

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, prosinec 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 jsme použili metodu analýzy a metodu komparace. Metodu analýzy jsme aplikovali v rozboru naměřených signálů pro běžecký krok a metodu komparace v části porovnávání průměrných cyklů běžeckých kroků z různých typů povrchu.

Výsledky: Zjistili jsme, že při běhu na tartanu se aktivují všechny sledované svaly z více než 75 % průměrných cyklů do 10 % časového periody běžeckého kroku. Pro tartan, trávu a písek jsme vyzkoumali, že pořadí aktivovaných svalů je různé, přestože se počátky aktivací od sebe neliší příliš časově v rámci krokového cyklu. Na tartanu je aktivace svalů tibialis anterior a peroneus longus u obou končetin srovnatelně dlouhá jako u hlav gastrocnemia. Na písčném povrchu se objevila dvojí aktivace u tibialis anterior. Obě hlavy gastrocnemia se poměrově při běhu na písku aktivovali po delší dobu než na tartanu.

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 se více podílejí na stabilizaci.

Klíčová

slova: běh, povrchová elektromyografie, různé typy povrchů, komparativní analýza

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, we used the method of analysis and the method of comparison. We 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: We 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 tartan, grass and sand, we researched that the order of activated muscles is different, although the starts of activation are not different in time from each other within one stride cycle. On the tartan, the activation of the tibialis anterior and peroneus longus muscles in both lower extremities is comparably same long as in the heads of the gastrocnemius. On the sandy surface, a double activation occurred in the tibialis anterior. Both heads of the gastrocnemius were proportionally activated for longer periods of time when running on sand than on tartan.

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 muscles are more involved in stabilization.

Keywords: running, surface electromyography, different types of surfaces, comparative analyses

Poděkování

Největší poděkování patří vedoucí této bakalářské práce Mgr. Radce Bačákové, Ph.D., která mi pomohla s volbou tématu, pomáhala s měřením i za nepřízně 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 18.12.2023

.....

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 Anatomie dolní končetiny	9
1.2 Běh	14
1.2.1 Fyziologie běhu.....	14
1.2.2 Biomechanika běhu	15
1.2.3 Fáze běhu	16
1.2.4 Anatomie běhu.....	17
1.3 Elektromyografie.....	21
1.3.1 Kontrakce svalu z pohledu EMG	21
1.3.2 Elektrická aktivita svalů pro EMG	21
1.3.3 Vývoj elektromyografie.....	22
1.3.4 Druhy elektromyografie	22
1.3.5 Povrchová elektromyografie	23
1.4 Výzkumný problém	23
2 Cíl práce	25
2.1 Výzkumné otázky	25
2.2 Úkoly práce	25
3 Metodika	26
3.1 Charakteristika výzkumu.....	26
3.2 Charakteristika probanda	26
3.3 Elektromyograf	28
3.4 Zpracování dat.....	29
3.4.1 Cross-korelace a autokorelace.....	29
3.4.2 Obálková analýza.....	30
3.5 Shrnutí.....	31
4 Výsledky	32
5 Diskuze	40
5.1 Diskuze výzkumných otázek.....	40
5.2 Limity studie.....	41
Závěr	43
Seznam literatury	45
Přílohy	56

Úvod

Název této bakalářské práce je Komparativní analýza aktivace svalů dolní končetiny při běhu po různých typech povrchu. Toto téma jsme zvolili, protože elektromyografie, pomocí které budeme 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 naše snaha zvolit si téma, které bude obsahovat reálný výzkum a může být přínosem v praktické části bakalářské práce jak pro nás, 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 jsme vybrali z velkého množství kosterních svalů dolní končetiny tyto: přední sval holenní, dlouhý sval lýtkový a dvojhlavý sval lýtkový – zde jsme sledovali zvlášť obě jeho hlavy: vnitřní a vnější.

V teoretické části této bakalářské práce shrneme veškeré důležité pojmy pro komplexní pohled na problematiku elektromyografie a běhu – anatomie dolních končetin, anatomie běhu a fyziologii běhu, tím vytvoříme pevný teoretický rámec celé práce.

Přínosem naší práce je konkrétní výzkum, přesněji případová studie s komparativním charakterem. Porovnávám relativního načasování aktivace vybraných svalů dolní končetiny pomocí povrchové elektromyografie vůči sobě, ale i vůči běhu na různých typech povrchů. Náš výzkum odpovídá na výzkumné otázky typu: Do jaké míry budou výsledné signály obou končetin podobné vůči sobě během krokového cyklu při běhu? Shodují se 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 tartanu a v písku?

1 . Teoretická východiska

V této kapitole se budeme věnovat teoretickým východiskům, která jsou podstatná pro následující orientaci v této bakalářské práci. Klíčové body popíšeme kvůli lepšímu pochopení našeho výzkumu jako celku. Na začátku si popíšeme dolní končetinu a jednotlivé svaly, jímž jsme se při měření věnovali, poté se dostaneme k běhu jako takovému a k jeho fyziologickým předpokladům. V poslední části přiblížíme elektromyografii jako technologii s jejími fyzikálními základy.

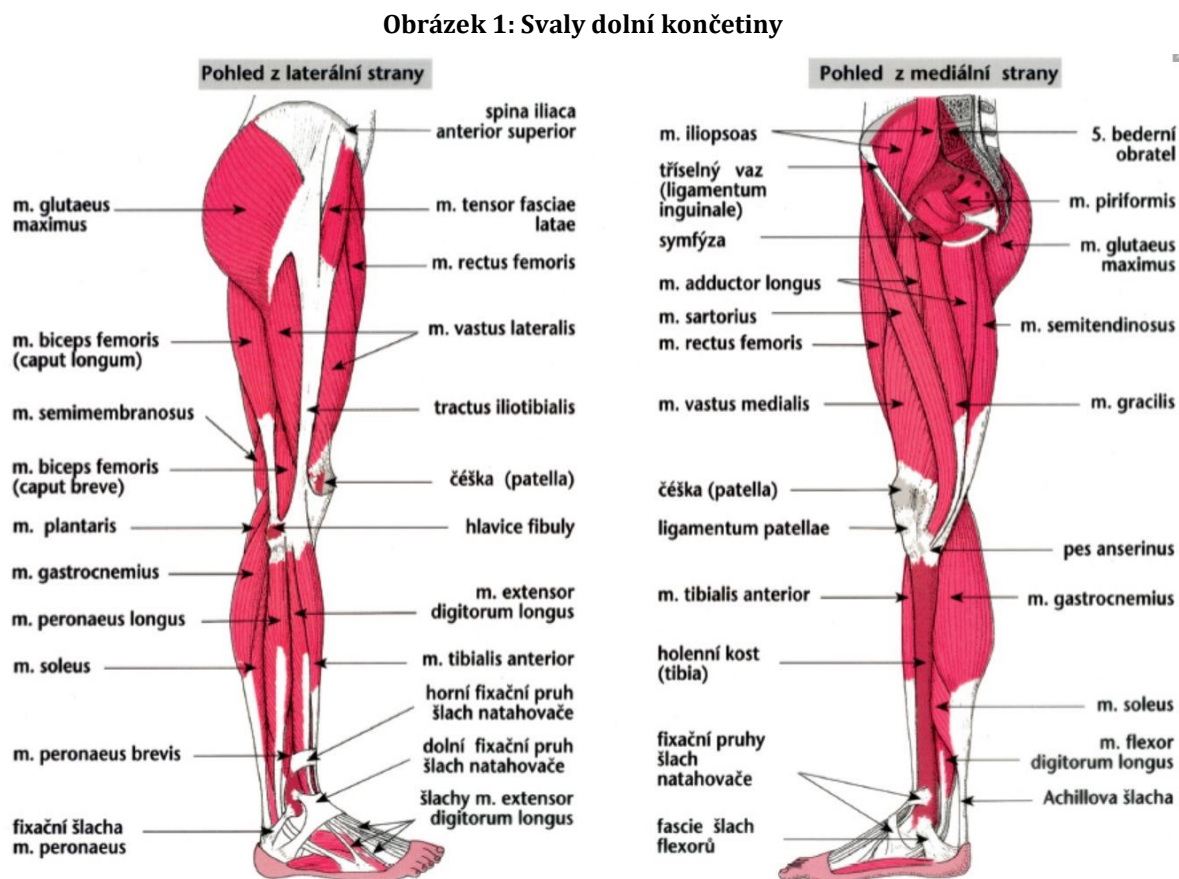
1.1 Anatomie dolní končetiny

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), sedací kostí (os ischii) a stydké kosti (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, jež 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 použijeme 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.



Zdroj: převzato z: Hanzlová a Hemza (2014)

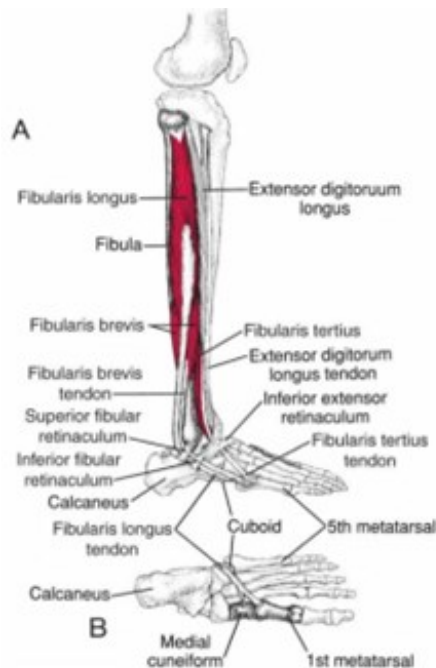
Obrázek 2: Musculus tibialis anterior – přední sval holení



Zdroj: převzato z: Travell a Simons (1993)

Dále podrobněji popíšeme 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 tibi (holenní kosti) a zajišťuje stabilitu vnitřní hrany chodidla. Tibialis anterior je inervován peroneálním nervem (nervus peroneus), který se odvětjuje 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).

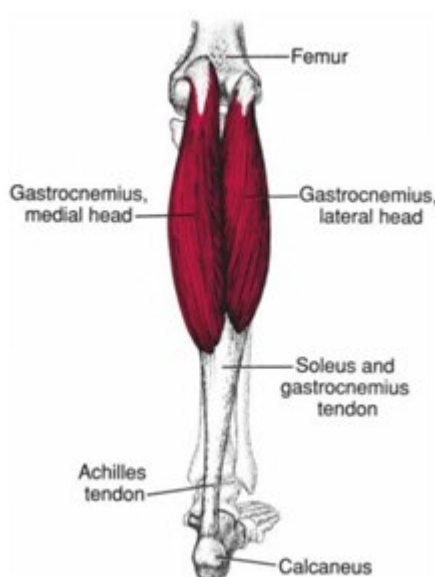
Obrázek 3: Fibularis longus (Peroneus longus) - dlouhý sval lýtkový



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 hlavice 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 končetiny v oblasti spodní třetiny holenní kosti. V přední části dolní končetiny je peroneus longus viditelný jako výrazný svalový útvar. Jeho funkce je spojena s pohybem dolní končetiny, 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 končetiny (Puleo a Milroy, 2019).

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



Zdroj: převzato z: Travell a Simons (1993)

Pro čtenáře bude neznámější dvojhlavý 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 – dvojhlavý 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 šlachy, která se upíná na patu (calcaneus). Lze jej jednoduše identifikovat jako výrazný svalový hrbol na zadní straně dolní končetiny. 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 odvětňuje z nervu ischiadicus v dolní části páteře. Krevní zásobení gastrocnemia je zajištěno cévami na zadní straně dolní končetiny (Dimon, 2023).

1.2 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.

1.2.1 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 zkusíme 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).

1.2.2 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 dotykem nohy se zemí, během kterého se energie přenáší z těla do země. Správná technika dokroku 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 dokroku 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).

1.2.3 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, když chodidlo dopadne na zem. Je to počáteční bod cyklu běhu, kdy dochází k absorpci nárazu a přípravě nohy na další fáze.
- Fáze podpory: Jedná se o nejdelší 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, když se chodidlo odrazí od země. Je to doba, ve které 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.

1.2.4 Anatomie běhu

V této podkapitole popíšeme anatomii běhu základních a hlavních anatomických struktur. Pro účely této bakalářské práce se poté budeme 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.

Pánevní oblast hraje 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 oblasti 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).

Horní končetiny, 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).

Klíčovou roli při běhu hrají dolní končetiny. 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).

Ellis et al. (2014) vytvořili rešerši studií, které monitorují zapojení jednotlivých svalů při chůzi a při běhu, pro mou bakalářskou práci vyjdu pouze z tabulky pro běh viz. **Obrázek 5: Srovnání studií zapojení svalů dolní končetiny při běhu.** V této tabulce je významný poslední sloupeček, který popisuje zelenými šipkami, všechny studie, kde bylo zjištěno, že gastrocnemius se zapojuje primárně jako pohon pro pohyb běžce vpřed, pouze v jedné studii Sasaki a Neptune (2006) určili jeho primární funkci pro brždění pohybu běžce.

Obrázek 5: Srovnání studií zapojení svalů dolní končetiny při běhu

Running	GMax	GMed	Vasti	Ham	Sol	Gas
[16] Winter 1983 (b)					↑	↑
[17] Simonsen et al. 1985	↑		↑	↑	↑	↑
[18] Ounpuu et al. 1990			↑		↑	↑
[19] Montgomery et al. 1994	○		↑	○	○	○
[20] Novacheck et al. 1998	↑	↑	↑	↑	↑	↑
[21] Lieberman et al. 2006	↑			↑		
[8] Sasaki and Neptune 2006	↑ ↓	○		↓	↑ ○	↑ ↓
[22] Hamner et al. 2010	○	↑		↓	↑	↑
Ellis et al. 2014	↑ ○	○ ○	↑ ○	○ ○	↑ ○	↑ ○

Zdroj: převzato z: Ellis et al. (2014)

Výsledek studie Ellis et al. (2014) potvrdil hypotézu a definoval aktivaci svalů gastrocnemia při začátku běžecského kroku, ve kterém rozlišují fázi stoje a fázi letu – fáze stoje v sobě zahrnuje pro účely této bakalářské práce definované fáze dokroku, podpory a odrazu. Právě pro fázi stoje v 15 % krokového cyklu dosahoval gastrocnemius své maximální aktivace. Ke stejnému závěru dochází i Mero et al. (1992), kde k hlavní aktivaci gastrocnemia při sprintu dochází během kontaktu dolní končetiny s podložkou. U Anterior tibialis v plném sprintu dochází k mezi aktivaci i během letové fáze, avšak s nižší intenzitou.

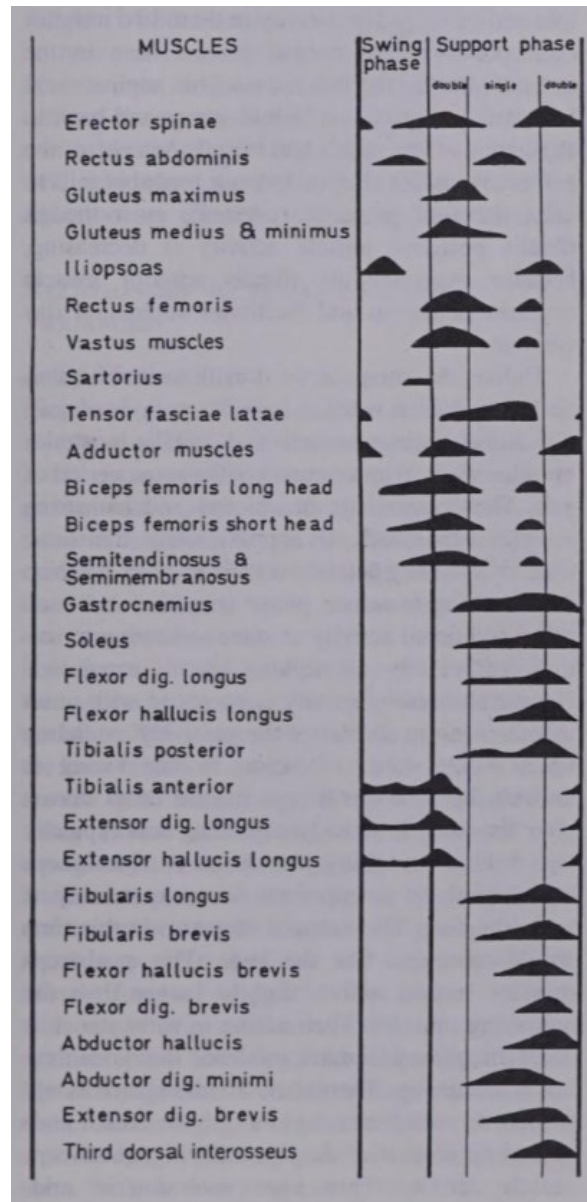
Berger et al. (1984) zkoumali pomocí elektromyografie, jakým způsobem reagují svaly dolní končetiny: gastrocnemius a tibialis anterior při chůzi na pohybovou intervenci. Ve své studii rozeznávají fázi stoje a fázi letu. V základním měření jim přesně vychází aktivace gastrocnemia ve fázi stoje a aktivace anterioru tibialis ve fázi letu. Měření probíhalo v laboratorních podmínkách na běžícím pásu, kde primárním cílem šetření byla reakce na intervenci, ne sled jednotlivých svalových zapojení.

Na obrázku **Obrázek 6: Schématická reprezentace aktivity svalů dolní končetiny založená**

na elektromyografii lze pozorovat naměřenou aktivitu svalů dolní končetiny během jednoho krokového cyklu při chůzi, tvořeného opět ze 2 hlavních fází: stoje a letu, kde fáze stoje, resp. opory je zde rozdělena na opora obou končetin (Support phase double) a opora jedné končetiny (Support phase single). Na studii Craik (1995) navazují další práce,

kde byly graficky zpracovány okamžiky hlavní aktivace v rámci krokového cyklu (Kamen a Gabriel, 2010).

Obrázek 6: Schématická reprezentace aktivity svalů dolní končetiny založená na elektromyografii

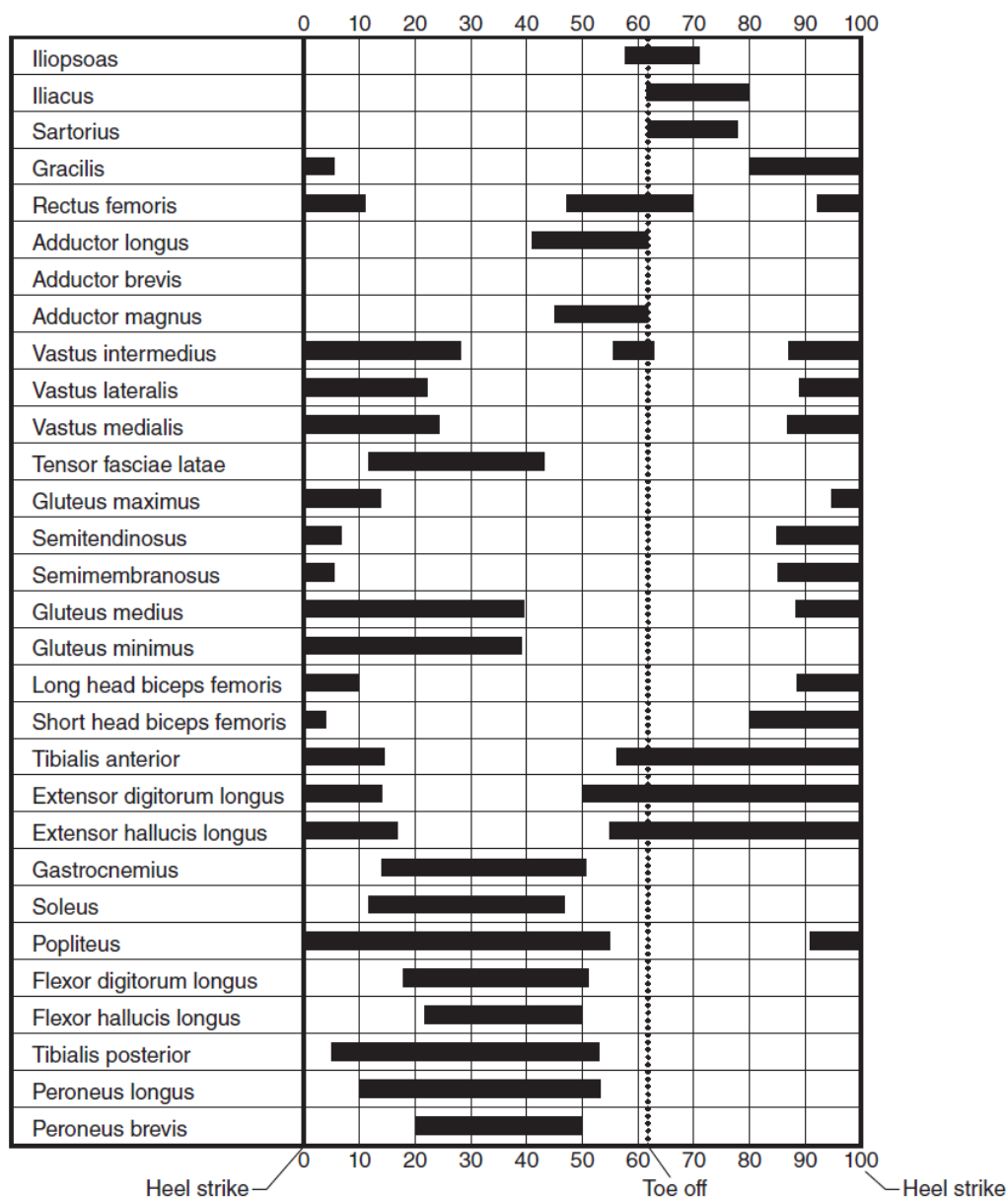


Zdroj: převzato z: Craik (1995)

Tyto souslednosti aktivací při chůzi můžete vidět na obrázku **Obrázek 7: Časová souslednost EMG aktivity svalů dolní končetiny při chůzi u normálního dospělého jedince**. Na obrázku jsou vyznačeny opět dvě hlavní fáze krokového cyklu fáze stoje

je vymezena dotekem paty (Heel strike) se zemí a ztrátou kontaktu se zemí (Toe off), poté nastává fáze letu.

Obrázek 7: Časová souslednost EMG aktivity svalů dolní končetiny při chůzi u normálního dospělého jedince



Zdroj: převzato z: Kamen a Gabriel (2010)

S další důležitou studií přišli Karamanidis et al. (2004), kteří tvrdí, že reprodukovatelnost elektromyografického měření nezávisí primárně na rychlosti běhu, ani na frekvenci střídání se dolních končetin, ale na měřeném svalu jako takovém. Klíčový problém shledávají v interpretaci načasování předběžné aktivace svalu při běhu.

Ferris et al. (1999) vyzkoumali, že při změně tuhosti povrchu během hladkého běhu si běžec automaticky upraví tuhost stojné nohy již při prvním dokroku tak, aby nedošlo k vertikální změně jeho těžiště. Tato studie se věnuje měření primárně reakční síle na povrch, běžci měli možnost nejprve běžet pouze po měkkém gumovém povrchu, poté pouze po tvrdém gumovém povrchu. Poté došlo k měření, kde při běhu změnili tyto dva typy povrchu a měřili reakční sílu, nikoli změnu aktivace svalů, studii podpořili i zjednodušenou počítačovou simulací.

1.3 Elektromyografe

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 filameny, 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 neurotransmitter 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 filameny ve svalových vláknech, což umožňuje jejich interakci. Aktinové a myosinové filameny 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 elektrofyzologie 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 této bakalářské práce jsme využili 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 jsme již popsali, 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 jsme si jako referenční svaly zvolili 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) 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. Craik (1995) spolu s Kamen a Gabriel (2010) porovnávají relativní časovou souslednost aktivace svalů dolní končetiny, měření obsahuje jako gastrocnemius, tak tibialis anterior i peroneus longus, bohužel se nejedná o běh, ale o chůzi. Během, přesněji sprintem se zabývá studie Mero et al. (1992), zde ale chybí měření aktivace svalu peroneus longus. Změnou povrchu a reakční síle dolní končetiny při dokroku na měkčí povrch se věnuje studie Ferris et al. (1999), v této studii se bohužel nezabývali časovou sousledností aktivace svalů.

Na základě vyzkoumaných poznatků v teoretické části jsme zvolili právě výše uvedenou čtveřici sledovaných svalů, protože se aktivací svalů dolní končetiny věnuje mnoho studií v rámci chůze např. Kamen a Gabriel (2010). Rádi bychom tuto souslednost aktivace svalů změřil pomocí elektromyografie při běhu. Dále rozšíříme měření gastrocnemia rozdělením na měření obou jeho hlav samostatně – mediální i laterální. Doplníme šetření o různé typy povrchů, jako ve studii Ferris et al. (1999) a v závěru se zaměříme 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 jsme zvolili čtyři svaly dolní končetiny, přesněji gastrocnemius – jeho dvě hlavy (laterální a mediální), tibialis anterior a peroneus longus. Dále jsme si zvolili tři typy povrchů: tartan, trávu a písek. Na základě zjištěných poznatků a z cíle této bakalářské práce jsme si definovali 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. Shodují se 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 tartanu a v písku?

2.2 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 výzkumných otázek, shrnutí výsledků a stanovení závěru.

3 Metodika

3.1 Charakteristika výzkumu

V této 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 písčným 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 problematiky a lze jí poté v některých případech vztáhnout na podobné případy (Hendl, 2005).

3.2 Charakteristika probanda

Náš 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.

Obrázek 8: Foto probanda s aplikovanými elektrodami na přední straně dolních končetin



Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek 9: Foto probanda s aplikovanými elektrodami na zadní straně dolních končetin



Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek 10: Umístění Biomonitoru ME6000 na probandovi



Zdroj: vlastní zpracování

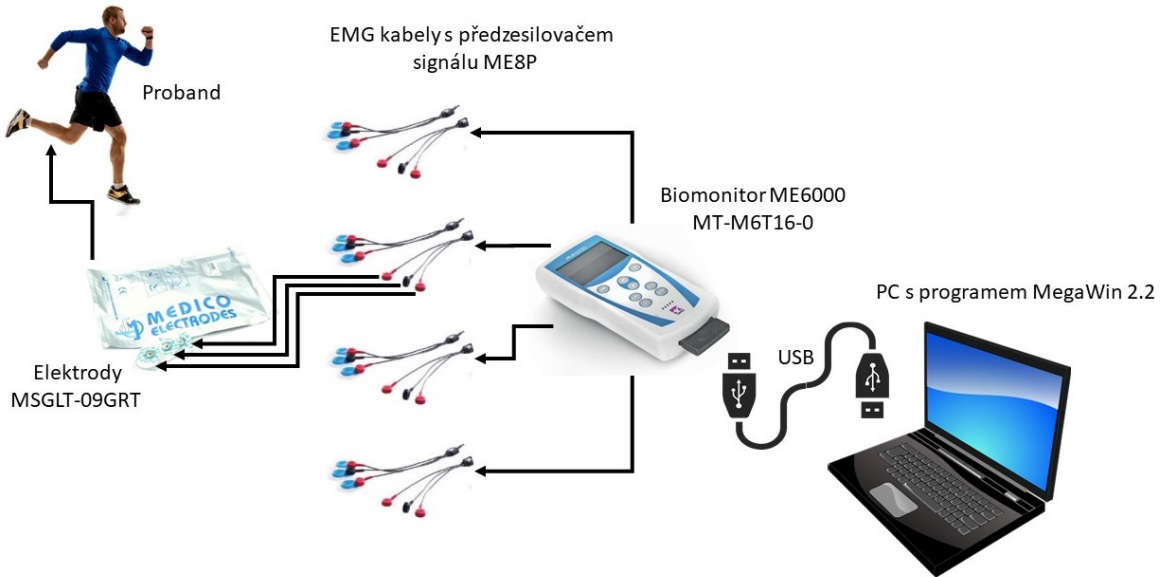
3.3 Elektromyograf

Pro měření elektromyografie ve svalecth jsme využili 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 uvádíme 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 jsme použili 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 11: Schéma zapojení biomonitoru ME6000.**

Obrázek 11: Schéma zapojení biomonitoru ME6000



Zdroj: vlastní zpracování

3.4 Zpracování dat

Po naměření primárních dat v mikrovolttech [μV] se vzorkovací frekvencí 1000 Hz jsme je přenesli do počítače pomocí kabelu USB. V počítači jsme data uložili 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 jsme po importování souborů .mat vypočítali 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. Tento skript vychází se studie Špulák et al. (2014), na kterou poté navazuje dále Špulák (2015). Podrobné informace o zpracování dat naleznete v nich. V tomto skriptu jsou stěžejní výpočty založené na obálkové analýze signálu a na vzájemných korelacích, obě tyto metody pro obecné zpracování signálu popíšu v následujících podkapitolách. Pro finální zpracování jsme vyvinuli vlastní skript, abychom mohli nastavovat filtry a parametry pro zpracování signálu.

3.4.1 Cross-korelace a autokorelace

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.

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

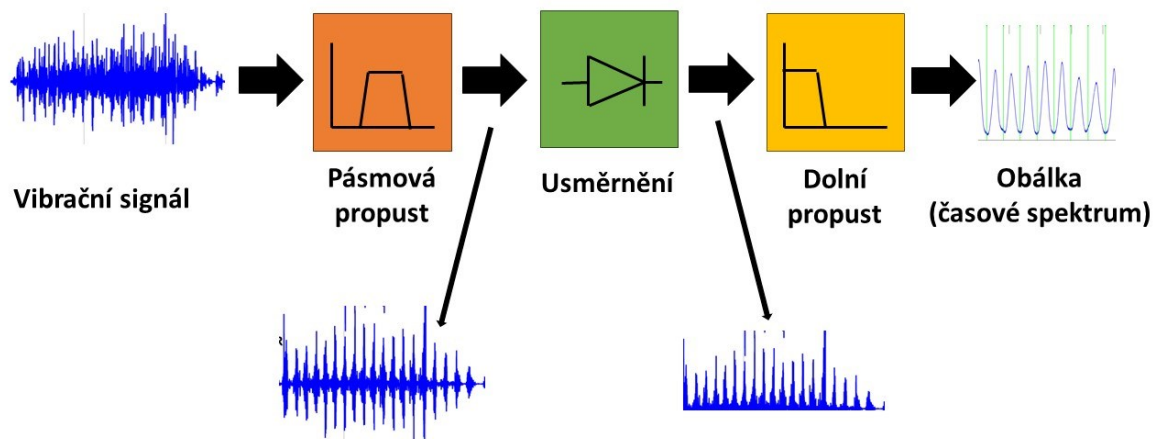
Ve vzorečku se jsou aritmetické průměry značené μ a směrodatné odchylky značené σ . Výsledné hodnoty Pearsonovo koeficientu se pohybují v intervalu $\langle -1, 1 \rangle$, což znamená, že v mezních případech se jedná o lineární přímou závislost pro hodnotu 1, nebo nepřímou lineární závislost pro hodnotu -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 (Král, 2019).

Vzájemná korelace neboli **cross-korelace** se využívá ke zjištění vzájemného časového posunu jednotlivých signálů naměřených elektrodami mezi sebou. **Autokorelace**, jak její název napovídá je operace, jejímž výstupem je tzv. autokorelační funkce, jenž zjišťuje periodickou podobnost jednoho a toho samého signálu. Porovnává stejně jako cross-korelace vzájemný posun, ale v tomto případě porovnává jediný signál, který posouvá po 1 vzorku a detekuje jeho periodicitu, pomocí vzájemné závislosti. Autokorelaci využíváme při zpracování dat pro určení nejvíce dominantního signálu, podle kterého poté rozlišujeme jednotlivé kroky, resp. periody.

3.4.2 Obálková analýza

Obálková 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 obálkové 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 12: Schéma zpracování signálu pomocí obávkové metody



Zdroj: vlastní zpracování

Na obrázku **Obrázek 12: Schéma zpracování signálu pomocí obávkové metody** můžete vidět jednotlivé kroky zpracování signálu pro obávkovou analýzu. Podrobný výklad by přesáhl rozsah této bakalářské práce, ale můžete se s ním seznámit v prezentaci od Liška (2010) nebo od Bartolo et al. (1996).

3.5 Shrnutí

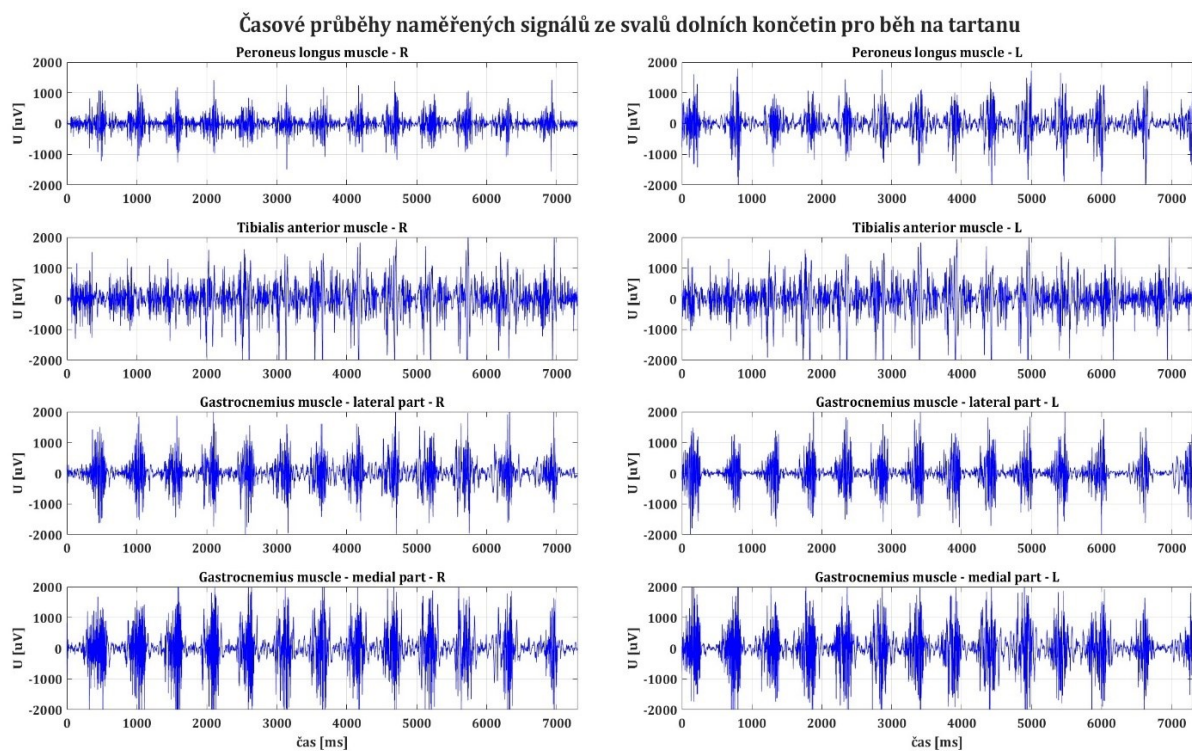
Pro zpracování dat z našeho měření je klíčový signál nízkofrekvenční = obálka, kterou získáme z vysokofrekvenčního primárního signálu. Pomocí pásmové propusti odfiltrujeme z primárního signálu nežádoucí frekvence, poté z jednotlivých diskrétních vzorků uděláme absolutní hodnotu, tím amplitudu překlopíme do kladných hodnot a pomocí číslicového filtru – pásmové propusti odfiltrujeme rušivý vysokofrekvenční a nízkofrekvenční signál. Jako výsledek máme obálku signálu, pomocí které dokážeme identifikovat dobu aktivace sledovaných svalů, díky lokálním maximům a minimům. Dále můžeme pomocí korelace vyhodnotit podobnost aktivace jednotlivých svalů, během jednotlivých kroků a posloupnost aktivace jednotlivých svalů vzájemně. Detailní popis jednotlivých výpočetních úkonů a nastavených parametrů pro zpracování signálů uvádíme v kapitole **Výsledky**, protože zde čtenář lépe pochopí spolu s grafickým znázorněním jednotlivé výpočetní operace.

4 Výsledky

Provedli jsme měření na všech 3 typech povrchů – tartan, tráva, písek. Proband běžel vždy 20 metrů tam i zpět. Na každém povrchu jsme provedli měření dvakrát. V této kapitole vysvětlíme podrobně postup a popíšeme naměřená data.

Na obrázku **Obrázek 13: Běh po tartanu – 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. Tyto signály jsou z hladkého rovnoměrného běhu, který trval 7,3 vteřiny. Pro detailnější zobrazení vykreslujeme zvlášť signály z pravé dolní končetiny **Obrázek 14: Běh po tartanu pravá noha** a signály z levé dolní končetiny **Obrázek 15: Běh po tartanu levá noha**. Dále budeme používat zkratky: **LDK** – levá dolní končetina a analogicky **PDK** – pravá dolní končetina.

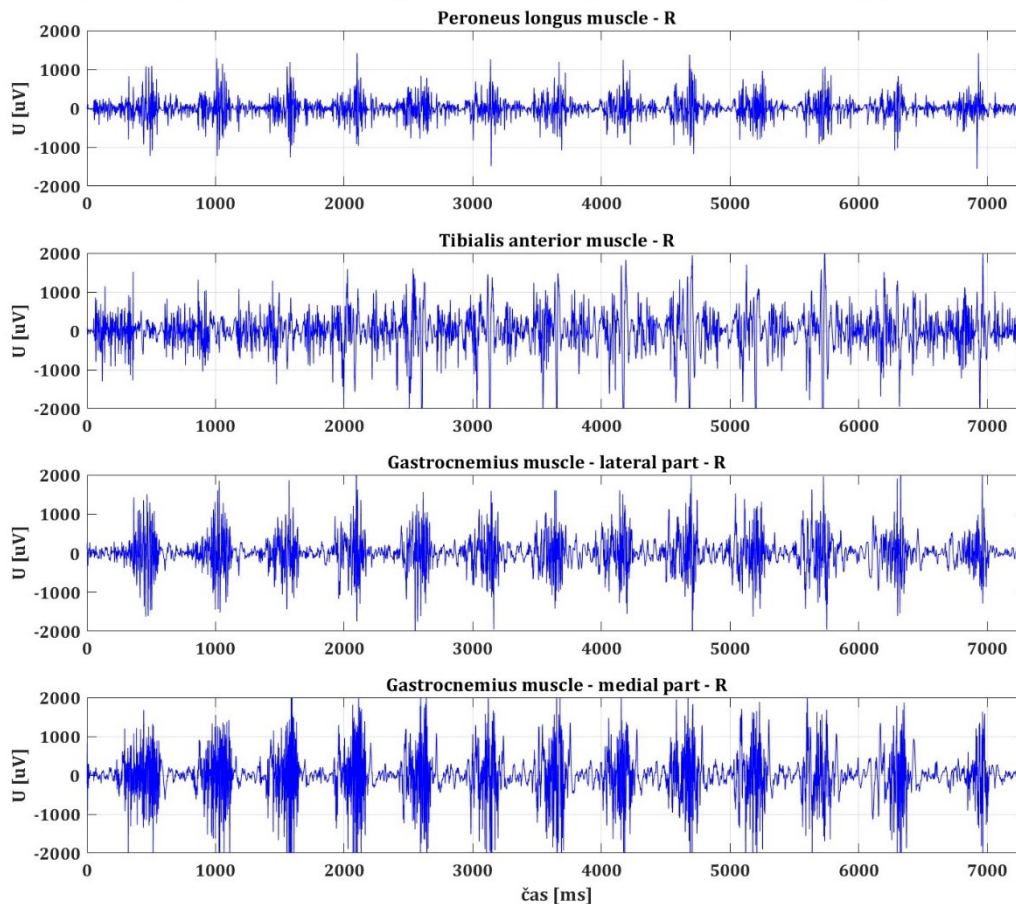
Obrázek 13: Běh po tartanu – všechny časové průběhy signálů



Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek 14: Běh po tartanu pravá noha

Časové průběhy naměřených signálů ze svalů pravé dolní končetiny pro běh na tartanu



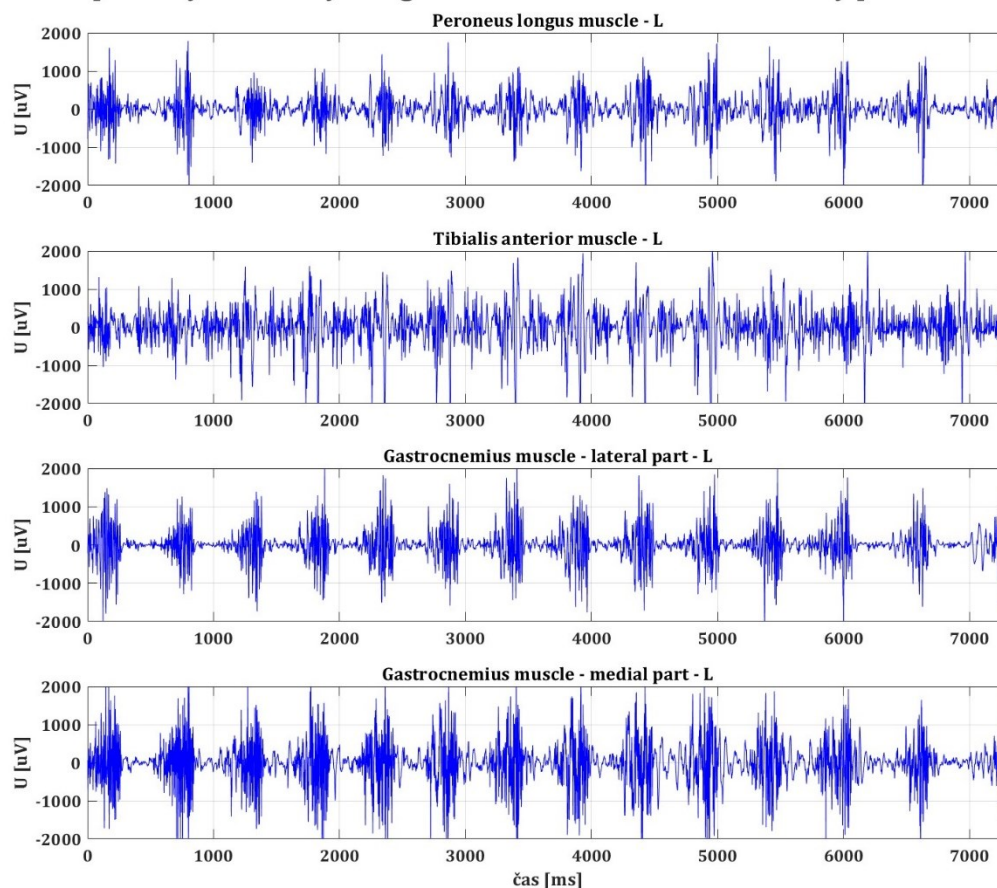
Zdroj: vlastní zpracování

Pro zpracování signálů jsme se řídili standardem pro EMG, který byl poprvé publikován v roce 2014 a prošel do dnešní doby pár drobnými úpravami. Tento standard dnes vydává instituce **ISEK** - The International Society of Electrophysiology & Kinesiology (Merletti, 2014).

V dalším kroku jsme zpracovali primární signály na jejich obálku, pro ukázkou jsme si zvolili signál z laterální hlavy gastrocnemia levé dolní končetiny. Tento signál jsme převedli pomocí rychlé Fourierovi transformace pro diskrétní signály známé pod zkratkou **FFT** do jeho frekvenční oblasti. Jeho frekvenční podobu můžete vidět na druhém grafu ze shora na obrázku **Obrázek 16: Zpracování signálu gastrocnemia laterální hlavy LDK**. Ve frekvenční oblasti jsme signály filtrovali pásmovou propustí s nastavením dolní propusti na **300 Hz** a horní propusti **10 Hz**, tak aby filtrace splňovala standard ISEK. Pro filtraci jsme použili **Butterworthův filtr 6tého řádu**, jehož charakteristiku jsme vygenerovali na obrázek **Obrázek 17: Grafické zobrazení filtru – magnituda a fáze**.

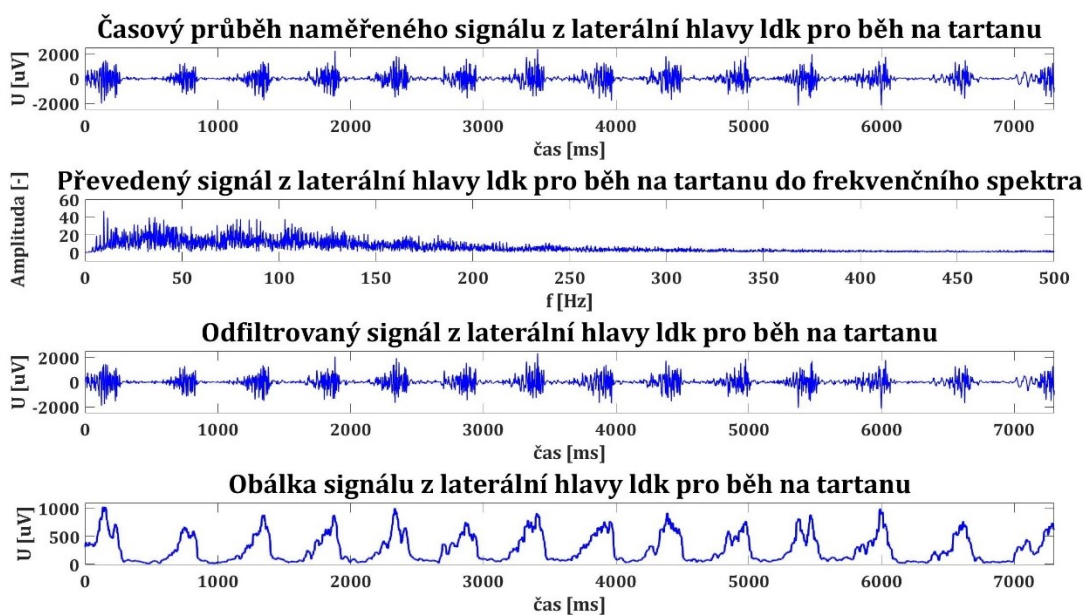
Obrázek 15: Běh po tartanu levá noha

Časové průběhy naměřených signálů ze svalů levé dolní končetiny pro běh na tartanu



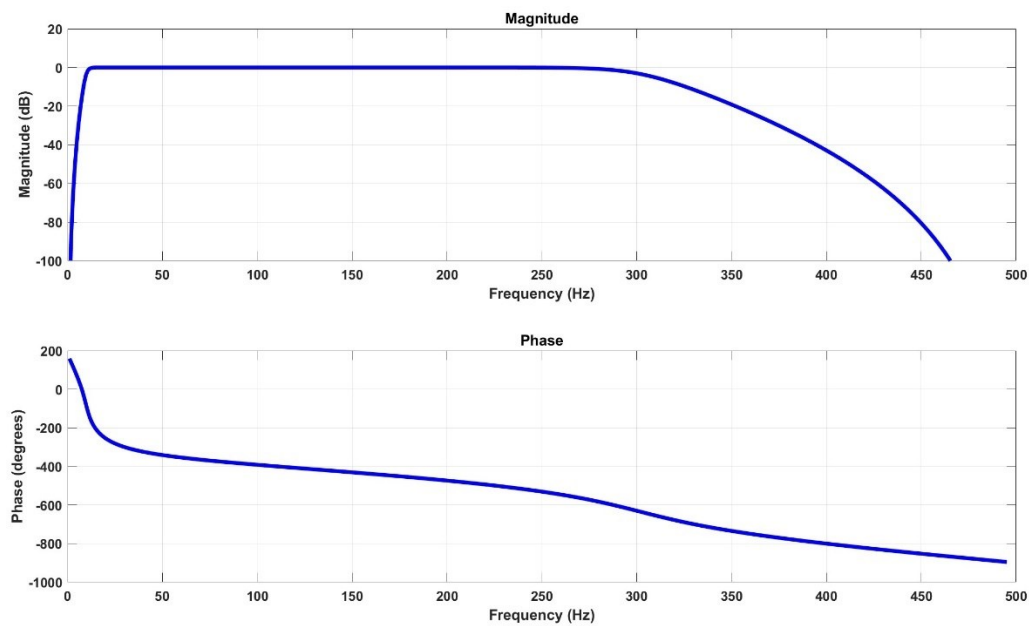
Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek 16: Zpracování signálu gastrocnemia laterální hlavy LDK



Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek 17: Grafické zobrazení filtru – magnituda a fáze



Zdroj: vlastní zpracování

Dále jsme pomocí absolutní hodnoty MatLabové funkce `envelope()` pro vyhlazení signálu zvolili 30 vzorků, což odpovídá 30 ms oknu, tato hodnota byla volena v souladu s ISEK standardem. Výsledek této operace můžete vidět na spodním grafu obrázku **Obrázek 16: Zpracování signálu gastrocnemia laterální hlavy LDK**. Z tohoto signálu, jehož auto-korelační funkce měla v průměru nejvyšší hodnotu **0,9856** mezi po sobě jdoucími krokovými cykly, jsme poté vyšli při rozdělování všech signálů na jednotlivé krokové segmenty (periody). Zpětně jsme podle maxim autokorelační funkce pro tento signál rozdělili periody, reprezentující 1 krokový cyklus. Výsledné průměrné autokorelační koeficienty po sobě jdoucích krokových cyklů můžete vidět v tabulce **Obrázek 18: Tabulka průměrných autokorelačních koeficientů**.

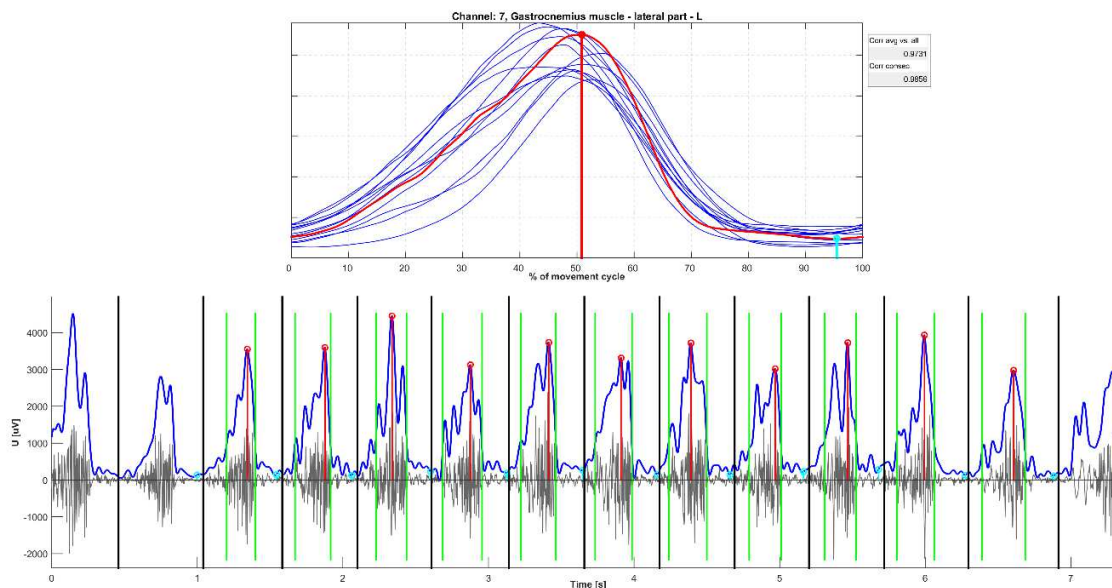
Obrázek 18: Tabulka průměrných autokorelačních koeficientů

Název svalu	Průměrná korelace
Peroneus longus – PDK	0,9730
Tibialis anterior – PDK	0,9061
Gastrocnemius: laterální hlava – PDK	0,9506
Gastrocnemius: mediální hlava – PDK	0,9487
Peroneus longus – LDK	0,9516
Tibialis anterior – LDK	0,8432
Gastrocnemius: laterální hlava – LDK	0,9856
Gastrocnemius: mediální hlava – LDK	0,9441

Zdroj: vlastní zpracování

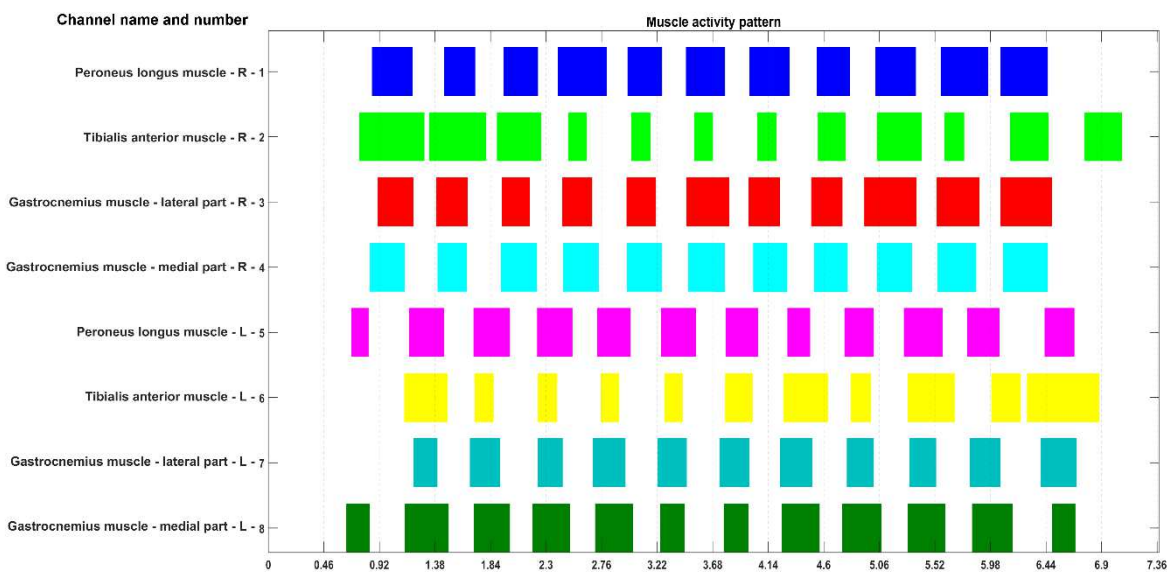
Další graf na **Obrázek 19: Rozdělení krokových cyklů a zobrazení průměrné aktivity gastrocnemia – laterální hlavy LDK** Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.ukazuje graficky detekci lokálních maxim – označení červeně a lokálních minim – označení světle modře pro každý krokový cyklus, tento signál je zobrazený ve spodní části obrázku. V horní části jsou poté v překryvu jednotlivé krokové cykly – zobrazeny tmavě modře a červeně jejich průměrný průběh.

Obrázek 19: Rozdělení krokových cyklů a zobrazení průměrné aktivity gastrocnemia – laterální hlavy LDK



Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek 20: Běh po tartanu – zobrazení svalové aktivity v reálném čase

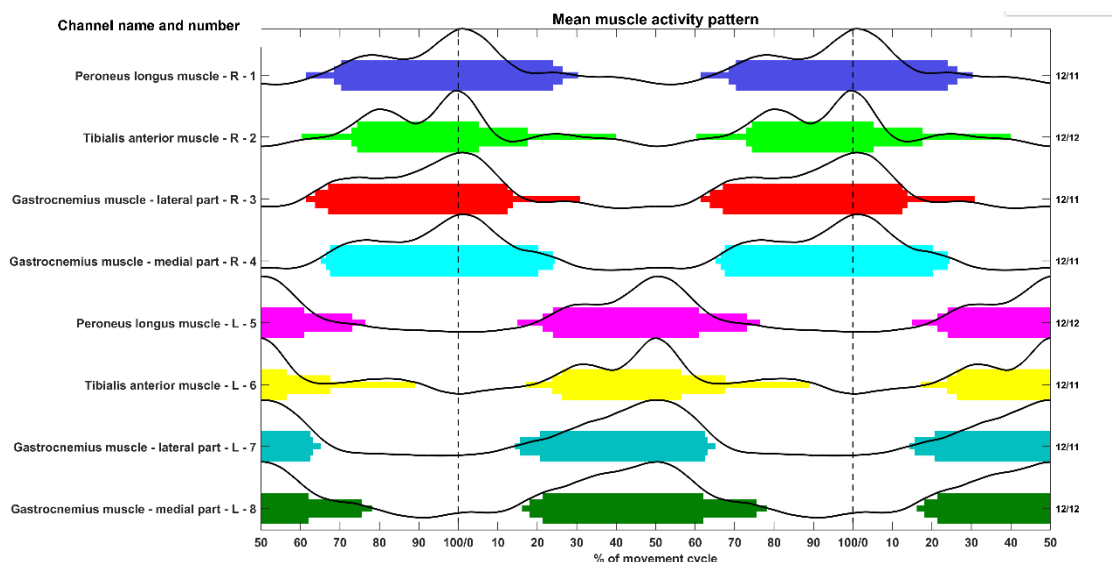


Zdroj: vlastní zpracování

Graf na obrázku **Obrázek 20: Běh po tartanu – zobrazení svalové aktivity v reálném čase** zobrazuje jednotlivé aktivity svalů během naměřených 7,3 vteřin běhu. Z tohoto grafu jsme pro lepší čitelnost vytvořili průměrný krokový cyklus, který uvidíte na dalším obrázku. Gastrocnemius, resp. obě jeho hlavy na obou končetinách mají pravidelnou střídavou aktivaci pravá končetina kanál 3,4 a levá kanál 7,8. Obě tyto hlavy mají téměř synchronní počátky a konce aktivací. U tibialis anterior dochází k pozdější aktivaci u obou končetin (kanál 2,6) a zároveň jeho aktivace končí rychleji než aktivace zbylých svalů.

Poslední graf **Obrázek 21: Běh po tartanu – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu** ukazuje průměrnou aktivaci svalů během jedné periody. Zde můžeme vyhodnotit jednotlivé aktivity podrobněji. Gastrocnemius a peroneus se zapojují dle jednotlivých kroků zřetelně, jedinou deviací v tomto měření je tibialis anterior, jenž se aktivuje u obou dolních končetin na průměrně kratší dobu.

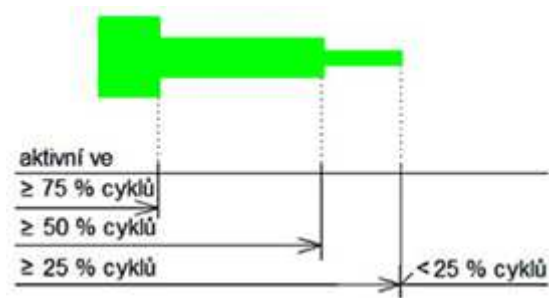
Obrázek 21: Běh po tartanu – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu



Zdroj: vlastní zpracování

V obrázku **Obrázek 22: Vysvětlivka k zobrazení průměrného cyklu** uvádíme detail grafu pro lepší pochopení cílové podoby průměrného cyklu.

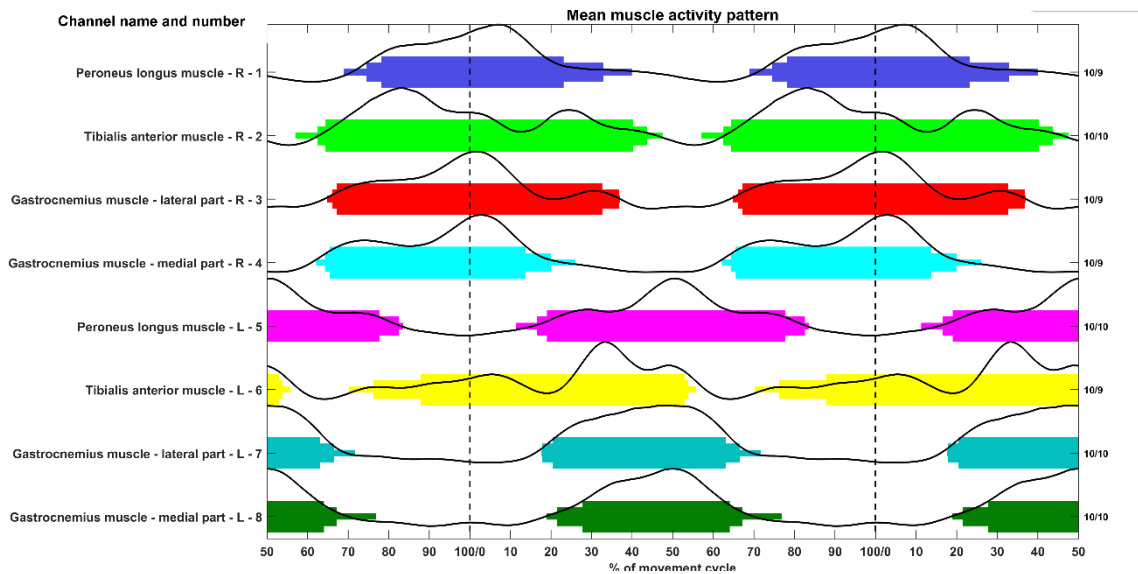
Obrázek 22: Vysvětlivka k zobrazení průměrného cyklu



Zdroj: vlastní zpracování

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

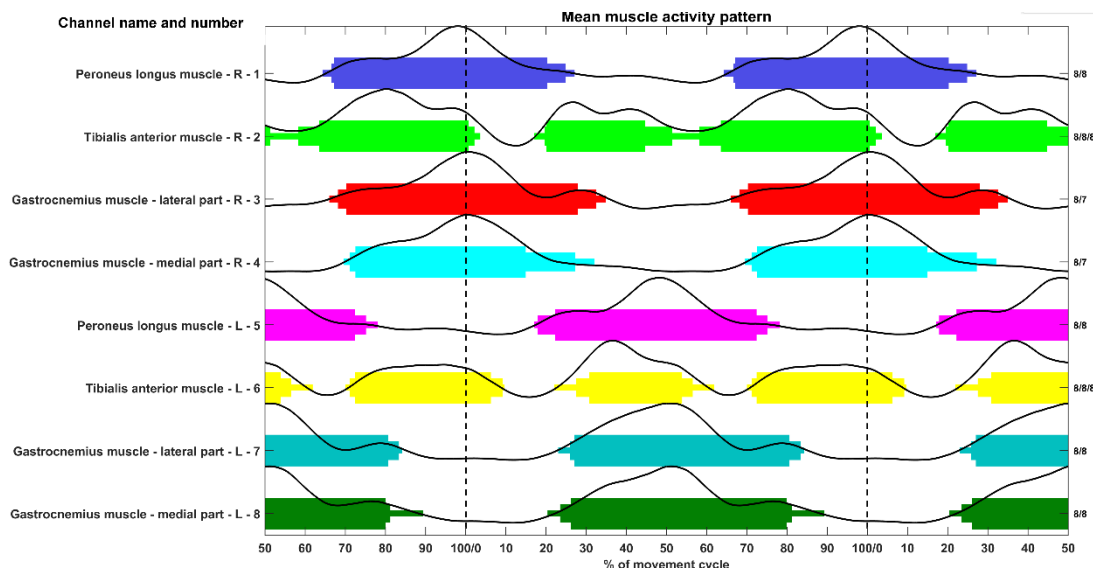
Obrázek 23: Běh po trávě – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu



Zdroj: vlastní zpracování

Graf na obrázku **Obrázek 23: Běh po trávě – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu** ukazuje výrazné prodloužení aktivace u svalů anterior tibialis obou dolních končetin, aktivace těchto svalů začíná ještě před aktivací obou hlav gastrocnemia i peroneus longus. U levé dolní končetiny se sval anterior tibialis aktivuje o 30 % krokového cyklu dříve než u pravé dolní končetiny.

Obrázek 24: Běh po písku – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu



Zdroj: vlastní zpracování

Graf na obrázku **Obrázek 24: Běh po písku – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu** znázorňuje aktivaci jednotlivých svalů při běhu v písku a 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. Průměrná délka aktivace hlav gastrocnemia se oproti běhu na tartanu prodloužila. U PDK dochází ve svalu anterior tibialis k časnější první aktivaci v rámci krokového cyklu přibližně o 20 % oproti LDK. Peroneus longus se aktivuje rychleji než hlavy gastrocnemia a jeho aktivace končí rychleji než u hlav gastrocnemia.

Obrázek 25: Pořadí počátků a konců aktivace včetně pořadí dosažení maxima

- | | |
|--|--|
| 1 Peroneus longus – PDK | 5 Peroneus longus – LDK |
| 2 Tibialis anterior – PDK | 6 Tibialis anterior – LDK |
| 3 Gastrocnemius: laterální hlava – PDK | 7 Gastrocnemius: laterální hlava – LDK |
| 4 Gastrocnemius: mediální hlava – PDK | 8 Gastrocnemius: mediální hlava – LDK |

TARTAN									
Start	7	8	6	5	3	4	1	2	
End	6	3	2	4	1	7	5	8	
Max	1	3	4	5	8	7	6	2	

TRÁVA									
Start	5	7	8	2	4	3	1	6	
End	4	1	3	2	6	7	8	5	
Max	3	4	1	6	7	8	5	2	

PÍSEK									
Start	5	2	8	7	6	2	1	3	4
End	2	6	1	4	3	2	6	5	8
Max	4	3	2	6	5	7	8	2	6

Zdroj: vlastní zpracování

5 Diskuze

Tato práce se zabývala komparativní analýzou aktivace svalů dolní končetiny při běhu po různých typech povrchu. Zaměřili jsme se na svaly dolní končetiny, které jsou umístěny většinou svého obsahu od kolenního kloubu níže. Na základě nastudovaných poznatků jsme si definovali výzkumné otázky, které budeme v této kapitole diskutovat.

5.1 Diskuze výzkumných otázek

1. *Do jaké míry budou výsledné signály obou končetin podobné vůči sobě během krokového cyklu při běhu?*

Při pohledu na graf z obrázku **Obrázek 21: 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. Laterální hlavy gastrocnemia obou dolních končetin se v průměru aktivují časněji než hlavy mediální, přestože rozdíl je velmi malý, 2 % krokového cyklu. Z grafu je možné vyčíst, že u pravé i levé dolní končetiny dochází průměrně k většímu rozptylu ukončení aktivace svalu tibialis anterior. Přestože počátky aktivace svalů PDK a LDK se liší v pořadí, tak vzhledem k jejich vyrovnanému startu lze konstatovat, že výsledné signály z obou končetin jsou z 95 % stejné. U obou končetin dochází k aktivaci svalu tibialis anterior později než všech zbylých měřených svalů.

2. *Shodují se pořadí a délky aktivací jednotlivých svalů během krokového cyklu při běhu na různých typech povrchů?*

Komparativní analýzou grafů z obrázků **Obrázek 21: Běh po tartanu – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu**, **Obrázek 23: Běh po trávě – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu** a **Obrázek 24: Běh po písku – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu**, lze jednoznačně určit, že největší vliv měkkosti běžeckého povrchu můžeme pozorovat na svalu tibialis anterior. Pořadí aktivovaných svalů je různé, přestože se počátky aktivací od sebe neliší příliš časově v rámci krokového cyklu. Porovnání počátku aktivací, konců a maxim můžete vidět v tabulce na obrázku **Obrázek 25: Pořadí počátků a konců aktivace včetně pořadí dosažení maxima**. U travnatého povrchu se prodloužila doba aktivace svalu tibialis anterior u obou dolních končetin. U písčitého povrchu se prodloužila

doba aktivace u hlav gastrocnemia, peroneus longus byl aktivován stejně jako u travnatého povrchu. Tibialis anterior u písčitého povrchu jako jediný dosahuje dvojité aktivace během jednoho krokového cyklu.

3. *Které svaly budou vykazovat změnu své aktivace při běhu po tartanu a v písku?*

Z grafu **Obrázek 21: Běh po tartanu – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu** je patrné, že při běhu na tvrdém homogenním povrchu – tartanu je aktivace svalů tibialis anterior a peroneus longus u obou končetin podobně dlouhá jako u hlav gastrocnemia. Na písčném povrchu se objevila dvojitá aktivace u tibialis anterior. Peroneus longus nevykazoval na písku neobvyklé aktivace. Obě hlavy gastrocnemia se poměrově při běhu na písku aktivovali po delší dobu než na tartanu. Tento fakt odpovídá na výzkumnou otázku: největší změnu vykazuje tibialis anterior.

Vzhledem k povaze našeho výzkumu nemůžeme 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 jsou téměř 30 let stará: Winter et al. (1994) a Craik (1995) které zapojují ke gastrocnemiu i tibialis anterior a peroneus longus. Jejich studie se však věnují časové souslednosti svalových aktivací při chůzi dospělého jedince v laboratorním prostředí. Na jejich studii dobře navázali Kamen a Gabriel (2010), kteří také měřili chůzi. U jejich výzkumu se však sval tibialis anterior zapojoval mimo aktivaci gastrocnemia i svalu peroneus longus, toto můj výzkum nepotvrdil. Příbuzná studie vzhledem k různé tuhosti povrchu je Ferris et al. (1999), kde měřili běh a změnu tuhosti dolní končetiny při změně povrchu, ale bohužel neměřili aktivaci a pořadí aktivace jednotlivých svalů. V mé práci se jedná o unikátní studii, kde díky kombinaci zvolených svalů a různých povrchů neexistuje stejná studie, se kterou bych mohl výsledky přímo diskutovat.

5.2 Limity studie

Největší limitací je měření pomocí EMG jako takové, protože elektromyografie nevypovídá o síle svalové kontrakce. Je to měření elektrického charakteru a nevypovídá o mechanické síle vygenerované svalem. Finálně nezáleží na velikosti elektrického signálu,

ale na parametrech svalu jako takového, jeho délka, složení svalových vláken a rychlost kontrakce. Dalším podstatným faktorem, který omezuje tuto studii je elektromechanické zpoždění reálného pohybu svalu od jeho měřené aktivace (Hug et al., 2015).

Druhou limitaci shledáváme v případové studii, do výsledků se kvůli nízkému počtu probandů – v našem případě 1, propisují pohybová schémata jedince, jeho zdravotní stav, velikost a konstituce jeho postavy, historický sport a životní styl. Přestože náš 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 bychom rádi v následujících výzkumech eliminovali výběrem širšího výzkumného vzorku ze základního souboru.

Třetí limitací je zpracování EMG signálu pomocí průměrování jeho obálek, podle Špulák et al. (2014) se díky tomuto průměrování ztratí velké množství informace, protože nedokáže odhalit důležité charakteristiky EMG signálů. Na tuto studii poté navazuje Špulák (2015), který pro zpracování EMG signálu doporučuje trojúhelníkovou metodu, založenou na analýze tvaru obálky. Oproti průměrování obálky zachová více důležitých informací a jednodušeji se interpretuje dále.

Další limitací této studie bylo nepořízení kvalitního videozáznamu pro porovnání naměřených dat s konkrétním pohybem zaznamenaným na videokameru. Pro navázání na tuto případovou studii v rámci vypracovávání diplomové práce využijeme videozáznam jako další metodiku pro zpracování a záznam pohybu probandů.

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, jsme si zvolili čtyři z našeho pohledu nejzajímavější pro výzkum. Zkoumali jsme 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 jsme sledovali zvláště obě jeho hlavy: vnitřní (medial head) a vnější (lateral head). Dále jsme si zvolili tři rozdílné typy povrchů: tartan na běžecké dráze, travnatý povrch na fotbalovém hřišti a písečný povrch na beachvolejbalovém hřišti. Zde jsme prováděli výzkum, u něž byla základním kritériem pro výběr tvrdost povrchu a jeho rovnoměrnost.

V teoretické části jsme přiblížili důležité pojmy pro tuto bakalářskou práci a vytvořili z nich ucelený teoretický rámec. Na základě odborné literatury jsme vysvětlili následující pojmy: anatomie dolní končetiny, běh, jeho fyziologii a biomechaniku. Dále jsme definovali fáze běhu a anatomii běhu, kde jsme se zaměřili na další studie, které se během zabývaly. V poslední části jsme přiblížili pojem elektromyografie, co měří, její vývoj a druhy. Každý z těchto pojmů jsme definovali a uvedli jsme jejich strukturu dle odborných autorů. Z této problematiky jsme dále zformulovali výzkumný problém, z něž vycházely výzkumné otázky v praktické části.

Praktickou část jsme věnovali výzkumným otázkám a naměřeným výsledkům. Zjišťovali jsme, do jaké míry budou výsledné signály obou končetin podobné vůči sobě během krokového cyklu při běhu? Zde i přes limitace našeho 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 jsme došli k závěru, že u jednotlivých typů povrchu nelze pozorovat ani částečně totožné schéma pořadí v aktivaci jednotlivých svalů dolních končetin, avšak nelze z tohoto šetření vyvozovat závěry, protože narážíme na limitace výzkumu, kvůli průměrování obálek. Třetí výzkumnou otázkou bylo: Které svaly budou vykazovat změnu své aktivace při běhu po tartanu a v písku? V tomto případě jsme zjistili, že primárně svaly tibialis anterior u obou dolních končetin vykazují signifikantní změnu v aktivaci, protože se více podílejí na stabilizaci běžce. Na písečném povrchu jsme

naměřili dvojí aktivaci svalů během jedné periody. Obě hlavy gastrocnemia se poměrově při běhu na písku aktivovali po delší dobu než na tartanu.

Hlavní přínos této práce shledáváme v reálném měření opakovatelném v praxi a ve vytvoření funkčního matlabového skriptu pro zpracování signálu, který svou složitostí přesáhl zpracování signálu v bakalářských pracích. Naše šetření odpovědělo na všechny výzkumné otázky. V konfrontaci s příbuznými studiemi se svaly zapojovaly ve stejném pořadí až na tibialis anterior, který při chůzi vykazoval svou aktivaci mimo aktivace ostatních svalů téže dolní končetiny.

Jako vedlejší, ale pro nás stejně důležitý přínos, je zdokonalení našich znalostí v této problematice, spolu s rozšířením pohledu na danou problematiku nejen ze sportovního hlediska, ale i z hlediska fyziologického. Poslední přidanou hodnotou je pro nás práce s literaturou a seznámení se s autory zaměřenými na elektromyografii. Rádi bychom ve výzkumu pokračovali v diplomové práci, udělali bychom výzkum robustnějším – více probandů pro eliminaci specifické fyziologie jedince a jeho specifických pohybových návyků. Případně pro FTVS UK vyvinout nový skript pro zpracování EMG signálů.

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

BERGER, W; DIETZ, V a QUINTERN, J. *Corrective reactions to stumbling in man: neuronal co-ordination of bilateral leg muscle activity during gait*. Online. The Journal of Physiology. 1984, roč. 357, č. 1, s. 109-125. [cit. 2023-12-20]. ISSN 0022-3751. Dostupné z: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1984.sp015492>.

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>

BEZODIS, Neil Edward; WILLWACHER, Steffen a SALO, Aki Ilkka Tapio. *The Biomechanics of the Track and Field Sprint Start: A Narrative Review*. Online. Sports Medicine. 2019, roč. 49, č. 9, s. 1345-1364. [cit. 2023-12-20]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01138-1>.

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.

ELLIS, Richard G.; SUMNER, Bonnie J. a KRAM, Rodger. *Muscle contributions to propulsion and braking during walking and running: Insight from external force perturbations.* Online. *Gait & Posture*. 2014, roč. 40, č. 4, s. 594-599. [cit. 2023-12-20]. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.002>.

ELSAIS, Walaa M. *Emg measurement of the adductor muscles during walking and running.* Salford, UK, 2019. PhD thesis. School of Health Sciences, University of Salford.

FERRIS, Daniel P; LIANG, Kailine a FARLEY, Claire T. *Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface*. Online. Journal of Biomechanics. 1999, roč. 32, č. 8, s. 787-794. [cit. 2023-12-20]. ISSN 00219290. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00078-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00078-0).

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.

HUG, François; HODGES, Paul W. a TUCKER, Kylie. *Muscle Force Cannot Be Directly Inferred From Muscle Activation: Illustrated by the Proposed Imbalance of Force Between the Vastus Medialis and Vastus Lateralis in People With Patellofemoral Pain*. Online. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2015, roč. 45, č. 5, s. 360-365. [cit. 2023-12-20]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5905>.

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.

KAMEN, Gary a David A. GABRIEL. *Essentials of Electromyography*. United States of America: Human Kinetics, 2009. ISBN 978-0736067126.

KARAMANIDIS, Kiros; ARAMPATZIS, Adamantios a BRÜGGEMANN, Gert-Peter. *Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques*. Online. Gait & Posture. 2004, roč. 19, č. 2, s. 115-123. [cit. 2023-12-20]. ISSN 09666362. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00040-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00040-7).

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 běžecké 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 BESIÉR. 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.; KOMI, P.V. a GREGOR, R.J. *Biomechanics of Sprint Running*. Online. Sports Medicine. 1992, roč. 13, č. 6, s. 376-392. [cit. 2023-12-20]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <https://doi.org/10.2165/00007256-199213060-00002>.

MERLETTI, Roberto, *Standards for Reporting EMG Data*. THE INTERNATIONAL SOCIETY OF ELECTROPHYSIOLOGY & KINESIOLOGY. Politecnico di Torino: Journal of Electromyography and Kinesiology, 2014.

MICHAUD, Thomas C. *Běhejte bez zranění: ilustrovaný průvodce biomechanikou, správným držetím 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.ebsco-host.com/login.aspx?direct=true&db=nlebk&AN=1406233&lang=cs&site=ehost-live>

NOVACHECK, Tom F. *The biomechanics of running*. Online. *Gait & Posture*. 1998, roč. 7, č. 1, s. 77-95. [cit. 2023-12-20]. ISSN 09666362. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00038-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00038-6)

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. *Evaluce 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.

ŠPULÁK, Daniel; ČMEJLA, Roman; BAČÁKOVÁ, Radka; KRAČMAR, Bronislav; SATRAPOVÁ, Lenka et al. *Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements*. Online. *Computers in Biology and Medicine*. 2014, roč. 47, s. 93-103. [cit. 2023-12-20]. ISSN 00104825. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2014.01.013>

ŠPULÁK, Daniel. *Zpracování povrchových elektromyografických signálů*. Praha, 2015. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze.

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](https://doi.org/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.

TVRZNIČEK, 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	10
Obrázek 2: Musculus tibialis anterior – přední sval holení.....	11
Obrázek 3: Fibularis longus (Peroneus longus) - dlouhý sval lýtkový.....	12
Obrázek 4: Musculus gastrocnemius lateral/medial head – dvojhlavý sval lýtkový laterální/mediální hlava.....	13
Obrázek 5: Srovnání studií zapojení svalů dolní končetiny při běhu	18
Obrázek 6: Schématická reprezentace aktivity svalů dolní končetiny založená na elektromyografii.....	19
Obrázek 7: Časová souslednost EMG aktivity svalů dolní končetiny při chůzi u normálního dospělého jedince.....	20
Obrázek 8: Foto probanda s aplikovanými elektrodami na přední straně dolních končetin	26
Obrázek 9: Foto probanda s aplikovanými elektrodami na zadní straně dolních končetin	27
Obrázek 10: Umístění Biomonitoru ME6000 na probandovi	27
Obrázek 11: Schéma zapojení biomonitoru ME6000	29
Obrázek 12: Schéma zpracování signálu pomocí obávkové metody	31
Obrázek 13: Běh po tartanu – všechny časové průběhy signálů.....	32
Obrázek 14: Běh po tartanu pravá noha.....	33
Obrázek 15: Běh po tartanu levá noha	34
Obrázek 16: Zpracování signálu gastrocnemia laterální hlavy LDK	34
Obrázek 17: Grafické zobrazení filtru – magnituda a fáze.....	35
Obrázek 18: Tabulka průměrných autokorelačních koeficientů	35
Obrázek 19: Rozdělení krokových cyklů a zobrazení průměrné aktivace gastrocnemia – laterální hlavy LDK.....	36
Obrázek 20: Běh po tartanu – zobrazení svalové aktivace v reálném čase.....	36
Obrázek 21: Běh po tartanu – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu	37
Obrázek 22: Vysvětlivka k zobrazení průměrného cyklu	38
Obrázek 23: Běh po trávě – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu.....	38
Obrázek 24: Běh po písku – průměrná aktivace svalů během jednoho krokového cyklu běhu	39
Obrázek 25: Pořadí počátků a konců aktivace včetně pořadí dosažení maxima.....	39
Obrázek 26: Data jednotlivých korelačních koeficientů pro běh na tartanu.....	56
Obrázek 27: Vzor informovaného souhlasu k žádosti 146/2023 – přední strana	57
Obrázek 28: Vzor informovaného souhlasu k žádosti 146/2023 - zadní strana.....	58
Obrázek 29: Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS.....	59
Obrázek 30: Žádost a Vyjádření Etické komise UK FTVS.....	60

Přílohy

Obrázek 26: Data jednotlivých korelačních koeficientů pro běh na tartanu

Název svalu	Korelace po sobě jdoucích periodických úsecích										
Peroneus longus - PDK	0,9807	0,989874	0,949613	0,990235	0,994511	0,994493	0,974343	0,927272	0,971343	0,965014	0,965652
Tibialis anterior - PDK	0,940834	0,8567	0,959484	0,822083	0,985335	0,922803	0,96029	0,93005	0,907303	0,778563	0,903801
Gastrocnemius: laterální hlava - PDK	0,967633	0,874226	0,975328	0,991299	0,982124	0,958905	0,986194	0,952389	0,964098	0,89597	0,907931
Gastrocnemius: mediální hlava - PDK	0,97255	0,994718	0,984965	0,994266	0,989554	0,944243	0,934255	0,978684	0,989961	0,96257	0,690138
Peroneus longus - LDK	0,866972	0,980113	0,959854	0,98347	0,97972	0,980667	0,984941	0,974956	0,954158	0,963882	0,838977
Tibialis anterior - LDK	0,88436	0,895089	0,801929	0,851164	0,902176	0,88732	0,876828	0,796605	0,864856	0,801739	0,713137
Gastrocnemius: laterální hlava - LDK	0,996004	0,974621	0,995611	0,989185	0,989904	0,996342	0,994022	0,990591	0,990919	0,967173	0,956945
Gastrocnemius: mediální hlava - LDK	0,967596	0,961923	0,986364	0,982224	0,965404	0,930662	0,969668	0,883678	0,925746	0,874034	0,937917

Zdroj: vlastní zpracování

Obrázek 27: 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 biomedicíně 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 28: 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/rozmazáním 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 /videí/audíon 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 účastí 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 komisí 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 29: Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

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

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: 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 - Vešelavín

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 – Vešelavín. 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 náplastí 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. Nejsem v pracovně 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 zpracována 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 zpracována, 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 30: Žádost a Vyjádření Etické komise UK FTVS

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

Požizování fotografií účastníků: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním 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.

Požizování 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): příložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně. Potvrzují, 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: Předsdkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, 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
razítka UK FTVS
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6
- 20 -

podpis předsdkyně EK UK FTVS

Zdroj: vlastní zpracování