

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**ZAPOJENÍ SVALŮ BÉRCE PŘI BOSÉM BĚHU A BĚHU V BĚŽECKÉ
OBUVI NA RŮZNÝCH POVRŠÍCH**

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: BEd. Jana Kleinová, učitelství pro střední školy
tělesná výchova – anglický jazyk

Vedoucí práce: doc. Mgr. Zdeněk Svoboda Ph.D.

Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: BEd. Jana Kleinová

Název diplomové práce: Zapojení svalů bérce při bosém běhu a běhu v běžecké obuvi na různých površích

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedoucí diplomové práce: doc. Mgr. Zdeněk Svoboda Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt:

Práce se zabývala zapojením svalů bérce, konkrétně m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis, při bosém běhu a běhu v obuvi na travnatém a asfaltovém povrchu.

Výzkumu se účastnilo 20 dospělých jedinců (11 žen a 9 mužů, věk $22,45 \pm 3,6$ let). Aktivita zkoumaných svalů byla měřena pomocí elektromyografického systému Delsys Trigno Avanti. Každý subjekt absolvoval běh v běžecké obuvi na asfaltovém povrchu, bosý běh na asfaltovém povrchu, běh v běžecké obuvi na travnatém povrchu a bosý běh na travnatém povrchu, vždy při frekvenci 165 kroků za minutu. Pořadí jednotlivých podmínek bylo náhodné. Použitý typ obuvi byl jednotný.

Výsledky ukázaly významně větší zapojení m. tibialis anterior při běhu v obuvi na asfaltovém povrchu ve srovnání s bosým během ($p = 0,027$). Při běhu v obuvi na asfaltovém povrchu ve srovnání s travnatým povrchem byla zjištěna významně větší aktivita m. tibialis anterior ($p = 0,04$). Zapojení m. tibialis anterior bylo významně větší při bosém běhu na travnatém povrchu ve srovnání s bosým během na asfaltovém povrchu ($p = 0,004$). Nebyl zjištěn významný rozdíl v zapojení m. tibialis anterior při běhu na travnatém povrchu v běžecké obuvi ve srovnání s bosým během. Dále nebyl zjištěn významný rozdíl v aktivitě m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis mezi žádnou ze zkoumaných podmínek. Z výsledků vyplývá, že běžecký povrch ovlivňuje aktivitu m. tibialis anterior při běhu více než obuv.

Klíčová slova: bosý běh, běh v obuvi, svaly bérce, EMG, běžecké povrchy

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: BEd. Jana Kleinová

Title of the master thesis: Activity of shank muscles in shod and barefoot running on different surfaces

Department: The Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture, Palacký University, Olomouc

Supervisor: doc. Mgr. Zdeněk Svoboda Ph.D.

The year of presentation: 2021

Abstract:

The present thesis deals with the activity of shank muscles, specifically of m. tibialis anterior, m. peroneus longus, and m. gastrocnemius medialis, in barefoot and shod running on grass and asphalt surfaces.

Twenty adult participants (11 women and 9 men, aged 22.45 ± 3.6) were included in this study. To analyse the muscle activity of m. tibialis anterior, m. peroneus longus, and m. gastrocnemius medialis the electromyography Delsys Trigno Avanti system was used. Each participant underwent shod running on asphalt surface, barefoot running on asphalt surface, shod running on grass surface, and barefoot running on grass surface, always in a cadence of 165 steps per minute. The order of the conditions was randomized. The footwear was unified for all participants.

The results of our study revealed a significant increase in the activation of m. tibialis anterior in shod running on asphalt surface compared to barefoot running on the same surface ($p = 0.027$). There was a significant increase in m. tibialis activation in shod running on asphalt surface compared to grass surface ($p = 0.04$). Significantly higher was also the activity of m. tibialis anterior in barefoot running on grass surface compared to barefoot running on asphalt surface ($p = 0.004$). No significant difference in the activation of m. tibialis anterior was found between barefoot and shoed running on grass surface. Our study did not show a significant difference in the activation of m. peroneus longus and m. gastrocnemius medialis in any of the observed conditions. The results of our study imply that running surface has a greater impact on the muscle activation of m. tibialis anterior than footwear.

Key words: barefoot running, shod running, lower limb muscles, EMG, running surfaces

I agree the thesis paper may be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením doc. Mgr. Zdeňka Svobody Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. dubna 2021

.....

Děkuji doc. Mgr. Zdeňku Svobodovi Ph.D. za odborné vedení, pomoc, věnovaný čas a cenné rady, které mi poskytnul při zpracovávání diplomové práce. Děkuji Bc. Natálii Pacolové za spolupráci při realizaci měření. Dále děkuji své rodině za podporu a pomoc v průběhu celého studia.

OBSAH

1	ÚVOD.....	10
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	11
2.1	KOSTERNÍ SVALOVINA.....	11
2.1.1	Struktura kosterního svalu.....	11
2.1.2	Typy svalových vláken.....	12
2.1.3	Fyziologie svalové kontrakce	12
2.1.4	Funkce kosterního svalu	14
2.2	SVALY DOLNÍ KONČETINY	16
2.2.1	Svaly kyčelního kloubu.....	16
2.2.2	Svaly stehna	17
2.2.3	Svaly bérce	18
2.2.4	Svaly nohy	20
2.3	BIOMECHANIKA BĚHU.....	21
2.3.1	Běžecský cyklus.....	21
2.3.2	Počáteční kontakt	22
2.3.3	Střední stoj.....	23
2.3.4	Aktivní odraz	24
2.3.5	Počáteční švih	25
2.3.6	Mezišvih	25
2.3.7	Konečný švih	25
2.4	VLIV OBUVI NA BIOMECHANIKU BĚHU	27
2.4.1	Vliv obuvi na kinetiku a kinematiku běhu.....	27
2.4.2	Vliv obuvi na svalovou aktivitu při běhu.....	28
2.5	VLIV POVRCHU NA BIOMECHANIKU BĚHU	30
2.5.1	Vliv povrchu na kinetiku a kinematiku běhu	30
2.5.2	Vliv povrchu na svalovou aktivitu při běhu.....	31
2.6	ELEKTROMYOGRAFIE.....	33
2.6.1	Hodnocení svalové aktivity pomocí elektromyografie	33
2.6.2	Metody detekce EMG signálu	33
2.6.3	Faktory ovlivňující kvalitu EMG signálu	34

3	CÍLE A HYPOTÉZY	37
3.1	HLAVNÍ CÍL	37
3.2	DÍLČÍ CÍLE	37
3.3	VÝZKUMNÉ HYPOTÉZY.....	37
4	METODIKA	38
4.1	CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU	38
4.2	ORGANIZACE SBĚRU DAT	38
4.2.1	Příprava měření	38
4.2.2	Průběh měření	39
4.3	ANALÝZA DAT	40
5	VÝSLEDKY.....	41
5.1	SOUHRNNÉ VÝSLEDKY	41
5.1.1	Souhrnné výsledky pro m. tibialis anterior	41
5.1.2	Souhrnné výsledky pro m. peroneus longus.....	42
5.1.3	Souhrnné výsledky pro m. gastrocnemius medialis	43
5.2	POROVNÁNÍ VLIVU ZKOUMANÝCH PODMÍNEK NA AKTIVITU JEDNOTLIVÝCH SVALŮ ..	44
5.2.1	Porovnání zapojení m. tibialis anterior při běhu v běžecské obuvi a bosém běhu na travnatém povrchu	44
5.2.2	Porovnání zapojení m. tibialis anterior při běhu v běžecské obuvi a bosém běhu na asfaltovém povrchu	45
5.2.3	Porovnání zapojení m. tibialis anterior při bosém běhu na travnatém a asfaltovém povrchu	46
5.2.4	Porovnání zapojení m. peroneus longus při běhu v obuvi a bosém běhu na travnatém povrchu	47
5.2.5	Porovnání zapojení m. gastrocnemius medialis při běhu v obuvi a bosém běhu na travnatém povrchu	48
5.2.6	Porovnání zapojení m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis při běhu v obuvi a bosém běhu na asfaltovém povrchu	49
5.2.7	Porovnání zapojení m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis při bosém běhu na travnatém a asfaltovém povrchu	50
5.2.8	Porovnání zapojení m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis při běhu v obuvi na travnatém a asfaltovém povrchu	51

6	DISKUZE	52
6.1	LIMITY STUDIE	58
7	ZÁVĚRY	59
8	SOUHRN.....	60
9	SUMMARY	61
10	REFERENČNÍ SEZNAM	62
11	PŘÍLOHY.....	68

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

EMG – elektromyografie

m./mm. – sval/ svaly (musculus/ musculi)

mV – milivolt

μ V – mikrovolt

SNR – poměr signálu k šumu (signal-to-noise ratio)

1 ÚVOD

Lidé chodili a běhali bez bot po miliony let. Ač existovaly „pravěké boty“ vytvořené z kůže, jednalo se o velmi minimalistickou formu ochrany chodidla. Je až vynálezem moderní doby obouvat konvenční odpružené běžecké či turistické boty. Stále častěji je diskutované téma, zdali je pro člověka přirozenější a zdravější běh bez bot, nebo v běžecké obuvi. Uvážíme-li, jak geniálním konstruktem lidská noha je, vyvstává otázka, jestli je potřeba její funkci doplňovat nebo zcela nahrazovat obuví.

Jedním z limitů běhu v konvenční běžecké obuvi je snížení citlivosti chodidla. V důsledku snížené percepce jsou utlumeny reflexy a centrální nervový systém běžce, což může vést k vyššímu riziku zranění. Je v souladu s teorií evoluce, aby si běžci osvojili co nejefektivnější běžecký styl, který bude minimalizovat zranění. Z této úvahy tedy vyplývá, že bosý běh je pro člověka přirozenější a bezpečnější než běh v konvenční běžecké obuvi (Lieberman, 2012). Na druhou stranu lidská noha, která je od útlého věku svazována do pevných bot, ztrácí schopnost reagovat na nerovnosti běžeckého povrchu, tudíž náhlý přechod k běhu bez bot může vést k přetížení určitých svalových skupin či šlach (Sinclair, Taylor, & Liles, 2020).

V souvislosti s typem obuvi se často hovoří i o vhodnosti běžeckého povrchu. Běh na tvrdém povrchu může vést k potenciálnímu vzniku zranění zapříčiněnému vyšší maximální reakční silou při došlapu (Dixon, Collop, & Batt, 2000). Oponenti naopak poukazují na skutečnost, že tvrdost povrchu neimplikuje vyšší riziko zranění. Což vysvětlují individuální schopností běžce přizpůsobit styl běhu tvrdosti povrchu (Tillman, Fiolkowski, Bauer, & Reisinger, 2002).

Jeden z parametrů, který může být pozorován při porovnávání běhu bez bot a v běžecké obuvi a při porovnávání různých běžeckých povrchů, je míra zapojení jednotlivých svalů. V této studii jsme se zabývali zapojením svalů bérce při bosém běhu a běhu v běžecké obuvi na různých površích.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 KOSTERNÍ SVALOVINA

Aktivní pohybový aparát je tvořen svalovou a opěrnou soustavou. Inervované svaly, jež jsou připojeny ke kostem šlachami, mají schopnost kontrahovat. Souhra tohoto dokonalého systému umožňuje lidskou lokomoci (Čihák, 2001). Kosterní svalovina představuje asi 36-40% celkové tělesné hmotnosti člověka (Trojan, 2003), přičemž více než polovina celkové hmotnosti kosterního svalstva je tvořena svaly dolních končetin (Čihák, 2001).

2.1.1 Struktura kosterního svalu

Rozlišujeme tři typy svalových tkání: příčně pruhovanou svalovinu, hladkou svalovinu a příčně pruhovanou srdeční svalovinu. Pro samotný pohyb je klíčová příčně pruhovaná svalová tkáň, která tvoří kosterní svaly (Čihák, 2001). Příčně pruhovaná svalovina se skládá z mnohojaderných svalových vláken, které jsou členěny na základní funkční kontrakce schopné jednotky – sarkomery, které jsou tvořeny dvěma typy myofilament proteinového charakteru: aktinem a myozinem. Sousední sarkomery jsou spojeny takzvanými Z-disky, ve kterých jsou ukotvená aktinová myofilamenta. Myozinová myofilamenta jsou uchycena v místě M-linie, která se nachází ve středu sarkomery. Umístění aktinových a myozinových filament se částečně překrývá, což způsobuje příčně pruhovaný charakter kosterní svaloviny (Trojan, 2003). Jednotlivé oblasti sarkomery jsou pojmenovány podle výskytu myofilament. Takzvaný I-proužek je oblast sarkomery, která obsahuje pouze aktinová filamenta. A-proužek je oblast obsahující myozinová filamenta. Oblast A-proužku, ve kterém nedochází k překryvu aktinu s myozinem, se nazývá H-zóna (Lieber, 2002). Při svalové kontrakci se mezi sebe aktinová a myozinová myofilamenta zasouvají a dochází ke zkracování H-zóny a I-proužku, délka A-proužku přitom zůstává stejná (Trojan, 2003)

Buněčná membrána na povrchu svalového vlákna se nazývá sarkolema. Jednotlivá myofilamenta jsou obklopena cytoplazmou svalové buňky, takzvanou sarkoplazmou (Trojan, 2003). Svalová vlákna jsou sdružena do primárních svalových snopečků, které tvoří malé svaly. Větší svaly vznikají sdružením primárních svalových snopečků do sekundárních snopců. Svalové snopečky i snopce jsou obaleny vrstvou vaziva. Celý povrch svalu je obalen povázkou, neboli fascií (Čihák, 2001).

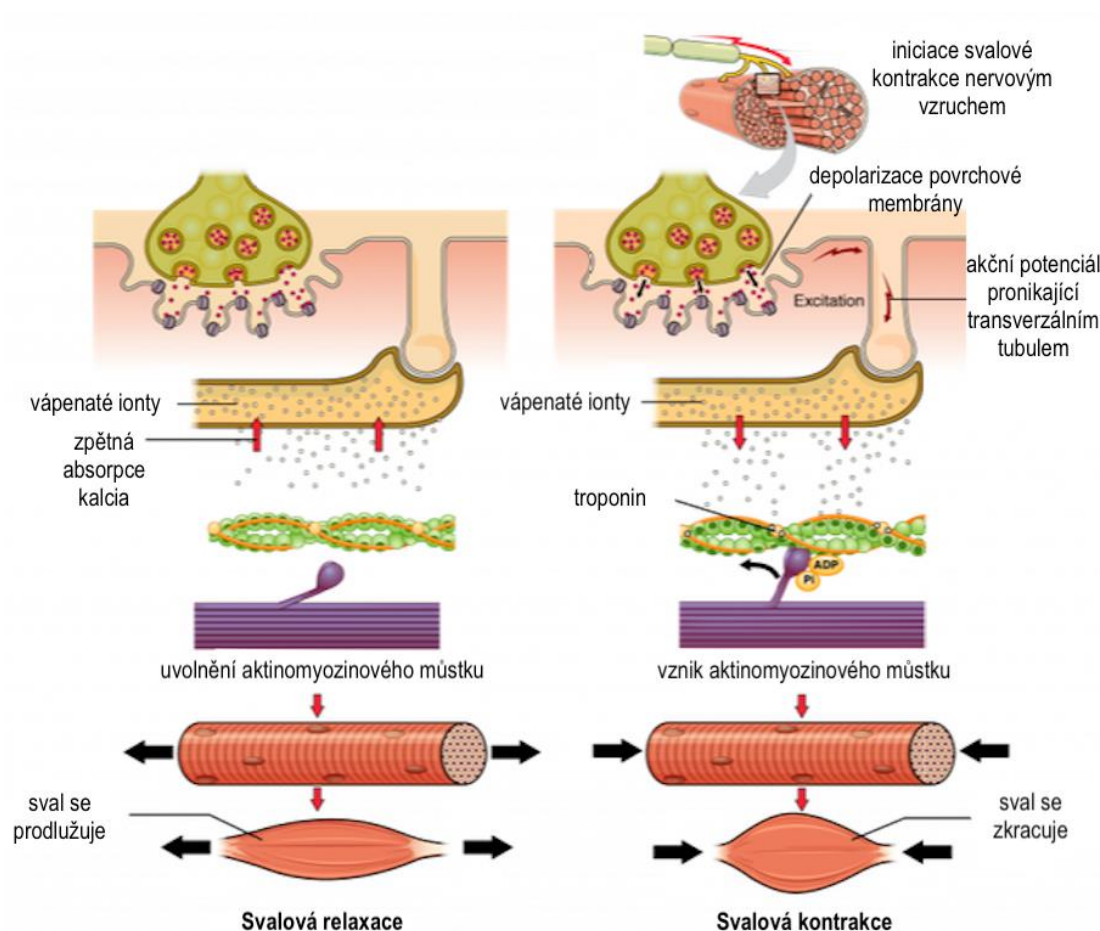
2.1.2 Typy svalových vláken

Kosterní svalovina je heterogenní tkáň, která se skládá se z různých typů svalových vláken, jež se liší svými morfologickými, fyziologickými, histochemickými a biochemickými vlastnostmi. Poměr typů svalových vláken ve svalu je velmi individuální. Mezi faktory ovlivňující zastoupení jednotlivých typů svalových vláken patří například věk, genetika či forma zátěže (Staron, 1997). Literatura se rozchází v klasifikaci typů svalových vláken. Hlavní příčinou je velké množství různých technik a přístupů, které byly v minulosti používány k určení odlišností typů svalových vláken (Scott, Stevens, & Binder–Macleod, 2001). Tato práce adoptuje klasifikaci založenou na způsobu energetického krytí svalové práce a rychlosti svalové kontrakce podle Biga et al. (2017), již rozlišují tři typy svalových vláken: pomalá oxidační vlákna, rychlá oxidační vlákna a rychlá glykolytická vlákna. Pomalá oxidační svalová vlákna jsou charakteristická pomalou kontrakcí a větší odolností vůči únavě, mají tedy své uplatnění při vytrvalostní zátěži. Pomalá oxidační vlákna generují energii v aerobních procesech, což jim umožňuje jejich bohatá kapilarizace spolu s velkým množstvím mitochondrií. Rychlá oxidační vlákna jsou schopna relativně rychlé produkce energie, díky oxidativnímu krytí však nejsou tak rychle unavitelná jako vlákna glykolytická. Rychlá oxidační vlákna mají tedy své uplatnění při zátěžích střední intenzity. Rychlá glykolytická vlákna obsahují nejméně mitochondrií, kapilár a myoglobinu ve srovnání s pomalými a rychlými oxidačními vlákny, mají tedy nižší oxidační kapacitu. Obsahují však velké množství glykogenu, který využívají jako hlavní zdroj energie. Energii produkují anaerobní glykolýzu. Rychlá glykolytická vlákna jsou schopna velmi rychlé a silné svalové kontrakce, jsou ale velmi rychle unavitelná (Biga et al., 2017).

2.1.3 Fyziologie svalové kontrakce

Kontrakce příčně pruhované svaloviny je řízena nervovým systémem. Bez nervové stimulace nedochází k její kontrakci a atrofuje. Kosterní svalovina je inervována motorickými neurony, takzvanými motoneurony (Trojan, 2003). Jeden motoneuron spolu se souborem svalových vláken, která inervuje, nese název motorická jednotka. Množství svalových vláken v jedné motorické jednotce se liší v závislosti na funkci svalu (Purves et al., 2001). Místo, kde dochází k přenosu vzruchu z motoneuronu na svalovou tkáň se nazývá nervosvalová ploténka (Biga et al., 2017).

Svalová kontrakce je iniciována nervovým vzruchem, který putuje axonem motoneuronu do místa nervosvalové ploténky, kde uvolňuje chemický neurotransmitter acetylcholin, který způsobuje depolarizaci povrchové membrány svalové buňky a vznik akčního potenciálu. Akční potenciál proniká transverzálními tubuly a způsobuje otevření kalciových kanálů, což vede k vyplavení Ca^{2+} ze sarkoplazmatického retikula do sarkoplazmy. Vápenaté ionty vykazují vysokou vazebnou afinitu na troponin C, který je součástí troponin-tropomyozinového komplexu, který tvoří tenké myofilamentum aktin. Vlivem vazby troponinu C a Ca^{2+} dochází ke konformační změně troponin-tropomyozinového komplexu, při které se tropomyozin zasouvá hlouběji mezi vlákna aktinu a zpřístupňuje tak aktinová vazebná místa pro myozinové hlavy. Následně dochází k interakci aktinu s myozinem za vzniku takzvaných můstků. Vznik aktino-myozinového můstku aktivuje ATPázu, jež štěpí ATP na ADP. Uvolněná energie způsobuje ohnutí krčku myozinové hlavy, což má za následek posunutí aktinových myofilament do středu sakromery. V tento moment dochází ke svalové kontrakci (Obrázek 1) (Biga et al., 2017).



Obrázek 1. Kontrakce a relaxace svalového vlákna (upraveno dle Biga et al., 2017)

V další fázi se na myozinovou hlavu naváže nové ATP a dochází k uvolnění aktinomyozinové vazby (Trojan, 2003). Po dobu přítomnosti Ca^{2+} a ATP v sarkoplazmě dochází k opětovnému vzniku a zániku můstků mezi aktinem a myozinem, což umožňuje pokračování svalové kontrakce. V momentě, kdy motoneuron přestane vést nervový vzruch nebo v případě, že dojde ATP v sarkoplazmě, nastává svalová relaxace (Biga et al., 2017).

2.1.4 Funkce kosterního svalu

Základní funkcí svalu je svalová kontrakce (Čihák, 2001). Existují tři typy svalové kontrakce: statická, dynamická koncentrická a dynamická excentrická kontrakce. Při statické kontrakci, které se také říká izometrická, zůstává délka svalu stejná při změně napětí. Kontrakce dynamická, někdy také označovaná jako izotonická, je naopak charakteristická změnou délky svalu (Frontera & Ochala, 2015). Při koncentrické kontrakci dochází ke zkrácení svalu a zvětšení objemu svalového bříška. Excentrická kontrakce způsobuje prodlužování svalu, což umožňuje brždění pohybu (Dylevský, 2009).

Dle směru působení svalu jsou rozlišovány agonistické a antagonistické svaly. Zatímco agonisté iniciují pohyb v určitém směru, antagonisté vytvářejí pohyb protichůdný. Pohyb často závisí na souhře antagonisty s agonistou, takzvané antagonistické dvojici svalů. Svaly, které spolupracují na jednom a tom samém pohybu se nazývají synergisté. Podle významu zapojení svalů při pohybu jsou klasifikovány svaly hlavní, pomocné, fixační a neutralizační. Sval hlavní zapříčiňuje pohyb největším podílem. Svaly pomocné se spolupodílí na daném pohybu. Sval hlavní se svaly pomocnými tvoří jednu skupinu svalových synergistů. Svaly fixační nejsou aktivními iniciátory pohybu. Plní svou funkci tím, že zpevňují určitou část těla, čímž umožňují aktivitu jiných svalů, které pohyb vykonávají. Jeden sval může plnit více funkcí, například m. biceps brachii způsobuje flexi loketního kloubu a supinaci předloktí. Je-li žádoucí pouze jeden z pohybů, hrají klíčovou roli neutralizační svaly, které nežádoucí pohyby ruší (Čihák, 2001).

Podle vztahu svalu vůči kloubům existují jednokloubové svaly a svaly vícekloubové. Jednokloubové svaly působí pouze v jednom kloubu. Vícekloubové svaly způsobují pohyb ve více kloubech, nejvíce však ovlivňují pohyb kloubu, který se nachází nejbližší svalového úponu. Naopak v kloubech vzdálenějších úponu plní vícekloubové svaly funkci fixační. Vícekloubové svaly nejsou schopny současně

vykonat plný rozsah pohybu v jednom směru ve všech kloubech nad kterými procházejí. Tento jev se nazývá aktivní insuficience svalů. V praxi to například znamená, že při maximálním zanožení, tedy maximální extenzi kyčelního kloubu, nelze plně flektovat kloub kolenní. Vícekloubové svaly také neumožňují plný rozsah pohybu v protichůdném směru. Tento jev se nazývá pasivní insuficience svalů. Například při plném propnutí kolenního kloubu nelze provést maximální flexi kloubu kyčelního (Dylevský, 2009).

2.2 SVALY DOLNÍ KONČETINY

Svaly dolní končetiny lze rozdělit do skupin na svaly kyčelního kloubu, svaly stehna, svaly bérce a svaly nohy (Čihák, 2001).

2.2.1 Svaly kyčelního kloubu

Svaly kyčelního kloubu jsou rozděleny na přední a zadní svalovou skupinu. Přední skupinu tvoří musculus (m.) iliopsoas, který se skládá z m. psoas major a m. iliacus. M. psoas major začíná na bederních a posledních hrudních obratlích, m. iliacus začíná v jámě kyčelní, oba svaly se upínají společnou šlachou na trochanter minor kosti stehenní. Hlavní funkcí m. iliopsoas je flexe kyčelního kloubu, pomocná funkce je addukce a zevní rotace kyčelního kloubu. Ve statické poloze slouží jako stabilizátor trupu (Čihák, 2001).

Zadní skupinu svalů kyčelního kloubu tvoří muscoli (mm.) glutei, m. tensor fasciae latae a takzvané pelvitrochanterické svaly. Mm. glutei se skládají z m. gluteus maximus, m. gluteus medius a m. gluteus minimus. M. gluteus maximus začíná na lopatě kyčelní a upíná se na zadním okraji trochanteru major kosti stehenní, na hýžděové drsnatině a část svalu na tractus iliotibialis. Jeho hlavní funkcí je extenze a zevní rotace kyčelního kloubu a abdukce stehna (Čihák, 2001). Část svalu upínající se na hýžděovou drsnatinu slouží k addukci stehna. Dále hraje m. gluteus zásadní roli při udržování vzpřímeného stoje. M. gluteus medius začíná na zevní straně lopaty kyčelní kosti a upíná se na přední, zadní a horní okraj tochanteru major kosti stehenní (Betts et al., 2017). Funkce jeho předních snopců je mediální rotace kyčelního kloubu, střední snopce abdukují kyčelní kloub a zadní snopce způsobují zevní rotaci kyčelního kloubu. M. gluteus medius je důležitý především při chůzi a při udržování rovnováhy vzpřímeného trupu (Čihák, 2001). M. gluteus minimus se nachází pod m. gluteus medius a začíná také na zevní straně lopaty kyčelní. Úpon tohoto svalu se nachází na horním a předním okraji trochanteru major. Tento sval svou aktivitou doprovází funkce m. gluteus medius (Betts et al., 2017). M. tensor fasciae latae začíná na zevní straně lopaty kosti kyčelní. Jeho svalové břicho zasahuje jen do horní čtvrtiny stehna, dále přechází v tractus iliotibialis skrze který se upíná na zevní straně laterálního kloubního hrbolu tibie. M. tensor fasciae latae plní pomocnou funkci při flexi, abdukci a vnitřní rotaci kyčelního kloubu. Současně umožňuje extenzi kolenního kloubu při stoji (Čihák, 2001).

Pelvitrochanterická svalová skupina se skládá z pěti menších krátkých svalů umístěných pod m. gluteus maximus. M. piriformis je nejkraniálněji položený sval z této skupiny. Začíná na přední ploše kosti křížové, pne se laterálně přes otvor ischidadicum majus a upíná se na trochanter major kosti stehenní. Jeho hlavní funkcí je abdukce a vnější rotace flektovaného kyčelního kloubu (Čihák, 2001). Další tři svaly této skupiny, m. obturatorius internus, m. gemellus superior a m. gemellus inferior, začínají v pánvi a upínají se na chocholíkovou jamku kosti stehenní. Tyto tři svaly jsou zevními rotátory kyčelního kloubu. M. quadratus femoris je posledním svaem pelvitrochanterické svalové skupiny, jež je charakteristický svým čtyřhranným svalovým bříškem, které začíná na hrbolu sedacím a upíná se na hraně mezi oběma trochantery kosti stehenní. Stejně jako předchozí tři svaly slouží m. quadratus femoris jako zevní rotátor kyčle (Naňka & Elišková, 2009).

2.2.2 Svaly stehna

Svaly stehna se podle místa uložení dělí na ventrální, mediální a dorzální skupinu. Ventrální skupinu tvoří m. sartorius a m. quadriceps femoris. M. sartorius je úzký sval začínající na předním horním trnu kosti kyčelní a pne se šikmo přes stehno s úponem na vnitřní ploše tibie pod jejím mediálním hrbolem. Funkcí tohoto svalu je zevní rotace bérce a flexe kolenního a kyčelního kloubu. M. quadriceps femoris je tvořen čtyřmi hlavami, dvoukloubovým m. rectus femoris a jednokloubovými m. vastus lateralis, m. vastus intermedius a m. vastus medialis. Začátek m. rectus femoris se nachází nad jamkou kyčelního kloubu a na dolním předním kyčelním trnu. Mm. vastus lateralis a medialis mají začátek na zadní straně kosti stehenní. M. vastus intermedius začíná na přední straně kosti stehenní a pne se pod m. rectus femoris. Všechny čtyři hlavy m. quadriceps femoris se spojují ve šlachu, kterou se upínají na patelu. Funkcí tohoto svalu je extenze kolenního kloubu. M. rectus femoris je navíc pomocným flexorem kyčelního kloubu (Naňka & Elišková, 2009).

Mediální skupina je tvořena adduktory stehna. Celkem se jedná o šest svalů. M. pectineus má začátek na stydké kosti odkud vede laterálně a upíná se na mediální straně femuru. Jeho hlavní funkcí je addukce kyčelního kloubu, současně pomáhá při flexi kyčelního kloubu (Naňka & Elišková, 2009). M. adductor longus, m. adductor brevis a m. adductor magnus začínají na stydké kosti a upínají se na linea aspera na zadní straně kosti stehenní (Betts et al., 2017). Tato trojice svalů slouží k addukci stehna a flexi kyčelního kloubu. Dalším svaem mediální skupiny je m. gracilis, což je úzký sval

začínající na stydké kosti, pnoucí se povrchově nad výše zmíněnými adduktory. Jeho úpon se nachází na vnitřní straně horní části tibie. Jako u všech zmiňovaných mediálních svalů stehna, je hlavní funkcí m. gracilis addukce kyčelního kloubu. Jeho pomocná funkce je flexe kolenního kloubu. Posledním svaem této skupiny je m. obturatorius externus, jenž začíná na zevní ploše membrány obturatoria a upíná se v jamce trochanteru major. Hlavní funkcí tohoto svalu je zevní rotace kyčelního kloubu. Napomáhá také jako adduktor kyčle (Naňka & Elišková, 2009).

Dorzální skupinu svalů stehna tvoří ohýbače bérce, jedná se o skupinu tří svalů: m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus, jejichž hlavní funkcí je flexe kolenního kloubu. M. biceps femoris tvoří dvě hlavy: caput longum a caput breve. Caput longum má začátek na sedacím hrbole pánevní kosti. Caput breve se napíná od spodní poloviny kosti stehenní. Obě hlavy se společně upínají na hlavičku fibuly (Dimon, 2017). Kromě flexe kolenního kloubu rotuje m. biceps femoris bérce zevně při flexi kolene. M. semitendinosus začíná stejně jako dlouhá hlava m. biceps femoris na sedacím hrbole pánevní kosti a upíná se spolu s m. sartorius a m. gracilis na vnitřní ploše tibie pod jejím mediálním hrbolem. M. semimembranosus začíná jako předchozí dva svaly a upíná se na třech místech na zadní straně mediálního hrbolku kosti holenní. Spolu s m. semitendinosus flektuje m. semimembranosus kolenní kloub (Naňka & Elišková, 2009). Pomocnou funkcí obou svalů je extenze a addukce kyčelního kloubu (Čihák, 2001).

2.2.3 Svaly bérce

Svaly bérce se dělí na ventrální, laterální a dorzální skupinu. Ventrální skupinu svalů tvoří m. tibialis anterior, m. extenzor hallucis longus a m. extensor digitorum longus. Začátek m. tibialis anterior se nachází na laterální straně tibie a na mezikostní bláně. Úpon tohoto svalu je na přístřední kost klínovou a na bázi prvního metatarzu. M. tibialis anterior plní svou hlavní funkci při dorzální flexi a supinaci nohy. M. extensor hallucis longus je částečně skryt předchozím svaem (Dimon, 2017). Začíná ve střední části kosti lýtkové a na mezikostní bláně a upíná se na distální článek palce. Slouží jako extenzor palce a dorzální flexor nohy. M. extensor digitorum longus začíná na bočním výběžku kosti holenní, předním okraji kosti lýtkové a přilehlé části bérce mezikostní blány. M. extensor digitorum longus se rozděluje na čtyři šlachy, které se upínají na distální články 2.-5. prstu. Slouží jako extenzor 2.-5. prstu a spolupodílí se na dorzální flexi nohy (Betts et al., 2017).

Laterální skupinu svalů bérce tvoří *m. peroneus longus* a *m. peroneus brevis*. *M. peroneus longus* je sval začínající na hlavici a horní polovině laterální plochy kosti lýtkové. Upíná se na plantární straně přístřední kosti klínové. *M. peroneus longus* je pronátorem nohy a pomáhá při plantární flexi a abdukci nohy. *M. peroneus brevis* má začátek na distální polovině laterální plochy kosti lýtkové. Jeho úpon je na drsnatině báze pátého metatarzu. Funkce tohoto svalu je totožná se svalem předchozím, tedy pronace, plantární flexe a abdukce nohy (Čihák, 2001).

Svaly dorzální skupiny jsou uloženy ve dvou vrstvách: v povrchové a v hluboké vrstvě. V povrchové vrstvě se nachází největší sval dorzální skupiny – *m. triceps surae*, jenž je tvořen třemi hlavami. Dvě hlavy *m. gastrocnemius lateralis* a *m. gastrocnemius medialis* začínají na vnějším a vnitřním hrbole hosti stehenní. Třetí hlava *m. soleus* je kryta dvěma výše zmíněnými hlavami a má začátek na hlavičce kosti lýtkové a na horní části kosti holenní. Všechny tři hlavy jsou spojeny v Achillovu šlachu, kterou se upínají na patní kost. Funkcí celého svalu je plantární flexe nohy. *Mm. gastrocnemii* mají navíc pomocnou funkci při flexi kolenního kloubu. Mezi *m. gastrocnemius lateralis* a *m. soleus* se nachází rudimentární *m. plantaris*, který je však z funkčního hlediska zcela bezvýznamný (Čihák, 2001).

Hlubokou vrstvu dorzální strany bérce tvoří celkem čtyři svaly: *m. popliteus*, *m. flexor digitorum longus*, *m. tibialis posterior* a *m. flexor hallucis longus*. *M. popliteus* začíná na zevní straně laterálního výběžku kosti stehenní, pne se mediálně a distálně a upíná se na zadní stranu proximální části kosti holenní. Chová se jako flexor kolenního kloubu, současně při flexi kolene rotuje bérce zevně. Zbylé tři svaly jsou umístěny kaudálně od *m. popliteus* (Čihák, 2001). *M. flexor digitorum longus* má začátek na zadní části holenní kosti. Štěpí se do čtyř šlach, které se upínají na distální články 2. - 5. prstu. Tento sval slouží k flexi prstů a plantární flexi nohy (Dimon, 2017). *M. tibialis posterior* je nejhlouběji položený lýtkový sval, který má začátek na zadní ploše kosti holenní a lýtkové a na bérce mezikostní bláně. Úpon tohoto svalu je na kosti loďkovité a na kosti klínové. *M. tibialis posterior* se uplatňuje při plantární flexi nohy. Dále přispívá k supinaci a addukci nohy. *M. flexor hallucis longus* má začátek v dolních dvou třetinách kosti lýtkové a na bérce mezikostní bláně. Jeho úpon se nachází na plantární straně distální části palce. Hlavní rolí tohoto svalu je flexe palce. Při chůzi pomáhá přitlačením palce k podložce při odvíjení chodidla. Jeho pomocná funkce je při plantární flexi nohy (Naňka & Elišková, 2009).

2.2.4 Svaly nohy

Svaly nohy jsou rozděleny na svaly nacházející se na hřbetu nohy a svaly planty. Svaly planty se dále dělí na skupinu svalů malíku, palce a středního prostoru (Čihák, 2001). Skupinu svalů hřbetu nohy tvoří krátké extenzory: *m. extensor digitorum brevis* a *m. extensor hallucis brevis*. Oba svaly mají začátek na calcaneu a upínají se na dorzální aponeuróze palce a 2. - 4. prstu. Tyto dva svaly mají pomocnou funkci při extenzi palce a prstů nohy (Naňka & Elišková, 2009).

Svaly malíku jsou *m. abduktor digiti minimi* a dva srostlé svaly *m. flexor digiti minimi* a *m. opponens digiti minimi* (Naňka & Elišková, 2009). *M. abduktor digiti minimi* se pne po laterální straně nohy od kosti patní a upíná se na proximální článek malíku. Jeho role je abdukce a flexe malíku (Betts et al., 2017). *Mm. flexor digiti minimi* a *opponens digiti minimi* mají začátek na bázi pátého metatarzu a úpon na prvním článku pátého prstu. Jejich funkce je flexe malíku (Naňka & Elišková, 2009).

Skupina svalů palce obsahuje tři svaly. Nejmediálněji položený *m. flexor hallucis brevis* se pne od kosti klínové a jeho dvě hlavy se upínají po vnější a vnitřní straně proximálního článku palce. Tento sval slouží k flexi palce a má význam při udržování rovnováhy. *M. abduktor hallucis* má začátek na calcaneu a upíná se na proximální článek palce. Jeho funkcí je abdukovat palec a udržovat podélnou klenbu. *M. adduktor hallucis* se skládá ze dvou hlav. Jeho šikmá hlava začíná na metatarzofalangových kloubech 3. - 5. prstu. Příčná hlava se pne od plantární plochy báze 2. - 4. metatarzu. Obě hlavy mají úpon na laterální straně proximálního článku palce. Funkcí tohoto svalu je addukce palce (Čihák, 2001).

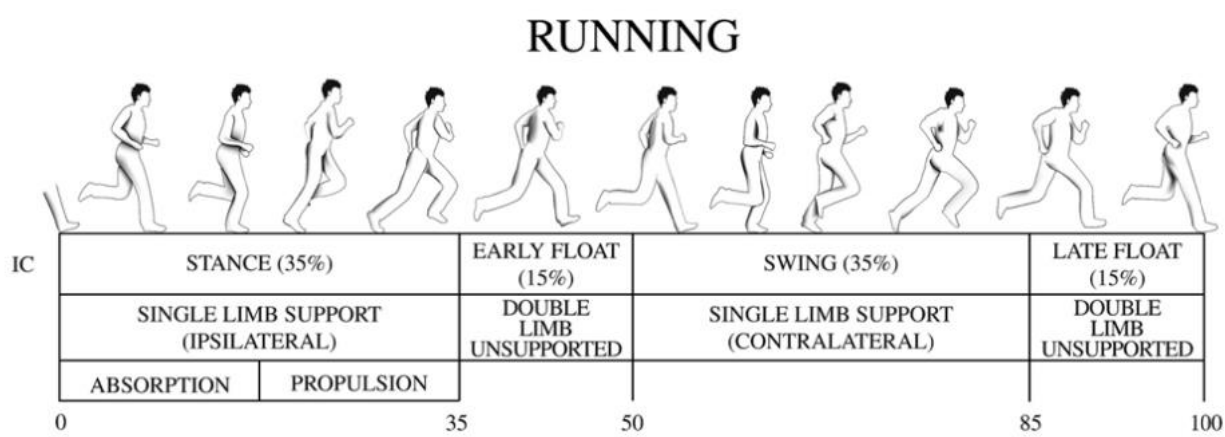
Skupina svalů středního prostoru se skládá z *m. flexor digitorum brevis*, *m. quadratus plantae*, *mm. lumbricales* a *mm. interossei plantares et dorsales*. *M. flexor digitorum brevis* začíná na calcaneu a štěpí se do čtyř šlach, jež se upínají na druhé články 2. - 5. prstu. Tento sval slouží k flexi prstů nohy. *M. quadratus plantae* začíná na mediální a laterální straně patní kosti a upíná se do šlachy *m. flexor digitorum longus*. Tento sval plní pomocnou funkci při flexi 2. - 5. prstu. *Mm. lumbricales* je skupina čtyř malých svalů, které se pnou od šlach *m. flexor digitorum longus* a upínají se na mediální straně do dorzální aponeurózy prstů. Napínají 2. - 5. prst v interfalangových kloubech a flektují 2. - 5. prst v metatarzofalangových kloubech. *Mm. interossei plantares et dorsales* je skupina tří plantárních a čtyř dorzálních svalů, které mají začátek na metatarzech a upínají se na proximálních falangách prstů. Jejich funkcí je flexe proximálních článků a extenze distálních článků prstů nohy (Betts et al., 2017).

2.3 BIOMECHANIKA BĚHU

2.3.1 Běžecský cyklus

Běh patří stejně jako chůze mezi základní a přirozený způsob lokomoce. Jedná se o cyklický pohyb, při kterém dochází k pravidelnému opakování běžecského cyklu. Běžecský cyklus je definován jako interval, během něhož dojde k sérii pohybů dolní končetiny začínající počátečním kontaktem s podložkou a končící opětovným kontaktem té samé končetiny s podložkou (Dicharry, 2010). Analýza odlišností chůzového a běžecského cyklu umožňuje vymezení těchto dvou pohybů. Chůzový cyklus se skládá z fáze stojné a fáze švihové. Stojná fáze končí v momentě, kdy se chodidlo odrazí od podložky. Jelikož stojná fáze představuje přibližně 60 % chůzového cyklu, dochází na začátku a na konci této fáze k fázi dvojí opory při které jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou (Novacheck, 1998). Chůzový cyklus se detailněji dělí na osm dílčích fází: počáteční kontakt, stádium zatěžování, střední stoj, konečný stoj, předšvih, počáteční švih, mezišvih a konečný švih (Lohman, Balan Sackiriyas, & Swen, 2011).

Běžecský cyklus se skládá ze stojné, počáteční letové, švihové a pozdní letové fáze (Reber, Perry, & Pink, 1993), přičemž při běhu dochází ke střídání fáze jednooporové a bezoporové (Obrázek 2). Hlavním rozdílem mezi chůzí a během je nepřítomnost fáze dvojí opory a naopak přítomnost letové fáze v běžecském cyklu (Dugan & Bhat, 2005).



Legenda: IC – počáteční kontakt, stance – stojná fáze, early float – počáteční letová fáze, swing – švihová fáze, late float – pozdní letová fáze, single limb support – jednooporová fáze, double limb unsupported – bezoporová fáze, absorption – absorpce, propulsion – dopředný pohyb

Obrázek 2. Fáze běžecského cyklu (Lohman et al., 2011)

Systematika dělení dílčích fází běhu se mezi autory liší. Dichary (2010) například rozděluje stojnou fázi běžeckého cyklu na tři dílčí fáze: počáteční kontakt – střední stoj, střední stoj – zdvih paty, zdvih paty – odraz. Toto rozdělení však lze aplikovat pouze na běh s preferencí došlapu přes patu. Tato práce tedy adoptuje univerzálnější rozdělení běžeckého cyklu podle Dugana a Bhata (2005) na počáteční kontakt, střední stoj, aktivní odraz, počáteční švih, mezišvih a konečný švih.

Délka jednotlivých fází běžeckého cyklu se liší v závislosti na několika proměnných. Jedním aspektem ovlivňujícím délku fází cyklu je rychlost běhu. Rychlejší tempo běhu vede ke zkrácení stojné a prodloužení letové fáze běhu. Se zvyšující se rychlostí běhu je spojována preference nášlapu přes špičku. Naopak pomalejší běh je spojován s nášlapem přes patu či středonoží. Způsob nášlapu je dále ovlivněn typem obuvi. Odlišnosti způsobu nášlapu zásadně ovlivňují biomechaniku dolních končetin při běhu (Lohman et al., 2011).

2.3.2 Počáteční kontakt

Stojná fáze je zahájena počátečním kontaktem chodidla s podložkou. Hlavní funkcí této fáze je absorpce nárazu, jež je docílena souhrou kontrakce svalů, flexí kloubů a kompresí kloubní chrupavky (Dickinson, Cook, & Leinhardt, 1985). Při došlapu se vytáčí subtalární kloub do everze, což způsobuje jeho následnou pronaci (Obrázek 3) (Nicola & Jewison, 2012).



Obrázek 3. Postavení subtalárního kloubu v neutrálním postavení, při došlapu a při odrazu (Nicola & Jewison, 2012).

Na rozdíl od chůze nedochází při běhu během došlapu k plantární flexi, nýbrž k dorzální flexi hlezenního kloubu (Dicharry, 2010), ta způsobuje inverzní rotaci tibie (Novacheck, 1998). Hlavní funkcí dorzální flexe hlezenního kloubu spolu s flexí kolenního a kyčelního kloubu je tlumení rázů (Mann, Baxter, & Lutter, 1981). Vlivem

flexe kolenního kloubu, která činí přibližně 15 °, dochází ke snížení těžiště. Současně se kolenní kloub dostává do valgózního postavení (Lohman et al., 2011), přičemž míra valgózního postavení kolene je ovlivněna stupněm pronace subtalárního kloubu. Čím je stupeň pronace větší, tím je výraznější valgózní postavení kolenního kloubu (Nicola & Jewison, 2012). S postupným přenášáním hmotnosti a pokračující absorpcí rázů se flexe kolenního kloub zvyšuje (Montgomery, Pink, & Perry, 1994).

Excentrická kontrakce m. quadriceps femoris plní zásadní funkci při absorpci rázů při dopadu a brždění dopředného pohybu (Hamner, Seth, & Delp, 2010). Excentrická kontrakce m. tibialis anterior umožňuje došlápnutí předonoží (Novacheck, 1998). Následná koncentrická kontrakce m. tibialis anterior a excentrická kontrakce m. gastrocnemius a m. soleus zajišťují stabilitu kotníku a urychlují pohyb bérce vpřed (Mann et al., 1981). Zároveň se excentrická kontrakce flexorů planty spolupodílí na absorpci rázů (Dugan & Bhat, 2005). Stabilitu celé dolní končetiny při počátečním kontaktu zajišťují adduktory kyčelního kloubu, které jsou na rozdíl od chůze po celou dobu běhu aktivní (Adelaar, 1986). K udržení stability při iniciálním kontaktu s podložkou přispívá také aktivita m. gluteus maximus a m. gluteus medius (Hamner et al., 2010).

2.3.3 Střední stoj

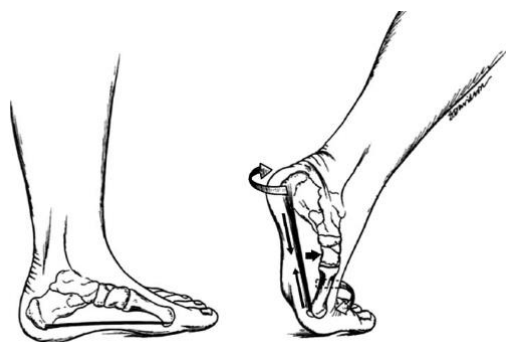
Střední stoj je moment běžeckého cyklu, který odděluje fázi absorpce při dopadu s fází aktivního odrazu. Při běhu přes patu je pro fázi středního stoje charakteristický plný kontakt chodidla s podložkou. Dopředný pohyb tibie charakteristický pro střední stoj způsobuje dorzální flexi. K dorzální flexi hlezenního kloubu zásadně přispívají flexory planty. Současně pokračuje pronace subtalárního kloubu, everze zadonoží a inverzní rotace tibie, což umožňuje větší pohyblivost předonoží (Dugan & Bhat, 2005). Pronace umožňuje chodidlu adaptaci na nerovnosti povrchu. Extrémní pronaci subtalárního kloubu zabráňuje aktivita vazů kotníku (Reber et al., 1993).

Dopředný pohyb tibie způsobují kontrahující m. gastrocnemius a m. soleus (Dugan & Bhat, 2005). Excentrická kontrakce m. rectus femoris zabráňuje nadměrné flexi kolenního kloubu. Kontrakce m. quadriceps femoris stabilizuje kolenní kloub při přenosu zátěže (Hamner et al., 2010). Kolenní kloub se dostává do flexe 45 ° (Novacheck, 1998). Adduktory kyčelního kloubu nadále stabilizují dolní končetinu a současně snižují kontralaterální části pánve, což umožňuje stabilizaci trupu a zajišťuje rovnováhu celého těla (Dicharry, 2010). Aktivace m. gluteus medius udržuje stabilitu

pánve během středního stoje (Novacheck, 1998). M. peroneus longus má pomocnou funkci při pronaci nohy (Čihák, 2001). M. iliopsoas, m. tibialis anterior a ischiokrurální svaly přispívají k zrychlení pohybu těžiště směrem dolů (Hamner et al., 2010).

2.3.4 Aktivní odraz

Fáze odrazu je charakteristická extenzí všech kloubů a zrychlením dopředného pohybu. V momentě, kdy se těžiště dostane před místo plného došlapu chodidla dochází k maximální dorzální flexi okolo 20 °. Tibie rotuje zevně, což způsobuje inverzi a následnou supinaci a zvedání kalkaneu. Dochází k zatížení předonoží a zvýšení napětí plantárních fascií, které sehraávají zásadní roli při stabilizaci transverzotarzálního kloubu během tak zvaného Windlass mechanismu. Windlass mechanismus je založen na již zmíněné aktivitě plantárních fascií, které přitahují kalkaneus a hlavičky metatarzů, což vede k akcentaci laterálního oblouku (Obrázek 4). Tato souhra fascií, kloubů a svalů poskytuje chodidlu dostatečnou stabilitu pro následný odraz od podložky (Dugan & Bhat, 2005). Během supinace dochází k addukci chodidla a plantární flexi subtalárního kloubu. Zevní rotace tibie dostává kolenní kloub do varózního postavení (Nicola & Jewison, 2012). Kolenní kloub je při odraze ve flexi 25 ° (Novacheck, 1998).



Obrázek 4. Windlass mechanismus (Dugan & Bhat, 2005)

Pro akceleraci dopředného pohybu je zásadní kontrakce m. gastrocnemius a m. soleus (Hamner et al., 2010). M. gastrocnemius a m. soleus způsobují inverzi zadonoží a supinaci subtalárního kloubu. M. gluteus medius pracuje v koncentrické kontrakci a abdukuje kyčelní kloub. Koncentrická kontrakce m. rectus femoris způsobuje extenzi kolenního kloubu. Na konci této fáze přestává kontrahovat m. gastrocnemius a m. soleus, a naopak dochází k aktivaci m. tibialis anterior, který umožňuje odraz od podložky (Dugan & Bhat, 2005).

2.3.5 Počáteční švih

Počáteční švih začíná odlepením špičky chodidla od podložky. Nejaktivnějšími svaly této fáze jsou m. tibialis anterior a m. rectus femoris. Excentrická kontrakce m. rectus femoris zabraňuje extrémní flexi kolenního kloubu (Novacheck, 1998). Dochází k abdukci kyčelního kloubu. Zevní rotace ipsilaterální části pánve a flexe kyčelního kloubu je způsobena kontrakcí m. psoas major a svalů pánve (Nicola & Jewison, 2012). K extenzi a zevní rotaci kyčelního kloubu přispívá také aktivita m. biceps femoris (Montgomery et al., 1994). Koncentrická kontrakce m. tibialis anterior způsobuje dorzální flexi kotníku (Čihák, 2001). Dorzální svalová skupina stehna přestává plnit svou stabilizační funkci a aktivně přispívá k extenzi kyčelního kloubu (Novacheck, 1998).

2.3.6 Mezišvih

Fáze mezišvihu začíná v momentu kontaktu kontralaterální dolní končetiny s podložkou (Montgomery et al., 1994). Inverzní rotace pánve umožňuje prodloužení kroku (Novacheck, 1998). Dochází k největší flexi kolenního kloubu, která se v závislosti na rychlosti a technice běhu pohybuje mezi 90 ° až 130 ° (Dicharry, 2010). M. rectus femoris a m. iliacus kontrahují a flektují kyčelní kloub, což zásadně přispívá k pohybu vpřed. Kolenní kloub následně přechází do extenze (Montgomery et al., 1994).

2.3.7 Konečný švih

V této fázi se dolní končetina připravuje na opětovný kontakt s podložkou. Konečný švih začíná odrazem kontralaterální končetiny od podložky, běžec tedy absolvuje druhou letovou fázi běžeckého cyklu (Dugan & Bhat, 2005). Koncentrická kontrakce dorzální svalové skupiny stehna a m. gluteus maximus způsobují extenzi kyčelního kloubu. Adduktory a abduktory kyčelního kloubu stabilizují celou dolní končetinu a připravují ji na opětovný kontakt s podložkou. Kontrakce m. rectus femoris způsobuje extenzi kolenního kloubu. Ve finální fázi koncového švihu kontrahují flexory bérce, tedy m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus, excentricky a zpomalují tak další extenzi kolenního kloubu (Novacheck, 1998). Těsně před došlapem je iniciována aktivita m. gastrocnemius, m. soleus a m. tibialis anterior, které mají

zásadní funkci při tlumení rázů při došlapu. V moment došlapu chodidla je jeden běžecový cyklus dokončen a začíná cyklus nový (Dugan & Bhat, 2005).

2.4 VLIV OBUVI NA BIOMECHANIKU BĚHU

2.4.1 Vliv obuvi na kinetiku a kinematiku běhu

Z biomechanického hlediska se běh bez bot liší od běhu v klasické běžecké obuvi v mnoha aspektech. Jedním ze zásadních rozdílů je způsob došlapu při počátečním kontaktu s podložkou. Běžci bez bot inklinují k došlapu na střed chodidla nebo předonoží, což umožňuje snížení maximální hodnoty reakční síly, tudíž menší maximální zatížení chodidla (Lieberman, 2012). Běžci v klasické běžecké obuvi upřednostňují došlap přes patu, při kterém je reakční síla větší. Klasická konvenční běžecká obuv poskytuje běžci ochranu při došlapu na patu prostřednictvím odpružené podrážky, která bývá právě pod kalkaneem nejsilnější. Naopak nepohodlí došlapu na nechráněnou patu nutí bosé běžce k osvojení si došlapu na předonoží nebo střed chodidla (Lieberman et al., 2010). Způsob došlapu ovlivňuje mimo jiné i únava běžce a rychlost běhu. Tendence k nášlapu přes patu se zvyšuje v pozdější fázi distančního běhu při zvýšené únavě (Larson et al., 2011). Zvýšená inklinace k nášlapu přes patu je současně spojována s pomalejší rychlostí běhu (Breine, Malcolm, Frederick, & de Clercq, 2014). Nicméně u rekreačních běžců v klasické běžecké obuvi převažuje již zmíněný nášlap přes patu (Bertelsen, Jensen, Nielsen, Nielsen, & Rasmussen, 2013).

Z časoprostorového hlediska je pro došlap na předonoží charakteristické zkrácení doby kontaktu chodidla s podložkou, vyšší zrychlení pohybu bérce a vyšší frekvencí kroků. Současně dochází ke zkrácení délky kroku (Lieberman, 2012). Stejné rozdíly jsou patrné při srovnání bosého běhu s během v obuvi. Tedy pro běh v obuvi je typická delší doba kontaktu chodidla s podložkou, pomalejší frekvence kroků a delší běžecký krok. S delším krokem při běhu v obuvi souvisí i místo došlapu, které je dále před tělem (De Wit, De Clercq, & Aerts, 2000).

Kinematické rozdíly mezi bosým během a během v obuvi jsou zřejmé už při počátečním kontaktu chodidla s podložkou. Při běhu bez bot je při počátečním kontaktu hlezenní kloub méně dorzálně flektován a při odrazu více plantárně flektován. Současně dochází k větší inverzi v hlezenním kloubu během počátečního kontaktu při bosém běhu (Bonacci et al., 2013).

Při počátečním kontaktu během bosého běhu dochází k větší flexi kolenního kloubu ve srovnání s během v konvenční obuvi (Perl, Daoud, & Lieberman, 2012). Maximální flexe kolenního kloubu však trvá kratší dobu u bosého běhu než u běhu v obuvi, což nasvědčuje tomu, že běžci bez bot mají kratší fázi absorpce rázů a delší

fázi aktivního odrazu. Toto zjištění vysvětluje lepší ekonomiku bosého běhu, neboť bosý běžec stráví méně času bržděním pohybu a naopak více času přípravou na odraz (Fleming, Walters, Grounds, Fife, & Finch, 2015). Ač je při bosém běhu flexe kolenního kloubu při počátečním kontaktu větší (Olin & Gutierrez, 2013), během stojené fáze flektuje kolenní kloub méně ve srovnání s během v obuvi (Bonacci et al., 2013). Při běhu v běžecké obuvi je maximální extenze kolenního kloubu větší. Celkový rozsah pohybu kolenního kloubu je tedy větší při běhu v obuvi (Olin & Gutierrez, 2013). Rozsah pohybu hlezenního kloubu je naopak větší při běhu bez bot (Bishop, Fiolkowski, Conrad, Brunt, & Horodyski, 2006).

Flexe kyčelního kloubu je větší při došlapu na patu ve srovnání s došlapem na předonoží (Shih, Lin, & Shiang, 2013). Kerrigan et al. (2009) zjistili zvýšení vnitřní rotace a abdukce kyčelního kloubu při běhu v klasické běžecké obuvi ve srovnání s během bez bot.

2.4.2 Vliv obuvi na svalovou aktivitu při běhu

Při došlapu na předonoží dochází k výraznější plantární flexi hlezenního kloubu. Během stojné fáze následně dochází k větší dorzální flexi (Nigg, 2010). Došlap na patu je naopak charakteristický dorzální flexí hlezenního kloubu při kontaktu s podložku. Hned po iniciálním kontaktu hlezenní kloub plantárně flektuje (Ahn, Brayton, Bhatia, & Martin, 2014). Výraznější plantární flexe při bosém běhu implikuje zvýšenou aktivitu m. triceps surea během stojné fáze (Divert, Mornieux, Baur, Mayer, & Belli, 2005). Ke stejným závěrům dospěli i Lucas-Cuevas et al. (2016), již potvrzují zvýšenou aktivitu m. gastrocnemius lateralis a m. gastrocnemius medialis při běhu bez bot ve srovnání s během v obuvi. Ahn, Brayton, Bhatia a Martin (2014) srovnávali míru zapojení m. gastrocnemius při došlapu přes patu a na předonoží. M. gastrocnemius byl při došlapu na předonoží aktivován o 11% celkové doby běžeckého krokového cyklu dříve a o 10 % déle než při běhu v obuvi. Jelikož je pro bosý běh došlap na předonoží typický, koreluje toto zjištění s výše zmíněnými výsledky studií dokazujícími zvýšenou aktivitu m. gastrocnemius při bosém běhu.

Literatura se rozchází v názoru na zapojení m. tibialis anterior při bosém běhu ve srovnání s během v obuvi. Lucas-Cuevas et al. (2016) a Olin a Gutierrez (2013) prokázali nižší aktivitu m. tibialis anterior při bosém běhu. Možným vysvětlením nižší aktivity m. tibialis anterior při bosém běhu je funkce tohoto svalu dorzálně flektovat hlezenní kloub, která však nemá při bosém běhu takové uplatnění, jelikož pro bosý běh

je typická plantární flexe při došlapu (Olin & Gutierrez, 2013). Toto zjištění je v kontradikci s výsledkem studie, jejíž výsledek poukazuje na zvýšenou svalovou aktivitu m. tibialis anterior při bosém běhu ve srovnání s během v obuvi (Beierle, Burton, Smith, Smith, & Ives, 2019).

Flexory kolene, m. rectus femoris a m. vastus lateralis, vykazují větší aktivitu při absorpci rázů u bosého běhu (Fleming et al., 2015). Během počáteční stojné fáze vykazují m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus větší aktivitu při došlapu na předonoží (Shih et al., 2013). Shih et al. (2013) nezjistili významný rozdíl u běžců preferujících došlap přes patu ve srovnání s běžci preferujícími došlap na předonoží při zapojení svalů během fáze odrazu. Konkrétní zkoumané svaly byly m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius.

2.5 VLIV POVRCHU NA BIOMECHANIKU BĚHU

Jedním z faktorů, který může ovlivnit biomechaniku běhu, je typ běžeckého povrchu. Typy povrchu se mohou lišit jak tvrdostí, tak množstvím nerovností. Velmi častým typem povrchu při venkovním tréninku je beton nebo asfalt. Na popularitě však nabývají i měkčí a nerovnější povrchy, například tráva nebo písek. Vědecké výzkumy se aktuálně zajímají o konkrétní vliv tvrdosti a nerovnosti povrchu na biomechaniku běhu, nicméně velká část studií probíhá v laboratořích na běžeckém páse, a proto zůstává především oblast venkovního běhu na různých površích jen velmi málo probádána.

2.5.1 Vliv povrchu na kinetiku a kinematiku běhu

Vědecké poznatky poukazují na pokles velikosti maxima reakční síly podložky při zvyšující se tvrdosti běžeckého povrchu při bosém běhu. Autoři studie uvádějí, že při bosém běhu ovlivňuje tvrdost povrchu délku kontaktu s podložkou, přičemž čím je povrch tvrdší, tím je doba kontaktu chodidla s podložkou kratší. Délku kontaktu s podložkou považují autoři studie za jeden z faktorů ovlivňujících velikosti reakční síly během stojné fáze (Abdul Yamin, Ali Amran, Basaruddin, Salleh, & Rusli, 2017). Tato úvaha by implikovala, že kratší kontakt s podložkou způsobuje menší reakční sílu během stojné fáze. Nicméně autoři nereflektují vliv stylu běhu, konkrétně způsob došlapu, který má zásadní vliv na dobu kontaktu chodidla s podložkou. Jak uvádí (Lieberman, 2012), běh s došlapem na předonoží je spojován s kratší dobou kontaktu s podložkou během stojné fáze. Gruber et al. (2013) provedli podrobnější analýzu způsobu došlapu a zjistil, že běžci inklinující v klasické obuvi k došlapu na patu, preferují při bosém běhu došlap na předonoží při běhu na tvrdším povrchu ve srovnání s měkčím povrchem. Tyto studie tedy ukazují, že běh na tvrdším povrchu, který je charakteristický došlapem na předonoží, vede ke zkrácení doby kontaktu chodidla s podložkou. Zdá se tedy, že typ došlapu je určujícím faktorem ovlivňujícím velikost reakční síly při běhu na různě tvrdých površích.

Studie srovnávající běh v konvenční běžecké obuvi na asfaltovém a travnatém povrchu uvádí snížení doby kontaktu chodidla s podložkou při běhu na tvrdším povrchu (Tessutti, Trombini-Souza, Ribeiro, Nunes, & Sacco, 2010). Toto zjištění koreluje se zkrácením doby kontaktu s podložkou při bosém běhu na tvrdším povrchu ve srovnání s měkčím povrchem (Lieberman, 2012).

Boey, Aeles, Schütte a Vanwanseele (2017) zjistili snížení vertikálního zrychlení tibie při běhu na měkkém povrchu ze dřevěné štěpky ve srovnání s během na betonu a syntetickém běžeckém povrchu. Autoři studie neuvádí typ obuvi, ve které participanti absolvovali měření, nicméně dalo by se předpokládat, že participanti běželi v klasické běžecké obuvi. Dixon, Collop a Batt (2000) prezentují výsledek studie, který poukazuje na snížení maxima reakční síly podložky při běhu v obuvi na měkkém povrchu ve srovnání s během na tvrdém povrchu. Výsledky dvou výše zmíněných studií jsou v souladu, neboť byla zjištěna pozitivní korelace mezi zrychlením tibie a maximální hodnotu reakční síly podložky (Janz, Rao, Baumann, & Schultz, 2003). Souvislost mezi velikostí maxima reakční síly podložky s tvrdostí povrchu nepotvrdily výsledky jiné studie (Abdul Yamin et al., 2017). Tato studie žádné rozdíly ve velikosti maxima reakční síly podložky mezi různě tvrdými povrchy při běhu v minimalistické a klasické běžecké obuvi neprokázala.

Adaptace biomechaniky běhu na tvrdost povrchu se liší mezi běžci. Při běhu na tvrdém povrchu, konkrétně na asfaltovém povrchu, mají někteří běžci tendenci více flektovat kolenní a hlezenní kloub při počátečním kontaktu stojné fáze ve srovnání s během na měkčím akrylovém povrchu. U některých běžců však nedochází k žádné adaptaci flexe kolenního a hlezenního kloubu v závislosti na tvrdost běžeckého povrchu (Dixon et al., 2000).

Běh po nerovném terénu se projevuje větší variabilitou délky a šířky běžeckého kroku. Při běhu na nerovném terénu flektuje kolenní a kyčelní kloub více (Voloshina & Ferris, 2015). To potvrzují i Pinnington, Lloyd, Besier a Dawson (2005), kteří zjistili větší rozsah pohybu kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu při bosém běhu v písku ve srovnání s během po rovném pevném povrchu.

2.5.2 Vliv povrchu na svalovou aktivitu při běhu

Jedna studie srovnává zapojení svalů dolních končetin při běhu v klasické běžecké obuvi na běžeckém pásu a různých površích, konkrétně na betonu, trávě a tartanu. Výsledky poukazují na nižší aktivitu u m. rectus femoris a m. biceps femoris během stojné fáze při běhu na běžeckém pásu ve srovnání s během po všech uvedených površích. Současně byla zjištěna vyšší aktivita m. rectus femoris a m. biceps femoris při běhu po betonu ve srovnání s během po trávě. Během švihové fáze při běhu na všech zkoumaných površích nebyly sledovány výrazné rozdíly u zkoumaných svalů: m. rectus femoris, m. tibialis anterior, m. biceps femoris a m. gastrocnemius (Wang, Hong, &

Xian Li, 2014). Výsledky zapojení m. rectus femoris jsou v rozporu s jinou studií, která prokázala větší zapojení m. rectus femoris během počátečního kontaktu stojné fáze a při počátečním švihu při běhu na běžicím páse ve srovnání s během na tartanu (Wank, Frick, & Schmidbleicher, 1998). Odlišnost výsledků dvou zmíněných studií může být zapříčiněna rozdílnou rychlostí běhu participantů, nebo rozdílným definováním fází běžeckého cyklu (Wang et al., 2014). Na rozdílné výsledky poukazuje i studie, kterou provedli Dolenec, Stirn a Strojnik, (2011), již zjistili větší aktivitu m. tibialis anterior před počátečním kontaktem a větší aktivitu m. gastrocnemius medialis během stojné fáze při běhu v obuvi na asfaltu ve srovnání s během na travnatém povrchu.

Kromě tvrdosti povrchu sehrává při zapojení svalů při běhu zásadní roli také jeho nerovnost. Voloshina a Ferris (2015) zkoumali rozdíly zapojení svalů při běhu na rovném a nerovném povrchu. Výsledky jejich studie poukazují na větší zapojení svalů při běhu na nerovném povrchu. Nerovný povrch vedl k většímu zapojení m. vastus medialis, m. rectus femoris a mediálního hamstringu. V oblasti bérce vykazovaly větší aktivitu m. soleus a m. gastrocnemius lateralis. Naopak u m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis nedošlo k výrazné změně svalové aktivity (Voloshina & Ferris, 2015). Toto zjištění koreluje s výsledky jiné studie, která zjistila větší svalovou aktivitu při bosém běhu v písku ve srovnání s během na rovném pevném povrchu. Konkrétně došlo ke dvojnásobnému zvětšení aktivity dorzální skupiny svalů stehna během stojné fáze při běhu v písku ve srovnání s během na rovném pevném povrchu. Během stojné fáze bylo také výraznější zapojení svalů m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris a m. tensor fascia latae. Nedošlo k výrazným rozdílům v zapojení m. gastrocnemius lateralis a medialis v závislosti na typu povrchu (Pinnington et al., 2005).

2.6 ELEKTROMYOGRAFIE

2.6.1 Hodnocení svalové aktivity pomocí elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je metoda, která se používá k detekci a analýze signálů vznikajících při svalové kontrakci (De Luca, 2006). Při přenosu nervového vzruchu na svalovou tkáň v místě nervosvalové ploténky dochází k depolarizaci napětí svalové membrány. Klidový membránový potenciál svalového vlákna je přibližně -70 milivoltů (mV). Při svalové kontrakci je membránové napětí dočasně depolarizováno na cirká $+40$ mV. Tuto změnu elektrického potenciálu lze zachytit umístěním elektrody v blízkosti svalového vlákna. Během svalové kontrakce dochází k opakované aktivaci motorické jednotky. EMG signál je výsledek sledu akčních potenciálů motorických jednotek. Jeho hodnoty se mohou pohybovat od několika mikrovoltů (μ V) po několik mV, přičemž rozhodující je typ svalové aktivity. Při větší intenzitě svalové kontrakce dochází ke zvýšení frekvence aktivací motorické jednotky což vede k zmenšení intervalů mezi jednotlivými pulsy. Výsledná amplituda EMG signálu se tedy zvyšuje se zvyšující se intenzitou svalové kontrakce (Richards, 2018).

2.6.2 Metody detekce EMG signálu

Existuje velké množství elektrod, které jsou dostupné pro analýzu EMG signálu. Volba metody pro detekci signálu vždy závisí na typu pohybové aktivity, výzkumné otázce, či konkrétním svalu, který je zkoumán (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2014). Podle způsobu umístění elektrody se rozlišují intramuskulární a povrchové metody pro detekci EMG signálu (Richards, 2018).

Intramuskulární metoda využívá jehlových nebo drátkových elektrod. Tyto elektrody umožňují získání signálu z menších nebo hlouběji položených svalů. Oba typy elektrod jsou zavedeny přes kůži a tukovou vrstvu přímo do svalu. Drátková elektroda je do svalu zaváděna jehlou, která je následně vytažena. Ve srovnání s jehlovými elektrodami je zavádění drátkových elektrod jednodušší a méně bolestivé (De Luca, 2006). Jehlové elektrody mají díky své přesnosti využití při sledování aktivity jednotlivých motorických jednotek svalu (Robertson et al., 2014). Další výhodou jehlových elektrod je možnost elektrodu přemístit uvnitř svalu po jejím zavedení. Této možnosti se využívá například pro prozkoumání jiné části svalu nebo pro získání kvalitnějšího signálu. Nevýhodou drátkových elektrod je jejich nestabilita po umístění ve svalu, ke které dochází především během prvních pár kontrakcí svalu.

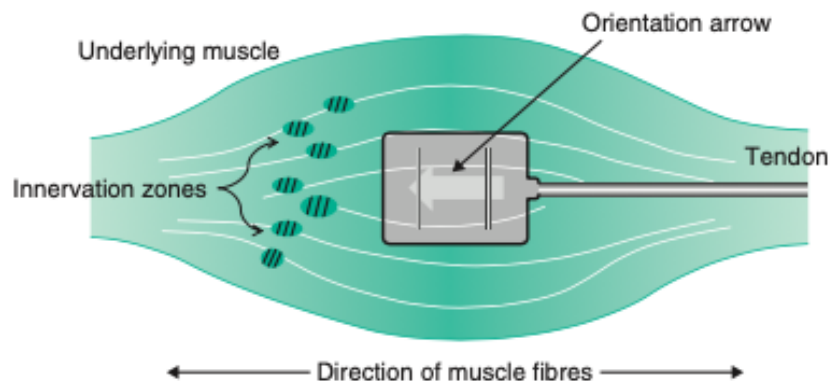
Z tohoto důvodu je vhodné opakovaně provést daný pohyb před samotným započítáním snímání signálu (De Luca, 2006).

Povrchová metoda využívá elektrod, které jsou umístovány na kůži v bezprostřední blízkosti analyzovaného kontrahujícího svalu. Ve srovnání s použitím jehlových elektrod se tedy jedná o neinvazivní metodu. Tato metoda má své uplatnění výhradně při analýze svalů, které se nacházejí blízko povrchu, neboť signály hluboko uložených svalů jsou jen velmi těžko detekovatelné. Potenciálním problémem při používání povrchových elektrod, zejména během aktivity vyžadující výrazný pohyb, je vznik pohybových artefaktů, které vznikají při pohybu samotné elektrody na povrchu kůže (Robertson et al., 2014).

2.6.3 Faktory ovlivňující kvalitu EMG signálu

Kvalita EMG signálu je posuzována pomocí poměru signálu k šumu (SNR), jedná se o poměr chtěného vůči nechtěnému EMG signálu. Velikost amplitudy chtěného signálu nezávisí pouze na intenzitě svalové kontrakce, ale také na správné lokalizaci senzoru, orientaci senzoru vůči svalovým vláknům a typu senzoru. Důležitou roli hraje také velikost elektrod a jejich vzájemná vzdálenost. Nechtěný EMG signál vzniká nejčastěji z důvodu špatné fixace senzoru na kůži. Pro dosažení co nejlepšího SNR je třeba minimalizovat šum v pozadí (baseline noise), pohybové artefakty a přeslech mezi měřeným svaem a přilehlými svaly, takzvaný crosstalk (Richards, 2018).

Správné umístění senzoru je zcela zásadní pro získání co nejlepšího SNR. Svalová vlákna ve středu svalového bříška mají větší průměr ve srovnání s vlákny nacházejícími se blízko šlachy nebo začátku svalu. Jelikož velikost amplitudy akčního potenciálu je přímo úměrná průměru svalového vlákna, je lokalizace senzoru na středu svalového bříška optimální. Pro získání co nejlepší kvality signálu by měly být elektrody umístěny kolmo ke svalovému vláknům. Senzor je tedy umístován tak, aby jeho orientační šipka vedla paralelně ke svalovému vláknům (Obrázek 5) (Richards, 2018).



Legenda: underlying muscle – zkoumaný sval, innervation zones – inervační zóny, orientation arrow – orientační šipka, tendon – šlacha, direction of muscle fibres – směr svalových vláken

Obrázek 5. Lokalizace povrchového senzoru (Richards, 2018)

Šum v pozadí je nechtěný signál, který je pozorovatelný i během relaxace svalu. Může být způsoben fyzikálními vlastnostmi samotného vodiče senzoru nebo elektrochemickou reakcí vznikající při kontaktu senzoru s kůží. Elektrochemický šum vzniká při výměně iontů mezi kovem v elektrodě a elektrolyty obsaženými v potu. Tento šum nemůže být zcela eliminován, jeho snížení však může být dosaženo efektivní přípravou části kůže, na kterou je senzor umístěn (Richards, 2018). Z tohoto důvodu je vhodné kůži před samotnou fixací senzoru oholit a očistit alkoholem. Senzor se umisťuje vždy až po odpaření alkoholu (Dupalová & Zaatar, 2015).

Pohybové artefakty jsou dalším faktorem snižujícím kvalitu EMG signálu. Vznikají pohybem senzoru na povrchu kůže. Nejčastěji se pohybové artefakty vyskytují při dynamických kontrakcích svalu nebo při rázných a prudkých pohybech. Příčinou vzniku pohybových artefaktů může být objemová změna během svalové kontrakce. Druhou možnou potenciální příčinou vzniku pohybových artefaktů jsou přenosy impulzů síly ze svalu na senzor. K těmto přenosům nejčastěji dochází při trhavých pohybech nebo při otřesu během došlapu (Richards, 2018). Pro snížení výskytu pohybových artefaktů má velký význam správná fixace senzorů na povrchu kůže (Dupalová & Zaatar, 2015).

Crosstalk je nechtěný signál přilehlého svalu zachycený elektrodami umístěnými na analyzovaném svalu. Interference signálu přilehlých svalů může znesnadnit interpretaci výsledného EMG signálu (Mesin, 2020). Crosstalk se může častěji

objevovat u svalů, které jsou pokryty větší vrstvou podkožního tuku, například u gluteálních svalů. Crosstalk se častěji vyskytuje u povrchových elektrod, naopak při použití intramuskulárních metod riziko crosstalku značně klesá (Robertson et al., 2014). Studie analyzující zapojení svalů při chůzi zjistila rozdílné zapojení m. rectus femoris během totožné fáze chůzového cyklu při využití povrchové a intramuskulární EMG metody. Ve fázi, kdy intramuskulární elektrody identifikovaly relaxaci m. rectus femoris, vykazoval sval měřený povrchovými elektrodami aktivitu. Tento nesouhlasný výsledek byl způsoben crosstalkem mezi měřeným svalem a přilehlým m. vastus lateralis (Barr, Miller, & Chapin, 2010).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 HLAVNÍ CÍL

Cílem výzkumu je posoudit vliv běžeckého povrchu a vliv obuvi na zapojení svalů bérce.

3.2 DÍLČÍ CÍLE

1. Posoudit zapojení m. tibialis anterior při bosém běhu a běhu v obuvi na travnatém a asfaltovém povrchu.
2. Posoudit zapojení m. peroneus longus při bosém běhu a běhu v obuvi na travnatém a asfaltovém povrchu.
3. Posoudit zapojení m. gastrocnemius medialis při bosém běhu a běhu v obuvi na travnatém a asfaltovém povrchu.

3.3 VÝZKUMNÉ HYPOTÉZY

1. Na travnatém povrchu dochází při běhu v běžecké obuvi k většímu zapojení m. tibialis anterior než při bosém běhu.
2. Na asfaltovém povrchu dochází při běhu v běžecké obuvi k většímu zapojení m. tibialis anterior než při bosém běhu.
3. Při bosém běhu na travnatém povrchu dochází k většímu zapojení m. tibialis anterior než při běhu na asfaltovém povrchu.
4. Na travnatém povrchu dochází při bosém běhu k většímu zapojení m. peroneus longus než při běhu v běžecké obuvi.
5. Na travnatém povrchu dochází při bosém běhu k většímu zapojení m. gastrocnemius medialis než při běhu v běžecké obuvi.
6. Při běhu na asfaltovém povrchu nedochází k rozdílům zapojení m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis v závislosti na obuvi.
7. Při bosém běhu nedochází k rozdílům zapojení m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis v závislosti na tvrdosti povrchu.
8. Při běhu v obuvi nedochází k rozdílům zapojení svalů m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis v závislosti na tvrdosti povrchu.

4 METODIKA

4.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU

Výzkum byl proveden jako součást projektu „iMove – nositelné senzory pro mobilní analýzu pohybu člověka“, který byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci pod jednacím číslem 45/2018 (Příloha 1).

Studie se účastnilo 20 osob z řad studentů a zaměstnanců Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, z toho 11 žen a 9 mužů (průměrný věk $22,45 \pm 3,6$ let).

Studie se mohly účastnit pouze osoby starší 18 let. Z výzkumu byli vyřazeni jedinci s neuromuskulárními poruchami a s akutními sportovními zraněními. Dále byli vyřazeni jedinci pravidelně trénující běh bez běžecké obuvi. Probandi byli před zahájením měření seznámeni s účelem a průběhem měření a poskytli informovaný souhlas se zařazením do studie a použitím získaných dat pro vědecké účely (Příloha 2).

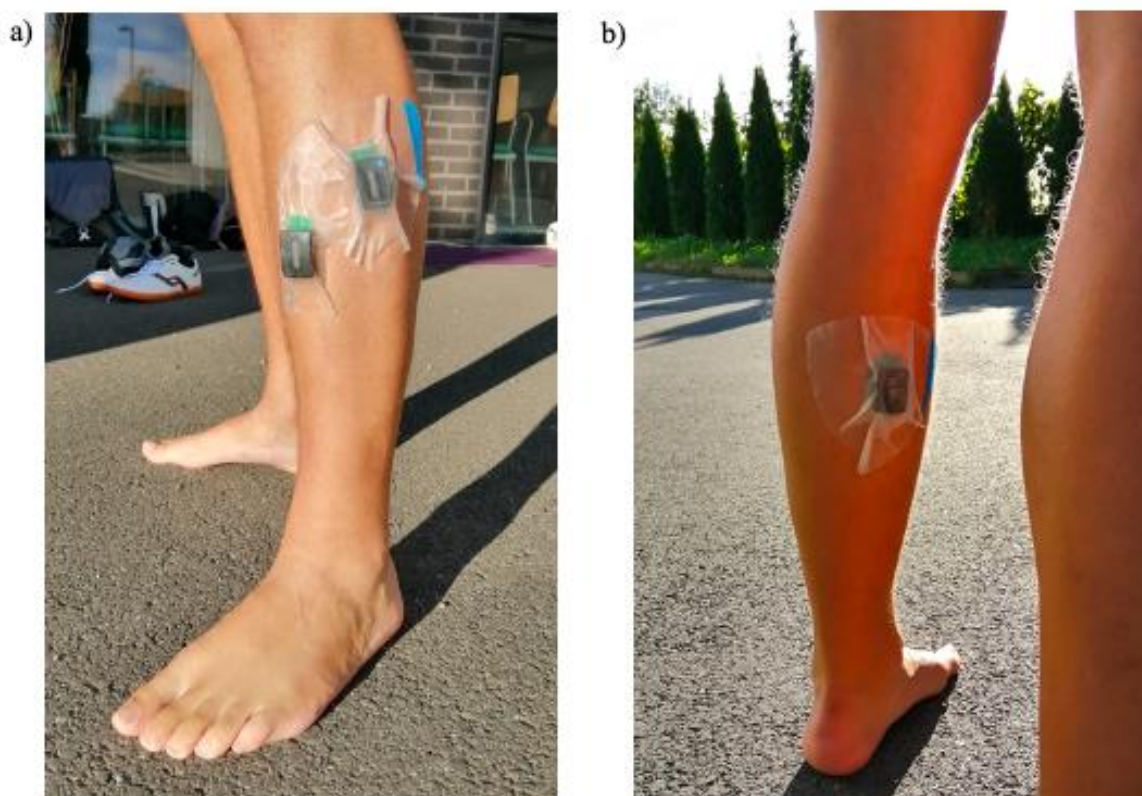
4.2 ORGANIZACE SBĚRU DAT

4.2.1 Příprava měření

Měření se uskutečnila ve venkovních prostorách Centra kinantropologického výzkumu Univerzity Palackého v Olomouci v říjnu 2020, konkrétně na asfaltové zpevněné cestě a travnatém nezpevněném povrchu. Před samotným měřením byly z asfaltového povrchu odstraněny větší kameny a jiné nerovnosti, které by mohly vést k potenciálnímu zranění při bosém běhu. Oba povrchy byly bez viditelného sklonu. Ke sledování svalové aktivity byla použita technologie povrchové elektromyografie Delsys Trigno Avanti (Delsys Inc., Natick, USA). EMG signál byl sledován třemi bezdrátovými senzory u m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius lateralis. Současně byl umístěn čtvrtý senzor na úrovni pátého bederního obratle pro měření zrychlení a úhlové rychlosti. Data získaná tímto senzorem však nebyla pro účely této práce využita. Před měřením byly senzory kalibrovány.

4.2.2 Průběh měření

Při měření byly zkoumány svaly dominantní nohy. Dominance byla určena kopnutím do míče. Senzory byly umístěny v pořadí m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis. Před fixací senzoru bylo palpováno břicho zkoumaného svalu. V případě potřeby bylo místo zbaveno ochlupení. U všech probandů bylo místo po palpaci vyčištěno alkoholovým vlhčeným ubrouskem. Senzor byl umístěn až po odpaření alkoholu na suchou kůži. Originální oboustranná lepící páska Delsys byla použita pro nalepení senzorů na kůži. Pro minimalizaci pohybového artefaktu byl senzor přelepen průhlednou fixační náplastí (Obrázek 6). Umístění senzorů na tři zvolené svaly bylo prováděno vždy stejnou osobou.



Obrázek 6. Umístění senzorů na svaly bérce: (a) zleva m. tibialis anterior, m. peroneus longus; (b) m. gastrocnemius medialis

Před samotným měřením se proband zahřál krátkým během a provedl dynamickou mobilizaci kloubů. Probandům bylo během rozcvičení umožněno si vyzkoušet běh při frekvenci 165 kroků za minutu, která byla udávána metronomem.

Během samotného měření absolvoval probandi celkem čtyři pokusy měření. Jednalo se o běh v běžecké obuvi na asfaltovém povrchu, bosý běh na asfaltovém povrchu, běh v běžecké obuvi na travnatém nepevněném povrchu a bosý běh na travnatém nepevněném povrchu. Pořadí, ve kterém byly jednotlivé pokusy

absolvovány bylo určeno náhodným losem. Běh v obuvi probandi absolvovali v jednotné obuvi značky PRO TOUCH Drop Shot (IIC-INTERSPORT, Bern, Švýcarsko) v padnoucí velikosti. Proband dostal instrukci, kdy má vyběhnout a kdy se může zastavit. Rychlost běhu byla udávána metronomem s kadencí 165 kroků za minutu. Probandi byli vyzváni, aby běželi svým přirozeným běžeckým stylem, dívali se před sebe a během měření s nikým nekomunikovali. Trasa běhu byla viditelně vyznačena. Celkem byly měřeny čtyři přibližně 20m rovinky pro každou proměnnou. Celková doba jednoho měření byla přibližně 40 minut. Data byla snímána o frekvenci 1259 Hz pro EMG a 148 Hz v případě akcelerometru.

Po ukončení měření byly senzory sejmuty a vyčištěny alkoholovým vlhčeným ubrouskem. V případě potřeby byly senzory umístěny do základny pro nabití.

4.3 ANALÝZA DAT

Datové soubory se záznamem signálu akcelerometru a povrchové elektromyografie byly převedeny do formátu CSV (comma separated value) pomocí Delsys File Utility (Delsys, Mattick, USA). Ke zpracování dat byl použit programovací jazyk Python ve verzi 3.8.6 (www.python.org). Signál povrchové elektromyografie byl filtrován analogovým band-pass Butterworth filtrem čtvrtého řádu s frekvenčním rozpětím 20 – 450 Hz zabudovaným mezi snímacími elektrodami a zesilovačem signálu v těle senzoru. Pro odstranění nízkofrekvenčního šumu a pohybových artefaktů byl použit digitální high-pass Butterworth filtr čtvrtého řádu s frekvencí ořezu 30 Hz. Dva běžecké cykly z každého pokusu byly identifikovány na základě dat akcelerometru umístěného na svalovém břišku m. tibialis anterior. Pro další analýzu byly použity tři pokusy pro každou podmínku a sledovaný sval. Míra svalové aktivity byla získána pomocí metody root mean squared (RMS), jejíž hodnota vyjadřuje tzv. efektivní sílu signálu. Průměrná hodnota RMS ze tří pokusů pro každou podmínku byla použita pro statistickou analýzu.

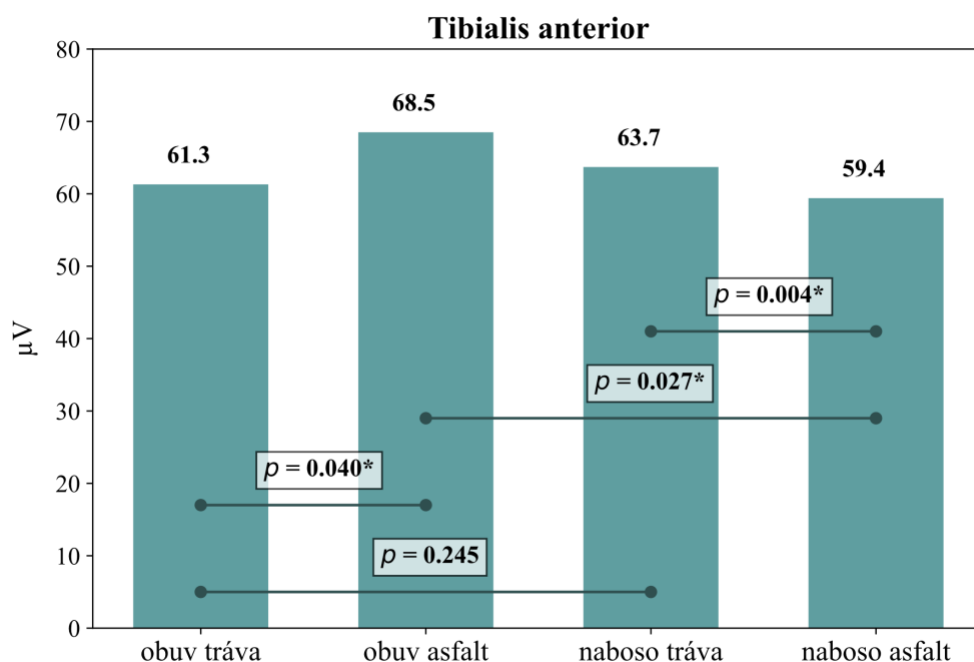
Statistická analýza byla provedena pomocí knihovny Scipy pro programovací jazyk Python. K ověření normálního rozložení dat byl použit test normality Shapiro-Wilk. Jelikož data neměla normální rozložení, byl pro posouzení efektu obuvi a typu povrchu na svalovou aktivitu použit neparametrický párový Wilcoxonův test na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Pro srozumitelnější prezentaci dat byly rozdíly hodnot RMS pro jednotlivé podmínky vyjádřeny procentuálně vůči hodnotám podmínky obuv – asfalt.

5 VÝSLEDKY

5.1 SOUHRNNÉ VÝSLEDKY

5.1.1 Souhrnné výsledky pro m. tibialis anterior

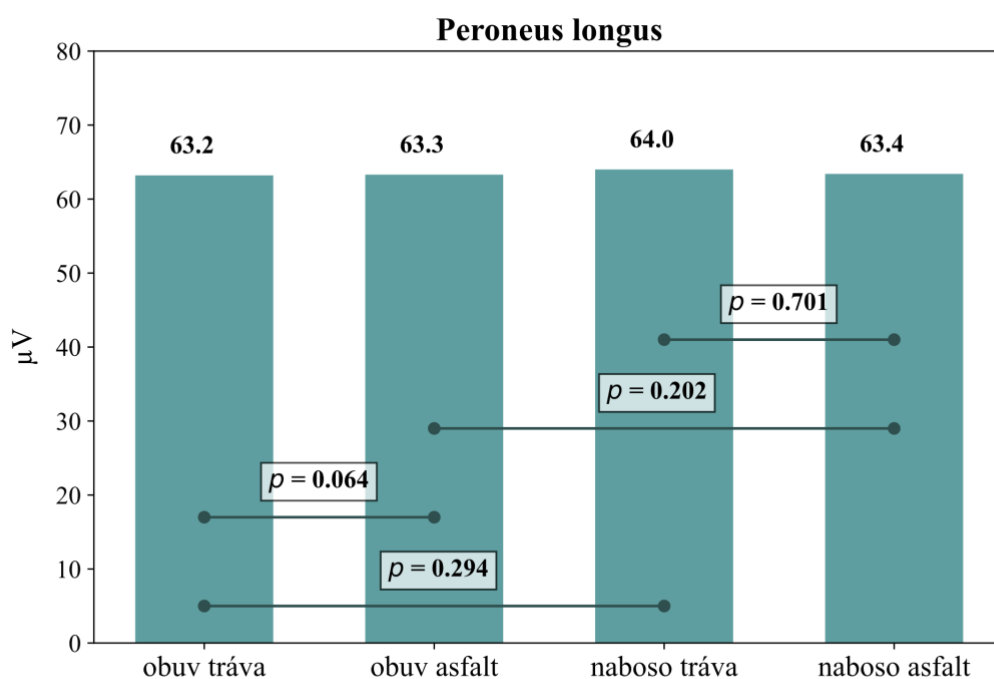
Wilcoxonův test odhalil statisticky významný rozdíl v aktivitě m. tibialis anterior mezi během na travnatém a asfaltovém povrchu, a to jak při běhu v obuvi, tak při bosém běhu. Statistický významný rozdíl v aktivitě m. tibialis anterior byl pozorován také mezi bosým během a během v obuvi na asfaltovém povrchu, kdežto na travnatém povrchu se významný rozdíl neprokával. Výsledky statistického porovnání efektivních hodnot signálu EMG mezi dvěma podmínkami obuvi a dvěma podmínkami povrchu jsou znázorněny na Obrázku 7.



Obrázek 7. Grafické znázornění mediánu efektivní hodnoty EMG v mikrovolttech (µV) pro všechny čtyři podmínky (dvě podmínky povrchu a dvě podmínky obuvi) včetně výsledků jejich vzájemného statistického porovnání. Porovnávané dvojice podmínek jsou v grafu propojeny horizontální čarou s hodnotou p v bílém rámečku, přičemž statisticky významné výsledky ($p < 0,05$) jsou uvedeny s hvězdičkou.

5.1.2 Souhrnné výsledky pro m. peroneus longus

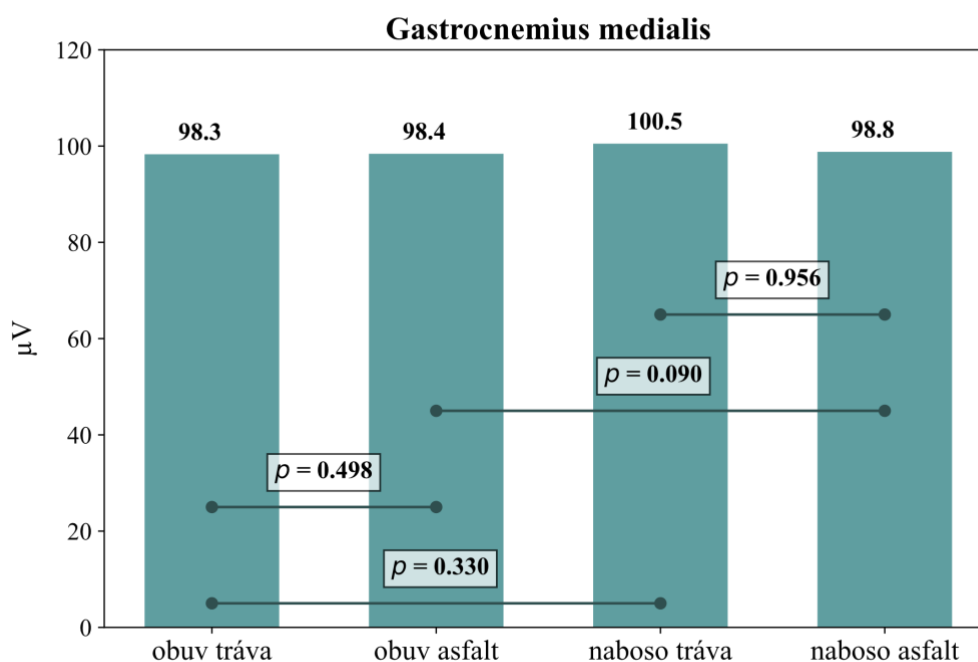
Wilcoxonův test neodhalil statisticky významný rozdíl v aktivitě m. peroneus longus mezi bosým během a během v obuvi na travnatém a asfaltovém povrchu. Žádný statistický významný rozdíl v aktivitě m. peroneus longus nebyl pozorován mezi během na asfaltovém a travnatém povrchu, a to jak při bosém běhu, tak v obuvi. Výsledky statistického porovnání efektivních hodnot signálu EMG mezi dvěma podmínkami obuvi a dvěma podmínkami povrchu jsou znázorněny na Obrázku 8.



Obrázek 8. Grafické znázornění mediánu efektivní hodnoty EMG v μV pro všechny čtyři podmínky (dvě podmínky povrchu a dvě podmínky obuvi) včetně výsledků jejich vzájemného statistického porovnání. Porovnávané dvojice podmínek jsou v grafu propojeny horizontální čarou s hodnotou p v bílém rámečku, přičemž statisticky významné výsledky ($p < 0,05$) jsou uvedeny s hvězdičkou.

5.1.3 Souhrnné výsledky pro m. gastrocnemius medialis

Wilcoxonův test neodhalil statisticky významný rozdíl v aktivitě m. gastrocnemius medialis mezi bosým během a během v obuvi na travnatém a asfaltovém povrchu. Žádný statistický významný rozdíl v aktivitě m. gastrocnemius medialis nebyl pozorován mezi během na asfaltovém a travnatém povrchu, a to jak při bosém běhu, tak v obuvi. Výsledky statistického porovnání efektivních hodnot signálu EMG mezi dvěma podmínkami obuvi a dvěma podmínkami povrchu jsou znázorněny na Obrázku 9.



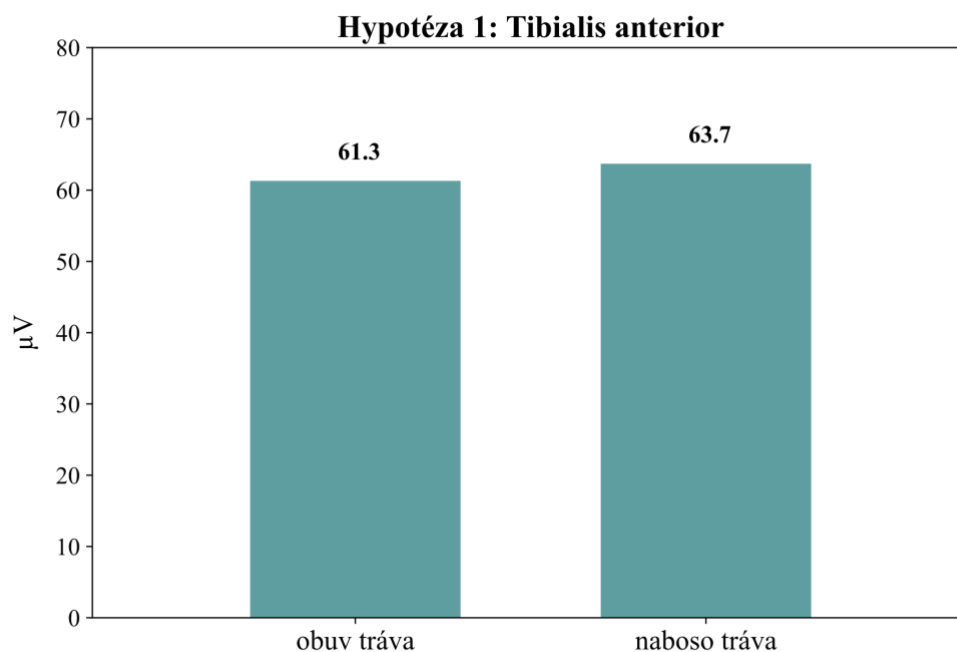
Obrázek 9. Grafické znázornění mediánu efektivní hodnoty EMG v μV pro všechny čtyři podmínky (dvě podmínky povrchu a dvě podmínky obuvi) včetně výsledků jejich vzájemného statistického porovnání. Porovnávané dvojice podmínek jsou v grafu propojeny horizontální čarou s hodnotou p v bílém rámečku, přičemž statisticky významné výsledky ($p < 0,05$) jsou uvedeny s hvězdičkou.

5.2 POROVNÁNÍ VLIVU ZKOUMANÝCH PODMÍNEK NA AKTIVITU JEDNOTLIVÝCH SVALŮ

5.2.1 Porovnání zapojení m. tibialis anterior při běhu v běžecké obuvi a bosém běhu na travnatém povrchu

Hypotéza 1: Na travnatém povrchu dochází při běhu v běžecké obuvi k většímu zapojení m. tibialis anterior než při bosém běhu.

Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v aktivitě m. tibialis anterior při bosém běhu a běhu v obuvi na travnatém povrchu ($p = 0,245$) (Obrázek 10).

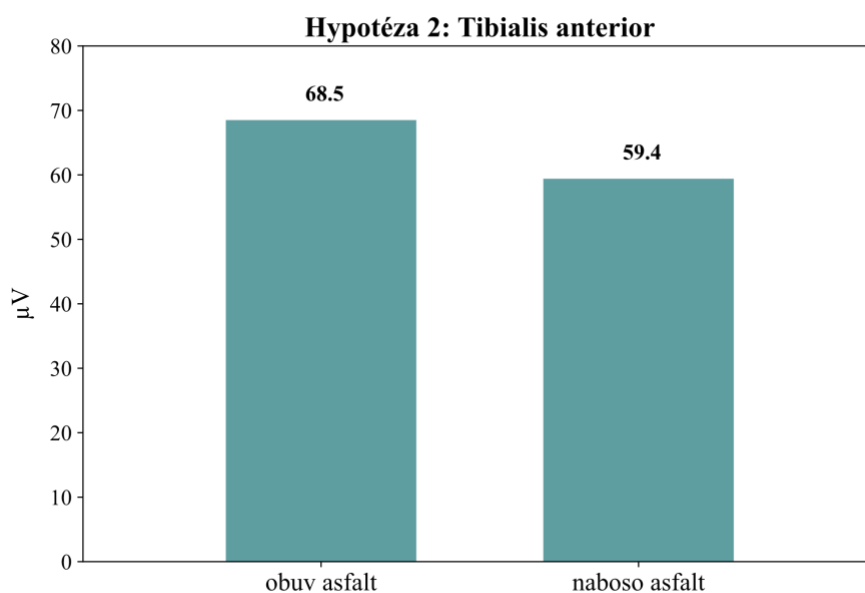


Obrázek 10. Grafické znázornění mediánu efektivní hodnoty EMG v µV při běhu na travnatém povrchu v obuvi a naboso.

5.2.2 Porovnání zapojení m. tibialis anterior při běhu v běžecké obuvi a bosém běhu na asfaltovém povrchu

Hypotéza 2: Na asfaltovém povrchu dochází při běhu v běžecké obuvi k většímu zapojení m. tibialis anterior než při bosém běhu.

Při běhu v běžecké obuvi na asfaltovém povrchu bylo zjištěno statisticky významné zvýšení m. tibialis anterior oproti bosému běhu ($p = 0,027$). Zjištěný medián efektivní hodnoty EMG signálu při bosém běhu byl 59,4 μV oproti 68,5 μV běhu v obuvi, což znamená nárůst svalové aktivity o 15 % (Obrázek 11).

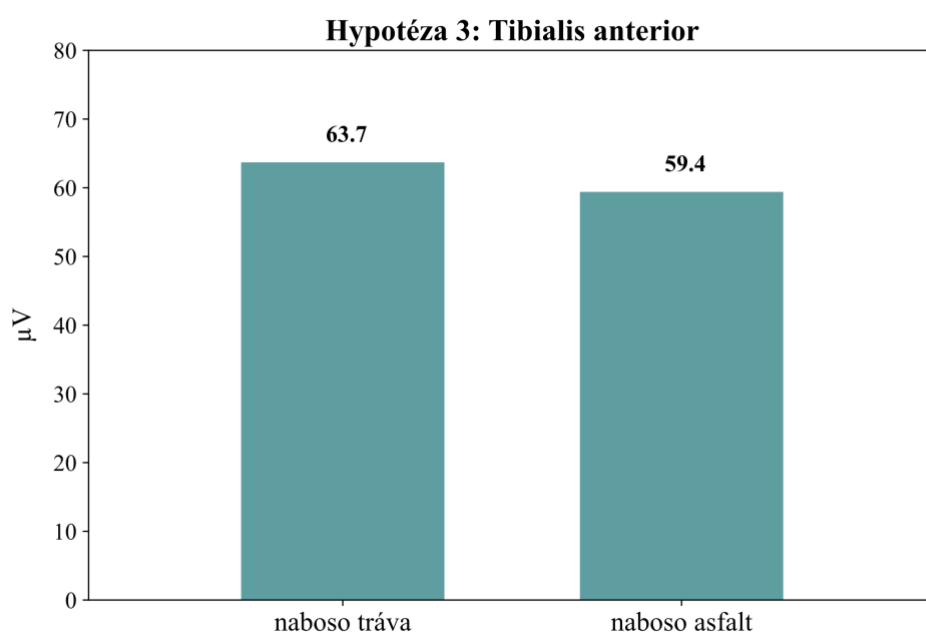


Obrázek 11. Grafické znázornění mediánu efektivní hodnoty EMG v μV během běhu na asfaltovém povrchu v obuvi a naboso.

5.2.3 Porovnání zapojení m. tibialis anterior při bosém běhu na travnatém a asfaltovém povrchu

Hypotéza 3: Při bosém běhu na travnatém povrchu dochází k většímu zapojení m. tibialis anterior než při bosém běhu na asfaltovém povrchu.

Při bosém běhu na travnatém povrchu bylo zjištěno statisticky významné zvýšení svalové aktivity oproti bosému běhu na asfaltovém povrchu ($p = 0,004$). Zjištěná efektivní hodnota signálu EMG na asfaltovém povrchu byla 59,4 μV , zjištěná efektivní hodnota signálu EMG na travnatém povrchu 63,7 μV , což znamená nárůst aktivity o 7 % (Obrázek 12).

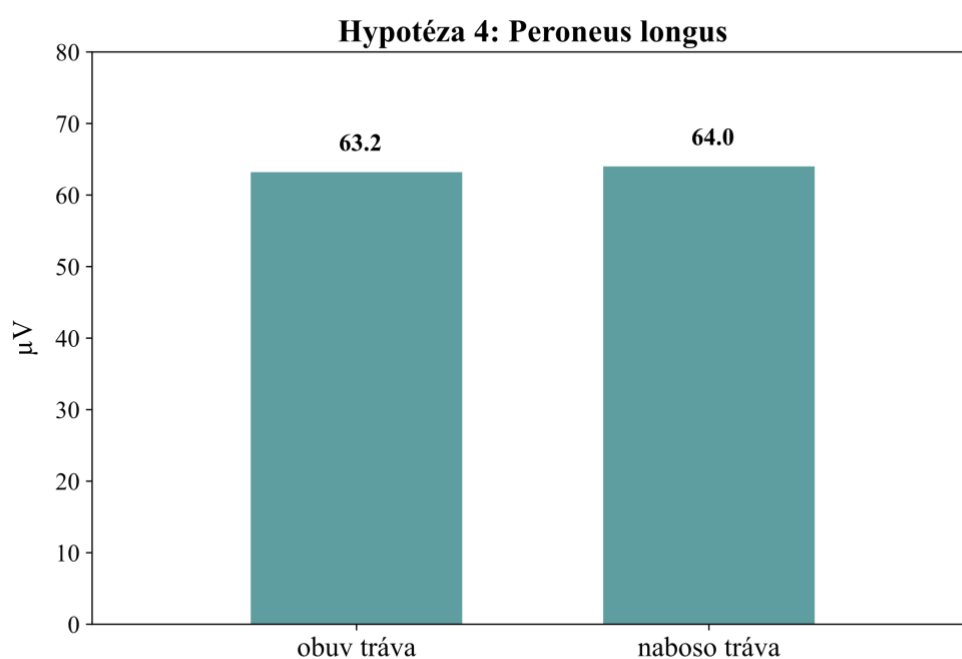


Obrázek 12. Grafické znázornění mediánu efektivní hodnoty EMG v μV během běhu naboso na travnatém a asfaltovém povrchu.

5.2.4 Porovnání zapojení m. peroneus longus při běhu v obuvi a bosém běhu na travnatém povrchu

Hypotéza 4: Na travnatém povrchu dochází při bosém běhu k většímu zapojení m. peroneus longus než při běhu v běžecké obuvi.

Mezi bosým během a během v běžecké obuvi na travnatém povrchu nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v aktivitě m. peroneus longus ($p = 0,294$) (Obrázek 13).

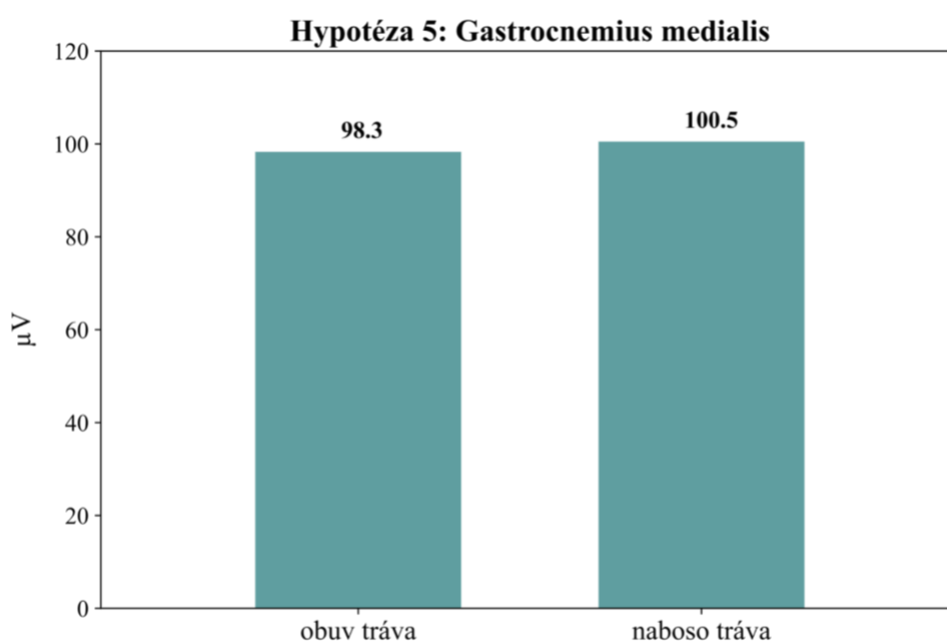


Obrázek 13. Grafické znázornění mediánu efektivní hodnoty EMG v μV během běhu na travnatém povrchu v obuvi a naboso.

5.2.5 Porovnání zapojení m. gastrocnemius medialis při běhu v obuvi a bosém běhu na travnatém povrchu

Hypotéza 5: Na travnatém povrchu dochází při bosém běhu k většímu zapojení m. gastrocnemius medialis než při běhu v běžecké obuvi.

Mezi bosým během a během v běžecké obuvi na travnatém povrchu nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v aktivitě m. gastrocnemius medialis ($p = 0,33$) (Obrázek 14).

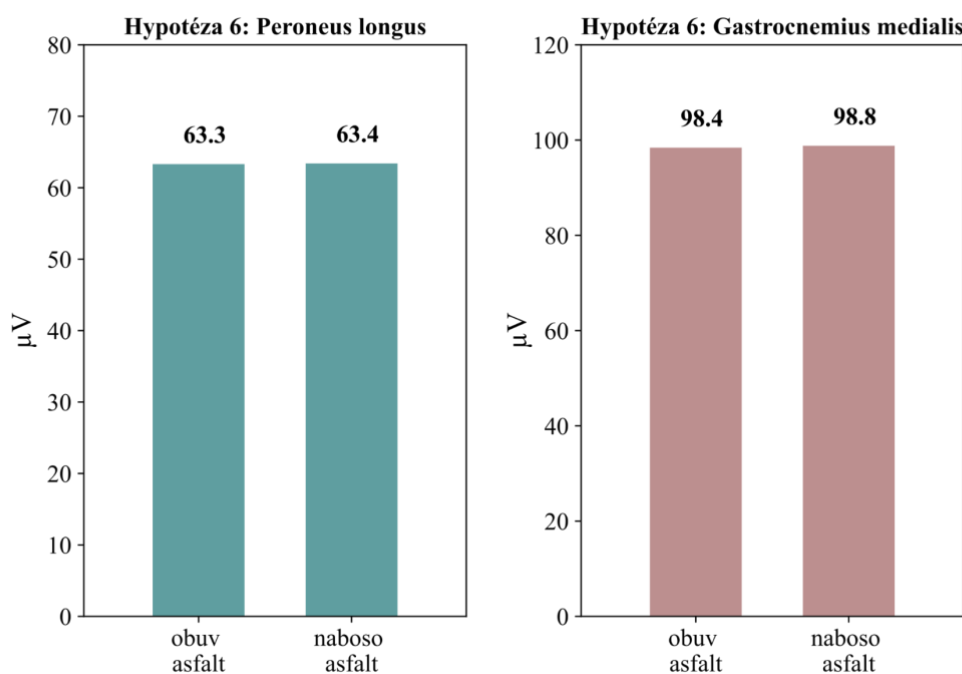


Obrázek 14. Grafické znázornění mediánu efektivní hodnoty EMG v μV během běhu na travnatém povrchu v obuvi a naboso.

5.2.6 Porovnání zapojení m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis při běhu v obuvi a bosém běhu na asfaltovém povrchu

Hypotéza 6: Při běhu na asfaltovém povrchu nedochází k rozdílům zapojení m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis v závislosti na obuvi.

Mezi bosým během a během v běžecké obuvi na asfaltovém povrchu nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v aktivitě m. peroneus longus ($p = 0,202$) ani m. gastrocnemius medialis ($p = 0,09$) (Obrázek 15).

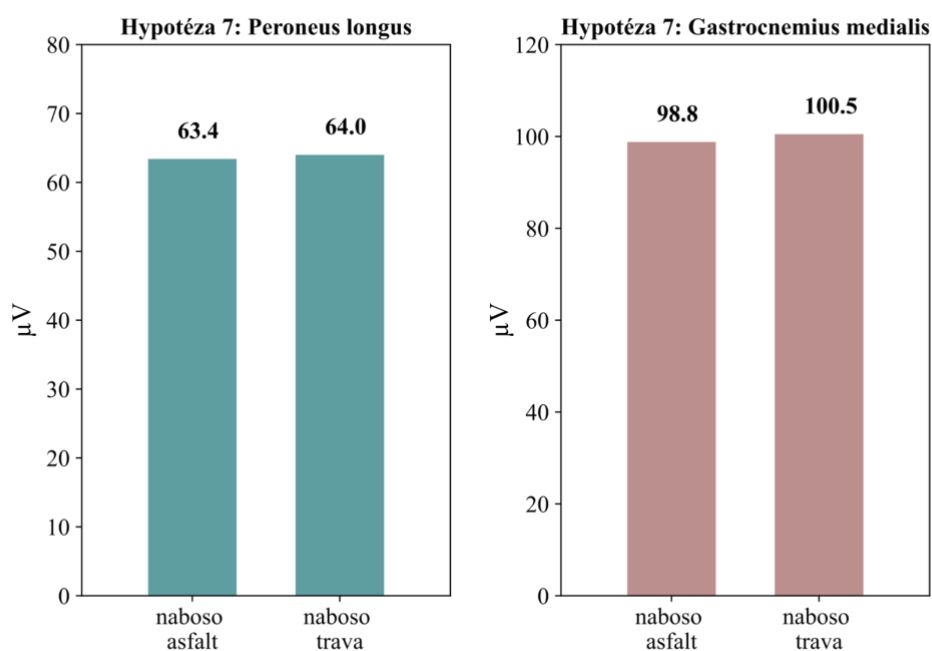


Obrázek 15. Grafické znázornění mediánu efektivní hodnoty EMG v μV během běhu na asfaltovém povrchu v obuvi a naboso.

5.2.7 Porovnání zapojení m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis při bosém běhu na travnatém a asfaltovém povrchu

Hypotéza 7: Při bosém běhu nedochází k rozdílům zapojení m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis v závislosti na tvrdosti povrchu.

Mezi bosým během na asfaltovém povrchu a bosým během travnatém povrchu nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly v aktivitě m. peroneus longus ($p = 0,701$) a m. gastrocnemius medialis ($p = 0,956$) (Obrázek 16).

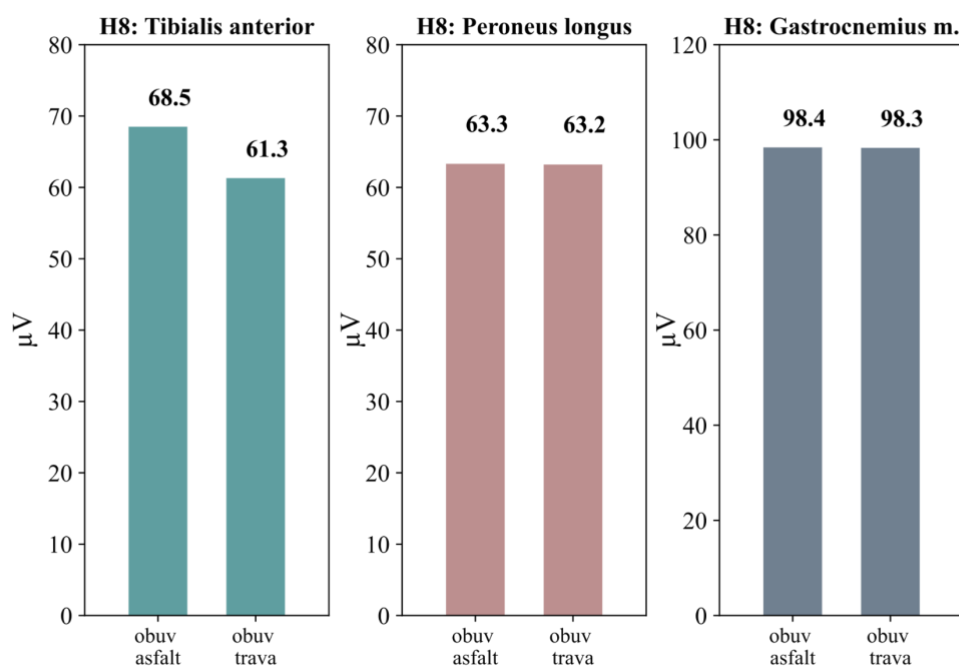


Obrázek 16. Grafické znázornění mediánu efektivní hodnoty EMG v μV během běhu naboso na travnatém a asfaltovém povrchu.

5.2.8 Porovnání zapojení m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis při běhu v obuvi na travnatém a asfaltovém povrchu

Hypotéza 8: Při běhu v obuvi nedochází k rozdílům zapojení svalů m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis v závislosti na tvrdosti povrchu.

Při běhu na asfaltovém povrchu v obuvi byla zjištěna vyšší aktivita m. tibialis anterior, než při běhu v obuvi na travnatém povrchu ($p = 0,04$). Mezi během v obuvi na asfaltovém povrchu a travnatém povrchu nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly v aktivitě m. peroneus longus ($p = 0,064$) a m. gastrocnemius medialis ($p = 0,498$) (Obrázek 17).



Obrázek 17. Grafické znázornění mediánu efektivní hodnoty EMG v μV během běhu v obuvi na travnatém a asfaltovém povrchu.

6 DISKUZE

Běh je oblíbenou aktivitou mnoha profesionálních i rekreačních sportovců. V poslední době získává na popularitě bosý běh či běh v minimalistické obuvi (Lieberman, 2012). Z hlediska evoluce je bosý běh považován za přirozenou formu pohybu. Naopak běžecká obuv je využívána až v posledních desetiletích (Davis, Rice, & Wearing, 2017). Zatímco při bosém běhu mají běžci tendenci došlapovat na předonoží, moderní běžecká obuv typická odpruženou podrážkou vede k preferenci došlapu přes patu (Lieberman et al., 2010). Tyto rozdíly sledované mezi bosým během a během v obuvi se promítají do biomechaniky běhu. Kromě obuvi má na biomechaniku vliv také typ běžeckého povrchu (Tessutti et al., 2010). V současnosti chybí dostatek evidence o vlivu různých povrchů a vlivu obuvi na zapojení svalů při běhu. Smyslem výzkumu bylo posoudit efekt běžeckého povrchu a efekt obuvi na zapojení svalů bérce, konkrétně m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis.

Výsledky naší studie ukazují na zvýšení aktivity m. tibialis anterior o 15 % při běhu v obuvi ve srovnání s bosým během na asfaltovém povrchu. Hlavní funkcí m. tibialis anterior je dorzální flexe hlezenního kloubu (Betts et al., 2017), která je větší při došlapu přes patu ve srovnání s došlapem na předonoží (Ahn et al., 2014). Možným vysvětlením většího zapojení m. tibialis anterior při běhu v obuvi je větší tendence běžců v obuvi došlapovat na patu, což jim umožňuje odpružená podrážka. Naopak při bosém běhu upřednostňují běžci došlap na předonoží nebo na střed chodidla (Lieberman et al., 2010), který je charakteristický plantární flexí hlezenního kloubu při došlapu (Olin & Gutierrez, 2013).

Fleming et al. (2015) zkoumali aktivitu m. tibialis anterior v jednotlivých fázích běhu. Prezentované výsledky této studie ukazují na významně menší aktivitu m. tibialis anterior před počátečním kontaktem u bosého běhu ve srovnání s během v obuvi. Toto zjištění koreluje s výsledky naší studie a může být vysvětleno větší dorzální flexí před počátečním kontaktem při běhu v obuvi. Také Strauts, Vanicek a Halaki (2016) prezentují významně nižší aktivitu m. tibialis anterior před počátečním kontaktem a během stejné fáze při bosém běhu ve srovnání s během v obuvi. Výsledky našeho výzkumu se shodují také s výsledky studie, kterou provedli Lucas-Cuevas et al. (2016), již zkoumali zapojení m. tibialis anterior při běhu v obuvi, při bosém běhu s došlapem na patu a při přirozeném bosém běhu. Přirozený bosý běh vedl k menší aktivaci m. tibialis anterior ve srovnání se zbylými dvěma podmínkami. Současně 68 %

všech probandů upřednostňovalo došlap na předonoží nebo střed chodidla při přirozeném bosém běhu. Při přirozeném běhu v obuvi upřednostňovali všichni probandi došlap na patu. Studie tedy potvrzuje korelaci mezi typem došlapu, typem obutí a zapojením m. tibialis anterior. Z výsledků této studie je možné vyvodit, že způsob došlapu hraje větší roli při aktivaci m. tibialis anterior než typ obuvi. Tuto dedukci potvrzuje výsledek studie (Shih et al., 2013), která zjistila významný rozdíl v zapojení m. tibialis anterior mezi došlapem na patu a došlapem na předonoží u obou podmínek, tedy u bosého běhu a běhu v obuvi. Studie však nepotvrdila rozdíl v aktivaci zkoumaného svalu při srovnání bosého běhu a běhu v obuvi při stejném typu došlapu (Shih et al., 2013). Nicméně dominantní vliv typu došlapu nad typem obutí částečně vyvrací studie, kterou provedli Olin a Gutierrez (2013), již zjistili významný rozdíl v zapojení m. tibialis anterior mezi bosým během a během v obuvi s došlapem na patu v obou podmínkách. Při běhu v obuvi vykazoval m. tibialis anterior větší aktivitu ve srovnání s bosým během s došlapem na patu. Rozdíl většího zapojení zkoumaného svalu při běhu v obuvi s došlapem na patu může být způsoben podrážkou, která je u většiny konvenční běžecké obuvi v oblasti paty nejsilnější. Toto vyztužení v oblasti paty může způsobit větší plantární flexi hlezenního kloubu ve fázi přípravy na počáteční kontakt. Aby mohl běžec došlápnout na patu, musí provést větší dorzální flexi hlezenního kloubu, což vyžaduje větší aktivitu m. tibialis anterior.

Výsledky našeho výzkumu dále poukazují na větší zapojení m. tibialis anterior o 12 % při běhu v běžecké obuvi na asfaltovém povrchu ve srovnání s během na travnatém povrchu. Tento výsledek se shoduje s výsledky studie provedené Dolencem et al. (2011), kteří zaznamenali větší aktivitu m. tibialis anterior před počátečním kontaktem při běhu v obuvi na asfaltovém povrchu ve srovnání s během na travnatém povrchu, přičemž všichni běžci došlapovali na patu. Autoři zdůvodňují výsledek studie větší rázovou silou při došlapu na tvrdém povrchu ve srovnání s měkkým povrchem. Jelikož menší napětí svalu dolní končetiny způsobuje nižší kontrolu při kontaktu s podložkou a následné větší rázové síly v koubecích, zapojují běžci na tvrdém povrchu více m. tibialis anterior, který je koaktivátorem svalů planty (Ounpuu, 1994), čímž připraví dolní končetinu na kontrolovaný a bezpečný došlap. Mechanismem pro kontrolovanou absorpci rázů po počátečním kontaktu s podložkou je everze nohy, která je způsobena excentrickou kontrakcí m. tibialis anterior. Nicméně autoři studie nezaznamenali větší aktivitu m. tibialis anterior během stejné fáze v závislosti na tvrdosti povrchu. Z čehož lze vyvodit, že hlavním důvodem pro větší aktivitu m. tibialis

anterior při běhu na tvrdém povrchu není jeho funkce absorpce rázů během stojné fáze, nýbrž příprava dolní končetiny na kontrolovaný došlap (Dolenec et al., 2011). Přestože naše studie nerozlišovala aktivitu m. tibialis anterior během jednotlivých fází běžeckého cyklu, dá se na základě poznatků výše prezentované studie předpokládat, že zvýšení celkové aktivity zkoumaného svalu je způsobeno zvýšením aktivity svalu před počátečním kontaktem.

Výsledky prezentované studie a našeho výzkumu jsou naopak v rozporu s jinou studií (Wang, Hong, & Xian Li, 2014), která nezaznamenala významný rozdíl v zapojení m. tibialis anterior během žádné z fází běžeckého cyklu při běhu v běžecké obuvi na zkoumaných površích. Konkrétně se jednalo o travnatý povrch, tartan a betonový povrch. Je pravděpodobné, že rozdíl v tvrdosti tartanu a betonového povrchu není dostatečný, aby se projevil v aktivitě zapojení m. tibialis anterior. Nevýznamný rozdíl v zapojení zkoumaného svalu při běhu na betonu a na travnatém povrchu mohl být způsoben volbou travnatého povrchu na fotbalovém hřišti, který mohl být tvrdší ve srovnání s přírodním neupravovaným trávníkem.

Naše studie dále zjistila významný rozdíl v aktivitě m. tibialis anterior při bosém běhu na travnatém a asfaltovém povrchu. Svalová aktivita zkoumaného svalu byla o 7 % větší při bosém běhu na travnatém povrchu ve srovnání s bosým během na asfaltovém povrchu. Výsledek může být způsoben zvýšenou opatrností běžce při bosém běhu na tvrdém povrchu a adaptací typu došlapu na tvrdost povrchu. Dá se předpokládat, že běžci budou mít větší tendenci došlapovat na předonoží při běhu na tvrdém povrchu ve snaze předejít zranění paty. Naopak u bosého běhu na travnatém povrchu bude pravděpodobně opatrnost běžců nižší a variabilita způsobu došlapu vyšší. Jelikož při došlapu na předonoží dochází k plantární flexi a při došlapu na patu k výraznější dorzální flexi (Olin & Gutierrez, 2013), je zjištěná menší aktivita m. tibialis anterior při běhu na asfaltovém povrchu logická, neboť m. tibialis anterior způsobuje dorzální flexi hlezenního kloubu (Ahn et al., 2014). Tuto úvahu potvrzuje studie (Dimon, 2017), která analyzovala způsob došlapu v závislosti na tvrdosti povrchu. Běžci, kteří v klasické obuvi preferovali došlap na patu, došlapovali při bosém běhu na tvrdším povrchu na předonoží nebo na střed chodidla, zatímco při bosém běhu na měkkém povrchu si 80 % probandů zachovalo došlap na patu.

Náš výzkum nezjistil významný rozdíl v zapojení m. tibialis anterior při běhu na travnatém povrchu v běžecké obuvi ve srovnání s bosým během. Analogicky k předchozímu výsledku lze vyvodit, že travnatý povrch nenutí běžce adaptovat styl

došlapu při bosém běhu, jelikož došlap na nechráněnou patu na travnatém povrchu není tak tvrdý, jako na asfaltovém povrchu. Běžci tedy neinklinují k došlapu na předonoží při bosém běhu na měkčím povrchu, což dokládá již zmíněná studie (Gruber et al., 2013). Účastníci našeho výzkumu pravděpodobně výrazně neměnili způsob došlapu mezi podmínkami, tedy při běhu v obuvi a při bosém běhu na travnatém povrchu, což je možným vysvětlením, proč nedošlo k významným rozdílům zapojení m. tibialis anterior, jelikož jak již bylo zmíněno dříve, způsob došlapu ovlivňuje míru dorzální či plantární flexe a tudíž zapojení m. tibialis anterior.

Naše studie nezjistila významné rozdíly v zapojení m. peroneus longus mezi žádnými z proměnných. Tento výsledek poukazuje na fakt, že žádná z podmínek naší studie, tedy bosý běh, běh v obuvi, travnatý povrch a asfaltový povrch, není určující pro zapojení svalu m. peroneus longus. Možné vysvětlení pro výsledky tohoto výzkumu je funkce m. peroneus longus evertovat subtalární kloub (Betts et al., 2017). K větší aktivaci m. peroneus longus tedy dochází v momentě, kdy se subtalární kloub dostane do inverze, například při došlapu na nerovný povrch. Jelikož k této situaci nedochází při každém kroku běžeckého cyklu, ale spíše náhodně, není možné sledovat významné rozdíly v zapojení tohoto svalu.

Výsledky naší studie potvrzuje jiná studie, která nepozorovala rozdíly v zapojení m. peroneus longus mezi bosým během s přirozeným došlapem, bosým během s došlapem na patu a s během v běžecké obuvi (Lucas-Cuevas et al., 2016). Naopak během jiného výzkumu bylo zjištěno větší zapojení m. peroneus longus při bosém běhu ve srovnání s během v obuvi v průběhu druhé poloviny stojné fáze (Roca-Dols et al., 2018). Autoři studie však příčinu většího zapojení zkoumaného svalu při bosém běhu blíže nevysvětlili.

Funkcí m. peroneus longus evertovat subtalární kloub se zabýval Kerr et al. (2009). Ve své studii zkoumal zapojení m. peroneus longus při stoji v obuvi a naboso během inverze způsobené náhlým náklonem podložky. Výsledky studie poukazují na vyšší aktivitu zkoumaného svalu v obuvi. Možné vysvětlení je, že velikost inverzního momentu reakční síly podložky je v obuvi díky delšímu ramenu větší, než je tomu u bosé nohy. U everzního momentu síly svalu m. peroneus longus je délka ramene v obou případech stejná. K nastolení rovnováhy je tedy nutná zvýšená aktivita m. peroneus longus. Tento výsledek potvrdili Ramanathan et al. (2011), kteří zjistili zvýšenou aktivitu m. peroneus longus při nečekaném inverzním náklonu podložky při stoji v obuvi ve srovnání se stojem naboso, přičemž aktivita svalu byla tím větší, čím byla

silnější podrážka obuvi. Ačkoliv ani jedna ze zvýše uvedených studií neměřila aktivitu m. peroneus longus při běhu, jsou jejich poznatky přínosné, neboť při běhu se může subtalární kloub dostat do inverze z důvodu došlapu na nerovný povrch. Je tedy pravděpodobné, že při běhu na nerovném povrchu v obuvi může dojít k přetěžování m. peroneus longus.

O aktivitě svalu m. peroneus longus při bosém běhu, běhu v konvenční běžecké obuvi a při běhu na různých površích je jen velmi málo vědeckých poznatků. Jelikož se jedná o úzký sval, je obtížné jeho aktivitu pomocí EMG změřit, což může být důvodem, proč se jen málo studií jeho aktivitou zabývá.

Náš výzkum nezaznamenal statisticky významné rozdíly v zapojení svalu m. gastrocnemius medialis při srovnání běhu v obuvi s bosým během na žádném ze sledovaných povrchů. Nicméně byla pozorována vyšší hodnota efektivního EMG signálu m. gastrocnemius medialis při bosém běhu ve srovnání s během v obuvi na asfaltovém povrchu ($p = 0,09$), což odpovídá dříve publikovaným výsledkům (Fleming et al.; 2015; Lucas-Cuevas et al.; 2016; Olin & Gutierrez; 2013).

Jiná studie porovnávala zapojení m. gastrocnemius medialis při bosém běhu a běhu v obuvi v souvislost s typem došlapu (Shih et al.; 2013). Konkrétně zkoumali autoři studie zapojení m. gastrocnemius při bosém běhu s došlapem na patu, bosém běhu s došlapem na předonoží, běhu v obuvi s došlapem na patu a běhu v obuvi s došlapem na předonoží. Během stejné fáze bylo zjištěno větší zapojení m. gastrocnemius při došlapu na předonoží ve srovnání s došlapem na patu při bosém běhu i při běhu v obuvi. Žádné rozdíly v zapojení zkoumaného svalu nebyly zjištěny během fáze odrazu (Shih et al.; 2013). V metodice této studie však nebylo uvedeno, jestli byla měřena mediální nebo laterální hlava zkoumaného svalu. Nicméně z výsledků studie se dá předpokládat, že způsob došlapu hraje významnější roli při zapojení m. gastrocnemius než typ obuvi.

Olin a Gutierrez (2013) provedli obdobný výzkum. Ve své studii zkoumali zapojení m. gastrocnemius medialis při běhu v obuvi s došlapem na patu, bosém běhu s došlapem na patu a bosém běhu s došlapem na předonoží. Výsledky jejich studie poukazují na významně větší zapojení zkoumaného svalu při bosém běhu s došlapem na patu ve srovnání s během v obuvi s došlapem na patu. Současně bylo zjištěno významně větší zapojení m. gastrocnemius medialis při bosém běhu s došlapem na předonoží ve srovnání s během v obuvi s došlapem na patu (Olin & Gutierrez; 2013). Dá se tedy

vyvodit, že obě proměnné, tedy způsob došlapu i typ obuvi hrají roli při zapojení m. gastrocnemius medialis.

Větší aktivitu m. gastrocnemius medialis při bosém běhu ve srovnání s během v obuvi zjistili i Lucas-Cuevas et al. (2016). Ke stejnému výsledku dospěli i Fleming et al. (2015), již zjistili větší aktivitu m. gastrocnemius medialis před počátečním kontaktem při bosém běhu ve srovnání s během v obuvi. Výsledky všech výše prezentovaných studií, tedy větší zapojení m. gastrocnemius medialis při bosém běhu a při běhu s došlapem na předonoží mohou být vysvětleny funkcí m. gastrocnemius medialis. Tou je plantární flexe subtalárního kloubu (Naňka & Elišková, 2009), která je větší při bosém běhu ve srovnání s během v obuvi jak při počátečním kontaktu, tak během fáze odrazu (Bonacci et al., 2013).

Výsledek našeho výzkumu nepoukázal na významný rozdíl v aktivitě m. gastrocnemius medialis mezi během na travnatém povrchu a asfaltovém povrchu jak při bosém běhu, tak při běhu v obuvi. Tento výsledek je ve shodě s dalšími studiemi, které zkoumaly vliv povrchu na aktivitu m. gastrocnemius medialis. Například Wang et al. (2014) nenalezli významné rozdíly v zapojení m. gastrocnemius medialis při běhu v běžecké obuvi na všech zkoumaných površích, konkrétně na travnatém povrchu, tartanu a betonovém povrchu během švihové fáze běžeckého cyklu. Ke stejným výsledkům dospěli i Pinnington et al. (2005), kteří nezaznamenali rozdíly v aktivitě m. gastrocnemius medialis v závislosti na typu povrchu, konkrétně byl srovnáván bosý běh na dřevěné podlaze pokryté kobercem a bosý běh na písku. Možným vysvětlením našich výsledků a výsledků uvedených studií je individuální adaptace běžce na tvrdost povrchu. Variabilitu adaptace provedení běhu na tvrdost povrchu potvrdili Dixon et al. (2000).

Souhrnně lze z výsledků našeho výzkumu vyvodit, že z hlediska změny aktivity m. tibialis anterior je významnějším faktorem typ běžeckého povrchu než obuv. Naopak u svalů m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis nehraje žádná z námi zkoumaných podmínek významnou roli při jejich aktivaci. Transferem těchto výsledků do praxe je význam běhu na různých površích pro větší variabilitu zapojení m. tibialis anterior. Tyto poznatky mohou být aplikovány jak ve sportovním tréninku, tak v rekreačním či školním sportu.

6.1 LIMITY STUDIE

Mezi limity této studie řadíme nerozlišení typu došlapu, tedy zda probandi ve fázi počátečního kontaktu došlapovali přes patu, střední, či přední část chodidla, jelikož různé typy došlapu mohou mít významný vliv na zapojení sledovaných svalových skupin.

Za další limitu studie považujeme nerozlišení jednotlivých fází běžeckého cyklu. Možnost porovnání míry svalové aktivity v rámci jednotlivých fází by mohlo přinést nové poznatky o funkčním mechanismu nohy a kotníku během sledovaných podmínek. Ke spolehlivému rozlišení běžeckých fází je však potřeba využít komplexních a drahých systémů (silové plošiny, optoelektronický kinematický systém), což značně omezuje jejich využití ve venkovních podmínkách. Nerozlišení běžeckých fází je tedy cenou za realizaci výzkumu v přirozeném prostředí mimo laboratoř.

Za možnou limitu může být také považována nezkušenost probandů s bosým během, která byla jedním z inkluzivních kritérií studie. Důvodem zvolení tohoto kritéria bylo zachování homogenity skupiny, neboť nezkušenost s bosým během mohla ovlivnit přirozenost pohybového projevu.

7 ZÁVĚRY

Výsledky předložené studie ukázaly významný rozdíl v aktivitě m. tibialis anterior mezi bosým během a během v obuvi na asfaltovém povrchu. Statistický významný rozdíl v aktivitě m. tibialis anterior byl pozorován také mezi během na travnatém a asfaltovém povrchu, a to jak při běhu v obuvi, tak při bosém běhu.

Při běhu v běžecské obuvi na asfaltovém povrchu bylo zjištěno statisticky významné zvýšení m. tibialis anterior ve srovnání s bosým během na asfaltovém povrchu ($p = 0,027$). Zjištěný medián efektivní hodnoty EMG signálu při bosém běhu byl 59,4 μV a při běhu v obuvi 68,5 μV , což znamená nárůst svalové aktivity o 15 %.

Při bosém běhu na travnatém povrchu bylo zjištěno statisticky významné zvýšení svalové aktivity m. tibialis anterior ve srovnání s bosým během na asfaltovém povrchu ($p = 0,004$). Zjištěná efektivní hodnota signálu EMG na asfaltovém povrchu byla 59,4 μV , zjištěná efektivní hodnota signálu EMG na travnatém povrchu 63,7 μV , což znamená nárůst svalové aktivity o 7 %.

Při běhu v obuvi na asfaltovém povrchu byla zjištěna vyšší aktivita m. tibialis anterior ve srovnání s během v obuvi na travnatém povrchu ($p = 0,04$). Zjištěná efektivní hodnota signálu EMG na travnatém povrchu byla 61,3 μV , zjištěná efektivní hodnota signálu EMG na asfaltovém povrchu 68,5 μV , což znamená nárůst svalové aktivity o 12 %.

Závěrem naší práce je zjištění, že významnějším faktorem ovlivňujícím aktivitu m. tibialis anterior při běhu je typ běžecského povrchu ve srovnání s obuví. Tento výsledek může nalézt své uplatnění jak ve sportovním tréninku, tak v rekreačním či školním sportu, neboť běh na různě tvrdém povrchu povede k větší variabilitě zapojení m. tibialis anterior.

8 SOUHRN

Diplomová práce se zabývala zapojením svalů bérce, konkrétně m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis, při bosém běhu a běhu v obuvi na travnatém a asfaltovém povrchu.

V teoretické části jsou shrnuty poznatky o kosterní svalovině a svalech dolní končetiny. Dále jsou zde podrobně popsány jednotlivé fáze běžeckého cyklu z biomechanického hlediska. Podrobně je také analyzován vliv obuvi a povrchu na kinetiku, kinematiku a svalovou aktivitu při běhu. V závěru pojednává tato část o využití elektromyografie při hodnocení svalové aktivity.

V praktické části byla pomocí povrchové elektromyografie s využitím systému Delsys Trigno Avanti sledována aktivita m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis. EMG signál byl zaznamenán třemi bezdrátovými senzory. Výzkumu se zúčastnilo 20 dospělých jedinců (11 žen a 9 mužů, průměrného věku $22,45 \pm 3,6$ let), kteří splnili inkusivní i eksklusivní kritéria. Proband absolvoval celkem čtyři pokusy měření. Jednalo se o běh v běžecké obuvi na asfaltovém povrchu, bosý běh na asfaltovém povrchu, běh v běžecké obuvi na travnatém povrchu a bosý běh na travnatém povrchu. Pořadí jednotlivých pokusů bylo randomizováno. Byl použit jednotný typ obuvi. Rychlost běhu byla 165 kroků za minutu. Po naměření byly hodnoty EMG signálu zpracovány a statisticky vyhodnoceny.

Výsledky práce poukazují na významně větší zapojení m. tibialis anterior při běhu v obuvi na asfaltovém povrchu ve srovnání s bosým během. Byla zjištěna větší aktivita m. tibialis anterior při běhu v obuvi na asfaltovém povrchu ve srovnání s travnatým povrchem. Významně větší byla aktivita m. tibialis anterior také při bosém běhu na travnatém povrchu ve srovnání s bosým během na asfaltovém povrchu. Nebyl zjištěn významný rozdíl v zapojení m. tibialis anterior při běhu na travnatém povrchu v běžecké obuvi ve srovnání s bosým během. Dále nebyl zjištěn významný rozdíl v aktivitě m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis mezi žádnou ze zkoumaných podmínek. Z výsledků vyplývá, že běžecký povrch je významnějším faktorem ovlivňující aktivitu m. tibialis anterior při běhu než obuv. Typ povrchu ani obuv neovlivňují zapojení m. peroneus longus a m. gastrocnemius medialis při běhu.

9 SUMMARY

The present thesis deals with the activity of shank muscles, more specifically of m. tibialis anterior, m. peroneus longus and m. gastrocnemius medialis, in barefoot and shod running on grass and asphalt surfaces.

The literature overview gives a theoretical background of skeletal muscle and lower limb muscles. Further, phases of the running gait cycle are discussed from the biomechanical perspective. Next, the impact of footwear and surface on kinetics, kinematics, and muscle activity during running is analysed. The final part of the theory section summarizes the usage of electromyography for muscle activation assessment.

To analyse the activity of m. tibialis anterior, m. peroneus longus, and m. gastrocnemius medialis surface electromyography Delsys Trigno Avanti system was used. EMG signal was monitored with the use of three wireless sensors. Altogether 20 participants (11 women and 9 men, aged 22.45 ± 3.6 years), who have met the inclusion and exclusion criteria, were included in this study. Each participant underwent following four trials: shod run on asphalt surface, barefoot run on asphalt surface, shod run on grass surface, and barefoot run on grass surface. The order of the conditions was randomized. A unified type of shoes was used. The participants ran at a fixed frequency 165 steps per minute. The obtained data were processed and statistically analysed.

The results of our study revealed a significant increase in the activation of m. tibialis anterior in shod running on asphalt surface compared to barefoot running on the same surface. There was a significant increase in m. tibialis activation in shod running on asphalt surface compared to grass surface. Significantly higher was also the activity of m. tibialis anterior in barefoot running on grass surface compared to barefoot running on asphalt surface. No significant difference in the activation of m. tibialis anterior was found between barefoot and shod running on grass surface. Our study showed no significant difference in the activation of m. peroneus longus and m. gastrocnemius medialis in any of the examined conditions. The results of our study imply that running surface is more significant in affecting the activation of m. tibialis anterior than whether running in shoes or barefoot. Neither running surface nor shoes impact the activation of m. peroneus longus and m. gastrocnemius medialis.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Abdul Yamin, N. A. A., Ali Amran, M. N., Basaruddin, K. S., Salleh, A. F., & Rusli, W. M. R. (2017). Ground reaction force response during running on different surface hardness. *ARPJ Journal of Engineering and Applied Sciences*, 12(7), 2313–2318.
- Adelaar, R. S. (1986). The practical biomechanics of running. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(6), 497–500. doi: 10.1177/036354658601400613
- Ahn, A. N., Brayton, C., Bhatia, T., & Martin, P. (2014). Muscle activity and kinematics of forefoot and rearfoot strike runners. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 102–112. doi: 10.1016/j.jshs.2014.03.007
- Barr, K. M., Miller, A. L., & Chapin, K. B. (2010). Surface electromyography does not accurately reflect rectus femoris activity during gait: Impact of speed and crouch on vasti-to-rectus crosstalk. *Gait & Posture*, 32(3), 363–368. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.06.010
- Beierle, R., Burton, P., Smith, H., Smith, M., & Ives, S. J. (2019). The Effect of Barefoot Running on EMG Activity in the Gastrocnemius and Tibialis Anterior in Active College-Aged Females. *International Journal of Exercise Science*, 12(1), 1110–1120.
- Bertelsen, M. L., Jensen, J. F., Nielsen, M. H., Nielsen, R. O., & Rasmussen, S. (2013). Footstrike patterns among novice runners wearing a conventional, neutral running shoe. *Gait & Posture*, 38(2), 354–356. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.11.022
- Betts, J. G., Desaix, P., Johnson, E., Johnson, J. E., Korol, O., Kruse, D., Poe, B., Wise, J. A., Womble, M., Kelly, A. (2017). *Antomy and Physiology*. Houston: OpenStax.
- Biga, L. M., Dawson, S., Harwell, A., Hopkins, R., Kaufmann, J., LeMaster, M., Matern, P., Morrison-Graham, K., Devon, Q., Runyeon, J. (2017). *Anatomy & Physiology*. Oregon: OpenStax. doi: 10.5399/osu/1116
- Bishop, M., Fiolkowski, P., Conrad, B., Brunt, D., & Horodyski, M. (2006). Running Kinematics. *Journal of Athletic Training*, 41(4), 387–392.
- Boey, H., Aeles, J., Schütte, K., & Vanwanseele, B. (2017). The effect of three surface conditions, speed and running experience on vertical acceleration of the tibia during running. *Sports Biomechanics*, 16(2), 166–176. doi: 10.1080/14763141.2016.1212918

- Bonacci, J., Saunders, P. U., Hicks, A., Rantalainen, T., Vicenzino, B. T., & Spratford, W. (2013). Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study. *British Journal of Sports Medicine*, 47(6), 387–392. doi: 10.1136/bjsports-2012-091837
- Breine, B., Malcolm, P., Frederick, E. C., & de Clercq, D. (2014). Relationship between Running Speed and Initial Foot Contact Patterns. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(8), 1595–1603. doi: 10.1249/MSS.0000000000000267
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I, Druhé, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada.
- Davis, I. S., Rice, H. M., & Wearing, S. C. (2017). Why forefoot striking in minimal shoes might positively change the course of running injuries. *Journal of Sport and Health Science*, 6(2), 154–161. doi: 10.1016/j.jshs.2017.03.013
- De Luca, C. (2006). Electromyography. In J. G. Webster (Ed.), *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (pp. 98–109). Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons. doi: 10.1002/0471732877.emd097
- De Wit, B., De Clercq, D., & Aerts, P. (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics*, 33(3), 269–278. doi: 10.1016/S0021-9290(99)00192-X
- Dicharry, J. (2010). Kinematics and Kinetics of Gait: From Lab to Clinic. *Clinics in Sports Medicine*, 29(3), 347–364. doi: 10.1016/j.csm.2010.03.013
- Dickinson, J. A., Cook, S. D., & Leinhardt, T. M. (1985). The measurement of shock waves following heel strike while running. *Journal of Biomechanics*, 18(6), 415–422. doi: 10.1016/0021-9290(85)90276-3
- Dimon, T. (2017). *Anatomie těla v pohybu. Základní kurz anatomie kostí, svalů a kloubů*. Praha: Pragma.
- Divert, C., Mornieux, G., Baur, H., Mayer, F., & Belli, A. (2005). Mechanical Comparison of Barefoot and Shod Running. *International Journal of Sports Medicine*, 26(7), 593–598. doi: 10.1055/s-2004-821327
- Dixon, S. J., Collop, A. C., & Batt, M. E. (2000). Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(11), 1919–1926. doi: 10.1097/00005768-200011000-00016
- Dolenec, A., Stirn, I., & Strojnik, V. (2011). Comparison of lower leg muscle activity in running on tarmac and grass. *Footwear Science*, 3(1), 46–47. doi: 10.1080/19424280.2011.575843

- Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and Analysis of Running Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 603–621. doi: 10.1016/j.pmr.2005.02.007
- Dupalová, D., & Zaatar, A. M. Z. (2015). Problematika použití povrchové elektromyografie – poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 22(1), 26–30.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.
- Fleming, N., Walters, J., Grounds, J., Fife, L., & Finch, A. (2015). Acute response to barefoot running in habitually shod males. *Human Movement Science*, 42, 27–37. doi: 10.1016/j.humov.2015.04.008
- Frontera, W. R., & Ochala, J. (2015). Skeletal Muscle: A Brief Review of Structure and Function. *Calcified Tissue International*, 96(3), 183–195. doi.: 10.1007/s00223-014-9915-y
- Gruber, A. H., Silvernail, J. F., Brueggemann, P., Rohr, E., & Hamill, J. (2013). Footfall patterns during barefoot running on harder and softer surfaces. *Footwear Science*, 5(1), 39–44. doi: 10.1080/19424280.2012.742141
- Hamner, S. R., Seth, A., & Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*, 43(14), 2709–2716. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.06.025
- Kerr, R., Arnold, G. P., Drew, T. S., Cochrane, L. A., & Abboud, R. J. (2009). Shoes influence lower limb muscle activity and may predispose the wearer to lateral ankle ligament injury. *Journal of Orthopaedic Research*, 27(3), 318–324. doi: 10.1002/jor.20744
- Kerrigan, D. C., Franz, J. R., Keenan, G. S., Dicharry, J., Della Croce, U., & Wilder, R. P. (2009). The Effect of Running Shoes on Lower Extremity Joint Torques. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 1(12), 1058–1063. doi: 10.1016/j.pmrj.2009.09.011
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., McIntyre, K., Normile, A. (2011). Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *Journal of Sports Sciences*, 29(15), 1665–1673. doi: 10.1080/02640414.2011.610347
- Lieber, R. L. (2002). *Skeletal Muscle Structure, Function and Plasticity*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

- Lieberman, D. E. (2012). What We Can Learn About Running from Barefoot Running. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 40(2), 63–72. doi: 10.1097/JES.0b013e31824ab210
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., Mang'Eni, R. O., Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531–535. doi: 10.1038/nature08723
- Lohman, E. B., Balan Sackiriyas, K. S., & Swen, R. W. (2011). A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport*, 12(4), 151–163. doi: 10.1016/j.ptsp.2011.09.004
- Lucas-Cuevas, A. G., Priego Quesada, J. I., Giménez, J. V., Aparicio, I., Jimenez-Perez, I., & Pérez-Soriano, P. (2016). Initiating running barefoot: Effects on muscle activation and impact accelerations in habitually rearfoot shod runners. *European Journal of Sport Science*, 16(8), 1145–1152. doi: 10.1080/17461391.2016.1197317
- Mann, R. A., Baxter, D. E., & Lutter, L. D. (1981). Running Symposium. *Foot & Ankle*, 1(4), 190–224.
- Mesin, L. (2020). Crosstalk in surface electromyogram: literature review and some insights. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 43(2), 481–492. doi: 10.1007/s13246-020-00868-1
- Montgomery, W. H., Pink, M., & Perry, J. (1994). Electromyographic Analysis of Hip and Knee Musculature During Running. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(2), 272–278. doi: 10.1177/036354659402200220
- Naňka, O., & Elišková, M. (2009). *Přehled anatomie. Druhé, doplněné a přepracované vydání*. Praha: Galén.
- Nicola, T. L., & Jewison, D. J. (2012). The Anatomy and Biomechanics of Running. *Clinics in Sports Medicine*, 31(2), 187–201. doi: 10.1016/j.csm.2011.10.001
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77–95. doi: 10.1016/S0966-6362(97)00038-6
- Olin, E. D., & Gutierrez, G. M. (2013). EMG and tibial shock upon the first attempt at barefoot running. *Human Movement Science*, 32(2), 343–352. doi: 10.1016/j.humov.2012.11.005

- Perl, D. P., Daoud, A. I., & Lieberman, D. E. (2012). Effects of Footwear and Strike Type on Running Economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(7), 1335–1343. doi: 10.1249/MSS.0b013e318247989e
- Pinnington, H. C., Lloyd, D. G., Besier, T. F., & Dawson, B. (2005). Kinematic and electromyography analysis of submaximal differences running on a firm surface compared with soft, dry sand. *European Journal of Applied Physiology*, 94(3), 242–253. doi: 10.1007/s00421-005-1323-6
- Purves, D., Augustine, G. J., Fitzpatrick, D., Katz, L. C., LaMantia, A.-S., McNamara, J. O., & Williams, S. M. (2001). *Neuroscience* (2nd ed.). Sunderland: Sinauer Associates.
- Ramanathan, A. K., Parish, E. J., Arnold, G. P., Drew, T. S., Wang, W., & Abboud, R. J. (2011). The influence of shoe sole's varying thickness on lower limb muscle activity. *Foot and Ankle Surgery*, 17(4), 218–223. doi: 10.1016/j.fas.2010.07.003
- Reber, L., Perry, J., & Pink, M. (1993). Muscular control of the ankle in running. *The American Journal of Sports Medicine*, 21(6), 805–810. doi: 10.1177/036354659302100608
- Richards, J. (2018). *The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics* (2nd ed.). Preston: Elsevier.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research Methods in Biomechanics* (2nd ed.). Champaign: Human Kinetics.
- Roca-Dols, A., Losa-Iglesias, M. E., Sánchez-Gómez, R., López-López, D., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., & Calvo-Lobo, C. (2018). Electromyography comparison of the effects of various footwear in the activity patterns of the peroneus longus and brevis muscles. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 82, 126–132. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.003
- Scott, W., Stevens, J., & Binder–Macleod, S. A. (2001). Human Skeletal Muscle Fiber Type Classifications. *Physical Therapy*, 81(11), 1810–1816. doi.: 10.1093/ptj/81.11.1810
- Shih, Y., Lin, K.-L., & Shiang, T. Y. (2013). Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait & Posture*, 38(3), 490–494. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.01.030

- Sinclair, J., Taylor, P. J., & Liles, N. B. (2020). Effects of running with minimal and conventional footwear in habitual and non-habitual users: a musculoskeletal simulation and statistical parametric mapping based approach. *Footwear Science*, 12(1), 25–38. doi: 10.1080/19424280.2019.1683619
- Staron, R. S. (1997). Human Skeletal Muscle Fiber Types: Delineation, Development, and Distribution. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 22(4), 307–327. doi: 10.1139/h97-020
- Strauts, J., Vanicek, N., & Halaki, M. (2016). Acute changes in kinematic and muscle activity patterns in habitually shod rearfoot strikers while running barefoot. *Journal of Sports Sciences*, 34(1), 75–87. doi: 10.1080/02640414.2015.1034756
- Tessutti, V., Trombini-Souza, F., Ribeiro, A. P., Nunes, A. L., & Sacco, I. de C. N. (2010). In-shoe plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt in recreational runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 151–155. doi: 10.1016/j.jsams.2008.07.008
- Tillman, M. D., Fiolkowski, P., Bauer, J. A., & Reisinger, K. D. (2002). In-shoe plantar measurements during running on different surfaces: changes in temporal and kinetic parameters. *Sports Engineering*, 5(3), 121–128. doi: 10.1046/j.1460-2687.2002.00101.x
- Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie, Čtvrté přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada.
- Voloshina, A. S., & Ferris, D. P. (2015). Biomechanics and energetics of running on uneven terrain. *Journal of Experimental Biology*, 218(5), 711–719. doi: 10.1242/jeb.106518
- Wang, L., Hong, Y., & Xian Li, J. (2014). Muscular Activity of Lower Extremity Muscles Running on Treadmill Compared with Different Overground Surfaces. *American Journal of Sports Science and Medicine*, 2(4), 161–165. doi: 10.12691/ajssm-2-4-8
- Wank, V., Frick, U., & Schmidbleicher, D. (1998). Kinematics and Electromyography of Lower Limb Muscles in Overground and Treadmill Running. *International Journal of Sports Medicine*, 19(07), 455–461. doi: 10.1055/s-2007-971944

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 20.6. 2018 byl projekt výzkumné práce /základního výzkumu

Autor/ hlavní řešitel: **Assoc. Prof. Nicolas Vuillerme, Ph.D.**

Hlavní spoluřešitelé: **Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D., Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.**

s názvem **Projekt iMove – nositelné senzory pro mobilní analýzu pohybu člověka**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **45 / 2018**
dne: **22. 6. 2018.**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 01 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 01 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 2. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název studie (projektu):

Projekt iMove – nositelné senzory pro mobilní analýzu pohybu člověka

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či ze studie odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka/zákonného zástupce:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum: