdza v HH teda zvyšuje intenzitu aktivity svalov aktívnych počas krokového cyklu.

Štatisticky významnú zmenu pri porovnaní timigu aktivácie sledovaných svalov sme dosiahli vo všetkých testovaných situáciách ale nie u všetkých svalov. Sval m. trapezius pars transversa nespĺnil hladinu štatistickej významnosti α v žiadnej situácii. Predpokladáme, že tento sval nie je súčasťou svalových zretezení 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 trenažeri, z hľadiska elektromyografickej aktivity a koordinácie sledovaných svalov. Zistili sme, že chôdza v HH a bežecký trenažer predlžujú aktivitu svalov dolných končatín a paravertebrálnych svalov, čo môže viesť pri dlhodobom nosení HH a chôdzi alebo behu na trenažeri 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 timig a dĺžku kontrakcie m. trapezius, a teda pri zdravotných problémoch súvisiacich s týmto svalom sa nosenie HH alebo chôdza na bežeckom trenažeri nevyklčuje. 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 trenažeri v FS, keďže v celku táto chôdza dosiahla horšie výsledky ako chôdza v HH po chodbe.

Literatúra

- 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:10.1016/s0268-0033(98)00012-6).
- 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>.
- 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>.
- 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>.
- 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>.
- 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>.
- 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>.
- 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>.
- Daničová, Š. (2014). *Komparace koordinačních charakteristik kroku příchůzi na běžeckém trenážéru a v terénu*. (Masters' thesis). Retrieved from: <https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/124660/?lang=en>.
- 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 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.
- 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.org/10.1589/jpts.27.67>.
- 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>.
- Hendl, J. (2015). *Přehled statistických metod zpracování dat: analýza a metaanalýza dat*. Praha: Portal.
- Hug, F., & Dorel, S. (2011). Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 182-198. <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.
- 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>.
- Jandová, S., Gajdoš, M., Urbanová, K., & Mikuláková, W. (2019). Temporal and dynamic changes in plantar pressure distribution, as well as in posture during slow walking in flat and high-heel shoes. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 21(4), 131-138. <https://doi.org/10.37190/abb-01435-2019-03>.
- 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.org/10.1152/jappphysiol.00165.2006>.
- Kerrigan, D.C., Todd, M.K., & Riley, P.O. (1998). Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *The Lancet*, 351(9113), 1399–1401. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(97\)11281-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(97)11281-8).
- 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., Chrástková, M., Bačáková, R., Bílý, M., Horyna, R., Škopek, M.,...Zbořilová, M. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Karolinum.

- 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>.
- 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>.
- 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/>.
- López-López, D., Maraňon-Medina, J., Losa-Iglesia, M.E., Calvo-Lobo, C., Rodríguez-Sanz, D., Palomo-López, P., & Becerro de Bongo 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>.
- 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: 10.1016/j.gaitpost.2013.02.006>.
- 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., 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: 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>.
- 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: 10.1152/jappl.1985.59.1.87>.
- Park, J. (2008). Synthesis of natural arm swing motion in human bipedal walking. *Journal of Biomechanics*, 41(7), 1417-1426. <https://doi: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: 10.3233/BMR-2010-0246>.
- 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>.

- 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: 10.1242/jeb.024927](https://doi.org/10.1242/jeb.024927).
- Rossi, W.A. (2001). Footwear: The Primary Cause of Foot Disorders. *Podiatry management*.129-138. Retrieved from: <https://refs.ahcuah.com/papers/rossi09.htm>.
- Sigmundová, D., & Fromel, K. (2005). Využití koeficientu Effect size pro posouzení významnosti rozdílů. *Sborník příspěvků mezinárodního semináře Pedagogické kinantropologie*. Ostrava : KTV PF OU.
- 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).
- 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: 10.3233/BMR-140455](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>.
- Stolze, H., Kuhtz-Buschbecka, J.P., Mondwurfa, C., Boczek-Funcke, A., Jo'hanka, K., Deuschlb, 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: 10.1016/S0924-980X\(97\)00055-6](https://doi.org/10.1016/S0924-980X(97)00055-6).
- 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
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- 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>.
- 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>.
- 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: 10.1155/2020/1854313](https://doi.org/10.1155/2020/1854313).
- 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>.