

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Komparativní analýza aktivace svalů dolní končetiny při běhu
po různých typech povrchu**

Bakalářská práce

Vedoucí diplomové práce:

Mgr. Radka Bačáková, Ph.D.

Vypracoval:

Ing. & Ing. David Král

Praha, červen 2023

Abstrakt

Název: Komparativní analýza aktivace svalů dolní končetiny při běhu po různých typech povrchu.

Cíle: Hlavním cílem této bakalářské práce je porovnat míru aktivace vybraných svalů dolní končetiny a relativní časování těchto aktivací mezi sebou. Měření provést na třech typech povrchu: tartan, tráva, písek a zjistit rozdíly v aktivacích vybraných svalů podle povrchu.

Metody: V této práci jsem použil metodu analýzy a metodu komparace. Metodu analýzy jsem aplikoval v rozboru naměřených signálů pro běžecký krok a metodu komparace v části porovnávání průměrných cyklů běžeckých kroků z různých typů povrchu.

Výsledky: Zjistil jsem, že při běhu na tartanu se aktivují všechny sledované svaly z více než 75 % průměrných cyklů do 10 % časového periody běžeckého kroku. Pro měkčí povrchy – travu a písek můj výzkum nepotvrdil hypotézu, že čím měkčí povrch, tím větší rozdíly v aktivacích jednotlivých svalů oproti tartanu. Dále jsem zjistil, že na písčném a travnatém povrchu se v průměru prodlužuje doba aktivace svalů, které se více podílejí na stabilizaci kotníku a chodidla, tj. tibialis anterior a peroneus longus. Na písčném podkladu došlo během jednoho průměrného cyklu ke zdvojení aktivací svalu tibialis anterior.

Závěr: U zdravého jedince se aktivují svaly při volném běhu v průměru s téměř totožnou dobou aktivace i s časováním aktivace jednotlivých svalů relativně vůči sobě. Další důležité zjištění je, že na základě výzkumu lze potvrdit, že svaly tibialis anterior a peroneus longus se více podílejí na stabilizaci. Z této studie ne lze vyvodit doporučení pro běžecký trénink.

Klíčová slova: elektromyografie, běh, přední sval holenní, dlouhý sval lýtkový, dvojhlavý sval lýtkový, laterální hlava, mediální hlava, korelace, obálková analýza, prahování

Abstract

Title: Comparative analyses of muscle activation lower extremities during running at different surface.

Objectives: The aim of this bachelor's thesis is to compare the level of activation of selected muscles of the lower extremities and the relative timing of these activations. Realize measurements on three types of surface: tartan, grass, sand and find out the differences in activations of selected muscles according to the surface.

Methods: In this thesis, I used the method of analysis and the method of comparison. I applied the analysis method in the analysis of the measured signals for the running step and the comparison method in the section comparing average running step cycles from different surface types.

Results: I found out that running on the tartan, activates all the monitored muscles in more than 75% of the average cycles within 10% of the running step time period. For softer surfaces - grass and sand, my research did not support the hypothesis, that the softer the surface is, the greater are the differences in the activation of individual muscles versus tartan. Further I found out that on sandy and grassy surfaces, the average activation time of the muscles which are more involved in stabilizing the ankle and foot, i.e. tibialis anterior and peroneus longus, increases. On a sandy surface, the anterior tibialis muscle doubled its activation during one average cycle.

Conclusion: By a healthy man, the muscles are activated during free running with almost the same activation time on average and with the timing of the activation of individual muscles relative to each other. Another important finding is that, based on research, it can be approved that the tibialis anterior and peroneus longus muscles are more involved in stabilization. No recommendations for running training can be drawn from this study.

Keywords: electromyography, running, tibialis anterior muscle, peroneus longus muscle, gastrocnemius, lateral head, medial head, correlation, envelope analysis, thresholding

Poděkování

Největší poděkování patří vedoucí této bakalářské práce Mgr. Radce Bačákové, Ph.D., která mi pomohla s volbou tématu, pomáhala s měřením i za nepříznivé počasí, byla trpělivá a vstřícná. Tímto způsobem bych jí za spolupráci rád poděkoval. Dále si zaslouží poděkování moje žena Markétka, která mi byla po dobu studia oporou. Poslední poděkování patří probandovi, díky němuž jsem mohl výzkumné šetření v praktické části uskutečnit.

Prohlašuji, že jsem závěrečnou bakalářskou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne 30.6.2023

.....

podpis diplomanta

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své bakalářské práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto bakalářskou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Obsah

Úvod	8
1 . Teoretická východiska	9
1.1 Běh.....	9
1.1.1 Historie běhu	9
1.1.2 Fyziologie běhu.....	10
1.1.3 Biomechanika běhu	11
1.1.4 Fáze běhu.....	12
1.1.5 Anatomie běhu.....	13
1.2 Anatomie dolní končetiny	13
1.3 Elektromyografie.....	18
1.3.1 Kontrakce svalu z pohledu EMG.....	18
1.3.2 Elektrická aktivita svalů pro EMG	18
1.3.3 Vývoj elektromyografie	19
1.3.4 Druhy elektromyografie.....	19
1.3.5 Povrchová elektromyografie.....	20
1.4 Výzkumný problém	20
2 Cíl práce	22
2.1 Výzkumné otázky	22
2.2 Hypotézy.....	22
2.3 Úkoly práce.....	22
3 Metodika	23
3.1 Charakteristika výzkumu	23
3.2 Charakteristika probanda	23
3.3 Elektromyograf.....	23
3.4 Zpracování dat	24
3.4.1 Korelace	25
3.4.2 Obálková analýza.....	25
3.5 Shrnutí	26
4 Výsledky	27
5 Diskuze	35
5.1 Diskuze hypotéz.....	35
5.2 Limity studie	36
Závěr	38
Seznam literatury	40
Přílohy	50

Úvod

Název mé bakalářské práce je Komparativní analýza aktivace svalů dolní končetiny při běhu po různých typech povrchu. Toto téma jsem zvolil, protože elektromyografie, pomocí které budu výzkum provádět je relativně nový vědní obor, který se vyvinul až s vývojem technologií. V dnešní době jsou již elektromyografy jako součásti univerzálních biometrů pro zpracování fyziologických signálů přístupnější a mají je na všech kvalitních vysokých školách, zabývajících se sportem, zdravotnictvím, fyziologií, biomechanikou atp. Tato diverzita ve využití elektromyografie byla hlavním důvodem pro výběr daného tématu. Dalším významným důvodem byla moje snaha zvolit si téma, které může být přínosem v praktické části bakalářské práce jak pro mě, tak pro další výzkumy. Celý život hraji fotbal a s tím je úzce spojené běhání po travnatém povrchu, tento povrch jsem chtěl porovnat s povrchem tvrdším a rovnoměrnějším – tartan na běžecké dráze a s povrchem měkčím – písek na beachvolejbalovém hřišti. Pro komparativní analýzu jsem vybral z velkého množství kosterních svalů dolní končetiny tyto: přední sval holenní, dlouhý sval lýtkový a dvojhlavý sval lýtkový – zde jsem sledoval zvlášť obě jeho hlavy: vnitřní a vnější.

V teoretické části této bakalářské práce shrnu veškeré důležité pojmy pro komplexní pohled na problematiku elektromyografie a běhu, tím vytvořím pevný teoretický rámec celé práce.

Přínosem mé práce je konkrétní výzkum, přesněji případová studie s komparativním charakterem. Porovnávám relativní načasování aktivace vybraných svalů dolní končetiny pomocí povrchové elektromyografie vůči sobě, ale i vůči běhu na různých typech povrchů. Můj výzkum odpovídá na výzkumné otázky typu: Do jaké míry se shodují pořadí a délky aktivací jednotlivých svalů během krokového cyklu při běhu na různých typech povrchů? Které svaly budou vykazovat změnu své aktivace při běhu po měkčím povrchu? Na základě naměřených dat se pokusím formulovat doporučení vyplývající ze zjištěných poznatků ke zlepšení zdravotního výzkumu pro zkvalitnění tréninkových jednotek běžců.

1 . Teoretická východiska

V této kapitole se budu věnovat teoretickým východiskům, která jsou podstatná pro následující orientaci v mé bakalářské práci. Klíčové body popíšu kvůli lepšímu pochopení mého výzkumu jako celku. Na začátku si popíšeme běh jako takový, poté se dostaneme k fyziologickým předpokladům běhu, popíšu dolní končetinu a jednotlivé svaly, jímž jsem se při měření věnoval. V poslední části přiblížím elektromyografii jako technologii s jejími fyzikálními základy.

1.1 Běh

Běh je jednou z nejzákladnějších a přirozených pohybových aktivit, které jsou dostupné lidem po celém světě. Ačkoli může působit jednoduše jako způsob dopravy nebo rekreační aktivity, běh má také hluboké kořeny jako sportovní disciplína. Kombinuje sílu, vytrvalost a rychlost do jedinečného cvičení, které dokáže ovlivnit naše fyzické a mentální zdraví.

1.1.1 Historie běhu

Běh má bohatou historii, která sahá tisíce let do minulosti. Od pravěkých loveckých kmenů a běžeckých poslů až po moderní sportovní disciplínu, běh hrál důležitou roli v lidské kultuře a společnosti. Pravděpodobně jedním z prvních důvodů, proč lidé začali běhat, byla potřeba přežít. Lovci sběrači museli běhat za zvířaty, která byla jejich potravou, a běh byl klíčovou dovedností při lovu. Tato schopnost umožnila lidem sledovat a chytat kořist, čímž jim zajišťovala jídlo a bezpečí.

Historie běhu se dále rozvíjela v různých kulturách po celém světě. V antickém Řecku byl běh součástí Olympijských her, které se konaly každé čtyři roky. Běžci soutěžili ve sprintech, dlouhých tratích a překážkových bězích. Tato tradice se rozšířila do dalších částí světa, včetně starověkého Říma, kde běh sloužil jako způsob tréninku pro vojáky. Běh si udržoval svou popularitu i v době středověku a renesance, ačkoli se více soustředil na vojenský výcvik a přežití než na soutěže. S rozvojem moderních olympijských her v 19. století se běh stal znovu důležitým sportem. Vznikla atletika, která zahrnovala různé běžecké disciplíny jako sprinty, střední tratě, maraton a překážkové běhy (Tvrzník a Gerych, 2014).

Během 20. století se běh stal ještě populárnějším a masovějším sportem. Vznikly další běžecké události a maratony se staly vyhledávanými závody po celém světě. Běh se také stal

oblíbeným způsobem cvičení a zlepšování fyzické kondice pro mnoho lidí. Vznikaly běžecké kluby, tréninkové programy a experti na trénink, kteří pomáhali běžcům dosáhnout svých cílů. Dnes je běh populární mezi sportovci, rekreačními běžci a fanoušky. Organizují se mnohé běžecké události, od lokálních závodů až po mezinárodní maratony a ultramaratony. Běh zůstává základním a přístupným sportem pro mnoho lidí, kteří si užívají jeho fyzické výzvy, zlepšování kondice a pohody, kterou přináší (Daniels, 2022).

1.1.2 Fyziologie běhu

Fyziologie běhu je součástí širšího oboru fyziologie cvičení a zabývá se specifickými fyziologickými aspekty, které se vyskytují při běhu. Je to složitý a interdisciplinární obor, který zahrnuje mnoho dalších aspektů, jako je biomechanika, neuromuskulární koordinace a metabolismus. Porozumění těmto fyziologickým procesům může pomoci běžcům optimalizovat jejich trénink, zlepšit výkon a minimalizovat riziko zranění. V následujících odstavcích zkusím popsat jednotlivé systémy, které se při běhu zapojují.

Bosh a Klomp (2004) fyziologii běhu rozdělují po systémech. Nejdůležitější je kardiovaskulární systém, protože běh je primárně aerobní aktivita, která vyžaduje vyšší dodávku kyslíku svalům. Srdce musí pumpovat více krve, aby zásobilo svaly kyslíkem a živinami. Během běhu se zvyšuje srdeční frekvence, resp. zvyšuje se počet tepů za minutu a srdeční objem. Srdeční objem je množství krve, jenž srdce vypudí při každém stahu.

Další systém zapojující se do fyziologie běhu je dýchací. Při běhu dochází k urychlení dýchání, aby se zvýšil přísun kyslíku do plic a odvod oxidu uhličitého. Zvýšený dechový objem a frekvence dýchání umožňují tělu získat dostatek kyslíku pro energetické procesy, jako je spalování sacharidů a tuků (Stolen et al., 2005).

Důležitým faktorem pro běh je svalová aktivita, protože během běhu zapojujeme různé svalové skupiny, zejména dolní končetiny. Při běhu svaly kontrahují a relaxují, což umožňuje pohyb a posun těla vpřed. Svalová aktivita je úzce spjata s energetickým metabolismem. Běh je energeticky velmi náročná činnost, která vyžaduje energii pro kontrakci svalů. Hlavními zdroji energie při běhu jsou sacharidy a tuky. Sacharidy (glykogen) jsou rychlým zdrojem energie, který se ukládá v svalové tkáni a játrech. Tuky jsou pomalejším zdrojem energie, který se štěpí ze zásob v tkáni tukové (Berhardt, 2016).

Běh způsobuje zvýšenou tělesnou teplotu, protože svaly produkují teplo. Tělo reaguje na tento nárůst teploty pomocí termoregulačních mechanismů, jako jsou zvýšené pocení a rozšiřování cév v kůži, což umožňuje odvod tepla z těla a udržuje optimální teplotu. Dále dochází k uvolňování různých hormonů, jako jsou například endorfiny - hormony, které působí jako přírodní analgetikum a zlepšují náladu, adrenalin zvyšující sílu s výkonem a kortizol regulující stresovou reakci. Tyto hormony přispívají k pocitu euforie, zlepšení výkonu a adaptaci organismu na fyzickou aktivitu (Tvrzník a Soumar, 2012).

1.1.3 Biomechanika běhu

U biomechaniky běhu je důležité si uvědomit, že každý běžec je jedinečný a může mít specifické biomechanické vlastnosti. Správná technika běhu a porozumění biomechanice mohou pomoci maximalizovat výkon, minimalizovat riziko zranění a zlepšit celkovou efektivitu pohybu.

Běh začíná dopadem nohy na zem, během tohoto okamžiku se energie přenáší z těla do země. Správná technika dopadu zahrnuje mírné skrčení kolen a absorpci nárazu pomocí svalů a kloubů tak, aby se minimalizovalo zatížení kloubů a prevence zranění. Po dopadu dochází k fázi odrazu, při které se noha odlepí od země. Během této fáze se energie uvolněná při dopadu uvolňuje a využívá se k posunu těla vpřed. Svaly dolních končetin, zejména kvadricepsy, ischiokrurální svaly a lýtkové svaly, se kontrahují a přispívají k výstřelu nohy a posunu těla vpřed (Cappellini et al., 2006).

Další biomechanicky významné jsou klouby. Kyčelní kloub je jedním z hlavních kloubů zapojených při běhu. Při běhu dochází ke střídavé flexi a extenzi kyčelního kloubu. Správná funkce tohoto kloubu umožňuje efektivní pohyb nohy vpřed a zajišťuje stabilitu a sílu. Dále při běhu dochází k opakované flexi a extenzi kolenního kloubu, což je důležitý pohyb spojený s přírazem nohy, odrazem a posunem těla vpřed. Flexe v kolenním kloubu se vyskytuje, když se noha zvedá a ohýbá se směrem k hýždím. Extenze kolenního kloubu je fáze, kdy se noha rovná a pohybuje se směrem dozadu od těla, což přispívá k výstřelu nohy a posunu těla vpřed. Hlezenní kloub absorbuje nárazy, je klíčový pro stabilitu a přenáší sílu z dolní končetiny do země (Michaud, 2022; Mero et al, 1992).

Správné držení těla je pro běh důležité, podle Škorpila (2019) je správné držení těla rozděleno do pár klíčových pozic a poloh. Začíná u dolní končetiny, kde se soustředí na chodidlo. První dotyk s povrchem má být veden na střed nohy, musíme se vyvarovat dopadu na špičku, ale zároveň nesmíme došlapovat na patu. Dolní končetina má být

při tomto dotyku pod tělem, pod těžištěm. Ani při běhu do kopce nesmí být těžiště před tělem. Další klíčový bod je trup těla, který má být nakloněn mírně dopředu v ose, je potřeba si dát pozor na předklon. Celé tělo běžce by se mělo naklonit mírně dopředu. Mírným předsazením pánve dosáhneme toho, abychom se neprohýbali v pase a v běhu takzvaně „neseděli“. Střed těla je důležité zpevnit. U horních končetin je podstatné svírat v lokti pravý úhel mezi paží a předloktím. Pohyb horní končetiny by neměl přesahovat při běhu v horní úvrati ramenní kloub a v dolní úvrati kyčelní kloub. Loket se snažíme mírně přitáhnout k tělu a pohyb horní končetiny má směřovat pouze nahoru a dolů. Tohoto limitního pohybu horní končetiny (ramenní a kyčelní kloub) dosahujeme pouze při intenzivním běhu, při pomalém běhu nám horní končetina může pomáhat jako navigátor pro pohyb vpřed. Uvolněná ramena nesmíme vytahovat vpřed, ani je zatlačovat vzad, mají být v klidu, až na pohyb horní končetiny v ramenním kloubu. Hlava má být vzpřímená a uvolněná, pohled směřuje dopředu. Dlaně by měli být lehce sevřené v pěst (Škorpil, 2014).

1.1.4 Fáze běhu

Pro potřeby této bakalářské práce je důležité definovat jednotlivé fáze běhu. Tato problematika se podle jednotlivých autorů liší. Například Langer (2009) rozlišuje 4 fáze běžeckého kroku, jenž se cyklicky střídají: letovou fází, fází dokroku, momentem vertikály a odrazovou fází. Téměř totožně se k dané problematice staví Tvrzník a Soumar (2014), kteří rozlišují 4 fáze běhu: letovou fází, fází dokroku, momentem vertikály a dokončením odrazu. Čtyř fázovou teorii běhu dále definuje Larsen et al. (2021), pouze se liší v názvosloví. Jejich fáze se nazývají: fáze aktivní nohy, fáze došlapu, fáze stojné nohy a fáze odvíjení nohy a odrazu.

Každá z publikací se odlišuje názvoslovím, avšak jednotlivě definované fáze se dají spojit a zobecnit takto:

- Fáze dokroku: Tato fáze začíná okamžikem, kdy chodidlo dopadne na zem. Je to počáteční bod cyklu běhu, kdy dochází k absorpci nárazu a přípravě nohy na další fáze.
- Fáze podpory (moment vertikály): Jedná se o nejdélší fázi běhu, ve které se noha dotýká země a přenáší váhu těla. Fáze podpory může být dále členěna na dílčí fáze, ale to pro tuto práci si vystačíme se základním dělením fází.
- Fáze odrazu: Tato fáze začíná okamžikem, kdy se chodidlo odrazí od země. Je to doba, kdy dochází k odrazu a přenosu síly pro posun těla vpřed.
- Fáze letu: Ve fázi letu není dolní končetina v kontaktu se zemí, pohybuje se vzduchem.

1.1.5 Anatomie běhu

V této podkapitole popíšu anatomii běhu pouze základních a hlavních anatomických struktur. Pro účely této bakalářské práce se poté budu podrobněji věnovat popisu anatomie dolní končetiny. Je důležité si uvědomit, že anatomie běhu je velmi komplexní a interaguje s dalšími oblastmi, jako je biomechanika a fyziologie, které společně ovlivňují běžecký výkon a pohyb.

Dolní končetiny hrají klíčovou roli při běhu. Svaly nohou, jako jsou kvadricepsy (přední stehenní svaly), hamstringy (biceps femoris, semitendinosus, semimembranosus) a lýtkové svaly, jsou zodpovědné za pohyb a kontrolu nohou při běhu. Tyto svaly se kontrahují a relaxují, což pohání pohyb nohou vpřed. Kostí dolních končetin, konkrétně: stehenní kost (femur), holenní kost (tibia) a lýtková kost (fibula), poskytují oporu a strukturální podporu pro běh (Valenta et al., 1998).

Pánevní oblast hraje také důležitou roli při běhu. Pánev je složena z kostí, jako je kyčelní kost (os coxae), sedací kost (os ischii) a stydká kost (os pubis). Tyto kosti tvoří hlavní struktury, které přenášejí sílu z nohou na trup a horní část těla při běhu. Páteř se skládá z oblastí krční, hrudní, bederní, pánevní a poskytuje oporu i flexibilitu pro celé tělo při běhu. Správná postura páteře je klíčová pro udržení rovnováhy a efektivní přenos sil pro běh. Různé svalové skupiny, jako jsou svaly břišní, zádové a pánevního dna, stabilizují páteř a pomáhají udržovat správnou posturu při běhu. Silný a stabilní trup je klíčový pro efektivní běh a prevenci zranění (Čihák, 2004).

Poslední odstavec věnuji horním končetinám, i když nejsou přímo zapojeny do pohybu při běhu, hrají důležitou roli pro udržení rovnováhy, stability a efektivního pohybu. Ramenní kloub (articulatio humeri), loketní kloub (articulatio cubiti) a zápěstní kloub (articulatio radiocarpea) umožňují volné pohyby paží, což pomáhá vyvážit pohyb nohou při běhu (Larsen et al, 2021).

1.2 Anatomie dolní končetiny

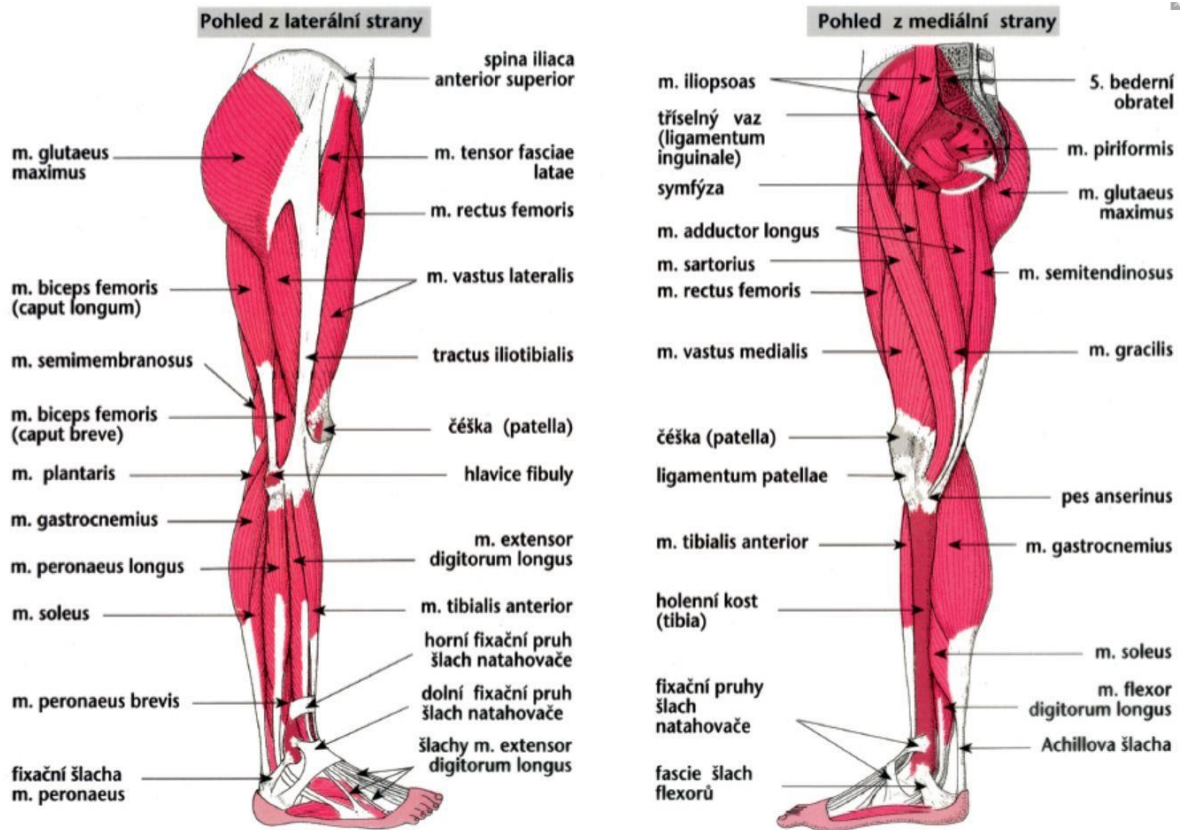
Dolní končetina se skládá z několika anatomických struktur. Nejdůležitějším stavebním prvkem jsou kosti. Pánev je základním kostním prvkem dolní končetiny. Je tvořena třemi kostmi - kyčelními kostmi (os coxae), sedacími kostmi (os ischii) a stydkými kostmi (os pubis). Pánev přenáší váhu těla na dolní končetinu a poskytuje stabilní základ pro nohu. Stehenní kost (femur) je nejdelší a nejsilnější kostí dolní končetiny. Nachází se mezi

pánevním kloubem a kolenním kloubem. Holení kost (tibia) a lýtková kost (fibula) jsou dvě další kosti dolní končetiny, jenž jsou propojeny v oblasti kotníku. Holenní kost (tibia) je vnitřní a silnější kost, která přenáší váhu z tibiofemorálního kloubu (koleno) na kotník. Lýtková kost (fibula) se nachází na vnější straně dolní končetiny a poskytuje svalům nohy připojení a podporu. Hlezenní kost (talus) je jednou z hlavních kostí v kotníku a nachází se mezi spodní částí hleňových kostí (tibia a fibula) a patou (calcaneus). Pata je největší kostí v chodidle. Je umístěna pod hlezenní kostí a přenáší váhu těla na zem. Pata je propojena s achillovou šlachou, která spojuje sval lýtka a patu. V chodidle se nachází dále 5 metatarzálních kostí, příčné klenbové kosti a kost palce (hallux), která je největší a nejsilnější kost v prstu nohy. Představuje základ pro chůzi a přináší důležitou funkci při odrazu. Prsty chodidla jsou poté tvořeny dlouhými kostmi, které jsou známé jako falangy. Prsty mají obvykle tři falangy, s výjimkou palce, který má pouze dvě falangy (Dimon, 2023).

Dále se posuneme ke kloubům. Kyčelní kloub, známý také jako acetabulofemorální kloub, je jeden z nejstabilnějších kloubů v lidském těle. Kloub kolenní (tibiofemorální kloub) je největším kloubem dolní končetiny. Je tvořen styčnou plochou mezi stehenní kostí a holení. Tento kloub umožňuje pohyb flexe a extenze a je důležitý pro chůzi, běh a další pohybové aktivity. Kotník neboli hlezenní kloub je složený kloub mezi koncem holení a lýtkové kosti a hlezenní kostí (talus). Kotník je zodpovědný za pohyb dorzální flexe (ohybu směrem k noze) a plantární flexe (ohybu směrem k patě). Tento kloub je důležitý pro stabilitu a pohyblivost dolní končetiny při chůzi a běhu. U kloubů zmíním ještě Achillovu šlachu, která je nejdelší a nejsilnější šlachou v lidském těle (Puleo a Milroy, 2019)

Pro svaly použiji pomocný obrázek: **Obrázek 1: Svaly dolní končetiny.** Stehenní sval Quadriceps femoris se skládá ze čtyř hlav, jejichž přední svalové břicho je spojeno s patelou a patelární šlachou. Quadriceps femoris umožňuje extenzi (prodloužení) kolenního kloubu a podílí se na síle při chůzi a běhu. Biceps femoris je umístěný na zadní straně stehna a jak jeho název napovídá, skládá se ze dvou hlav - dlouhé a krátké hlavy. Tento sval se upíná na hlavu holenní kosti (fibula) a umožňuje flexi (ohyb) kolenního kloubu a extenzi kyčelního kloubu.

Obrázek 1: Svaly dolní končetiny



Zdroj: převzato z: Hanzlová a Hemza (2014)

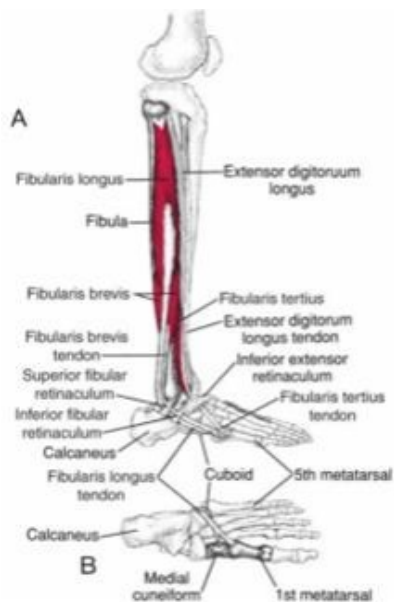
Obrázek 2: Musculus tibialis anterior - přední sval holení



Zdroj: převzato z: Travell a Simons (1993)

Dále podrobněji popíšu pouze svaly měřené a sledované ve výzkumné části této práce. Musculus tibialis anterior česky přední sval holenní je zobrazen na **Obrázek 2: Musculus tibialis anterior – přední sval holení** a vychází z horní části holenní kosti (tibia) a svalového vazu na přední straně dolní končetiny. Odtud sestupuje dolů směrem k vnitřní hraně chodidla. Je dobře viditelný a hmatatelný jako výrazný svalový útvar při napnutí nohy. Jeho hlavní funkcí je dorsální flexe (ohyb směrem k noze) kotníku. To znamená, že sval zvedá chodidlo směrem k holeni. Dorsální flexe je nezbytná pro zdvihání nohy při chůzi a běhu, pro překonávání nerovností terénu a pro udržení stability nohy. Dále hraje roli při inverzi (vnitřním otočení) kotníku, to znamená, že sval se podílí na ohnutí chodidla směrem k tibií (holenní kosti) a zajišťuje stabilitu vnitřní hrany chodidla. Tibialis anterior je inervován peroneálním nervem (nervus peroneus), který se odvětvuje z nervu ischiadicus v dolní části páteře. Sval je zásobován krví přes cévní zásobení z arterií na přední straně dolní končetiny (Travell a Simons, 1993; Puleo a Milroy, 2019).

Obrázek 3: Fibularis longus (Peroneus longus) - dlouhý sval lýtkový

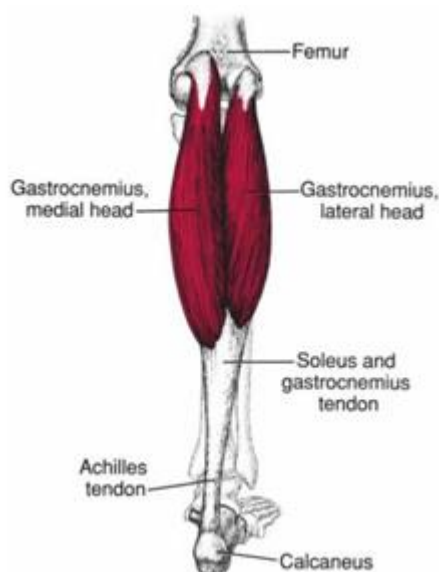


Zdroj: převzato z: Travell a Simons (1993)

Musculus peroneus longus v česku známý jako dlouhý sval lýtkový popisují Travell a Simons (1993) latinsky jako fibularis longus, jehož podobu můžete vidět na obrázku **Obrázek 3: Fibularis longus (Peroneus longus) - dlouhý sval lýtkový**. Oba tyto názvy jsou stejného významu a pro účely této bakalářské práce budu používat peroneus longus. Tento sval vychází z horní části holenní kosti (tibia) a hlavičky holenní kosti (fibula).

Odtud sestupuje dolů směrem k vnějšímu kotníku a následně přes šlachu pokračuje směrem k vnitřní hraně chodidla. Lze jej nahmatat na vnější straně dolní kočety v oblasti spodní třetiny holenní kosti. V přední části dolní končety je peroneus longus viditelný jako výrazný svalový útvar. Jeho funkce je spojena s pohybem dolní končety, hlavně vyvracení kotníku. To znamená, že sval tlačí vnější okraj chodidla směrem k vnějšímu kotníku. Dále přispívá k plantární flexi (ohnutí) kotníku a stejně jako předchozí sval pomáhá udržovat stabilitu chodidla a rovnoměrné rozložení váhy při pohybu – chůzi a běhu. Peroneus longus je také inervován peroneálním nervem a zásobují ho artérie na přední straně dolní končety (Puleo a Milroy, 2019).

Obrázek 4: Musculus gastrocnemius lateral/medial head – dvojhavý sval lýtkový laterální/mediální hlava



Zdroj: převzato z: Travell a Simons (1993)

Pro čtenáře bude neznámější dvojhavý sval lýtkový latinsky známý jako gastrocnemius. Travell a Simons (1993) popisují, že se skládá ze dvou hlav: vnitřní (medial head) a vnější (lateral head) – obě hlavy lze vidět na obrázku **Obrázek 4: Musculus gastrocnemius lateral/medial head – dvojhavý sval lýtkový laterální/mediální hlava** obě hlavy vycházejí z femuru (stehenní kosti) nad zadním horním okrajem kolenního kloubu. Sval se následně spojuje do jediné Achillovy šlachu, která se upíná na patu (calcaneus). Lze jej jednoduše identifikovat jako výrazný svalový hrbol na zadní straně dolní končety. Je viditelný při napnutí a palpaci a je často označován jako "lýtko". Jeho hlavní funkcí je plantární flexe (ohnutí) kotníku. To znamená, že sval zvedá patu a tlačí chodidlo směrem od holení kosti. Plantární flexe je důležitá

pro pohyb při chůzi, běhu, skákání a dalších aktivitách, které vyžadují odraz od země. Gastrocnemius je také zapojen do flexe kolenního kloubu. Dvojhlavý sval lýtkový je inervován tibialovým nervem, který se také odvětjuje z nervu ischiadicus v dolní části páteře. Krevní zásobením gastrocnemia je zajištěno cévami na zadní straně dolní končetiny (Dimon, 2023).

1.3 Elektromyografie

Elektromyografie, zkráceně EMG je diagnostický a výzkumný postup, který se používá k měření elektrické aktivity svalů. Je založen na záznamu elektrických signálů, které generuje svalová tkáň při kontrakci a relaxaci svalu.

1.3.1 Kontrakce svalu z pohledu EMG

Kontrakce svalu je proces, při kterém dochází ke zkrácení a ztuhnutí svalové tkáně. Tento proces je základem pro pohyb těla, udržování stability a provádění různých fyzických aktivit. Svaly se skládají z mnoha svalových vláken, která jsou základní stavební jednotkou svalové tkáně. Každé svalové vlákno obsahuje aktinové a myosinové filamenty, které spolu interagují při kontrakci, která začíná nervovým podnětem vyslaným z centrálního nervového systému (mozku nebo míchy) do svalových vláken. Tento nervový podnět obsahuje informace o požadovaném pohybu a síle kontrakce (Daube a Rubin, 2009).

Na neuromuskulárním spojení mezi nervovými zakončeními a svalovými vlákny se uvolňuje neurotransmiter nazývaný acetylcholin, jenž se váže na receptory na povrchu svalových vláken a spouští jejich biochemickou reakci. Biochemická reakce spuštěná acetylcholinem způsobuje uvolnění vápníku z intracelulárních rezervoárů. Vápník se váže na aktinové a myosinové filamenty ve svalových vláknech, což umožňuje jejich interakci. Aktinové a myosinové filamenty tvoří můstky, které se poté při kontrakci svalu vytvářejí a zase rozpadají – vzájemné pohyby těchto můstků způsobují zkrácení či natažení svalového vlákna (Preston a Shaphiro, 2020).

1.3.2 Elektrická aktivita svalů pro EMG

Kontrakce a relaxace svalů popsané v předchozí podkapitole generují bioelektrické signály, které nazýváme elektrickou aktivitou svalů. Při pohybu svalových vláken dochází ke změně elektrického náboje na membránách těchto vláken, což vede ke vzniku akčního potenciálu. Akční potenciál reprezentuje krátkodobou změnu elektrického potenciálu, jenž se šíří podél svalového vlákna. Tuto elektrickou aktivitu způsobuje pohyb iontů přes membránu

svalového vlákna. Elektrická aktivita svalů je ovlivněna různými faktory, včetně síly kontrakce, frekvence kontrakcí, svalové únavy a koordinace pohybu. Při vyšší svalové aktivitě se zvyšuje frekvence a amplituda elektrické aktivity svalů (Daube a Rubin, 2009).

1.3.3 Vývoj elektromyografie

Elektromyografie se vyvinula jako diagnostická metoda v průběhu 20. století díky pokroku v oblasti elektrofyziologie a medicíny. Historie EMG sahá až do počátku 20. století, kdy začaly být zkoumány elektrické signály generované svaly, přesněji v roce 1924 vytvořil italský fyziolog Luigi Galvani základy pro studium elektrických jevů v svalové tkáni. Díky jeho experimentům se žábami se ukázalo, že svalová kontrakce je způsobena elektrickou aktivitou. V průběhu 20. století došlo k významným pokrokům ve vývoji technologie, která umožňuje záznam a analýzu elektrické aktivity svalů. V 30. letech 20. století byly vyvinuty první elektrody pro zaznamenávání svalového potenciálu. V 50. letech se začaly používat diferenciální zesilovače, které umožnily přesnější měření elektrické aktivity svalů. V dnešní době se technologie elektromyografie stále zdokonalují – máme lepší elektrody, zesilovače a záznamová zařízení, které umožňují přesnější a spolehlivější měření elektrické aktivity svalů. Kvůli tomu se elektromyografie stala neocenitelným nástrojem pro diagnostiku a výzkum svalových a nervových poruch. Je používána v různých oblastech neurologie, ortopedie, rehabilitace, sportovní medicíny, biomechaniky a sportu (Basmajian, 1980).

1.3.4 Druhy elektromyografie

Nejzákladnější dělení elektromyografie je na invazivní a neinvazivní metody. Zástupce neinvazivní metody je metoda povrchová. Při povrchové elektromyografii se elektrody umísťují na povrch kůže nad svaly. Pomocí elektrod poté zachytáváme elektrickou aktivitu svalů a elektrody generují signály, které jsou analyzovány a interpretovány v příslušných zařízeních a programech. Povrchová EMG se často používá pro studium svalové aktivity během pohybu, rehabilitace, analýzy chůze a sportovního výkonu. Zástupce invazivních metod je elektromyografie pomocí jehlových elektrod, při které se tenká jehla zavede přímo do svalového vlákna (Hermens et al., 2000; Winter et al., 1994; Král, 2017).

1.3.5 Povrchová elektromyografie

Pro účely mé bakalářské práce jsem využil měření EMG na povrchu kůže nad svaly. Povrchové elektrody se často používají pro neinvazivní měření elektrické aktivity svalů, při jejich umístění na povrch kůže dochází k detekci elektrických signálů generovaných svalovými vlákny. Tyto signály jsou přenášeny na analogový či digitální zesilovač, který zesiluje slabé elektrické signály, aby byly vhodné pro zpracování a analýzu. Zesilovač také filtruje nežádoucí rušení a potlačuje signály od jiných zdrojů, pomocí pásmových propustí v analogovém zesilovači, případně pomocí číslicových filtrů v digitálních zesilovačích (Reaz et al., 2006).

Jak jsem již popsal, elektrická aktivita svalů se projevuje v podobě akčních potenciálů. Akční potenciály jsou elektrické impulsy generované svalovými vlákny při kontrakci svalu, jež zaznamenávají povrchové elektrody a převádí je na analogový signál. Tento analogový signál je poté digitalizován, což znamená, že je převeden na digitální formát. Digitální signál je pak zpracován pomocí počítače nebo jiného zařízení, kde je možné provádět analýzu signálu, jako je například výpočet amplitudy, frekvence a dalších parametrů elektrické aktivity svalů. Výsledkem měření EMG je obvykle zobrazení časového průběhu elektrické aktivity svalů v podobě elektromyografického signálu. Tento signál může být dále zpracováván pomocí např. Fourierovy transformace, nebo korelace tak, aby se získala informace například o funkci svalů, jejich aktivaci, podobnosti aktivací a síle. (De Luca, 1997; Thongpanja et al., 2015).

1.4 Výzkumný problém

Lloyd a Besier (2003) zkoumali svaly zapojující se do pohybu kolena, mezi 13ti sledovanými svaly pomocí EMG měli obě hlavy gastrocnemia – laterální i mediální. Studií zabývajících se kolenem je velké množství, a proto je známo i z velké části chování obou hlav gastrocnemia, proto jsem si jako referenční svaly zvolil tyto dvě hlavy. Hodges et al. (2003) porovnávají ve své studii ultrazvukové měření s měřením EMG, jeden z mnoha měřených svalů je i tibialis anterior, zde dochází k měření změny délky svalu a kontrakce. Další zajímavou studií pro tibialis anterior je studie od Van Cutsem et al. (1998), kde porovnávají odezvu EMG u tohoto svalu po 12ti týdenním tréninku zaměřeného na svaly zapojující se v pohybu kotníku. Winter et al. (1994) jako jediná studie, co jsem našel zapojuje ke gastrocnemiu i tibialis anterior a peroneus longus. Jejich studie se věnuje

antagonistickým svalovým párům. Zde popisují aktivitu jednotlivých svalů v časové souslednosti během 3 kroků dospělého jedince v laboratorním prostředí.

Na základě vyzkoumaných poznatků v teoretické části jsem zvolil právě výše uvedenou čtveřici sledovaných svalů, protože doposud nebyla studie zabývající se elektromyografií těchto svalů při běhu. Dále rozšířím šetření o různé typy povrchů a zkusím se v závěru zaměřit i na budoucnost tohoto výzkumu, kam by mohl směřovat.

2 Cíl práce

Cílem bakalářské práce je změřit pomocí elektromyografie míru a pořadí aktivace svalů dolní končetiny při běhu na různých typech povrchů. Pro výzkum jsem zvolil čtyři svaly dolní končetiny, přesněji gastrocnemius – jeho dvě hlavy (laterální a mediální), tibialis anterior a peroneus longus. Dále jsem si zvolil tři typy povrchů: tartan, trávu a písek. Na základě zjištěných poznatků a z cíle mé bakalářské práce jsem si definoval základní výzkumné otázky.

2.1 Výzkumné otázky

1. Do jaké míry budou výsledné signály obou končetin podobné vůči sobě během krokového cyklu při běhu?
2. Do jaké míry se shodují pořadí a délky aktivací jednotlivých svalů během krokového cyklu při běhu na různých typech povrchů?
3. Které svaly budou vykazovat změnu své aktivace při běhu po měkčím povrchu?
4. Jaký soubor doporučení vyplývá ze zjištěných poznatků ke zlepšení zdravotního výzkumu pro zkvalitnění tréninkových jednotek běžců?

2.2 Hypotézy

1. Při běhu na tartanu budou průběhy signálů z obou končetin téměř totožné, protože se jedná o periodicky stejný symetrický pohyb.
2. Největší rozdíly mezi mírou a délkou aktivací jednotlivých svalů během krokového cyklu při běhu budou mezi tartanem na běžecké dráze a pískem na beachvolejbalovém hřišti.
3. Při běhu na měkčím povrchu budou vykazovat větší změnu své aktivace svaly podílející se na stabilizaci kotníku a chodidla (tibialis anterior a peroneus longus).

2.3 Úkoly práce

1. Vytvoření uceleného teoretického rámce.
2. Určení formy výzkumu, výběr zkoumaných svalů a položení výzkumných otázek.
3. Praktický experiment – měření případové studie.
4. Sběr, zpracování, analýza a interpretace naměřených dat.
5. Diskuze hypotéz, shrnutí výsledků a stanovení závěru.

3 Metodika

3.1 Charakteristika výzkumu

V mé bakalářské práci jde o případovou studii s komparativním charakterem relativního načasování a aktivace vybraných svalů dolní končetiny pomocí povrchové elektromyografie při běhu na různých typech povrchů. Jedná se o atletickou dráhu s tartanovým povrchem, o fotbalové hřiště s travnatým povrchem a o beachvolejbalové hřiště s písečným povrchem. Případová studie je charakteristická tím, že se zde sbírá větší množství dat od jednoho probanda, případně několik probandů v řádu jednotek jedinců. Na rozdíl od statistického šetření, kde musí být výzkumný vzorek velký a reprezentativní pro závěry vztahované k určitému základnímu souboru jedinců. Detailním prozkoumáním dat u nízkého počtu probandů se vytváří předpoklad, že dojde k lepšímu porozumění dané problematice a lze jí poté v některých případech vztáhnout na podobné případy (Hendl, 2005).

3.2 Charakteristika probanda

Můj výzkumný proband je muž starý 32 let, má platnou zdravotní prohlídku pro studium na UK FTVS od sportovního lékaře bez omezení způsobilosti k pohybovým aktivitám. Jedná se o registrovaného sportovce: hokej. V žákovském věku se věnoval závodně ping-pongu. Proband je 183 cm vysoký a váží 80 kg.

3.3 Elektromyograf

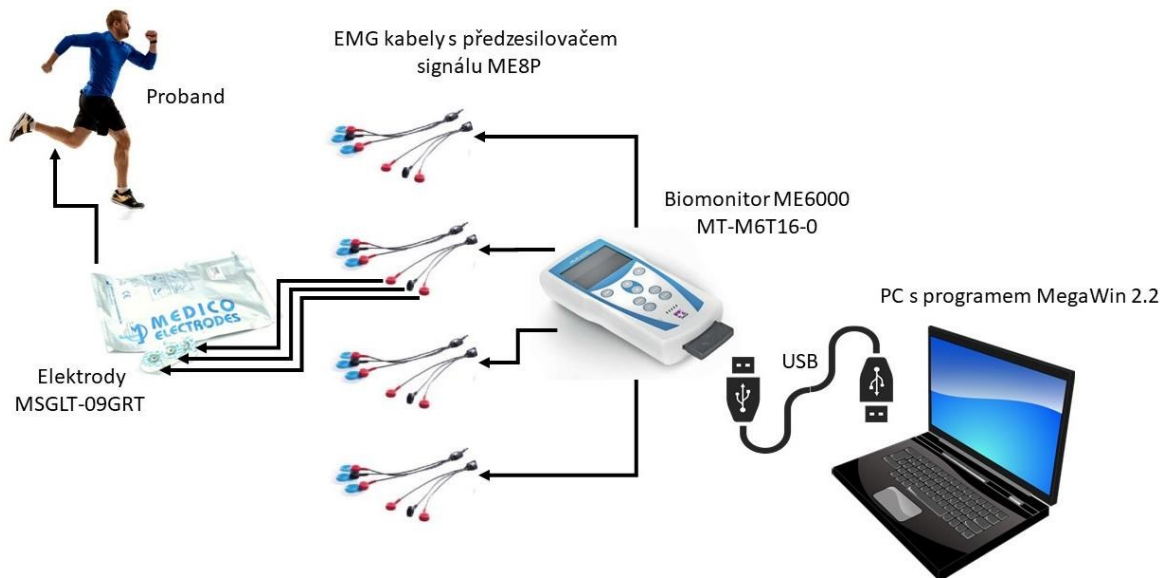
Pro měření elektromyografie ve svalech jsem využil přístroj pro univerzální zpracování biologických signálů: Biomonitor ME6000, vyvinutý společností Mega Electronics Ltd. a jedná se o 16ti kanálový přenosný přístroj navržený pro nejnáročnější potřeby ve zpracování fyziologických signálů jako jsou například EMG. Níže uvádím jeho technickou specifikaci:

- Displej: LCD
- Rozlišení: 14 bits
- CMRR: typicky 110 dB
- Kanály: 4-16
- EMG typ: Primární / Průměrovaný / True-RMS / Integrovaný
- Vzorkovací frekvence: 100/200/1000/2000/5000/10000 Hz / Kanál
- EMG frekvenční rozsah: 15 - 500 Hz

- Datový přenos: USB, WLAN
- Paměť: CF paměťová karta 1GB standard (volitelně až do 2GB)
- Napájení: 4 x 1,5 V (AA/LR6 typ) baterie nebo dobíjecí baterie
- Velikost: 181 x 85 x 35 mm
- Váha: 344g
- Triggery: Izolovaný trigger in/out
- Elektrody: Povrchové, jehlové, fine wire

Jako povrchové elektrody jsem použil univerzální nalepovací jednorázové Ag/AgCl elektrody MSGLT-09GRT pro dospělé s karbonovým drukem, tyto elektrody se vyznačují vysokou přilnavostí, protože jsou vhodné i pro zátěžové testy. Jejich rozměr je 51 x 33 x 1 mm a vyrábí je společnost Medico Electrodes Int. Celkové schéma zapojení můžete vidět na obrázku **Obrázek 5: Schéma zapojení biomonitoru ME6000**.

Obrázek 5: Schéma zapojení biomonitoru ME6000



Zdroj: vlastní zpracování

3.4 Zpracování dat

Po naměření primárních dat v mikrovoltech [μV] se vzorkovací frekvencí 1000 Hz jsem je přenesl do počítače pomocí kabelu USB. V počítači jsem data uložil pomocí programu MegaWin 2.2, který exportuje pro další zpracování primární data pomocí formátu .mat, jenž je datovým kontejnerem pro binární data. Tento datový soubor je připravený pro zpracování v programu MATLAB. MATLAB je kombinací vývojového prostředí

pro matematické operace, grafické zpracování dat a skriptové programování. V MATLABu jsem po importování souborů .mat vypočítal výsledky měření, pomocí již vyvinutého matlabového skriptu. Skript EMG_processing_2015a_64b.exe s názvem SOFTWARE FOR MULTICHANNEL EMG SIGNAL ANALYSIS vyvinul na Fakultě elektrotechnické na Českém vysokém učení technickém Jan Sedlák. V tomto skriptu jsou stěžejní výpočty založené na obávkové analýze signálu a na vzájemných korelacích, obě tyto metody pro obecné zpracování signálu popíšu v následujících podkapitolách.

3.4.1 Korelace

Vzhledem k jednoduchosti a obecné známosti vzorečků pro aritmetický průměr, směrodatnou odchylku a variační koeficient je zde neuvádím. Za zmínku stojí Pearsonův korelační koeficient. Jde o koeficient, jenž udává míru lineární závislosti dvou veličin o N vzorcích.

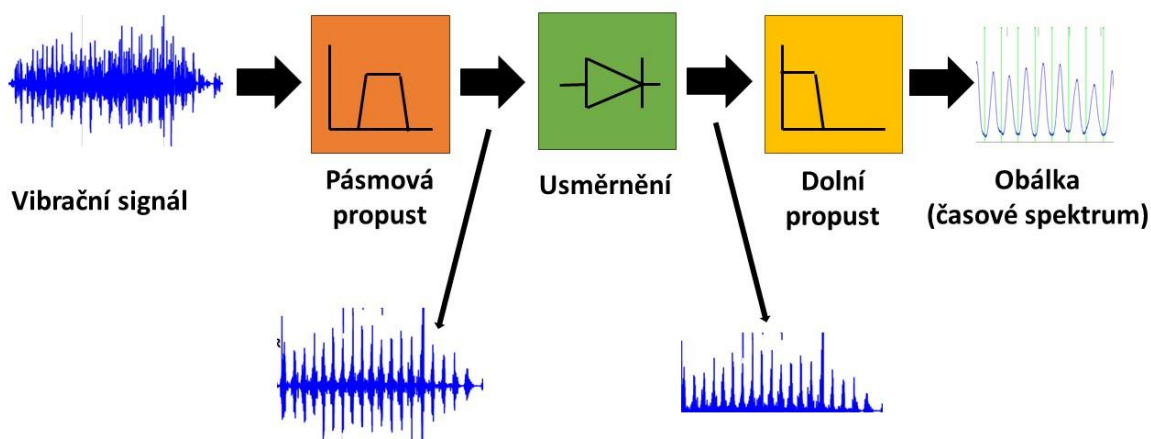
$$\rho(A, B) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left(\frac{A_i - \mu_A}{\sigma^A} \right) \left(\frac{B_i - \mu_B}{\sigma^B} \right)$$

Ve vzorečku se jsou aritmetické průměry značené μ a směrodatné odchylky značené σ . Výsledné hodnoty Pearsonova koeficientu se pohybují v intervalu $\langle -1, 1 \rangle$, což znamená, že v mezních případech se jedná o lineární přímou závislost pro hodnotu 1, nebo nepřímou lineární závislost pro hodnotu -1. V intervalu mezi krajními body se vnímá daná závislost dle blízkosti k jedné či druhé krajní hodnotě. Uprostřed intervalu leží hodnota 0, která značí, že se jedná o lineární nezávislost (Kráal, 2019).

3.4.2 Obávková analýza

Obávková analýza je metoda zpracování signálu, která se používá k extrakci amplitudových informací z modulovaného signálu. Tato metoda je často používána při analýze vibrací a akustických signálů nebo například při zpracování fyziologických signálů jako je EMG. Princip obávkové analýzy spočívá v tom, že se původní signál (nosný signál, pro účely této bakalářské práce používám pojem primární signál) rozdělí na dvě složky: pomalou obálku a vysokofrekvenční modulační signál. Pomalá obálka představuje amplitudové změny nosného signálu, zatímco vysokofrekvenční modulační signál představuje samotné modulační vlny (Yang, 2017; Lee et al., 2021).

Obrázek 6: Schéma zpracování signálu pomocí obáلكové metody



Zdroj: vlastní zpracování

Na obrázku **Obrázek 6: Schéma zpracování signálu pomocí obáلكové metody** můžete vidět jednotlivé kroky zpracování signálu pro obáلكovou analýzu. Podrobný výklad by přesáhl rozsah této bakalářské práce, ale můžete se s ním seznámit v prezentaci od Lišky (2010) nebo od Bartolo et al. (1996).

3.5 Shrnutí

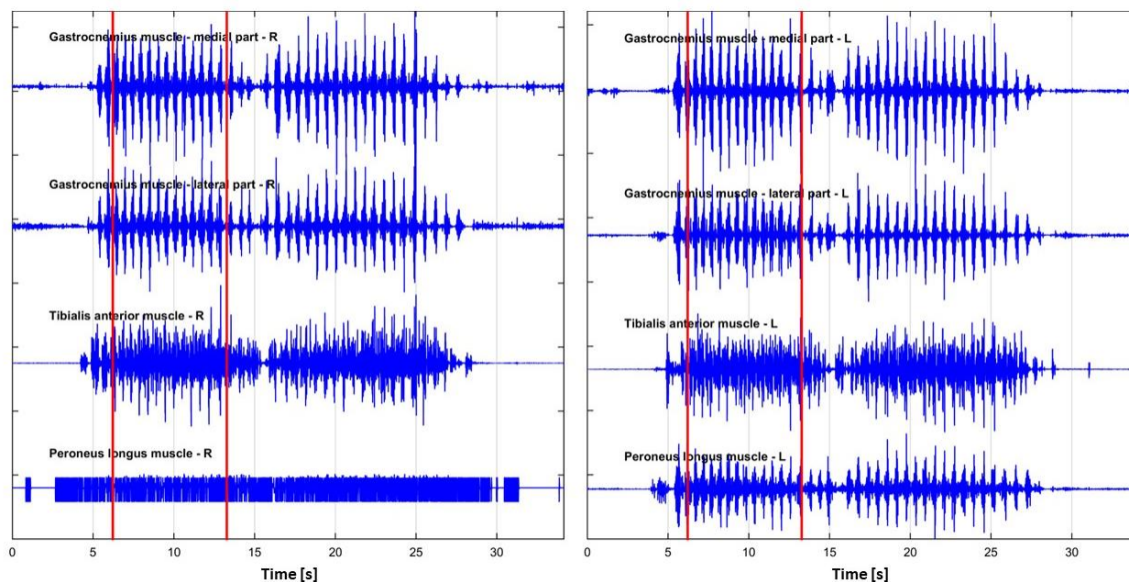
Pro zpracování dat z mého měření je klíčový signál nízkofrekvenční = obálka, kterou získám z vysokofrekvenčního primárního signálu. Pomocí pásmové propusti odfiltruji z primárního signálu nežádoucí frekvence, poté z jednotlivých diskrétních vzorků udělám absolutní hodnotu, tím amplitudu překlopím do kladných hodnot a pomocí číslicového filtru – dolní pásmové propusti odfiltruji vysokofrekvenční původní signál. Jako výsledek mám obálku signálu, pomocí které dokážu identifikovat dobu aktivace sledovaných svalů, díky lokálním maximům a minimům. Dále mohu pomocí korelace vyhodnotit podobnost aktivace jednotlivých svalů, během jednotlivých kroků a posloupnost aktivace jednotlivých svalů vzájemně.

4 Výsledky

Provedl jsem měření na všech 3 typech povrchů – tartan, tráva, písek. Proband běžel vždy 20 metrů tam i zpět. Na každém povrchu jsem provedl měření dvakrát. V této kapitole vysvětlím podrobně postup a popíšu naměřená data.

Na obrázku **Obrázek 7: Běh po trávě – všechny časové průběhy signálů** jsou zobrazeny všechny primární signály tj. 4 signály pro svaly pravé dolní končetiny a analogicky i pro svaly dolní končetiny levé. Toto měření je z travnatého povrchu na fotbalovém hřišti. Vzhledem ke stáří a opotřebení měřicího přístroje – přesněji EMG kabelů s předzesilovačem signálu ME8P, lze pozorovat častou saturaci senzoru pro peroneus longus na pravé končetině. Ovšem díky pásmovému filtru u obávkové modulace s dolní frekvenční pásmovou propustí má výsledný sledovaný signál vypovídající hodnotu, viz. následující grafy.

Obrázek 7: Běh po trávě – všechny časové průběhy signálů

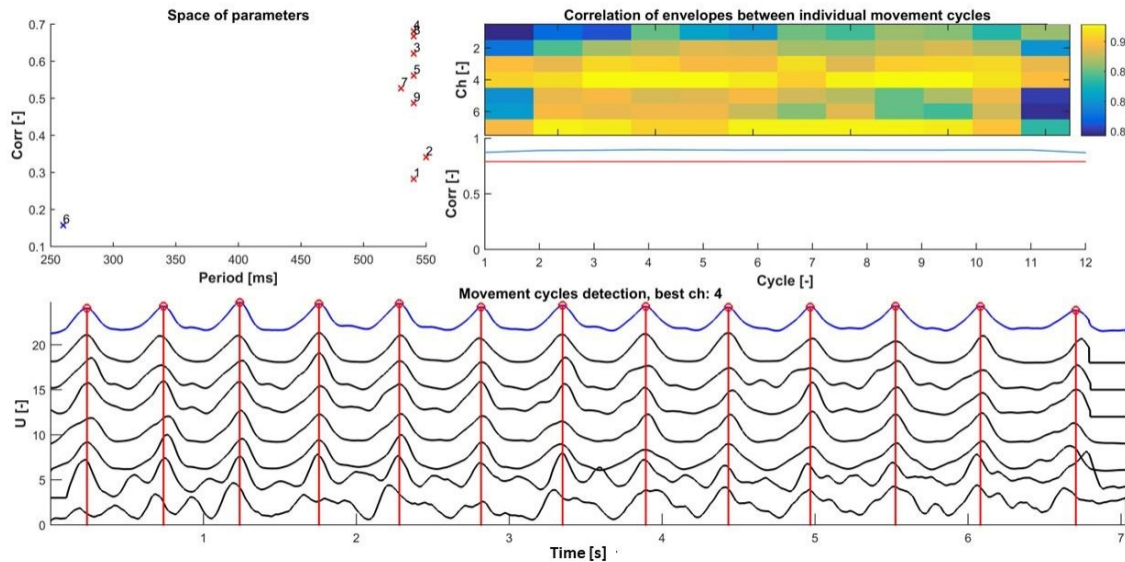


Zdroj: vlastní zpracování

V dalším kroku jsem převedl primární signál na jeho obálku, pomocí vzájemné korelace určil, který ze signálů má všechny kroky vzájemně nejpodobnější. Tento signál je poté rozhodující pro detekci periody, resp. jednoho kroku. V tomto případě se jedná o kanál 4, který vykazuje nejvyšší hodnotu korelačního koeficientu. Dle něj jsem posunul ostatní obávkové signály podle jejich lokálních maxim. Z pravého horního grafu na obrázku **Obrázek 8: Běh po trávě – vzájemná korelace signálů a jejich posunutý průběh obálky**

je vidět, že první a poslední krok cyklu vykazují nejmenší vzájemné korelace (modrá barva), protože proband zde ještě zrychloval, zejména u prvního snímaného kroku a u posledního snímaného začal zpomalovat.

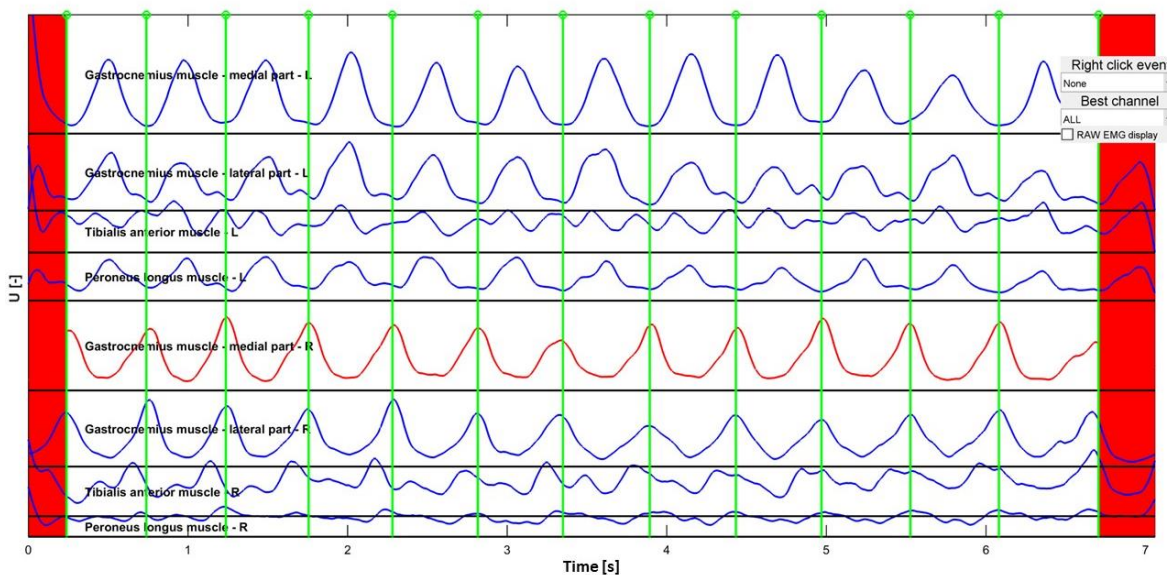
Obrázek 8: Běh po trávě – vzájemná korelace signálů a jejich posunutý průběh obálky



Zdroj: vlastní zpracování

Další graf **Obrázek 9: Běh po trávě – obálkové signály v reálném čase** ukazuje vzájemné posunutí obálkových signálů vůči sobě v reálném čase. Perioda je určena signálem z kanálu č. 4, tento signál byl naměřen na mediální hlavě gastrocnemia pravé dolní končetiny. Na tomto grafu lze vypočítat, že nejplynulejší průběh mají právě obě hlavy gastrocnemia, jak mediální, tak laterální u obou dolních končetin, ty zajišťují velkou část výkonu při běhu. Peroneus longus a tibialis anterior mají větší zásluhy při stabilizaci a proto zde průběh není tak hladký.

Obrázek 9: Běh po trávě – obálkové signály v reálném čase

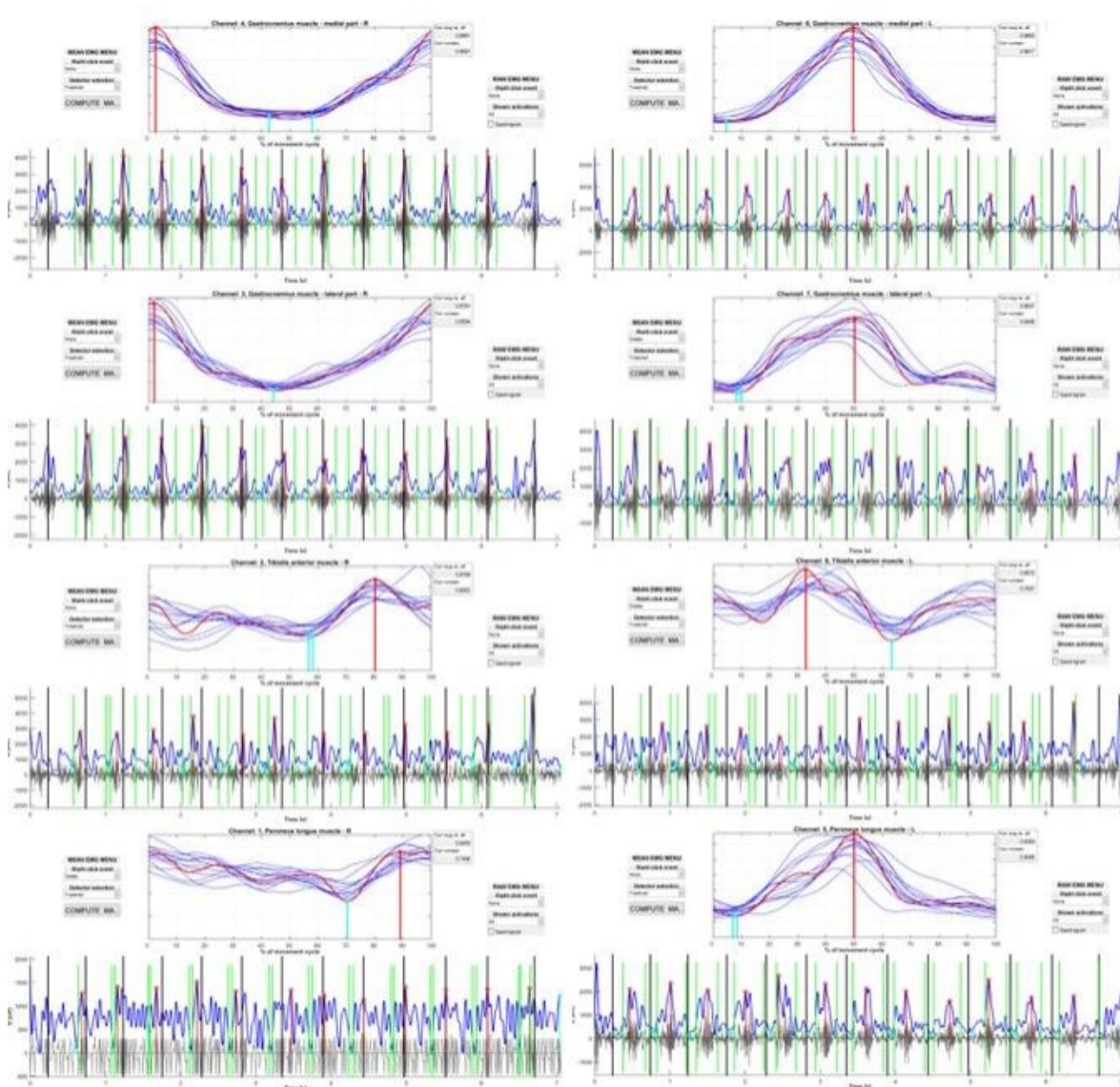


Zdroj: vlastní zpracování

Další graf **Obrázek 10: Běh po trávě – zobrazení průměrného cyklu jednotlivých signálů**

s **detekcí maxim a minim** zobrazuje průběhy jednotlivých zpracovaných signálů ze všech 8mi senzorů. Jejich průměrný průběh a lokální maximum – červený marker a lokální minimum – světle modrý marker. Lokální maxima a minima jsou určovány pomocí prahování signálu, této metodě se anglicky říká treshold.

Obrázek 10: Běh po trávě – zobrazení průměrného cyklu jednotlivých signálů s detekcí maxim a minim

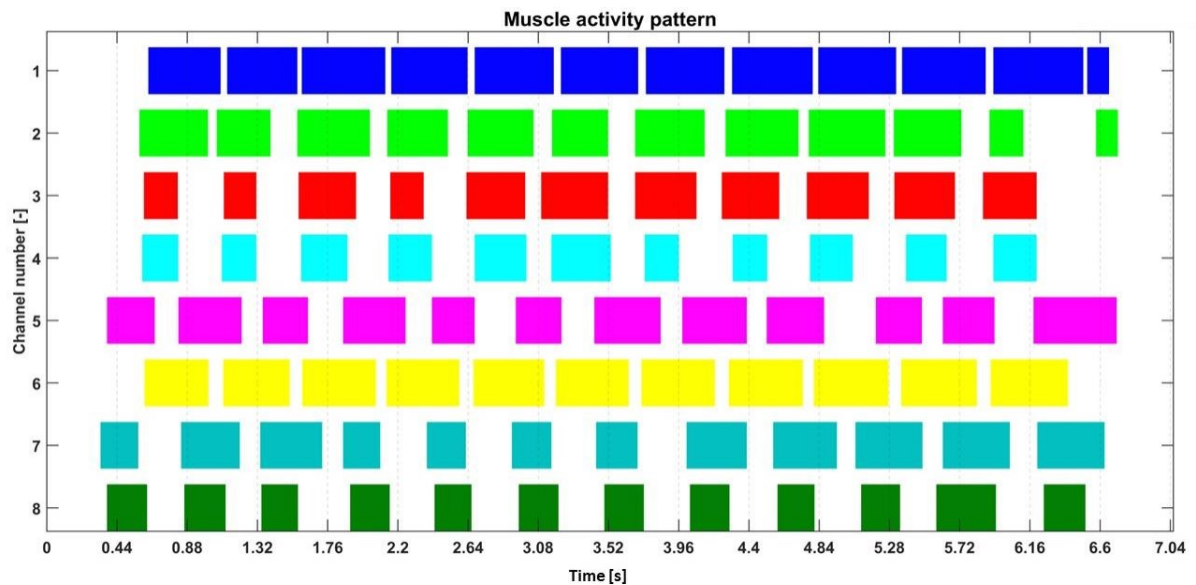


Zdroj: vlastní zpracování

Z těchto jednotlivých průměrných průběhů obálek signálů jsem poté opět pomocí prahování vytvořil graf svalové aktivity všech 8 sledovaných svalů v čase. Na obrázku **Obrázek 11: Běh po trávě – zobrazení svalové aktivity v reálném čase** lze pozorovat několik jevů. Peroneus longus na pravé končetině kvůli opotřeбенému kabelu nedosahuje vysokých hodnot v maximální průměrné amplitudě. Tento jev způsobuje jeho zdánlivě dlouhou aktivaci – kanál 1. Gastrocnemius obě hlavy na obou končetinách mají pravidelnou střídavou aktivaci pravá končetina kanál 3,4 a levá kanál 7,8. Mediální hlavy gastrocnemia

(kanál 4,8) u obou končetin má průměrně kratší aktivaci než hlava laterální (kanál 3,7). U tibialis anterior dochází k delší aktivaci u obou končetin (kanál 2,6) kvůli stabilizaci při běhu.

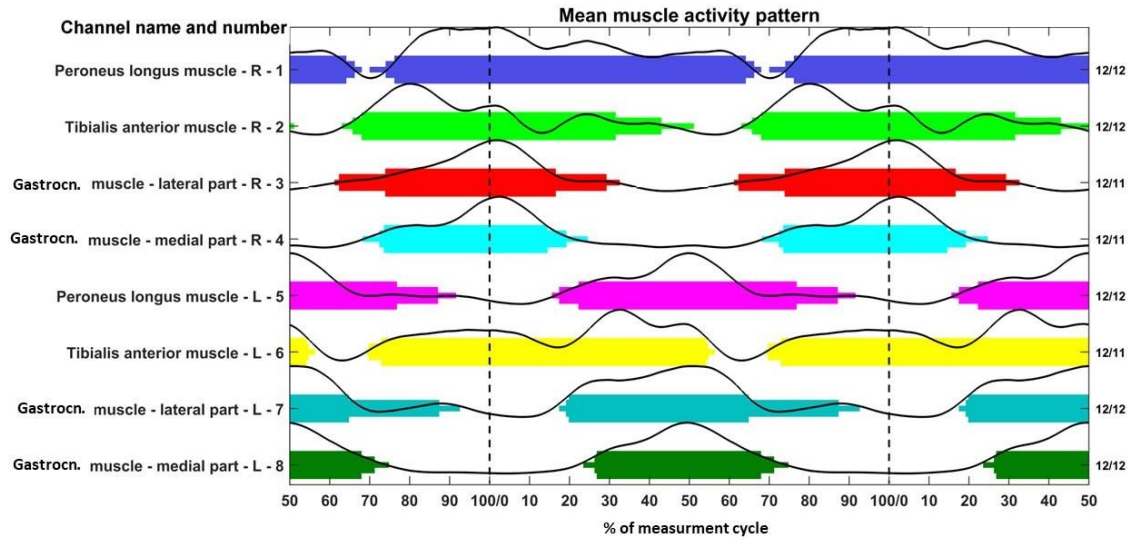
Obrázek 11: Běh po trávě – zobrazení svalové aktivity v reálném čase



Zdroj: vlastní zpracování

Poslední graf **Obrázek 12: Běh po trávě – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu** ukazuje průměrnou aktivaci svalů během jedné periody. Zde můžeme vyhodnotit jednotlivé aktivity podrobněji, zmínil bych potvrzení dlouhé aktivity pravého svalu peroneus longus viz. předchozí odstavce. Gastrocnemius a peroneus se zapojují dle jednotlivých kroků zřetelně, jedinou deviací v tomto měření je levý tibialis anterior, jenž se aktivuje téměř ve stejné době, jako na pravé noze.

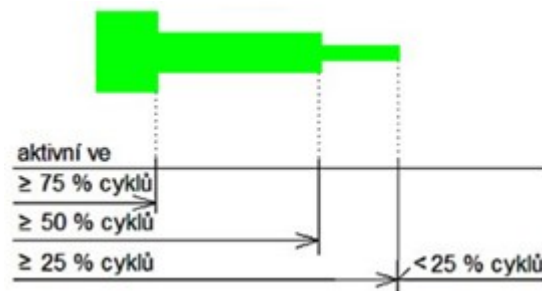
Obrázek 12: Běh po trávě – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu



Zdroj: vlastní zpracování

V obrázku **Obrázek 13: Vysvětlivka k zobrazení průměrného cyklu** uvádím detail grafu pro lepší pochopení cílové podoby průměrného cyklu.

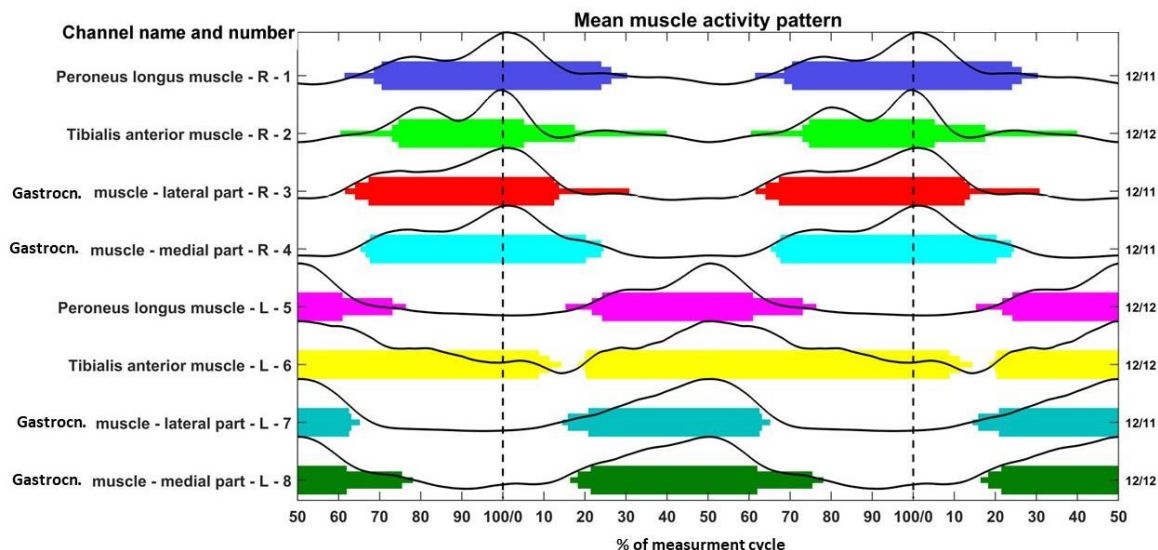
Obrázek 13: Vysvětlivka k zobrazení průměrného cyklu



Zdroj: vlastní zpracování

Pro možnost komparativní analýzy aktivace vybraných svalů dolních končetin zde zobrazím i výsledné grafy z běhu na tartanu a z běhu v písku.

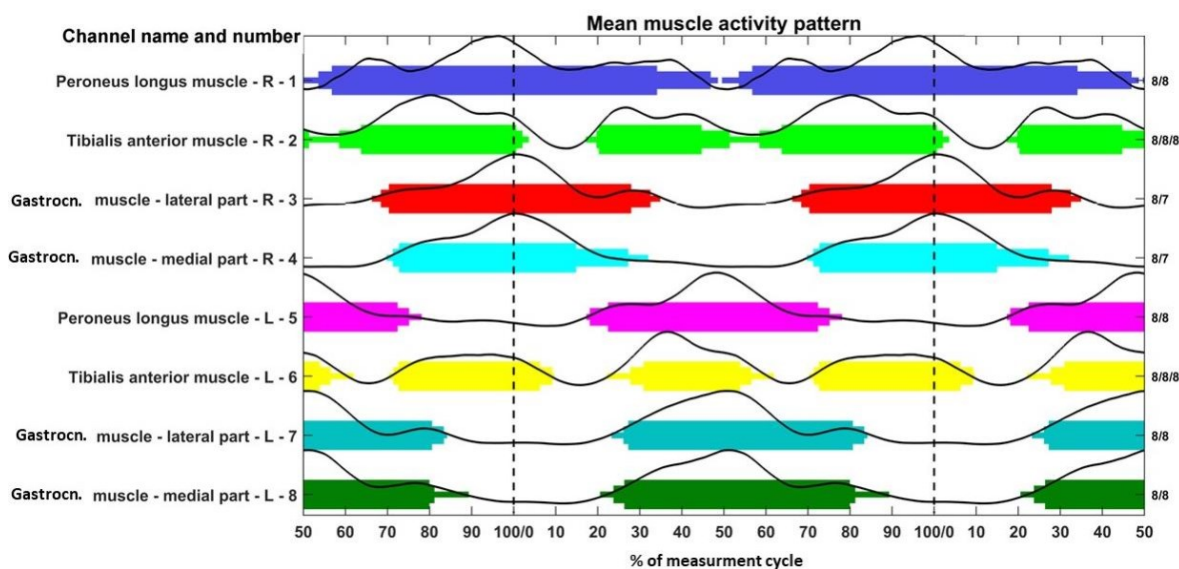
Obrázek 14: Běh po tartanu – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu



Zdroj: vlastní zpracování

Na tomto grafu **Obrázek 14: Běh po tartanu – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu** jsem se pokusil odstranit systémovou chybu tím, že jsem přesunul vadný kabel na sval tibialis anterior levé končetiny. Již na první pohled je vidět rozdíl v délce aktivace jednotlivých svalů a ve větší synchronizovanosti jejich aktivace. Zde jsou kroky jasně zřetelné.

Obrázek 15: Běh po písku – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu



Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek na předchozí stránce **Obrázek 15: Běh po písku – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu** znázorňuje aktivaci jednotlivých svalů při běhu v písku a opět je zde jasně viditelný rozdíl. U tibialis anterior se nachází v jedné periodě dvě lokální maxima, což odpovídá dvojitě aktivaci během jednoho krokového cyklu u běhu.

5 Diskuze

Moje bakalářská práce se zabývala komparativní analýzou aktivace svalů dolní končetiny při běhu po různých typech povrchu. Zaměřil jsem se na svaly dolní končetiny, které jsou umístěny většinou svého obsahu od kolenního kloubu níže. Na základě nastudovaných poznatků jsem si definoval hypotézy, které budu v této kapitole diskutovat.

5.1 Diskuze hypotéz

1. *Při běhu na tartanu budou průběhy signálů z obou končetin téměř totožné, protože se jedná o periodicky stejný symetrický pohyb.*

Při pohledu na graf z obrázku **Obrázek 14: Běh po tartanu – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu** je patrné, že aktivace svalů jedné či druhé dolní končetiny začínají velmi přesně, počátky více než 75 % cyklů jsou zarovnané v méně než 10 % časového rozpětí jedné periody. Na grafu je zakreslený průběh pro tibialis anterior na levé dolní končetině kvůli vadnému kabelu. Laterální hlavy gastrocnemia obou dolních končetin se v průměru aktivují časněji než hlavy mediální. Z grafu je možné vyčíst, že u pravé nohy dochází průměrně k většímu rozptylu ukončení aktivace svalu tibialis anterior a laterální hlavy gastrocnemia. V porovnání s ostatními povrchy lze konstatovat, že tuto hypotézu lze potvrdit.

2. *Největší rozdíly mezi mírou a délkou aktivací jednotlivých svalů během krokového cyklu při běhu budou mezi tartanem na běžecké dráze a pískem na beachvolejbalovém hřišti.*

Porovnáním grafů z obrázků **Obrázek 12: Běh po trávě – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu**, **Obrázek 14: Běh po tartanu – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu** a **Obrázek 15: Běh po písku – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu** není zřejmé, že by aktivace svalů mezi tartanem a trávou byla méně rozdílná s porovnáním tartanu a písku. Když pomíneme zakreslený průběh pro levý tibialis anterior u tartanu a pro pravý peroneus longus u písku a trávy, tak hlavní rozdíly jsou u tibialis anterior obou končetin, kde se při běhu na trávě tento sval na levé končetině aktivoval v době aktivací všech svalů na pravé končetině. Oproti tomu při běhu na písku se také aktivoval podobně jako v předchozím případě, ale zde docházelo ke zdvojené aktivaci během jedné periody, proto nebyl nesoulad tak výrazný. Běh na písku má obecně delší dobu aktivace v pásmu

75 % cyklů, ale v pásmu 50 % cyklů jsou průběhy srovnatelné s travnatým povrchem. Tato hypotéza se nepotvrdila.

3. *Při běhu na měkčím povrchu budou vykazovat větší změnu své aktivace svaly podílející se na stabilizaci kotníku a chodidla (tibialis anterior a peroneus longus).*

Z grafu **Obrázek 14: Běh po tartanu – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu** je patrné, že při běhu na tvrdém homogenním povrchu je aktivace svalů tibialis anterior a peroneus longus u obou končetin podobně dlouhá jako u hlav gastrocnemia. U běhu na trávě se poměrově doba aktivace zvětšila a u písčitého povrchu je tomu stejně, dokonce se zde objevila dvojitá aktivace u tibialis anterior. Tento fakt podporuje mou hypotézu a mohu sdělit, že můj výzkum tuto hypotézu potvrzuje.

Vzhledem k povaze mého výzkumu nemohu výsledky přímo diskutovat se studii, např. s Lloyd a Besier (2003), protože ti zkoumali svaly zapojující se do pohybu kolena. Hodges et al. (2003) porovnávají ve své studii ultrazvukové měření s měřením EMG, další studii Van Cutsem et al. (1998), kteří porovnávají odezvu EMG před a po 12ti týdenním tréninku zaměřeného na svaly zapojující se v pohybu kotníku. Z mého pohledu nejbližší studie je téměř 30 let stará: Winter et al. (1994) a jako jediná studie, co jsem našel zapojuje ke gastrocnemiu i tibialis anterior a peroneus longus. Jejich studie se však věnuje antagonistickým svalovým párům v časové souslednosti během pouhých 3 kroků dospělého jedince v laboratorním prostředí. Proto ani z této studie nemám možnost své výsledky porovnat či diskutovat. V mé práci se jedná o unikátní studii, kde díky kombinaci zvolených svalů a různých povrchů neexistuje příbuzná studie, se kterou bych mohl výsledky přímo diskutovat.

5.2 Limity studie

Největší limitací byl opotřebovaný EMG kabel s předzesilovačem signálu ME8P, díky níž byl signál z jedné elektrody často satureovaný. Vzhledem k pásmovému filtru u obávkové modulace s dolní frekvenční pásmovou propustí měl výsledný sledovaný signál alespoň částečnou vypovídající hodnotu. Jednoduché prahování, které vyhodnocovalo míru aktivace jednotlivých svalů poté bohužel tento upravený signál vyhodnocovalo jako sval, který setrvává aktivovaný delší dobu, než reálně byl.

Druhou limitaci shledávám v případové studii, do výsledků se kvůli nízkému počtu probandů – v mém případě 1, propisují pohybová schémata jedince, jeho zdravotní stav, velikost a konstituce jeho postavy, historický sport a životní styl. Přestože můj výzkumný proband: muž, 32 let, 183 cm, 80 kg, měl plnou zdravotní prohlídku pro studium na UK FTVS od sportovního lékaře bez omezení způsobilosti k pohybovým aktivitám a v době výzkumu byl zdravotně způsobilý, bez muskuloskeletálních zranění a neurologických onemocnění. Nelze výsledky z naměřených a zpracovaných dat paušálně vztáhnout na širší základní soubor, či dokonce na populaci. Tuto systémovou chybu bych rád v následujících výzkumech eliminoval výběrem širšího výzkumného vzorku ze základního souboru.

Třetí limitací byl povrch, kromě atletické dráhy, kde je povrch stejnoměrný, nelze z výsledků vyloučit i fakt, že mohl být písek nahnutý více k jedné straně hřiště, nerovnoměrně proschlý, případně travnaté hřiště jemně nakloněné do strany, kvůli odtoku vody z hrací plochy. V tomto případě jsem se snažil systémovou chybu měření eliminovat výběrem nejrovnějšího úseku a během 20 metrů tam i zpět. Tímto způsobem jsem poté mohl pozorovat, zdali se objevují výraznější nuance v běhu jedním či druhým směrem.

Závěr

Zadáním této bakalářské práce byla komparativní analýza aktivace svalů dolní končetiny při běhu po různých typech povrchu. Z velkého množství kosterních svalů, které se všechny zapojují při běhu, jsem si zvolil čtyři z mého pohledu nejzajímavější pro výzkum. Zkoumal jsem musculus tibialis anterior česky přední sval holenní, musculus peroneus longus v česku známý jako dlouhý sval lýtkový a dvojhlavý sval lýtkový latinsky známý jako gastrocnemius – u tohoto svalu jsem sledoval zvlášť obě jeho hlavy: vnitřní (medial head) a vnější (lateral head). Dále jsem si zvolil tři rozdílné typy povrchů: tartan na běžecké dráze, travnatý povrch na fotbalovém hřišti a písčiny povrch na beachvolejbalovém hřišti. Zde jsem prováděl výzkum, u něž byla základním kritériem pro výběr tvrdost povrchu a jeho rovnoměrnost.

V teoretické části jsem přiblížil důležité pojmy pro svou bakalářskou práci a vytvořil z nich ucelený teoretický rámec. Na základě odborné literatury jsem vysvětlil následující pojmy: běh, jeho historii, fyziologii a biomechaniku. Dále jsem definoval fáze běhu a přes anatomii běhu jsem přešel na anatomii dolní končetiny se zaměřením na mnou vybrané svaly. V poslední části jsem přiblížil pojem elektromyografie, co měří, její vývoj a druhy. Každý z těchto pojmů jsem definoval a uvedl jsem jeho strukturu dle odborných autorů.

Praktická část se věnovala výzkumným otázkám a naměřeným výsledkům. Zjišťoval jsem, do jaké míry budou výsledné signály obou končetin podobné vůči sobě během krokového cyklu při běhu? Zde i přes limitace mého výzkumu lze potvrdit, že u zdravého jedince se aktivují svaly při volném běhu v průměru s téměř totožnou dobou aktivace i s časováním aktivace jednotlivých svalů relativně vůči sobě. Další otázkou bylo: do jaké míry se shodují pořadí a délky aktivací jednotlivých svalů během krokového cyklu při běhu na různých typech povrchů? Zde jsem došel k závěru, že u travnatého povrchu se sval tibialis anterior na levé dolní končetině aktivoval v jiném časovém sledu vůči ostatním svalům dolních končetin, avšak nelze z tohoto šetření vyvozovat závěry, protože narážíme na limitace výzkumu. Dále jsem zjišťoval, které svaly budou vykazovat změnu své aktivace při běhu po měkčím povrchu? V tomto případě jsem zjistil, že na základě výzkumu lze potvrdit, že svaly tibialis anterior a peroneus longus se více podílejí na stabilizaci běžce a díky tomu vykazovali delší aktivaci u měkčích povrchů. U tibialis anterior se na písčném povrchu dokonce objevila dvojitá aktivace během jedné periody.

Ze zjištěných poznatků nelze vyvodit jednoznačná doporučení pro zlepšení tréninkových jednotek pro běžce. Pouze se mým šetřením potvrdila všeobecně známá fakta, běh na měkčím povrchu je náročnější na stabilizaci běžce, a proto se zde více zapojují svaly stabilizující kotník v našem případě tibialis anterior a peroneus longus. Pro celkový rozvoj svalové tkáně je dobré prokládat běhy na běžeckých tratích i tréninky na měkčím povrchu, docílíme tím delší aktivace stabilizačních svalů.

Hlavní přínos své bakalářské práce shledávám v použitelnosti v praxi. Můj výzkum potvrdil dvě ze tří výzkumných hypotéz, a i přes jeho limitace ukázal přínos EMG pro zdravotní a sportovní výzkum. Mé šetření odpovědělo na všechny výzkumné otázky, případně ukázalo správný směr dalšího výzkumu, či pozorování.

Jako vedlejší, ale pro mě stejně důležitý přínos, je zdokonalení mých znalostí v této problematice, spolu s rozšířením pohledu na danou problematiku nejen ze sportovního hlediska, ale i z hlediska fyziologického, resp. zdravotního. Poslední přidanou hodnotou je pro mě práce s literaturou a seznámení se s autory zaměřenými na elektromyografii. Rád bych ve výzkumu pokračoval ve své diplomové práci, udělal bych výzkum robustnějším – více probandů pro eliminaci specifických pohybových návyků jedinců. Případně se zaměřit na specifickou svalovou skupinu, pro rehabilitaci po zranění, případně cílené posilování vybraných svalů.

Seznam literatury

BARTOLO, A., C. ROBERTS, R. R. DZWONCZYK a E. GOLDMAN. *Analysis of diaphragm EMG signals: comparison of gating vs. subtraction for removal of ECG contamination*. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1996, 80(6), 1898-1902 [cit. 2023-06-30]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappl.1996.80.6.1898

BASMAJIAN, John V. *Electromyography? dynamic gross anatomy: A review*. *American Journal of Anatomy* [online]. 1980, 159(3), 245-260 [cit. 2023-06-29]. ISSN 0002-9106. Dostupné z: doi:10.1002/aja.1001590302

BERHARDT, L. V. *Advances in Medicine and Biology*. New York: Nova Science Publishers, Inc, [online]. 2016. [cit. 2023-06-29]. ISBN 9781634845069. Dostupné z: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=nlebk&AN=1226254&lang=cs&site=ehost-live>

BOSH, Frans, Ronald KLOMP. *Running: Biomechanics and Exercise Physiology in Practice*. Churchill Livingstone, 2004. ISBN 9780443074417.

CAPPELLINI, G., Y. P. IVANENKO, R. E. POPPELE a F. LACQUANITI. *Motor Patterns in Human Walking and Running*. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2006, 95(6), 3426-3437 [cit. 2023-06-29]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00081.2006

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie. 2., upr. a dopl. vyd.* Ilustroval Milan MED, ilustroval Ivan HELEKAL. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-1132-x

DANIELS, Jack. *Daniels' running formula. Fourth edition*. Champaign, IL: Human Kinetics, [2022]. ISBN 9781718203662.

DAUBE, Jasper R. a Devon I. RUBIN. *CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY*. Third Edition. New York: Oxford University Press, 2009. ISBN 978-0-19-538511-3.

DE LUCA, Carlo J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 1997, **13**(2), 135-163 [cit. 2023-06-29]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.13.2.135

DIMON, Theodore. *Anatomie těla v pohybu: základní kurz anatomie kostí, svalů a kloubů*. Druhé, revidované vydání. Ilustroval John QUALTER, přeložil Martina REGNEROVÁ. Praha: Euromedia Group, 2023. Universum (Euromedia Group). ISBN 978-80-242-8892-5.

HANZLOVÁ, Jitka a Jan HEMZA. *ZÁKLADY ANATOMIE POHYBOVÉHO ÚSTROJÍ*. Centrum interaktivních a multimediálních studijních opor pro inovaci výuky a efektivní učení | CZ.1.07/2.2.00/28.0041 [online]. Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita, 2014 [cit. 2023-06-29]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_I/pages/svaly_dolni_koncetiny.html

HARRER, Jakub. *Hodnocení timingu tenisových úderů pomocí kinematické analýzy a povrchové elektromyografie*. Praha, 2012. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce Tomáš Kočib.

HAVLÍČKOVÁ, Ladislava. *Fyziologie tělesné zátěže I: obecná část*. 2. přeprac. vyd. Praha: Karolinum, 1999. ISBN 80-7184-875-1.

HENDL, Jan. *Kvalitativní výzkum: základní metody a aplikace*. Praha: Portál, 2005. ISBN 80-736-7040-2.

HERMENS, Hermie J, Bart FRERIKS, Catherine DISSELHORST-KLUG a Günter RAU. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement

procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2000, **10**(5), 361-374 [cit. 2023-06-29]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4

HODGES, P.W., L.H.M. PENGEL, R.D. HERBERT a S.C. GANDEVIA. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle & Nerve* [online]. 2003, **27**(6), 682-692 [cit. 2023-06-29]. ISSN 0148-639X. Dostupné z: doi:10.1002/mus.10375

HOJKA, Vladimír. *Myodynamika oporové fáze při odrazových pohybech člověka*. Praha, 2012. Autoreferát disertační práce. Univerzita Karlova v Praze. Školitelé práce Stanislav Otáhal, Karel Jelen.

HRŮZOVÁ, Zuzana. *Komparativní analýza aktivace vybraných svalů pletence pánevního a trupu při chůzi v různých typech bot a naboso*. Praha, 2022. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce Radka Bačáková.

CHRTEK, M. *Evaluaace tenisového podání pomocí povrchové elektromyografie*. Praha, 2007. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce Vladimír Süss.

KADAŇKA, Zdeněk, Stanislav VOHÁŇKA a Josef BEDNAŘÍK. *Praktická elektromyografie: text určen pro postgraduální vzdělávání lékařů*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994. ISBN 80-7013-181-0.

KARAS, Vladimír, Stanislav OTÁHAL a Petr SUŠANKA. *Biomechanika tělesných cvičení: vysokošk. učebnice pro posl. Fak. tělesné výchovy a sportu Univ. Karlovy v Praze a pro pedagog. fak. vys. škol v ČR pro učitelství 5.-12. roč. aprobační předmět tělesná výchova*. Ilustroval Danuše PLAJNEROVÁ. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1990. Učebnice pro vysoké školy (Státní pedagogické nakladatelství). ISBN 80-04-20554-2.

KELLER, Otakar. *Obecná elektromyografie: fyziologické základy a elektrofyziologická vyšetření se zvláštním zřetelem k rozboru potenciálů motorické jednotky*. Praha: Triton, 1999. ISBN 80-7254-047-5.

KRÁL, David. *Analýza faktorů, které ovlivňují míru identifikace pracovníků s organizací*. Jindřichův Hradec, 2019. Diplomová práce. Vysoká škola ekonomická v Praze. Vedoucí práce PhDr. Miloslava Hiršová, Ph.D.

KRÁL, Jiří. *Fitness s Evou Samkovou: účinnost cviků podle EMG*. Praha: Grada Publishing, 2017. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-80-247-5557-1

KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2762-1.

LANGER, František. *Atletika 1*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-1785-1.

LARSEN, Christian, Sandra ZÜRCHER a Joachim ALTMANN. *Medical running: analýza anatomie běhu - optimalizace běžecské techniky - odstraňování potíží tréninkem*. Přeložil Mária SCHWINGEROVÁ. Olomouc: Poznání, 2021. ISBN 978-80-87419-98-4.

LEE, Dong-Hyeon, Chinsuk HONG, Weui-Bong JEONG a Sejin AHN. Time–Frequency Envelope Analysis for Fault Detection of Rotating Machinery Signals with Impulsive Noise. *Applied Sciences* [online]. 2021, 11(12) [cit. 2023-06-29]. ISSN 2076-3417. Dostupné z: doi:10.3390/app11125373

LIŠKA, Jindřich. *Zpracování signálů pro diagnostiku a jeho aplikace* [online]. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2010, 10.12.2010 [cit. 2023-06-29]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/47929159-Zpracovani-signalu-pro-diagnostiku-a-jeho-aplikace.html>

LLOYD, David G a Thor F BESIER. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics* [online]. 2003, **36**(6), 765-776 [cit. 2023-06-29]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(03)00010-1

MÁDER, Tomáš. *Komparativní analýza záběru vpřed na slalomovém, sjezdovém a rychlostním kajaku*. Praha, 2011. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce Bronislav Kračmar.

Megawin software. *ME6000 Device Manual*[CD]. Finland: Megawin Electronics Ltd., 2004.

MERO, A., P.V. KOMI a R.J. GREGOR. Biomechanics of Sprint Running. *Sports Medicine* [online]. 1992, **13**(6), 376-392 [cit. 2023-06-29]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-199213060-00002

MICHAUD, Thomas C. *Běhejte bez zranění: ilustrovaný průvodce biomechanikou, správným držením těla a prevencí zranění*. Přeložil Manfred STRNAD. Praha: Euromedia Group, 2022. Universum (Euromedia Group). ISBN 978-80-242-8497-2

MITCHELL, D. *Surface Electromyography: Fundamentals, Computational Techniques and Clinical Applications*. Hauppauge, New York: Nova Science Publishers, Inc., [online]. 2016, [cit. 2023-06-29]. ISBN 9781536102024. Dostupné z: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=nlebk&AN=1406233&lang=cs&site=ehost-live>

PAVLÍK, Josef. *Vybrané kapitoly z antropomotoriky*. Brno: Masarykova univerzita, 2010. ISBN 978-80-210-5144-7.

PRESTON, David C. a Barbara E. SHAPIRO. *Electromyography and neuromuscular disorders: clinical-electrophysiologic-ultrasound correlations*. 4. Philadelphia: Elsevier, 2020. ISBN 978-0-323-66180-5.

PULEO, Joe a Patric MILROY. *Running Anatomy* [online]. 2 ed. United States: Human Kinetics Publishers, 2019 [cit. 2023-06-29]. ISBN 9781492548294. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=cPJ6DwAAQBAJ&printsec=frontcover&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false

PRAVEČKOVÁ, Petra. *Evaluace softballových hodů pomocí povrchové elektromyografie a kinematické analýzy (2D a 3D)*. Praha, 2009. Disertační práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce Vladimír Süß.

RABA, Lukáš. *Elektromyografická analýza svalů dolní končetiny v závislosti na rostoucí svalové únavě*. Praha, 2014. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce Vladimír Hojka.

REAZ, M. B. I., M. S. HUSSAIN a F. MOHD-YASIN. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online* [online]. 2006, **8**(1), 11-35 [cit. 2023-06-29]. ISSN 1480-9222. Dostupné z: doi:10.1251/bpo115

RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální Lékařství*. 2001, č.4, s 173 - 177.

ŘEBÍČEK, Pavel. *Komparativní analýza vybraných fotbalových kopů*. Praha, 2012. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce Bronislav Kračmar

SHORTER, Frank. *Běhání pro špičkový výkon*. Přeložil Karel KOPIČKA. Praha: Dobrovský, 2019. Knihy Omega. ISBN 978-80-7585-159-8.

STOLEN, Tomas, Karim CHAMARI, Carlo CASTAGNA a Ulrik WISLOFF. Physiology of Soccer. *Sports Medicine* [online]. 2005, **35**(6), 501-536 [cit. 2023-06-29]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200535060-00004

ŠIMKOVÁ, Pavlína. *Vliv výchozího postavení v kyčelních kloubech na svalovou aktivitu m. quadriceps femoris při provedení Reverse Nordic Hamstring Exercise hodnocený pomocí povrchové elektromyografie*. Praha, 2022. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce Tereza Nováková.

ŠKORPIL, Miloš. *Běžecká bible Miloše Škorpila*. Praha: Mladá fronta, 2019. ISBN 978-80-204-5533-8

ŠKORPIL, Miloš. *Škorpilova škola běhu*. Praha: Mladá fronta, 2014. ISBN 978-80-204-3290-2.

THONGPANJA, Sirinee, Angkoon PHINYOMARK, Chusak LIMSAKUL a Pomchai PHUKPATTARANONT. Application of Mean and Median Frequency Methods for Identification of Human Joint Angles Using EMG Signal. In: KIM, Kuinam J., ed. *Information Science and Applications* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2015, 2015-02-18, s. 689-696 [cit. 2023-06-29]. Lecture Notes in Electrical Engineering. ISBN 978-3-662-46577-6. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-662-46578-3_81

TRAVELL, Janet G. a David G. SIMONS. *Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, c1993. ISBN 0-683-08367-8.

TVRZŇÍK, Aleš a David GERYCH. *Velká kniha běhání*. Praha: Grada, 2014. Sport extra. ISBN 978-80-247-4872-6.

TVRZNIČEK, Aleš a Libor SOUMAR. *Běhání*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3934-2.

VALENTA, Jaroslav, David VALERIAN a Svatava KONVIČKOVÁ. *Biomechanika kosterního a hladkého svalstva člověka*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1998. ISBN 80-01-01734-6

VAN CUTSEM, Michaël, Jacques DUCHATEAU a Karl HAINAUT. Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of Physiology* [online]. 1998, **513**(1), 295-305 [cit. 2023-06-29]. ISSN 00223751. Dostupné z: doi:10.1111/j.1469-7793.1998.295by.x

VINDUŠKOVÁ, Jitka. *Abeceda atletického trenéra*. Praha: Olympia, 2003. Atletika. ISBN 80-7033-770-2.

VODIČKA, Radek. *Komparativní analýza vybraných koordinačních ukazatelů plavecké techniky kraul a spontánního plazení*. Praha, 2011. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce Sýkora Karel.

WINTER, D.A., A.J. FUGLEVAND a S.E. ARCHER. Crosstalk in surface electromyography: Theoretical and practical estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 1994, **4**(1), 15-26 [cit. 2023-06-29]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/1050-6411(94)90023-X

YANG, Yanli. *A Signal Theoretic Approach for Envelope Analysis of Real-Valued Signals*. IEEE Access [online]. 2017, **5**, 5623-5630 [cit. 2023-06-29]. ISSN 2169-3536. Dostupné z: doi:10.1109/ACCESS.2017.2688467

ZBOŘILOVÁ, Martina. *Komparativní kineziologická analýza záběru při veslování na skifu a při jízdě na trenažeru Concept 2*. Praha, 2017. Disertační práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce Bronislav Kračmar.

ZBOŘILOVÁ, Martina. *Kineziologická analýza veslařského tempa*. Praha, 2012. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce Radka Bačáková.

Seznam obrázků

Obrázek 1: Svaly dolní končetiny	15
Obrázek 2: Musculus tibialis anterior – přední sval holení	15
Obrázek 3: Fibularis longus (Peroneus longus) - dlouhý sval lýtkový	16
Obrázek 4: Musculus gastrocnemius lateral/medial head – dvojhlavý sval lýtkový laterální/mediální hlava.....	17
Obrázek 5: Schéma zapojení biomonitoru ME6000	24
Obrázek 6: Schéma zpracování signálu pomocí obáلكové metody	26
Obrázek 7: Běh po trávě – všechny časové průběhy signálů.....	27
Obrázek 8: Běh po trávě – vzájemná korelace signálů a jejich posunutý průběh obálky.....	28
Obrázek 9: Běh po trávě – obáلكové signály v reálném čase.....	29
Obrázek 10: Běh po trávě – zobrazení průměrného cyklu jednotlivých signálů s detekcí maxim a minim	30
Obrázek 11: Běh po trávě – zobrazení svalové aktivity v reálném čase.....	31
Obrázek 12: Běh po trávě – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu	32
Obrázek 13: Vysvětlivka k zobrazení průměrného cyklu	32
Obrázek 14: Běh po tartanu – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu	33
Obrázek 15: Běh po písku – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu.....	33
Obrázek 16: Foto probanda s aplikovanými elektrodami na přední straně dolních končetin	50
Obrázek 17: Foto probanda s aplikovanými elektrodami na zadní straně dolních končetin.....	51
Obrázek 18: Umístění Biomonitoru ME6000 na probandovi	51
Obrázek 19: Vzor informovaného souhlasu k žádosti 146/2023 – přední strana	52
Obrázek 20: Vzor informovaného souhlasu k žádosti 146/2023 - zadní strana.....	53
Obrázek 21: Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS	54
Obrázek 22: Žádost a Vyjádření Etické komise UK FTVS.....	55

Přílohy

Obrázek 16: Foto probanda s aplikovanými elektrodami na přední straně dolních končetin



Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek 17: Foto probanda s aplikovanými elektrodami na zadní straně dolních končetin



Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek 18: Umístění Biomonitoru ME6000 na probandovi



Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek 19: Vzor informovaného souhlasu k žádosti 146/2023 – přední strana

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

INFORMOVANÝ SOUHLAS k žádosti 146/2023

Vážený pane,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci bakalářské práce s názvem Komparativní analýza aktivace svalů dolní končetiny při běhu po různých typech povrchu prováděné na venkovním sportovišti fakulty tělesné výchovy a sportu, Josef Martího 269/31, 162 52 - Praha 6 – Vešelavín. Konkrétně na běžecké dráze - tartan, na beach volejbalovém hřišti – písek a na fotbalovém hřišti – tráva.

Projekt bude probíhat v období: červen 2023 - červenec 2023

Cílem bakalářské práce je změřit pomocí elektromyografie míru a pořadí aktivace svalů dolní končetiny při běhu na různých typech povrchů.

Způsob zásahu bude neinvazivní.

Budete se účastnit 6 běhů na vzdálenost 20 metrů. První a druhý běh bude na atletické dráze na povrchu tartan. Třetí a čtvrtý běh bude na fotbalovém hřišti souběžně s atletickou dráhou na trávě. Pátý a šestý běh bude na beach volejbalovém hřišti na straně podél delší hrany na písku. Mezi běhy bude dostatečný odpočinek, a rychlost běhu bude 40-60% maximální rychlosti probanda.

Časová náročnost projektu: 1 hodina.

Možné riziko je zranění během motorických testů. Při běhu může dojít k natažení svalu, toto riziko budeme minimalizovat zahřátím organismu a kvalitním rozcvičením. Další faktor omezující riziko zranění je ten, že měřený účastník nebude běžet sprintem, ale jeho výkonnostní úroveň běhu bude nastavena na sub maximální rychlost 60-80% maximální rychlosti. Zajistím adekvátní podmínky prostředí a adekvátní přípravu účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem.

Do projektu nemůže být zařazen proband, který bude mít zranění, akutní (zejména infekční) onemocnění nebo proband s jakýmkoliv onemocněním či omezením pohybového aparátu a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.

Přínosem tohoto výzkumného projektu pro Vás bude změření EMG dolních končetin, ze kterého poté budou vyvozeny závěry pro zdravotní výzkum, díky kterému může dojít ke zkvalitnění tréninkových jednotek běžců.

Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocená.

S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit na e-mailové adrese: kral-david@post.cz.

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: jméno, příjmení, rok narození, pohlaví, výška, váha, data získaná výše uvedenými metodami - které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel.

Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek 20: Vzor informovaného souhlasu k žádosti 146/2023 - zadní strana

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

Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby - budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována.

Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v bakalářské práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Pořizování fotografií účastníků: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmačáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou uloženy v zahaslovaném počítači řešitele v uzamčeném prostoru, ke kterému bude mít přístup pouze řešitel, a budou bezprostředně do 1 týdne po vyfotografování osob smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Pořizování /videi/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamy.

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

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Ing. & Ing. David Král
Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Ing. & Ing. David Král Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účasti ve výše uvedeném projektu a že jsem měl možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. **Potvrzuji, že mám platnou zdravotní prohlídku od odborného lékaře bez omezení způsobilosti k pohybovým aktivitám.**

Byl jsem poučen o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu. Dále potvrzuji, že mi byl předán jeden originál vyhotovení tohoto informovaného souhlasu.

Místo, datum
Jméno a příjmení účastníka Podpis:

Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek 21: Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

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

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Komparativní analýza aktivace svalů dolní končetiny při běhu po různých typech povrchu

Forma projektu: výzkumná práce - bakalářská práce

Období realizace: červen 2023 – červenec 2023

Předkladatel: Ing. & Ing. David Král, UK FTVS, Katedra atletiky, sportů a pobytu v přírodě

Hlavní řešitel: Ing. & Ing. David Král, UK FTVS, Katedra atletiky, sportů a pobytu v přírodě

Místo výzkumu (pracoviště): Fakulta tělesné výchovy a sportu, Josef Martího 269/31, 162 52 - Praha 6 - Veleslavín

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Mgr. Radka Bačáková, Ph.D.

Popis projektu: Cílem bakalářské práce je změřit pomocí elektromyografie míru a pořadí aktivace svalů dolní končetiny při běhu na různých typech povrchů. Měření proběhne v areálu Fakulty tělesné výchovy a sportu na adrese Josef Martího 269/31, 162 52 - Praha 6 – Veleslavín. Měření bude na atletické dráze (tartan), na fotbalovém hřišti (travnatý povrch) a na beach volejbalovém hřišti (písek). Sběr dat proběhne pomocí přístroje Elektromyograf – ME6000, data budou zpracována v interním programu pro MegaWin.

Charakteristika účastníků výzkumu: Počet účastníků: 2 (1 měřený účastník, 2 kontrolní měření proběhne na řešiteli – toto měření zajistí řešitel sám), věk obou probandů je 32 let. Oba mají plnou zdravotní prohlídku pro studium na UK FTVS sportovního lékaře bez omezení způsobilosti k pohybovým aktivitám. Jedná se o registrované sportovce: fotbal, hokej. Do projektu nemůže být zařazen proband, který bude mít zranění, akutní (zejména infekční) onemocnění nebo proband s jakýmkoliv onemocněním či omezením pohybového aparátu a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu. Hlavní řešitel bude probandy vybírat do výzkumu.

Zajištění bezpečnosti: U měřených účastníků není žádná kontraindikace pro EMG. Jedná se o měření elektromagnetického signálu ve svalech, samotné měření s sebou nenese žádná rizika, maximálně podrážděná pokožka od náplasti v místě přilepení senzoru na kůži. Měří se neinvazivní metodou. Další možná rizika jsou zranění během motorických testů. Při běhu může dojít k natažení svalu, toto riziko budeme minimalizovat zahřátím organismu a kvalitním rozcvičením. Další faktor omezující riziko zranění je ten, že měřený účastník nepoběží sprintem, ale jeho výkonnostní úroveň běhu bude nastavena na sub maximální rychlost 60-80% maximální rychlosti. Zajistím adekvátní podmínky prostředí a adekvátní přípravu účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem.

Etické aspekty výzkumu: Jedná se pouze o zletilé účastníky výzkumu, kteří nejsou vybíráni z vulnerabilních skupin.

Potenciální střet zájmů: Výzkum není prováděn pro žádnou instituci či organizaci. Nejsm v pracovním právním (ani rodinném) vztahu k žádnému účastníkovi výzkumu. Neexistuje žádná skutečnost, která by mohla ovlivnit objektivitu výzkumu. Nemám soukromý zájem na výsledku výzkumu a ani výzkum nevede k osobnímu prospěchu. Vedoucí práce bude dohlížet nad korektností a nestranností posuzování výsledků výzkumu mou osobou. Neexistuje žádná skutečnost, která by mohla ohrozit integritu a důvěryhodnost výzkumu.

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: jméno, příjmení, rok narození, pohlaví, výška, váha, data získaná výše uvedenými metodami - které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel. Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby - budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v bakalářské práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek 22: Žádost a Vyjádření Etické komise UK FTVS

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

Pořizování fotografií účastníků: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či části těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou uloženy v zabezlovaném počítači řešitele v uzamčeném prostoru, ke kterému bude mít přístup pouze řešitel, a budou bezprostředně do 1 týdne po vyfotografování osob smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Pořizování videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamy.

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

Text informovaného souhlasu (IS): přiložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 12. 6. 2023

Podpis předkladatele:

Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

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

Členové: prof. MUDr. Jan Heller, CSc.

prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová


Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 14. 6. 2023

dne: 19. 6. 2023

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
razítko UK FTVS
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6
- 20 -


podpis předsedkyně EK UK FTVS

Zdroj: vlastní zpracování