

HODNOCENÍ CHŮZE, BĚHU A NÍZKÉHO STARTU POMOCÍ POVRCHOVÉ EMG

Martina VYSTRČILOVÁ - Vladimír HOJKA

Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Česká republika

REZUMÉ

Chůze a běh jsou cyklické lokomoční pohyby zajišťované souhrou svalových skupin především dolních končetin, ale zahrnující v jisté míře aktivitu všech svalů těla. Tato časoprostorová synchronizace svalových skupin, které se pohybu účastní, je pomocí nervového systému řízena centrálně jako motorický vzor, relativně fixovaný stereotyp. Jednou z metod, která nám může pomoci charakterizovat motorický projev jedince je povrchová elektromyografie, kdy pomocí povrchových elektrod registrujeme elektrické projevy nervo-svalové činnosti.

Cílem studie je analyzovat průběh aktivace svalů při chůzi, běhu na dráze a výběhu z nízkého startu.

Klíčová slova: chůze, běh, nízký start, elektromyografie

ÚVOD

CHŮZE

U chůze můžeme zřetelně rozlišit fázi dvojí opory a fázi jednooporovou. Při dvojí opoře se s podložkou kontaktují obě dolní končetiny, každá v jiné fázi odvíjení chodidla. Při fázi jednooporové spočívá veškerá váha těla na končetině stojné, volná končetina kmitá nebo švihá směrem vpřed.

K dotyku dolní končetiny s podložkou dochází pomocí paty před kolmým průmětem těžiště, čímž se zbrzdí postupující „pád“ těla směrem vpřed. Tento brzdicí moment by neměl být při volné chůzi velký a náraz na patu by měl být měkký, plynule přecházející k tzv. odvíjení. Nožní klenba se nastavuje tak, aby vznikl co nejlepší, pevný a spolehlivý kontakt. Chodidlo se dotýká podložky zpočátku svou vnější hranou. Ve chvíli nejplnějšího kontaktu plošky s podložkou prochází tělo střední stojnou fází, tzn. přechází přes vertikálu. Odvíjení chodidla postupuje dál, až se na konci nohy, těsně před prsty, převalí z vnější hrany na vnitřní, kde odvinutí dokončí největší z prstů – palec. V něm spočívá hlavní aktivní odrazová síla směřující vpřed.

Aktivní práce dolních končetin se přes pánev přenáší i na páteř a na horní končetiny, které pomáhají vyrovnávat torzní pohyby trupu. Při fyziologickém pohybu opisuje těžiště těla sinusoidy s minimální amplitudou v rovině vertikální i horizontální, kdy se vychýlení děje směrem ke stojné končetině a je nejvýše ve fázi přechodu přes vertikálu.

Stojná fáze každé končetiny (tedy při jedné i dvojí opoře) zaujímá přibližně 60% cyklu, zbývajících 40% připadá na fázi švihovou, kdy je končetina přenášena vzduchem vpřed.

BĚH

Na rozdíl od chůze, kde se kryje fáze doteku paty na jedné noze s odvíjením špičky na druhé noze, zde dvouoporová fáze zcela chybí. Existuje pouze fáze švihová a oporová – pro jednu končetinu; obecně spíše hovoříme o fázi oporové a letové.

Na dráhu a rychlost těžiště těla lze aktivně působit pouze v oporové fázi, v letové fázi se tělo běžce pohybuje setrvačností, může pouze měnit polohu jednotlivých segmentů vůči sobě.

Těžiště se vychyluje horizontálně v oporové fázi na stranu oporové nohy, zároveň dochází k vertikálním výkyvům těžiště v důsledku běžeckého odrazu. Nejvyšší poloha těžiště je v letové fázi. (Vindušková, 2007)

Charakter a technika běhu je závislá na somatotypu, úrovni nervosvalových procesů řízení pohybu, úrovni trénovanosti a na délce trati, která také určuje charakter běhu. Dokrok je měkký, elastický a je prováděn buď na přední část chodidla (u sprintů) nebo na celé chodidlo (u běhů na dlouhé tratě). Plné odvíjení chodidla jako u chůze se zde většinou nevyskytuje.

Hnací silou u běhu je svalová síla, která je uplatňována postupným náponem kloubů odrazové končetiny v kyčli, koleni a hleznu. U běhu různou rychlostí a na různé vzdálenosti ne vždy rychlost nebo ekonomika pohybu umožní plný rozsah pohybu. Největšího pohybového rozsahu je dosahováno běžci na tratích 400 – 800 m, tzv. švihový způsob běhu. Při odvíjení chodidla se noha dotýká podložky před průmětem těžiště, jako u chůze, avšak při rychlejším běhu se tato vzdálenost může zkracovat až do místa průmětu těžiště.

Při šlapavém způsobu běhu po výběhu z bloků je došlap prováděn až za kolmým průmětem těžiště, trup je ve značném náklonu vpřed. Noha se kontaktuje s podložkou jen předními částmi chodidel, k odvíjení chodidla nedochází. Modelová technika popisuje nápon ve všech kloubech dolní končetiny a prodloužení trupu směrem vpřed, případně mírné zlomení v pase. (Kněnický, 1965, Langer, 1995) Postupně se prodlužuje délka kroku a běh přechází ve švihový.

U švihové techniky běhu (na středních tratích), který upřednostňuje tzv. „dvojitou práci kotníku“ se chodidlo dotýká podložky nejdříve přední částí chodidla, poté dojde k zhoupnutí směrem zpět na chodidlo celé či téměř celé, odtud se noha postupně odvíjí a končí výraznou aktivitou prstů a palce, které se opřou do podložky pro odraz vpřed. K efektivnímu pohybu směrem vpřed pomáhají svou aktivní prací i paže a švihová končetina.

Chůze a běh sice patří mezi běžné a přirozené motorické projevy pro člověka, u obou se jedná o pohyby rytmické a cyklické, na první pohled však rozdílné. Není sporu o biomechanických rozdílech a rozdílech v technice. Cílem studie popisované v tomto příspěvku je pokusit se o náhled na problém z hlediska nervosvalové koordinace, mobilizace motorických jednotek a timingu (zapojení a útlumu) svalů.

METODY

Předmětem výzkumu je sledování rozdílů v práci hybné soustavy člověka při chůzi, běhu a výběhu z nízkého startu u jedné měřené osoby. K tomuto účelu jsme použili metodu povrchové elektromyografie (dále EMG) synchronizovanou s videozáznamem. Výzkum měl charakter případové studie. Proband je atlet- sprinter, 40 let, učitel na katedře atletiky FTVS UK, aktivně sportující od 10 let, stále trénující, se stabilizovaným pohybovým stereotypem a dobrou technikou běhu.

Měřené svaly (levá dolní končetina): 1. m. quadriceps femoris, vastus medialis sin., 2. m. gastrocnemius, caput medialis sin., 3. m. gastrocnemius, caput lateralis sin., 4. m. biceps femoris, caput longum sin., 5. m. semitendinosus sin., 6. m. gluteus maximus sin., 7. m. tibialis anterior sin.

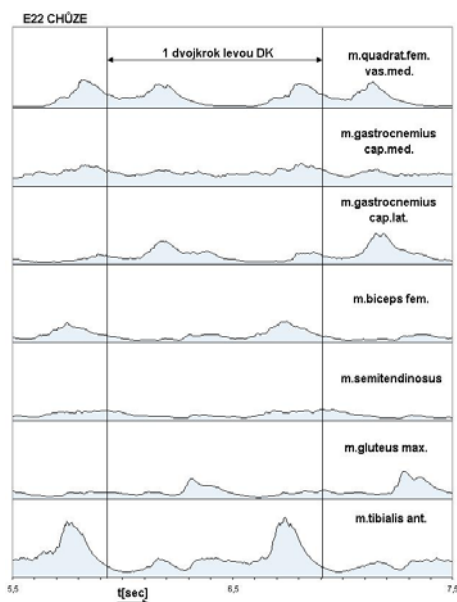
Bylo užito mobilního záznamového zařízení KAZE05 na bázi EMG neseného přímo na těle sportovce se 7 kanály určenými pro snímání elektrických potenciálů ze svalů, jedním kanálem pro synchronizaci s videokamerou. Přístroj byl umístěn v ledvince která byla pevně uchycena v pase. Hmotnost přístroje s ledvinkou činila 1,3 kg. Před připevněním elektrod byla pokožka v místě styku elektrod s pokožkou oholena a očištěna etanolem. Pro snížení rezistence byla aplikována pod elektrody vrstva konduktivního gelu. Ag-elektrody byly umístěny na břiška svalů, která byla palpována zkušeným fyzioterapeutem. Vzdálenost elektrod na svalovém břišku byla konstantní - 20 mm. Elektrody i kabely byly přichyceny k pokožce nevodivou páskou, aby nedocházelo k posunu a vzniku nežádoucích artefaktů.

Signály ze 6 svalů byly snímány prvními šesti kanály, 7. kanál byl použit jako mokré uzemnění (elektroda umístěná na předloktí). 8. kanál byl použit pro sladění EMG-záznamu s videokamerou.

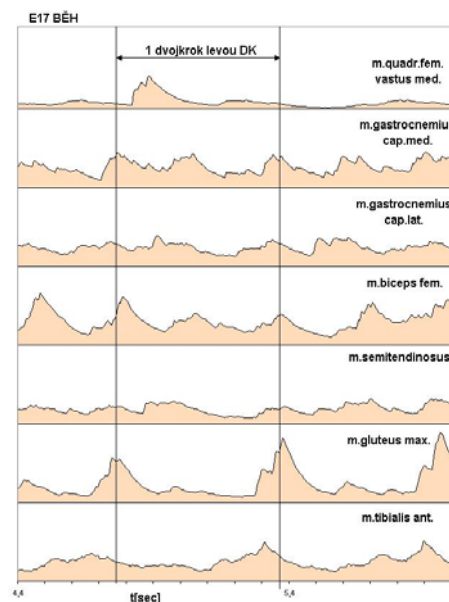
Sběrný aparát umožňuje 8-bitové kódování s nastavitelným rozlišením citlivostí 0,05-2 mV. Citlivost každého kanálu byla nastavena, aby docházelo k maximálnímu využití 8-bitové škály a zároveň nedošlo k překročení horní meze. Délka signálu byla nastavena na 10 s. Prvotní zpracování signálu bylo usměrnění plnou vlnou a filtrování. Dolní propust' byla nastavena na 1200 Hz a horní propust' na 29 Hz. Zároveň byla provedena krátkodobá integrace signálu založená na nabíjení-vybíjení kondenzátoru s vyhlazovací konstantou 10 ms. Vzorkovací frekvence takto ošetřeného signálu byla 200 Hz. Časové posloupnosti snímaných potenciálů byly uloženy na harddisku a po několika pokusech byly přeneseny do počítače pro následné zpracování. Videokamera se snímací frekvencí 25 snímků za sekundu, byla použita jako podpůrný prostředek pro vizualizaci EMG záznamu. Atlet byl snímán z boku z dostatečné vzdálenosti, aby nedocházelo ke zkreslení. Z videozáznamu byl vytvořen kinogram, který byl pomocí programu Pinnacle 8.0. sladěn s EMG záznamem.

VÝSLEDKY A DISKUZE

Výsledky nasnímaných signálů převedených do grafů jsou uvedeny v Grafech 1 a 2.



Graf 1. Chůze



Graf 2. Běh švihovou technikou

Na grafu 1. je znázorněn jeden dvojkrok chůze začínající ve fázi, kdy je tělo těsně před přechodem přes vertikálu. Je patrná dvouvrcholová aktivita m. quadriceps femoris, vastus medialis. Znatelný pokles mezi vrcholy odpovídá dle kinogramu fázi přechodu přes vertikálu. V té fázi pak můžeme na grafu vidět útlum všech měřených svalů. Ve vertikále dochází k propnutí kolene, tzv. kloubnímu zámku, kdy není nutná aktivní práce okolních svalů. Lokomoční práci pohánějící tělo vpřed právě provádí druhá končetina, která zajišťuje přenos těžiště směrem vpřed. Při došlapu patou na podložku (před vertikálou) se aktivují v maximum vnitřní hlava m. quadriceps femoris, který spolu s hamstringy (m. biceps femosis a m. semitendinosus) stabilizují koleno. Pro stabilitu kolene je zvláště důležité vzájemné časování aktivace předního stehenního svalu a m. biceps femoris. V literatuře se uvádí, že m. biceps jako synergista předního zkříženého vazy by měl nepatrně předbíhat v aktivaci m. quadriceps femoris (Gross, 2005). M. gluteus maximus, který je zde hlavním extenzorem v kyčli

navazuje ve svém vrcholu na dokončení odrazové práce svalů lýtka. Souhlasně podle svalových testů Jandy se do extenze v kyčli následně po (nebo s) hýždí zapojují i hamstringy. Hamstringy, zdá se, tedy pracují nejvíce ve fázi došlapu chodidla a přechodu k vertikále, kdy přitahují trup k punctu fixu na chodidle. Při fázi odrazové u odvíjení chodidla se aktivuje především m. gluteus maximus, hamstringy pouze zvýší svou aktivaci a doplní tak řetězec, jehož propulzní dopřednou aktivitou vytváří spíše m. gluteus.

M. gastrocnemius, caput medialis pracuje ve svém maximu při došlapování chodidla, caput lateralis při odvíjení chodidla. Oba však pracují při obou činnostech, pouze se liší svou nejvýraznější aktivací. Vrcholy jejich maximální aktivity tedy pravděpodobně souvisí především s udržením polohy chodidla v inverzi nebo everzi (velmi pravděpodobně v synergii s dalšími neměřenými svaly, především se svaly v hlubších vrstvách lýtka, které nemůžeme hodnotit pomocí povrchové EMG).

Pro běh byl vybrán způsob techniky odpovídající švihovému způsobu běhu. Délka snímaného úseku 10 sek. Začátek dvojkroku na grafu odpovídá snímku 2 na kinogramu 1 – dokončování odrazu levou dolní končetinou.



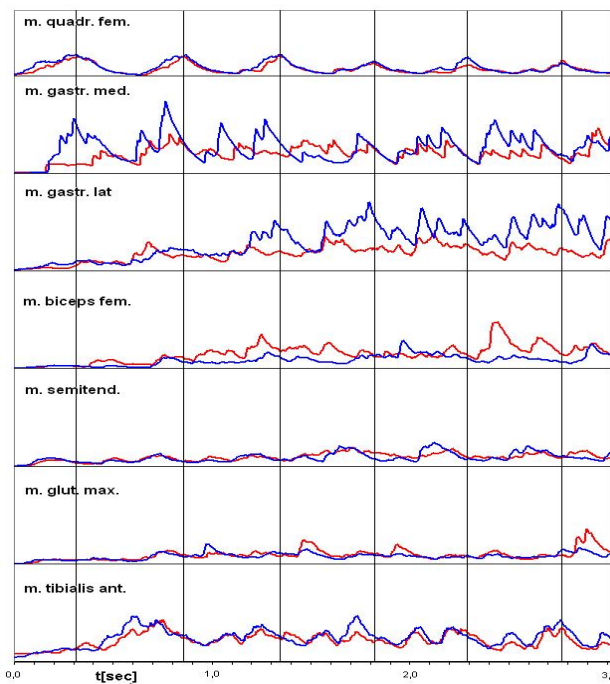
Kinogram 1. – Běh švihový

M. quadriceps femoris, vastus medialis vykazuje oproti chůzi nepravidelnosti ve své aktivaci. Pravidelně se objevuje jeden vrchol ve fázi, kdy dochází k poklesu aktivity hamstringů, lýtkových svalů a m. gluteus maximus při extenzi kolene před došlapem na podložku, fáze 6 v kinogramu. Nepravidelně, avšak vždy ve stejné fázi pohybu, se objevuje navíc peak s velmi strmým nástupem. Aktivita ostatních měřených svalů, zdá se, není touto nepravidelností jinak významně narušena. Výrazně jednovrcholově pracují v cyklu m. gluteus maximus a m. tibialis anterior. Ve fázi dokončování odrazu pracoval m. tibialis - aktivně posouval tělo vpřed vůči punctu fixu na špičce chodidla, při dokončování odrazu se uvolňuje. Nato se strmě aktivuje m. gluteus. Je také patrné zvýšení aktivity obou hlav lýtka. Noha se aktivně propíná, provádí plantární flexi. Část vrcholku aktivace m. gluteus maximus se však zobrazuje časově až těsně po fázi odrazu. Toto by se mohlo na první pohled zdát pro ekonomiku pohybu DK neefektivní. Nesmíme však zapomínat, že m. gluteus maximus nezpůsobuje pouhou extenzi v kyčli, zanožení DK. Svou akcí také koriguje polohu pánve vůči dolním končetinám a přes pánev pomáhá spolu s dalšími svaly (např. břišními) kontrolovat zakřivení páteře, především v bederní oblasti. Dvouvrcholově pracuje sval zadní strany stehna m. biceps femoris. Jeho vrchol aktivity následuje bezprostředně po maximu m. gluteus maximus. Druhý vrchol se nachází ve fázi útlumu m. gluteus maximus. Hamstringy budou tedy pracovat v průběhu celé extenze v kyčli s výjimkou částečných útlumů v době výrazné práce antagonisty m. quadriceps. Letová fáze je charakteristická klesáním aktivity všech měřených svalů. V této fázi poklesu se někdy objevuje ona občasná nepravidelná aktivace m. quadriceps femoris s velmi strmým nástupem. (Může jít o nepravidelnost v propnutí kolene po dokončování odrazu, snaha aktivně prodloužit krok.)

U nízkého startu jsme hodnotili dvojí specifické provedení. Jednak klasickým způsobem modelovou technikou – propnutí kloubů dolních končetin a dále provedením druhým, modifikovaným, který můžeme pozorovat u některých sprinterů – nedostatečně dokončený náhon v kolenním kloubu, mírná zevní rotace plosek či vyšlapování do stran. Tento start využívá urychlení pohybu na bázi pružného provedení oporové fáze s dominantní činností lýtkových svalů. Provedení klasického startu je zobrazeno na kinogramu 2. Srovnání EMG obou provedení nízkého startu je zobrazeno je v grafu 3.



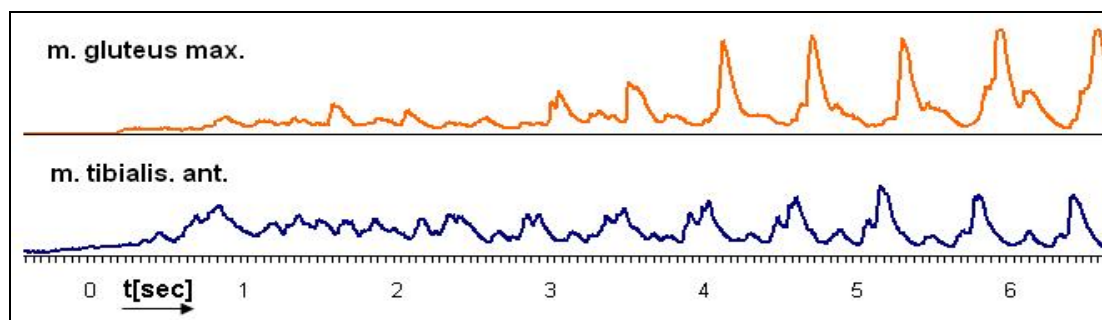
Kinogram 2 – Výběh z nízkého startu; klíčové body



Graf 3 – Srovnání dvou různých provedení startu. Červená – klasický nízký start, modrá – modifikovaný bez dokončení odrazového náhonu stejné končetiny v průběhu prvních kroků.

Na grafu 3 jsou patrné dva záznamy. Červená barva pro start klasický, modrá pro start modifikovaný. Zatímco vnitřní hlava m. quadriceps femoris vykazuje velmi podobné náhory a některé další svaly se liší ve své aktivaci jen málo (m. semitendinosus, m. gluteus max.), je zde skupina svalů, které svou aktivitu výrazně pozměnily. Jedná se o flexory kolene – dvoukloubové mm. gastrocnemii ovlivňující postavení kloubu kolenního a hlezenního. Dále také dvoukloubový m. biceps femoris ovlivňující společně s gastrocnemii postavení kolene, ale také postavení pánve vůči ose stehenní kosti. U modifikovaného startu bez dokončené extenze kolen je zvýšená aktivita svalů lýtkových, u klasického startu je naopak větší aktivita m. biceps. Při dokončení náhonu v koleni je potřeba stabilizovat pánev a protlačit ji vpřed; aktivita m. biceps je tedy nutná. Bez náhonu kolene se mění úhel postavení v kyčli, není možné využít odlehčení práce svalů pomocí kloubního zámku v koleni a je tedy nutná koaktivace lýtkových svalů.

Další zajímavý výsledek prezentuje graf 4. Na příkladu dvou svalů – m. gluteus maximus a m. tibialis anterior je vidět, kdy běh šlapavý po startu přechází ve švihový způsob běhu. Můžeme pozorovat, že aktivace se stává výraznější i co do vrcholů aktivace, tak lokálních útlumů. Záznam aktivace m. gluteus max. ukazuje, že aktivita tohoto svalu je u startovního výběhu méně výrazná, než u běhu švihového, kde (jak jsme už zmínili) způsobuje extenzi v kyčli, stabilizaci polohy pánve a tím i křivky beder vůči dolní končetině.



Graf 4 – Srovnání aktivace dvou svalů při přechodu ze šlapavé do švihové techniky běhu

ZÁVĚR

Ačkoliv základní způsob realizace lokomočních pohybů je podobný a timing svalů při řešení parciálního pohybového úkonu se shoduje, v celku se pořadí a míra aktivace liší.

Režim aktivace svalů u běhu není shodný jako u chůze. Kromě časově kratšího krokového cyklu si můžeme všimnout, že u některých svalů nejsou nasnímány jasné, pravidelné peaky s jedním výrazným vrcholem. Celkový nábor, vyplývající z citlivosti kanálů je větší, křivky některých svalů jsou jakoby roztřepené, na první pohled nepravidelné. Domníváme se, že tyto svaly pracují během cyklu v tonickém i ve fázickém režimu. Navíc rychlé střídání nutnosti aktivace agonista–antagonista či nutnost současné koaktivace opačných skupin pro stabilizaci kloubů nedávají mnoho prostoru pro pokles svalové aktivity u rychlé lokomoce.

Mechanismus realizace dílčích pohybů – flexe v koleni, extenze v kyčli, dorzální flexe nohy se projevují stejným timingem. Rozdíly, vyplývající z této studie spatřuji především u svalů m. tibialis anterior, m. quadriceps femoris a u fáze s nejnižší svalovou aktivitou. Pokles aktivity všech nasnímaných svalů se u chůze objevuje ve fázi stojné, u běhu ve fázi letové. Toto jsou tedy nejpasivnější fáze pohybu v krokovém cyklu z hlediska námi měřených svalů. Při doplnění výsledků ze startovního výběhu a studia fyzioterapeutické literatury lze vyvozovat, že extenze kolenního kloubu, dále využívání ideálního postavení kloubu a přirozeného napětí kloubního pouzdra, snižují nutnost práce okolních svalů při takto náročné činnosti.

LITERATURA

- ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. Praha: Grada Publishing 2001.
- GROSS, J.M., FETTO, J., ROSEN, E. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton 2005.
- JANDA, V. *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing 1998.
- KNĚNICKÝ, K. a kol. *Technika lehkootletických disciplín*. Praha: SPN 1965.
- LANGER, F. a kol. *Technika atletických disciplín*. Brno: PedF 1995.
- TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G. *Myofascial Pain and Dysfunction: the triggerpoint manual*. Vol. 1. Baltimore: Williams & Wilkins 1983.
- VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006.
- VINDUŠKOVÁ, J. *Repetitorium – specializace atletika*. Učební text. Praha: UK FTVS 2007.
- VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B. *Nové pohledy na pohybové aktivity člověka, III. Chůze. Těl. Vých. Sport. Mlád, č. 5, 2007, s. 2-8.*

SUMMARY

EVALUATION OF WALKING AND RUNNING AND CROUCH START MONITORED BY SUFRACE ELECTROMYOGRAPHY

Walking and running are cyclic locomotion movements realized by coordination of many groups of muscles, especially by lower extremity muscles, but containing the activity of other

muscle groups. This time-domain synchronization of muscles groups is controlled by central neural system as relatively stabilized movement pattern.

The method, which can help us to describe generators of motion is the surface electromyography. It can register electric potential of neuro-muscles activities. The aim of the study was analyze of time-domain muscle performance in running, walking and crouch start. Different types of crouch start performance resulted in different muscle activities especially in gastrocnemius muscles and hamstrings. Similarly different activities of muscles occur in swinging style of running and immediately after leaving the blocks.

Výzkumný projekt je podporován grantem GAUK 64907/2007, 2008.