

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Komparativní analýza svalové aktivity vybraných lýtkových
svalů při běhu ve vojenské obuvi a běžecské obuvi**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Mgr. Radka Bačáková, Ph.D.

Vypracoval:

Bc. Václav Polata

Praha, 2024

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou 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

.....

podpis diplomanta

Evidenční list

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

Jméno a příjmení

Fakulta / katedra

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Děkuji Mgr. Radce Bačákové, Ph.D. za vedení mé diplomové práce, cenné rady a pomoc, jež mi poskytla během psaní této práce. Dále bych chtěl poděkovat účastníkům měření za jejich věnovaný čas.

Abstrakt

- Název:** Komparativní analýza svalové aktivity vybraných lýtkových svalů při běhu ve vojenské obuvi a běžecké obuvi
- Cíle:** Cílem diplomové práce je porovnání svalové aktivity vybraných lýtkových svalů při běhu ve vojenské obuvi a běžecké obuvi.
- Metody:** Měření se zúčastnilo 6 probandů, kdy se jednalo o příslušníky speciálních sil. Pomocí povrchové elektromyografie byla naměřena svalová aktivita 3 vybraných svalů (m. gastrocnemius caput medialis, m. tibialis anterior, m. peroneus longus). Svalová aktivita se měřila při běhu ve vojenské obuvi a běžecké obuvi na atletickém stadionu. Základní výsledky byly vypočítány v programu MegaWin a následně převedeny do MS Excel.
- Výsledky:** Získané výsledky odhalují, že svalová aktivita při běhu ve vojenské obuvi u m. gastrocnemius caput medialis a m. tibialis anterior je vyšší než při běhu v běžecké obuvi. U m. peroneus longus nebyl rozdíl mezi svalovou aktivitou při běhu ve vojenské obuvi a běžecké obuvi statisticky významný.
- Závěr:** Svalová aktivita vybraných lýtkových svalů při běhu ve vojenské obuvi a běžecké obuvi je u vybraných svalů rozdílná. Z důvodu vyšší hmotnosti a pevnosti vojenské obuvi, jež hrají velkou roli ve vyšší svalové aktivitě u m. gastrocnemius caput medialis a m. tibialis anterior. Na druhou stranu pevnost vojenské obuvi působí na fixaci kotníku a snižuje svalovou aktivitu m. peroneus longus.
- Klíčová slova:** M. gastrocnemius caput medialis, m. tibialis anterior, m. peroneus longus, EMG, armáda, policie

Abstract

- Title:** Comparative analysis of muscle activity in selected calf muscles during running in military boots and running shoes
- Objectives:** The aim of the thesis is to compare the muscle activity of selected calf muscles during running in military boots and running shoes.
- Methods:** Six subjects participated in the measurement, all of whom were members of special forces. Using surface electromyography, the muscle activity of three selected muscles (medial head of the gastrocnemius, tibialis anterior, and peroneus longus) was measured. The muscle activity was measured while running in military boots and running shoes on an athletic track. The basic results were calculated in the MegaWin program and then transferred to MS Excel.
- Results:** The obtained results reveal that muscle activity in the medial head of the gastrocnemius and the tibialis anterior is higher when running in military boots compared to running shoes. For the peroneus longus, there was no statistically significant difference in muscle activity between running in military boots and running shoes.
- Conclusion:** The muscle activity of selected calf muscles during running in military boots and running shoes differs for specific muscles. Due to the higher weight and rigidity of military boots, there is greater muscle activity in the medial head of the gastrocnemius muscle (m. gastrocnemius caput medialis) and the anterior tibial muscle (m. tibialis anterior). On the other hand, the rigidity of military boots contributes to ankle stabilization and reduces the muscle activity of the peroneus longus muscle (m. peroneus longus).
- Keywords:** M. gastrocnemius caput medialis, m. tibialis anterior, m. peroneus longus, EMG, army, police

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk.....	9
1 Úvod.....	10
2 Současný stav bádání	11
2.1 Běh ve vojenské a běžecké obuvi	11
2.2 Běh.....	11
2.2.1 Technika běhu	12
2.2.2 Krokový cyklus	12
2.3 Biomechanika běhu.....	13
2.3.1 Vnější síly.....	14
2.3.2 Akce a reakce	15
2.4 Anatomie a Kineziologie dolní končetiny	15
2.4.1 Pánevní pletenec	16
2.4.2 Kyčelní kloub	16
2.4.3 Kolenní kloub	17
2.4.4 Hlezenní kloub a noha	18
2.4.5 Nožní klenba.....	19
2.4.6 Vybrané lýtkové svaly	20
2.5 Měření aktivity svalu	21
2.5.1 Aplikace EMG v medicíně a sportu	21
2.5.2 Svalová koordinace a analýza signálů.....	21
2.6 Měření EMG lýtkových svalů při běhu	22
2.7 Obuv.....	22
2.7.1 Běžecká obuv.....	22
2.7.2 Vojenská obuv	23
3 Metodologie	25
3.1 Cíle práce	25
3.2 Výzkumné otázky	25
3.3 Hypotézy	25

3.4 Úkoly práce.....	25
4 Metodika práce	26
4.1 Výzkumný soubor	26
4.2 Technické vybavení	26
4.3 Průběh měření	27
4.4 Analýza dat	30
4.5 Statistická analýza dat.....	31
5 Výsledky	32
5.1 Výsledky připadající k hypotézám.....	32
6 Diskuze	36
6.1 Diskuze k hypotéze H1a	36
6.2 Diskuze k hypotéze H1b	36
6.3 Diskuze k hypotéze H1c	37
6.4 Limity práce	37
7 Závěr	38
Seznam bibliografických odkazů.....	39
Seznam obrázků.....	43
Seznam grafů	44
Přílohy.....	45

Seznam použitých symbolů a zkratek

art. - articulatio

CNS - centrální nervová soustava

DK - dolní končetina

EMG - elektromyografie

EVA - ethylen vinil acetát

GCMED - musculus gastrocnemius caput medialis

HK - horní končetina

IZS - Integrovaný záchranný systém

lig. - ligamentum

Ltd. - limited liability (s omezeným ručením)

m. - musculus

Mm. - musculi

MS - Microsoft

MVC - maximální volní kontrakce

n. - nervus

PL - musculus peroneus longus

SI - sakroiliakální

TA - musculus tibialis anterior

UK FTVS - Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy

1 Úvod

Příslušníci ozbrojených sil a dále i příslušníci integrovaného záchranného systému (IZS) se dennodenně pohybují ve vojenské obuvi a musí v ní plnit i náročné úkoly. Tato obuv je navržena tak, aby odolala náročným podmínkám, ve kterých se tito profesionálové pohybují. Často se musí v této obuvi přesouvat na větší vzdálenosti, účastnit se cvičení, kde výjimkou není ani běh. Kromě přesunů na delší vzdálenosti zahrnuje jejich práce také činnosti, jako je rychlá reakce na krizové situace, což znamená, že musí být schopni vykonávat fyzicky náročné úkoly ve všech druzích terénu a počasí.

Samotná konstrukce vojenské obuvi přispívá k většímu zatížení dolních končetin příslušníků, kteří ji využívají. Tyto boty jsou navrženy tak, aby poskytovaly maximální ochranu a stabilitu, což znamená, že jsou často těžší a méně flexibilní než běžná sportovní obuv. Výsledkem je, že nošení vojenské obuvi může vést k větší únavě a stresu svalů a kloubů. I já se, v rámci svých pracovních povinností, velmi často pohybují ve vojenské obuvi a mám tak osobní zkušenost s plněním fyzicky náročných úkolů ve vojenské obuvi. Vnímám vyšší nároky na pohyb v této obuvi, na zvýšené zatížení dolních končetin, které může, v případě méně trénovaných osob přinášet zdravotní komplikace či zranění.

Problematikou měření svalové aktivity při běhu ve vojenské obuvi a běžcecké obuvi se nikdo doposud podrobně nezabýval. Tudíž tato práce přinese konkrétní výsledky, které z měření vzejdou. Získaná data mohou poskytnout cenné informace o tom, jaký vliv má vojenská obuv na svalovou aktivitu dolních končetin během fyzické zátěže.

2 Současný stav bádání

Nadkotníková obuv (dále jen vojenská obuv) je dominantně využívána ozbrojenými i záchrannými složkami státu. Obecně je přijímán fakt, že vojenská obuv zpevňuje dolní končetinu a tím pádem umožňuje bezpečnější pohyb uživatele v rozmanitém terénu.

2.1 Běh ve vojenské a běžecké obuvi

Díky konstrukci vojenské obuvi a použitým materiálům při její výrobě je tato obuv, ve srovnání s běžeckou obuvi, těžší, což má výrazný vliv na samotný běh. Běh ve vojenské obuvi je tak náročnější než běh v obuvi běžecké. V důsledku toho je zapotřebí většího úsilí a energie pro pohyb, což způsobuje vyšší aktivitu svalů dolních končetin. Studiemi bylo zjištěno, že při běhu ve vojenské obuvi dochází k většímu přenosu sil na dolní končetinu ve srovnání s během v běžecké obuvi. To znamená, že svaly nohou musí vyvinout intenzivnější úsilí, aby poskytly dostatečnou sílu pro pohyb vpřed (Bini et al., 2021; Jones et al., 1984; Shamsoddini & Hollisaz, 2022).

Podle Sinclaira a kolektivu (2015) je běh ve vojenské obuvi spojen, ve srovnání s běžeckou obuvi, s výrazně vyšším zatížením Achillovy šlachy. Vzhledem k tomu, že Achillova šlacha slouží jako úponová šlacha pro lýtkový sval, lze předpokládat, že běh v této obuvi vyvolává větší aktivitu lýtkového svalu.

2.2 Běh

Běh, jako jeden z nejzákladnějších pohybů člověka, má hluboké kořeny v lidské historii, sahající až do pravěku. Pravěké jeskynní kresby a malby nám poskytují důkazy o tom, že běh a chůze byly nepostradatelnou součástí každodenního života pravěkých lidí. Tyto pohybové aktivity sloužily nejen k zajištění potravy a lovu, ale byly klíčové pro přenos informací na větší vzdálenosti, což bylo zásadní pro komunikaci a přežití ve společenství. Pravěcí lidé vykazovali vysokou míru fyzické zdatnosti, která předčila stereotypní pohybový režim, který je typický pro moderního člověka. I když v dnešní době není běh ani lov potravy nezbytnou nutností, fyzická a genetická připravenost stále představuje významný předpoklad pro kvalitní život současného člověka. Pomáhá nám nejen při zvládnání každodenních úkolů, ale také při dosahování osobních cílů a udržení zdravého životního stylu (Tvrzník et al., 2006, p. 8).

Podle Dostála a Velebila (1992, p. 16) je běh pro člověka natolik přirozený, že jej zvládne každý zdravý jedinec. Jedná se o přirozený pohyb, během kterého dochází ke střídání jedno oporové fáze a fáze letové. Těžiště těla se při tomto pohybu přesunuje

horizontálně během fáze opory a dochází k vertikálním výkyvům v důsledku odrazu. Nejvyšší poloha těžiště je dosažena v kulminačním bodě fáze letu, a tento cyklus se opakuje při každém kroku vytvářející tak plynulý pohyb, který je inherentní pro lidskou fyziologii.

2.2.1 Technika běhu

V běžecké technice se rozlišují dva základní přístupy: šlapavý a švihový běh. Šlapavý běh slouží k zvýšení rychlosti a lze ho aplikovat jak při startu z klidu, tak i během pohybu pro zrychlení. Naopak, běh švihový je zaměřen na udržení již dosažené rychlosti (Kerssenbrock et al., 1976).

Při běhu dochází k protisměrné rotaci páteře, což přenáší sílu na ramena a horní končetiny v oblasti hrudní páteře a také na pánev a dolní končetiny v křížové oblasti páteře. Tento mechanismus zahrnuje sílu, generovanou svalovým napětím nohy, která je dále doplněna pomocným švihovým pohybem. Během jednoho kroku se až 70 % energie využije na posun těla vpřed, 20 % na regeneraci a 10 % na udržení stability. Dokrok by měl být proveden měkce a elasticky na přední části chodidla, což pomáhá minimalizovat nárazy a snižuje zátěž na nohu. Při technice běhu hrají také důležitou roli paže. Pokud jsou paže ohnuté v loktech fungují jako krátká kyvadla, pomáhající udržet rovnováhu a optimalizovat krokový rytmus (Cunningham et al., 2013; Christensen, 2017; Jurečka et al., 1981; Millerová, 2003; Seliger & Novák, 1960).

Rozsah pohybu končetin se liší v závislosti na rychlosti běhu, což ovlivňuje intenzitu odrazu, úspornost pohybu a setrvačnost těla. Jednotlivé kroky se mění v souladu s poměrem délek stehna a bérce, což má vliv na rozsah pohybu v kloubech a celkovou biomechaniku běhu (Cunningham et al., 2013; Seliger & Novák, 1960).

Je důležité rozlišovat mezi technikou běhu a běžeckým stylem. Optimální provedení techniky běhu vyžaduje nalezení kompromisu mezi biomechanickými pravidly a individuálními charakteristikami každého běžce. Pro celkové zdraví běžce a prevenci případného zranění je důležitá správná technika běhu (Cunningham et al., 2013; Jebavý et al., 2019; Seliger & Novák, 1960; Tvrzník et al., 2004).

2.2.2 Krokový cyklus

Základní prvek běžeckého pohybu je krokový cyklus běhu. jedná se o komplexní proces, který lze rozdělit do dvou klíčových fází: oporné a švihové. Oporná fáze, často označovaná jako „stoj“, je kritickým bodem v běžecké technice. Zahrnuje iniciální

kontakt s podložkou, dále pak střední stojný okamžik, při kterém běžec zůstává na jedné noze, a odval, kdy dochází k přechodu do fáze švihové, při které se noha odrazí od země a připravuje se na další krok (Puleo & Milroy, 2014).

Způsob, jakým běžec začíná každý krok, se může lišit v závislosti na jeho individuálním běžeckém stylu a preferencích. Někteří preferují založení opory přes patu, zatímco jiní upřednostňují kontakt s podložkou přes špičku nebo dokonce celé chodidlo. Tato variabilita ukazuje, jak osobní a unikátní může být každý běžecký styl. Poměr trvání oporné a letové fáze běžeckého cyklu je důležitým aspektem běžecké efektivity. I když obecně platí, že oporná fáze představuje přibližně 40 % a letová fáze 60 % doby běžeckého cyklu, je třeba si uvědomit, že tyto hodnoty jsou spíše orientační. Nicméně, je zřejmé, že letová fáze je dominantní a klíčová pro dosažení vyšší rychlosti a efektivity pohybu. Běžci často pracují na redukcii doby kontaktu se zemí během oporné fáze, protože delší doba kontaktu zvyšuje zatížení končetin a může zvýšit riziko zranění (Hok, 2022; Puleo & Milroy, 2014).

Oporná fáze vyžaduje koordinaci a sílu, protože běžec při ní musí efektivně absorbovat reakční síly podložky a udržet stabilitu těla. Relaxace svalů bérce a správné postavení nohou jsou klíčové pro úspěšný a ekonomický běh. Letová fáze začíná odrazem od země a pokračuje propulzí, přičemž správné postavení nohy je zásadní pro stabilitu a efektivitu pohybu (Milroy & Puleo, 2018; Moon, 2014).

Frekvence a délka kroku jsou důležitými parametry pro analýzu běžecké techniky. Běžci často pracují na optimalizaci těchto parametrů, z důvodu dosažení co nejnižší energetické náročnosti. Ideální kadence kroku se pohybuje okolo 180 kroků za minutu, a zvyšování její frekvence může vést k efektivnějšímu a bezpečnějšímu běhu (Souza, 2016).

2.3 Biomechanika běhu

Běh je mechanický pohyb, při kterém dochází působením určitých sil, ke změně místa lidského těla v čase a prostoru. Na velikosti a vzájemném působení mezi silou a hmotou závisí mechanický průběh pohybu, který je právě předmětem biomechanického zkoumání (Seliger & Novák, 1960).

Primárním cílem biomechanického zkoumání je působení sil na lidské tělo, ke kterému jsou využívány Newtonovy zákony. Dle Newtona je síla charakterizována jako příčina pohybu. Ideální síla působí na těleso v jednom bodě a má charakter vektoru. Proto

můžeme sílu rozložit do složek zvoleného souřadnicového systému pomocí směrových úhlů (Čapek et al., 2018; Tlapáková, 2003; Valenta & Konvičková, 1997).

Dle Tlapákové (2003) působí na běh kromě vnitřních sil, které vytváří sám běžec svou svalovou aktivitou, i síly vnější. Vzájemný vztah vnitřních a vnějších sil mezi směrem pohybu těla a směrem působení síly je trojího charakteru.

1. Hybná síla: Síla napomáhající pohybu, směr síly se shoduje se směrem pohybu těla.
2. Brzdící síla: Protichůdná síla, jejíž směr je opačný proti směru pohybu těla.
3. Neutrální síla: Neovlivňuje rychlost v daném směru, směr této síly tvoří pravý úhel se směrem pohybu těla (Tlapáková, 2003).

Působení vnitřních svalových sil se řídí dle charakteru vnějšího odporu, který má význam pro získání větší rychlosti a pro zlepšení běžeckých schopností. Na to, jak vnější odpor vypadá, může působit změna pohybu, změna terénu, změna vlastnosti obuvi či změna jakosti opory podložky (Brewer, 2017; Millerová, 2003; Seliger & Novák, 1960).

Díky stahům svalových vláken vzniká při sportu síla. Tuto sílu nejlépe využijeme při jejím působení ve směru celkového těžiště těla. V případě, kdy síla působí mimo celkové těžiště těla, se její účinnost snižuje a dochází k rotaci (Kerssenbrock et al., 1976).

2.3.1 Vnější síly

Dle Brewera (2017) a Tlapákové (2003) působí na pohyb běžce celá řada vnějších sil, ze kterých jsou nejčastější následující:

1. Gravitační síla (tíhová): Je dána silovým polem Země. Závisí na hmotnosti daného tělesa a tíhovém zrychlení. Tato síla může způsobit tlak na podložku, pohyb tělesa svisle dolů nebo rotaci.
2. Reakční síla: dle Newtona třetího zákona má stejnou velikost, ale opačnou orientaci než síla akční.
3. Třecí síla: Dostatečná velikost této síly je podmínkou pro veškerý pohyb. Běžci ji mohou zvětšit využitím vhodné obuvi.

4. Setrvačná síla: Dle Newtonova zákona se těleso snaží zachovat svůj pohybový stav, ať je to už stav klidový nebo se jedná o rovnoměrný přímočarý pohyb.

Dalšími silami jsou pak síla dostředivá a síla odstředivá. Síla dostředivá je přítomná při křivočarých pohybech běžce. Tuto sílu běžec vytváří pro změnu směru pohybu. Při změně směru pohybu, např. při běhu v zatáčce, zároveň na běžce působí síla odstředivá (Tlapáková, 2003).

Dle Kerssenbrocka a kolektivu (1976) se dají vnější síly rozdělit na reakci opory, odpor prostředí, zemskou přitažlivost a odstředivou sílu.

Běžecského výkonu se účastní více sil najednou. Pokud působí dvě síly ve stejném působišti a stejným směrem, poté se rovná konečná síla velikosti součtu obou sil. Nejčastější případ ve sportu je síla, vytvořená v propulzní fázi, jež uděluje tělu nebo náčiní rychlost ve směru vertikálním a síla pocházející z horizontální složky, která uděluje rychlost ve směru horizontálním (Kerssenbrock et al., 1976).

2.3.2 Akce a reakce

Každá akce vyvolává reakci o stejné velikosti, ale v opačném směru. S pohybem těla vzhůru při odrazu (akce) současně vzniká tlak do podložky směrem dolů (reakce). V případě, kdy je podložka dostatečně pevná, je reakce zrušena a všechna svalová síla může působit vzhůru. Pokud podložka není dostatečně pevná, bude běžec s pohybem vzhůru zároveň klesat dolů. Když akce zanikne, zaniká i reakce (Kerssenbrock et al., 1976).

2.4 Anatomie a Kineziologie dolní končetiny

Horní i dolní končetina mají ve své podstatě obdobný stavební plán, který se projevuje v jejich shodném tří segmentovém členění. Jejich odlišnosti jsou definovány až následkem vývoje funkcí těchto struktur. Horní končetina (HK) je orgán komunikační, pro který je typický manipulační pohyb. Zatímco dolní končetina (DK) je orgán opory a lokomoce. Disponuje robustnější kostrou a mohutným svalstvem, ovšem s omezenou pohyblivostí, která je jakousi daní za větší stabilitu (Dylevský, 2009).

Funkce DK by se daly zjednodušeným členěním charakterizovat následovně:

1. Nosná – DK nese hmotnost celého těla
2. Lokomoční – svalstvo DK (viz dále) generuje sílu nutnou pro lokomoci
3. Balanční – svalstvo DK generuje sílu nutnou pro stabilní polohu

4. Zkracovací – funkce nutná pro lokomoci, či změnu polohy například do sedu
5. Informační – skrze DK je umožňována komunikace s řídicí centrální nervovou soustavou (CNS) pomocí tzv. aferentní signalizace z receptorů (Véle, 2006).

2.4.1 Pánevní pletenec

Pánevní pletenec, tedy základ celkové funkční stavby DK, se skládá z nepárové křížové kosti (os sacrum) a dvou pánevních kostí (osis coxae), jež jsou párově složeny z kosti kyčelní (os ilium), kosti sedací (os ischii) a kosti stydké (os pubis). Tato struktura slouží jako transmisní systém, tedy jakýsi mezičlánek mezi páteří a dolními končetinami (DK). Další funkcí pánevního pletence je funkce podpůrná a protektivní ve vztahu k orgánům, a zároveň tvoří inzerční plochu pro svalstvo (Véle, 2006).

Skloubení kosti křížové a kyčelní vytváří sacroiliakální (SI) kloub, jehož kloubní pouzdro je zpevněno velmi silnými vazy. Jedná se o kloub plochý, s minimální pohyblivostí, která má ale přesto stěžejní význam na sklon pánve, a přeneseně i na biomechanický průběh chůze (Dylevský, 2007).

Vnitřní architektoniku pánve tvoří úponové plochy pro strukturu zvanou pánevní dno, jež má neodmyslitelnou funkci podpůrnou, a spolu s bránicí i funkci dýchací (Dylevský, 2007).

2.4.2 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub spojuje právě pletenec dolní končetiny s kostí stehenní (femur). Jeho stavba (jde o kulový omezený kloub) umožňuje pohyb DK v předozadním (flexe/extenze), pravolevém (abdukce/addukce) a rotačním směru. Rozsah těchto pohybů je vymežován kloubním pouzdrem, které je zesíleno vazy. Například na přední straně kloubu se rozpíná ligamentum iliofemorale, které jakožto nejsilnější vaz lidského těla omezuje přílišnou extenzi kyčelního kloubu a zároveň pomáhá udržovat rovnováhu vzpřímeného trupu. Vzhledem k poměrně hluboké jamce kyčelního kloubu (acetabulum), je součástí kloubu navíc tukový polštář absorbující nárazy na DK (Čihák, 2016).

Svalstvo kyčelního kloubu, které generuje, po impulsu z CNS, všechny výše zmíněné pohyby, participuje na iniciaci krokového cyklu, a tedy na uvedení těla do lokomoce. Při chůzi a běhu se zapojují následující svaly:

1. Musculus iliopsoas, sval zodpovědný za pohyb kloubu do flexe, společně s jeho agonistou m. rectus femoris, který je jakožto extenzor kolenního a flexor kyčelního kloubu stěžejní pro vykročení.
2. Mm. glutei, tedy skupina tří svalů podílejících se spolu s m. biceps femoris na extenzi a zároveň pomáhající v rotačních a abdukčně-addukčních pohybech
3. M. tensor fasciae latae, který umožňuje abdukční pohyb a je často u běžců původcem bolesti kolenních kloubů
4. M. pectineus a m. sartorius, které jsou zodpovědné za pohyb kyčelního kloubu do zevní rotace, která je nejmarkantnější ve švihové fázi kroku (Dylevský, 2009).

2.4.3 Kolenní kloub

Kolenní kloub je svou stavbou o poznání složitější než kloub kyčelní. Skládá se z kosti stehenní (femur), kosti holenní (tibia) a česky (patella). Vzhledem k tomu, že kloubní plochy těchto artikulujících kostí si vzájemně neodpovídají velikostí ani tvarem, jsou mezi ně vloženy menisky (meniscus medialis et meniscus lateralis). Tyto dvě chrupavčité struktury jsou vystavovány poměrně velké zátěži. Při flektovaném kolenním kloubu absorbují až 90 % celkového tlaku působícího na kloub (Čihák, 2016; Véle, 2006).

Pouzdro kolenního kloubu je zesíleno řadou vazů s různou funkcí. Ligamentum collaterale tibiale et fibulare jsou vazy rozepjaté po stranách kloubů a zajišťují jeho stabilizaci. Zároveň jsou důležitou součástí při tzv. uzamčení a odemčení kolene, což jsou pohyby nezbytné při flexi a extenzi kloubu. Ligamentum cruciatum anterior et posterior, tedy kolenní zkřížené nitrokloubní vazy, zajišťují omezení malých rotačních pohybů kloubu. Dále jsou v kolenním aparátu přítomné další nitrokloubní vazy, jako jsou vazy rozpínající se na zadní straně a důležité jsou i přední vazy, zejména ligamentum patellae, jež je mohutnou úponovou šlachou m. quadriceps femoris (Dylevský, 2009).

Pohyb kolenního kloubu je jeho stavbou vymezen na flexi a extenzi, ve které participují právě zmíněný m. quadriceps femoris, dále m. biceps femoris, m. sartorius, m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. popliteus.

2.4.4 Hlezenní kloub a noha

Distální část DK je poměrně složitou strukturou složenou z vícero kloubních spojení velkých i drobných kůstek, vazů a úponů svalů, z nichž některé společně vytvářejí klenbový aparát zásadní pro správný kontakt nohy vůči podložce při dopadu (Dylevský, 2007).

Holenní a lýtková kost se spojují nejen proximálně v oblasti kolenního kloubu, ale i na svém distálním konci a spolu s kostí hlezenní (talem) tvoří horní zánártní kloub (articulation talocruralis). Anatomicky jde o složený kloub kladkový, který je poměrně nestabilní součástí skeletu DK. Proto je zesílen vazivovým systémem, z něhož nejmohutnější součástí je ligamentum collaterale mediale, neboli lig. deltoideum, rozpínající se ve tvaru trojúhelníku na mediální straně kloubu. Laterálně leží slabší lig. collaterale laterale, a vazivovou spojku mezi talem a fibulou zajišťuje lig. talofibulare anterius, což je struktura, která bývá nejčastěji poraněna při luxaci. Dolní zánártní kloub (art. subtalaris) je složen ze dvou částí. Zadní část tohoto kloubu je tvořena zadní plochou patní a hlezenní kosti, která je spojena třemi vazy. Přední část tohoto kloubu je tvořena skloubením talu, člunkové a patní kosti (articulatio talocalcaneonavicularis) (Čihák, 2016).

Spojení distálněji položených menších kostí tvořících zbylou architekturu nohy se nazývá Chopartův a Lisfrankův kloub. Chopartův kloub je souhrnný název pro art. talonavicularis a art. calcaneocuboidea. Lisfrankův kloub je složený z tarsálních a metatarsálních kůstek (Dylevský, 2009).

Spojitémi pohyby všech jednotlivých částí je mobilita hlezenního kloubu možná ve směru plantární a dorsální flexe, inverze (kombinace supinace a addukce) a everze (kombinace pronace a addukce). Tyto pohyby jsou zajišťovány dlouhými vícekloubovými svaly vedoucími často až do proximálních částí bérceových kostí v oblasti kloubu kolenního. Toto svalstvo zároveň napomáhá stabilizaci celé nohy a je součástí systému kleneb (viz dále).

Mohutný sval zajišťující plantární flexi, tedy postavení na špičku, je m. triceps surae. Tento tříhlavý sval složený z mm. gastrocnemii a m. soleus má částečnou funkci i v kolenním kloubu, kde pomáhá k jeho flexi. Začátek svalu je rozdílný pro každou z jeho tří hlav. M. gastrocnemius medialis začíná na mediálním epikondyly stehenní kosti, m. gastrocnemius lateralis naopak na epikondyly laterálním. M. soleus nemá kvůli svému

začátku na proximálním konci tibie a fibuly žádný vliv na pohyblivost kolenního kloubu. Celý m. triceps surae má společný úpon na hrbolu patní kosti (tuber calcanei), kam ústí pomocí Achillovy šlachy (Čihák, 2016).

Jde o důležitý stabilizátor kolenního kloubu, který rovněž pracuje protichůdně k m. quadriceps femoris a m. tibialis anterior. Inervace je zajištěna pomocí nervus tibialis. Tento nerv vzniká rozdělením největšího nervu sakrální pleteně n. ischiadicus. (Kapanji, 2010)

V rámci chůze a běhu se sval a jeho jednotlivé hlavy zapojují v různých fázích. M. soleus je klíčový pro stabilizaci stoje v oporné fázi cyklu. Při běhu je celý m. triceps surae aktivní zejména v odrazové fázi (společně s ostatními svaly zadní strany bérce) (Kapanji, 2010) (Véle, 2006).

Dorzální flexe (postavení na patu) je zajištěna pomocí m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus. V některých případech se participuje i m. peroneus tertius, který je ovšem často rudimentární. M. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus společně pohybují s hlezenním kloubem do inverze, mm. peronei naopak pohybuje s hlezenním kloubem do everze (Dylevský, 2009).

2.4.5 Nožní klenba

Noha má 3 základní opěrné body, kterými jsou hrbol patní kosti, hlavička prvního metatarsu a hlavička pátého metatarsu. Mezi těmito opěrnými body je rozepjata příčná a podélná klenba (Dylevský, 2009).

Příčná klenba nohy se rozkládá mezi hlavičkami prvního až pátého metatarsu. Svalovou složku zde zajišťují šlachy m. tibialis anterior a m. peroneus longus. Klenba podélná je vytvořena na laterálních okrajích nohy, výrazněji pak na mediálním. Mimo kostní struktury je dotvořena pomocí plantární aponeurózy, tj. krátkých svalů planty, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus (Čihák, 2016).

Žádná z výše uvedených struktur není pro dopředný pohyb, ať už ve formě chůze či běhu, opomenutelná. Základní lokomoční předpoklady musí být pro správnou funkci vždy dodrženy. Jedná se o flexně extenční pohyby v kyčlích, kolenou, kotnících a o interakci mezi nohou a dopadovou plochou. Stěžejními je rotace, flexe, extenze a inklinace pánve, stejně tak jako pohyb v SI kloubech. Součástí chůze a běhu ovšem logicky nejsou pouze dolní končetiny, ale také je nutná správná torze páteře, která je

přenášena až na ramenní pletence, a rovněž je důležitý synkinetický pohyb horních končetin (Dylevský, 2007).

2.4.6 Vybrané lýtkové svaly

Svaly, které byly vybrány pro měření v této diplomové práci jsou:

1. M. gastrocnemius caput medialis
2. M. tibialis anterior
3. M. peroneus longus

1. M. gastrocnemius caput medialis

M. gastrocnemius caput medialis je jedna ze dvou hlav m. gastrocnemia. Druhou hlavou je m. gastrocnemius lateralis. Společně se třetí hlavou m. soleus tvoří m. gastrocnemius m. triceps surae. M. gastrocnemius caput medialis začíná na epicondylu medialis femoris. Celý m. triceps surae je upnut pomocí tendo calcanei (Achillovy šlachy) na tuber calcanei. Inervován je pomocí n. tibialis. Funkcí m. triceps surae je flexe v kolenním kloubu, které se účastní pouze m. gastrocnemius a plantární flexe nohy (Čihák, 2016; Vigué, 2007).

2. M. tibialis anterior

M. tibialis anterior sestupuje před vnitřním kotníkem pod retinaculum musculorum extensorum k vnitřnímu okraji nohy, odtud pokračuje dále pod plantu. Začíná na zevním okraji tibie a upíná se na os cuneiforme mediale. Inervován je pomocí n. fibularis profundus. Jeho funkcí je supinace a dorzální flexe nohy (Čihák, 2016; Vigué, 2007).

3. M. peroneus longus

M. peroneus longus začíná v horní polovině fibuly a upíná se na plantární stranu os cuneiforme mediale. Inervován je pomocí n. fibularis superficialis. Jeho funkcí je pronace, abdukce a plantární flexe (Čihák, 2016; Vigué, 2007).

2.5 Měření aktivity svalu

Elektromyografie (EMG) je založena na detekci elektrických signálů, které jsou generovány svaly během jejich kontrakce. Tyto signály jsou zaznamenávány pomocí elektrod, jež jsou umístěny buď na povrchu kůže (povrchové elektrody) nebo jsou zavedeny přímo do svalu (jehlové elektrody). Výhodou povrchových elektrod je jejich snadné umístění na tělo pacienta. Jejich nevýhodou je, že snímají signál z větší plochy svalu, a tím pádem nejsou výsledky tak přesné. Oproti tomu jehlové elektrody poskytují přesnější data, protože jsou umístěny přímo uvnitř svalu, což umožňuje zachytit aktivitu jednotlivých svalových vláken (Farina et al., 2004; Rubin, 2019; Špulák, 2015).

2.5.1 Aplikace EMG v medicíně a sportu

V medicíně se elektromyografie používá k diagnostice různých poruch nervů a svalů, jako jsou například poruchy spojené s neuropatií nebo myopatií. Taktéž se EMG využívá při sledování postižení svalů po operacích nebo traumatických poraněních, a to jak při stanovení diagnózy, tak při následné terapii a rehabilitaci. Kromě toho je EMG klíčovým nástrojem pro sledování a ovládání umělých končetin u pacientů s amputacemi. Ve sportu má elektromyografie širokou škálu využití. Pomáhá sportovcům a trenérům porozumět svalové aktivitě během tréninku i závodech. Díky tomu lze předcházet zraněním sportovců a optimalizovat tréninkové programy. Díky EMG mohou sportovci a trenéři identifikovat nevyváženosti a rezervy ve svalové aktivitě a následně pracovat na jejich zlepšení. Navíc EMG umožňuje monitorovat svalovou únavu, což je klíčové pro optimalizaci regenerace a maximalizaci výkonu (Konrad, 2006).

2.5.2 Svalová koordinace a analýza signálů

Pomocí elektromyografie lze měřit nejen svalovou aktivitu, ale také zkoumat koordinaci svalů během jejich pohybu. Každý sval se skládá z mnoha jednotlivých svalových vláken, která jsou řízena motorickými jednotkami. Během kontrakce svalu se aktivují postupně menší a poté i větší motorické jednotky, což ovlivňuje charakteristiky elektromyografického signálu. Analýza těchto signálů umožňuje lékařům, fyzioterapeutům a výzkumníkům lépe porozumět svalovým vzorům a identifikovat případné abnormality ve svalové aktivitě, což je klíčové pro diagnostiku a léčbu různých poruch svalů a pohybového aparátu (Špulák, 2015).

2.6 Měření EMG lýtkových svalů při běhu

Změny v elektromyografických parametrech jsou klíčové pro posouzení reakce svalů na pohyb a na vyrovnávání se s námahou během fyzické aktivity. Studie ukazují, že u mnoha svalů dolní končetiny je pozorován podobný vzorec aktivity při běhu jako při chůzi, což potvrzují údaje o jejich elektromyografické aktivitě. Výjimkou jsou lýtkové svaly a kvadriceps. Zde dochází k tomu, že namísto aktivace svalů v pozdní fázi stojného cyklu, což je obvyklé při chůzi, jsou tyto svaly aktivní už na začátku stojné fáze běhu. Studiemi bylo zjištěno, že tento odlišný časový vzorec aktivace těchto svalů může mít vliv na dynamiku pohybu a efektivitu běžeckého cyklu (Gazendam & Hof, 2007; Smoliga et al., 2010).

2.7 Obuv

Obuv má řadu funkcí. Jednou z nejdůležitějších je její ochranná funkce. Boty chrání chodidlo, kosti a šlachy nohy před různými druhy zranění (kontakt s ostrými předměty či nebezpečným terénem). Obuv dále poskytuje tepelnou izolaci ve zhoršených klimatických podmínkách, což je důležité pro pohodlí a ochranu nohy (Zipfel et al., 2007).

V kontextu sportu, zejména běhu, nabývá obuv ještě většího významu. Jak zdůrazňují Steffny a Pramen (2003), správně navržená běžecká obuv musí efektivně vést a podporovat nohu, aby maximalizovala výkon a minimalizovala riziko zranění. Dále musí stabilizovat a kontrolovat pohyb nohy, což je klíčové pro správnou biomechaniku při běhu. A konečně, běžecká obuv by měla účinně tlumit rázy a otřesy, které vznikají při dopadu chodidla na zem, což pomáhá při prevenci zranění a zvyšuje pohodlí běžce.

2.7.1 Běžecká obuv

Rozmanitost běžecké obuvi je veliká, přičemž se liší podle typu došlapu, charakteru použití a běžeckém povrchu. Odpružená obuv se často používá pro trénink vytrvalosti, zatímco u závodních běžeckých bot je pro zlepšení výkonnosti důležitá minimalizace hmotnosti obuvi (Tvrzník & Gerych, 2014).

Běžecká obuv se skládá z vrchní části, mezipodešve a podešve. Mezipodešev, centrální část boty, je posuzována podle stupně měkkosti. Tato vlastnost mezipodešve je klíčová pro tlumení sil při došlapu, snižování supinace/pronace a ochranu pohybového aparátu. Tradiční materiál pryž byl nahrazen materiálem ethylen vinil acetát (EVA), který je lehčí a pružnější. Jelikož se vzduchové bubliny v tomto materiálu časem vylučují, mají

tlumící vlastnosti materiálu EVA omezenou životností. Proto je doporučováno pravidelně měnit běžeckou obuv, aby se předešlo nerovnoměrnému opotřebení a potenciálnímu poranění (Noaks, 2003).

Stabilita a flexibilita obuvi jsou další důležité faktory, které ovlivňují výkon běžecké boty. Tyto faktory jsou ovlivněny použitím technologií s názvem Board Lasting a Slip Lasting. Board Lasting je umístění materiálu mezi nylonovou vrstvou a mezipodešev a Slip Lasting je technologie, kdy je vrchní část mezipodešve kryta pouze nylonovou vrstvou. Board Lasting poskytuje větší stabilitu, ale je méně flexibilní, zatímco Slip Lasting umožňuje vyšší flexibilitu, ale na úkor stability. Proto se často používá kombinace obou technologií, (Noaks, 2003).

Heel counter, pevný materiál na patní části obuvi, hraje klíčovou roli při redukci pronace a je často vyráběn z termoplastu (Noaks, 2003).

Heel flare, rozšíření mezipodešve v oblasti paty, může sloužit k regulaci supinace nebo pronace. Tento prvek může být klíčovým faktorem pro pohodlí a bezpečnost běžce (Noaks, 2003).

2.7.2 Vojenská obuv

Klasická vojenská obuv je obuv robustní konstrukce, často černé barvy, se zdviženým profilem, který překrývá kotníky nebo dosahuje dokonce do poloviny lýtek. Díky své výšce poskytuje vojenská obuv pevnou fixaci nohy, což je klíčové pro stabilitu a bezpečnost vojáků, zejména při nošení těžké výstroje

Konstrukce vojenské obuvi spočívá v použití kvalitní kůže, materiálu známého svou schopností udržovat přirozené mikroklíma. Tato vlastnost je klíčová pro udržení nohou vojáků v teple a suchu, a to i v těch nejděsnějších podmínkách. Vzhledem k rozmanitému nasazení vojáků po celém světě se vojenská obuv vyvinula do různých variant tak, aby splňovala požadavky rozmanitých klimatických a terénních podmínek. Je vyráběna zimní vojenská obuv, která často obsahuje termo-vložky pro dodatečnou izolaci. Dalšími variantami jsou celoroční vojenská obuv, která je vhodná pro většinu klimatických podmínek. Letní vojenská obuv vyrobená z odvětrávaného materiálu pro udržení chladu, pouštní vojenská obuv s odolností vůči písku a teplu a vojenská obuv určená pro pohyb v džungli s důrazem na prodyšnost a odolnost vůči vlhkosti. Důležitým prvkem vojenské obuvi je podrážka. Je navržena tak, aby poskytovala odolnost vůči uklouznutí a různým chemikáliím (např. oleje, benzín). Tyto varianty

vojenské obuvi jsou nepostradatelnou složkou vybavení pro vojáky nasazené v extrémních podmínkách (Hamill & Bense, 1992; Williams et al.,1997).

3 Metodologie

3.1 Cíle práce

Cílem práce je porovnání svalové aktivity vybraných lýtkových svalů při běhu ve vojenské obuvi a běžecské obuvi.

3.2 Výzkumné otázky

V1: Bude svalová aktivita vybraných lýtkových svalů (m. gastrocnemius caput medialis, m. tibialis anterior, m. peroneus longus) při běhu ve vojenské obuvi vyšší než při běhu v běžecské obuvi?

3.3 Hypotézy

H1a: Svalová aktivita m. gastrocnemius caput medialis bude při běhu ve vojenské obuvi vyšší než svalová aktivita naměřená při běhu v běžecské obuvi.

H1b: Svalová aktivita m. tibialis anterior bude při běhu ve vojenské obuvi vyšší než svalová aktivita naměřená při běhu v běžecské obuvi.

H1c: Svalová aktivita m. peroneus longus bude při běhu ve vojenské obuvi vyšší než svalová aktivita naměřená při běhu v běžecské obuvi.

3.4 Úkoly práce

- 1.) Formulace současného stavu bádání
- 2.) Výběr výzkumných metod
- 3.) Určení zkoumaných svalů
- 4.) Nalezení vhodného výzkumného souboru
- 5.) Provedení samotného měření
- 6.) Statistické zpracování a vyhodnocení získaných dat
- 7.) Vytvoření závěru na základě vyhodnocení dat získaných měřením

4 Metodika práce

V této práci se využívá empirický kvantitativní výzkum. Sleduje kvantitativní ukazatele s cílem nalézt příčinné vztahy mezi jednotlivými proměnnými.

4.1 Výzkumný soubor

Měření se účastnilo 6 probandů. Jednalo se o skupinu 6 mužů, jejichž průměrný věk byl 35 ± 6 let. Tito probandi byli dlouholetými příslušníky speciálních sil a byli proto zvyklí se pohybovat ve vojenské obuvi, a to jak chůzí, tak během. Každý z těchto probandů absolvuje každý rok zdravotní prohlídku a byli způsobilí účastnit se měření. Z povahy zaměstnání probandů se jednalo o naprosto zdravé jedince ve skvělé kondici. Všichni probandi byli seznámeni s průběhem měření, souhlasili s ním a udělili k němu ústní souhlas. Písemný informovaný souhlas nebyl učiněn kvůli utajení identity probandů. Veškeré zpracování dat proběhlo anonymně a pořízené fotografie byly vyfoceny takovým způsobem, aby z nich nebyla patrná identita probandů. Výzkum byl proveden pro Útvar rychlého nasazení P ČR za využití policistů tohoto útvaru, kdy byl řešiteli práce udělen souhlas s předáním naměřených dat, zpracováním, vyhodnocením a sepsáním závěrečné práce (viz příloha č. 1).

Limitem této práce je využití 6 probandů (mužů) z řád speciálních sil, kteří jsou zvyklí na každodenní pohyb ve vojenské obuvi, a to v různě obtížném terénu a vysokém tempu. Proto nelze zjištěné výsledky vztáhnout na všechny příslušníky ozbrojených sil či IZS (Integrovaný záchranný systém), kteří vojenskou obuv také používají. Stejně tak nelze výsledky této práce vztáhnout na civilní obyvatelstvo, které vojenskou obuv používá v okrajovém měřítku.

4.2 Technické vybavení

K vlastnímu měření svalové aktivity byl využit přístroj Biomonitor ME6000, který je vyrobený firmou Mega Electronics Ltd. Ke snímání svalové aktivity byli využity Ag-AgCl elektrody, které byly nalepeny na probandy. Všichni probandi měli, jak vlastní vojenskou i běžeckou obuv.

4.3 Průběh měření

Měření probíhalo na atletickém oválu, který se nachází v areálu UK FTVS. Jako první byly probandům nalepeny elektrody na vybrané lýtkové svaly odrazové nohy (m. gastrocnemius caput medialis, m. tibialis anterior a m. peroneus longus). Na každý snímáný sval byly nalepeny dvě elektrody, a to na místo, kde byla palpací během aktivace svalu zjištěna největší svalová kontrakce. Následně byla nalepena zemnící elektrod, a to mimo snímáný sval.



Obrázek č. 1: Elektrody snímající svalovou aktivitu m. tibialis anterior

Zdroj: Archiv autora



Obrázek č. 2: Elektrody snímající svalovou aktivitu m. peroneus longus

Zdroj: Archiv autora



Obrázek č. 3: Elektrody snímající svalovou aktivitu m. gastrocnemius caput medialis

Zdroj: Archiv autora

Dalším krokem bylo, za využití svalového testu, zjištění maximální svalové kontrakce (MVC) měřených svalů. Měřený proband byl vybaven ledvinkou, kterou měl připnut kolem pasu, tak aby jí nebyl při běhu omezován. V ledvince byl uložen přístroj Biomonitor ME6000. Poté se přešlo k měření svalové aktivity při běhu. Probandi byli poučeni, aby běželi rychlostí na úrovni cca 80 % jejich maximální rychlosti. Každý z měřených probandů běžel vzdálenost 100 m na atletickém oválu, a to dvakrát v běžecské obuvi a dvakrát ve vojenské obuvi.



Obrázek č. 4: Proband v běžecské obuvi, s přístrojem Biomonitor ME6000, připravený k měření

Zdroj: Archiv autora



Obrázek č. 5: Proband ve vojenské obuvi, s přístrojem Biomonitor ME6000, připravený k měření

Zdroj: Archiv autora

4.4 Analýza dat

EMG signál získaný při měření se skládá z amplitud akčních potenciálů zaznamenaných mezi elektrodami, což nám poskytuje informaci o aktivaci svalu. Abychom z něj získali další data, je nutné provést jeho úpravy. Při dalším upravování byly potlačeny technické a biologické artefakty, signál byl segmentován na jednotlivé pohybové cykly, přičemž byl nejprve vybrán vhodný kanál pro tuto operaci. Následně byl signál převeden na absolutní hodnoty a filtrován dolní propustí, čímž byla získána obálka EMG signálu daného svalu. Z této obálky byly detekovány lokální extrémy a nejvyšší maximum bylo použito pro segmentaci (Špulák, 2015). Lokální extrémy byly zaznamenány do tabulky MS Excel a následně byly statisticky vyhodnoceny.

Nahrání naměřených dat z přístroje Biomonitor ME6000 do počítače, jejich následné vyhodnocení v programu MegaWin a zaznamenání dat do tabulky MS Excel provedla vedoucí práce Mgr. Radka Bačáková, Ph.D.

4.5 Statistická analýza dat

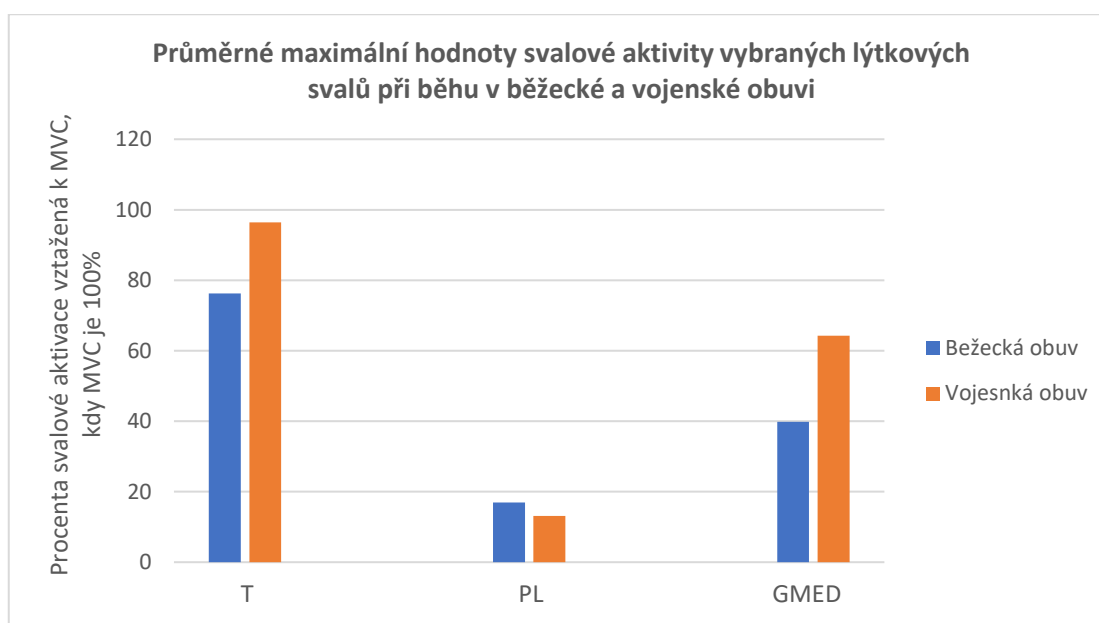
Statistická analýza naměřených dat byla nejprve provedena v originálním programu MegaWin, kde byly vypočítány základní výsledky, které byly následně převedeny do MS Excel. Byly použity základní matematické funkce. Ze získaných dat byly vytvořeny grafy a proběhlo jejich vyhodnocení.

5 Výsledky

V této kapitole jsou uvedeny výsledky získané měřením. Cílem práce bylo analyzovat a porovnat svalovou aktivitu vybraných lýtkových svalů při běhu ve vojenské obuvi a běžecské obuvi. Porovnány byly maximální hodnoty svalové aktivity získané měřením u jednotlivých svalů, a to u m. gastrocnemius caput medialis, m. tibialis anterior a m. peroneus longus. Výsledky měření byly převedeny na hodnoty uvedené v procentech, kdy 100 % je hodnota svalové aktivity každého ze sledovaných svalů změřená svalovým testem.

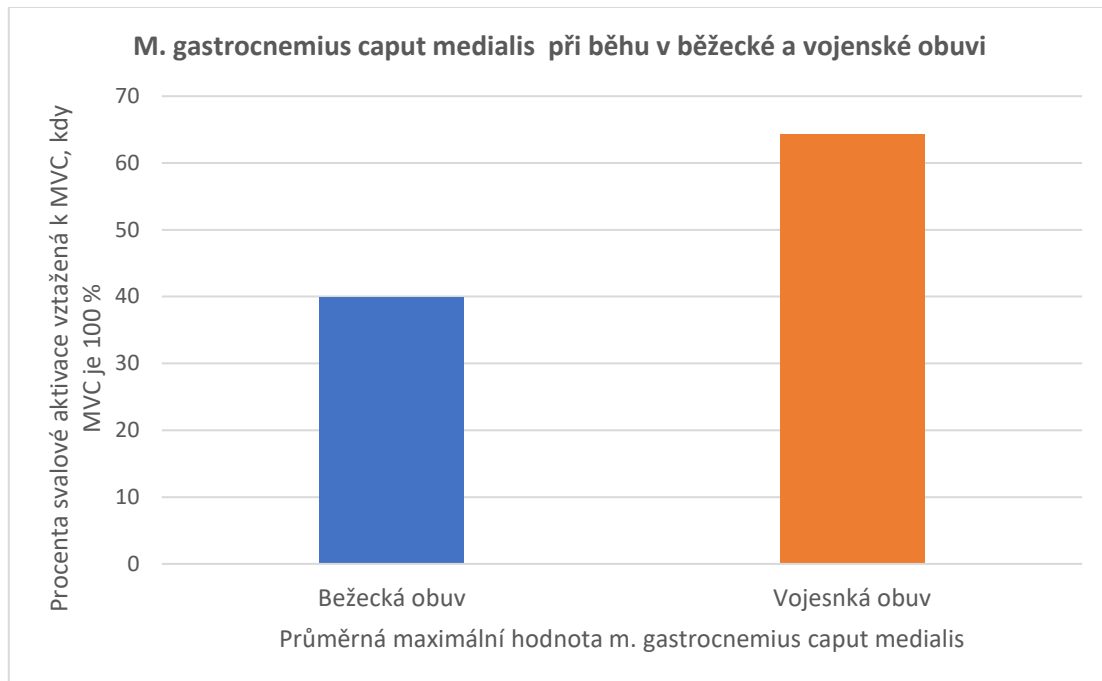
5.1 Výsledky připadající k hypotézám

- H1a: Svalová aktivita m. gastrocnemius caput medialis bude při běhu ve vojenské obuvi vyšší než svalová aktivita naměřená při běhu v běžecské obuvi.
- H1b: Svalová aktivita m. tibialis anterior bude při běhu ve vojenské obuvi vyšší než svalová aktivita naměřená při běhu v běžecské obuvi.
- H1c: Svalová aktivita m. peroneus longus bude při běhu ve vojenské obuvi vyšší než svalová aktivita naměřená při běhu v běžecské obuvi.



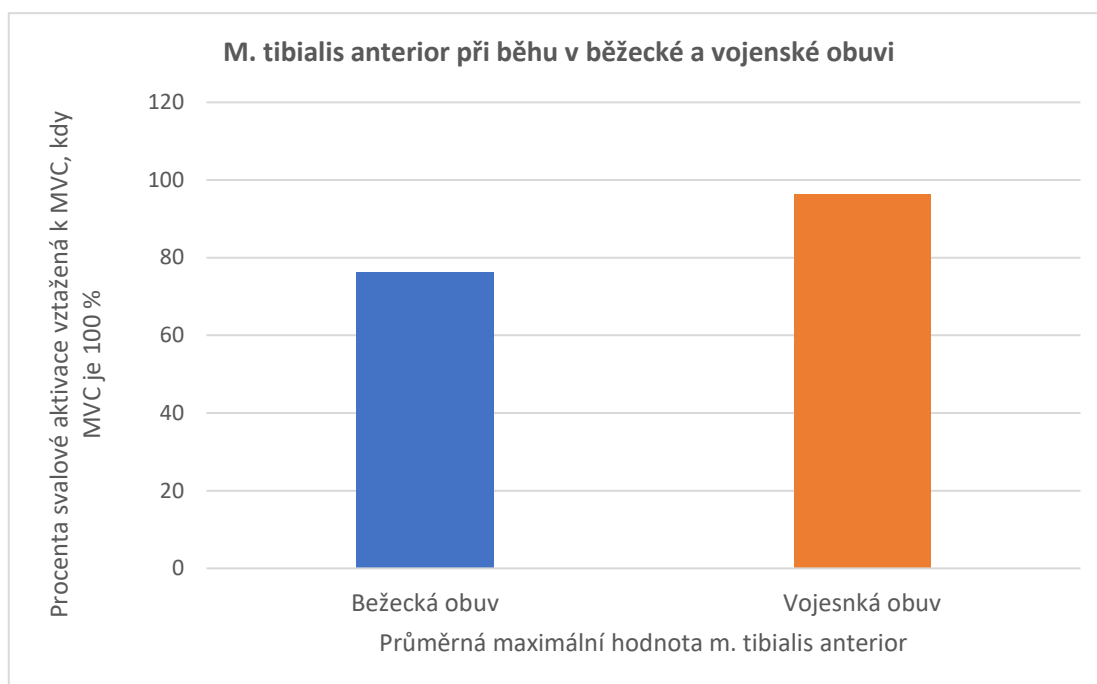
Graf č. 1: Průměrné maximální hodnoty svalové aktivity vybraných lýtkových svalů (TA = m. tibialis anterior, PL = m. peroneus longus, GCMED = m. gastrocnemius caput medialis) při běhu ve vojenské a běžecské obuvi.

Graf č. 1 zobrazuje průměrné maximální hodnoty svalové aktivity vybraných lýtkových svalů při běhu ve vojenské a běžecké obuvi naměřených u všech probandů. V následujících grafech budou vyhodnoceny jednotlivé vybrané lýtkové svaly.



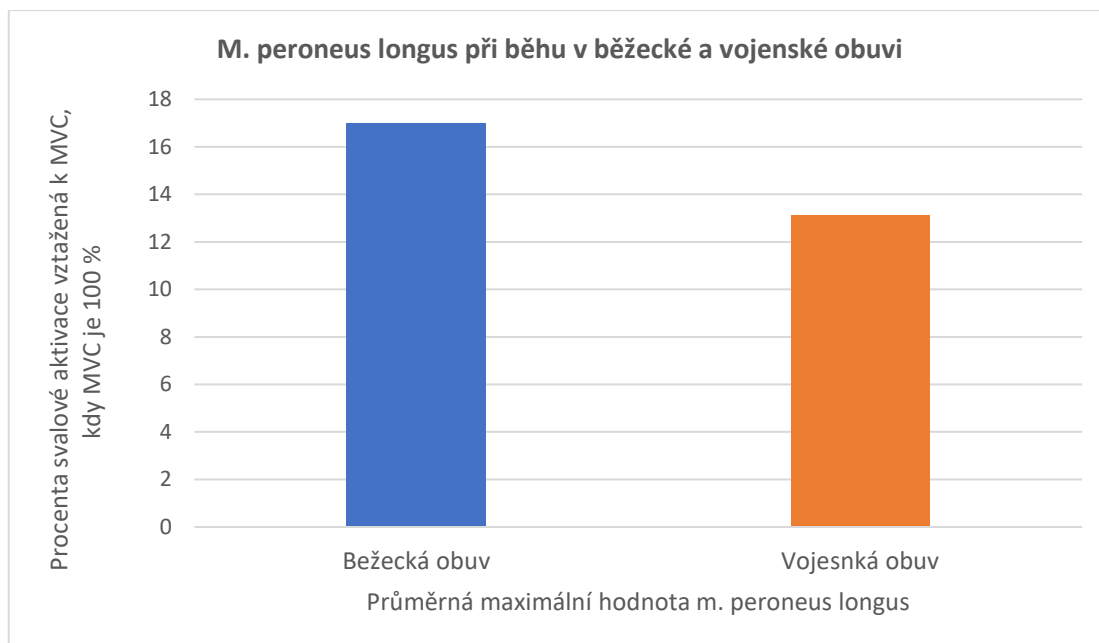
Graf č. 2: Průměrné maximální hodnoty svalové aktivity m. gastrocnemius caput medialis při běhu ve vojenské a běžecké obuvi.

Graf č. 2 zobrazuje průměrnou maximální hodnotu svalové aktivity m. gastrocnemius caput medialis při běhu ve vojenské a běžecké obuvi. Při běhu v běžecké obuvi dosáhla svalová aktivita tohoto svalu 39,83 %, zatímco při běhu ve vojenské obuvi dosáhla svalová aktivita m. gastrocnemius caput medialis 64,29 %. Rozdíl, který činí 24,46 %, ukazuje, že při běhu ve vojenské obuvi je svalová aktivita m. gastrocnemius caput medialis výrazně vyšší. Výsledek 24,46 % přesáhl hranici statistické významnosti $p < 0,05$.



Graf č. 3: Průměrné maximální hodnoty svalové aktivity m. tibialis anterior při běhu ve vojenské a běžecké obuvi.

Graf č. 3 zobrazuje průměrnou maximální hodnotu svalové aktivity m. tibialis anterior při běhu ve vojenské a běžecké obuvi. Při běhu v běžecké obuvi dosáhla svalová aktivita tohoto svalu 76,29 %, zatímco při běhu ve vojenské obuvi dosáhla svalová aktivita m. tibialis anterior 96,42 %. Rozdíl, který činí 20,13 %, ukazuje, že při běhu ve vojenské obuvi je svalová aktivita m. tibialis anterior výrazně vyšší. Výsledek 20,13 % přesáhl hranici statistické významnosti $p < 0,05$.



Graf č. 4: Průměrné maximální hodnoty svalové aktivity m. peroneus longus při běhu ve vojenské a běžecké obuvi.

Graf č. 4 zobrazuje průměrnou maximální hodnotu svalové aktivity m. peroneus longus při běhu ve vojenské a běžecké obuvi. Při běhu v běžecké obuvi dosáhla svalová aktivita tohoto svalu 16,97 %, zatímco při běhu ve vojenské obuvi dosáhla svalová aktivita m. peroneus longus 13,13 %. Rozdíl, který činí 3,84 % nepřesáhl hranici statistické významnosti $p < 0,05$. Proto lze říci, že svalová aktivita m. peroneus longus je stejná pro běh v běžecké i vojenské obuvi.

6 Diskuze

Tato diplomová práce se zabývala komparativní analýzou svalové aktivity vybraných lýtkových svalů při běhu ve vojenské obuvi a běžecké obuvi. Jejím cílem bylo porovnání svalové aktivity vybraných lýtkových svalů při běhu ve vojenské obuvi a běžecké obuvi. Dále budou diskutovány hypotézy, které vyplývaly z výzkumné otázky: Bude svalová aktivita vybraných lýtkových svalů (m. gastrocnemius caput medialis, m. tibialis anterior, m. peroneus longus) při běhu ve vojenské obuvi vyšší než při běhu v běžecké obuvi?

6.1 Diskuze k hypotéze H1a

H1a: Svalová aktivita m. gastrocnemius caput medialis bude při běhu ve vojenské obuvi vyšší než svalová aktivita naměřená při běhu v běžecké obuvi.

Po analýze svalové aktivity m. gastrocnemius caput medialis při běhu ve vojenské a běžecké obuvi bylo zjištěno, že při běhu ve vojenské obuvi vykazuje m. gastrocnemius caput medialis znatelně vyšší (o 24,46 %) svalovou aktivitu oproti běhu v obuvi běžecké. Jednalo se o statisticky významný rozdíl (hranici statistické významnosti $p < 0,05$). Tedy se hypotéza H1a potvrdila. Tento výsledek odpovídá studii dle Sinclaira a kolektivu (2015), kdy bylo zjištěno, že běh ve vojenské obuvi výrazně zatěžuje Achillovu šlachu. Achillova šlacha je úponem m. triceps surae, kterého je m. gastrocnemius caput medialis součástí.

6.2 Diskuze k hypotéze H1b

H1b: Svalová aktivita m. tibialis anterior bude při běhu ve vojenské obuvi vyšší než svalová aktivita naměřená při běhu v běžecké obuvi.

Po analýze svalové aktivity m. tibialis anterior při běhu ve vojenské a běžecké obuvi bylo zjištěno, že při běhu ve vojenské obuvi vykazuje m. tibialis anterior znatelně vyšší (o 20,13 %) svalovou aktivitu oproti běhu v obuvi běžecké. Jednalo se o statisticky významný rozdíl (hranici statistické významnosti $p < 0,05$). Tedy se hypotéza H1b potvrdila. Jelikož funkcí m. tibialis anterior je dorsální flexe musí být jeho svalová aktivita při běhu ve vojenské obuvi vyšší, a to z důvodu větší váhy a pevnosti vojenské obuvi.

6.3 Diskuze k hypotéze H1c

H1c: Svalová aktivita m. peroneus longus bude při běhu ve vojenské obuvi vyšší než svalová aktivita naměřená při běhu v běžecké obuvi.

Po analýze svalové aktivity m. peroneus longus při běhu ve vojenské a běžecké obuvi bylo zjištěno, že při běhu v běžecké obuvi vykazuje m. peroneus longus o 3,84 % vyšší svalovou aktivitu oproti běhu v obuvi vojenské. V tomto případě se nejednalo o statisticky významný rozdíl (hranici statistické významnosti $p < 0,05$). Tedy se hypotéza H1c se nepotvrdila. M. peroneus longus zajišťuje pronaci, abdukci a plantární flexi nohy. Ve vojenské obuvi je kotník fixován, a tudíž tato obuv neumožňuje pohyb v kotníku. Tedy při běhu ve vojenské obuvi vytváří m. peroneus longus podobnou svalovou aktivitu jako při běhu v obuvi běžecké.

6.4 Limity práce

Měření svalové aktivity vybraných svalů dolních končetin při běhu v obou typech obuvi probíhalo na běžeckém oválu s umělým povrchem, tedy v podstatě v ideálních podmínkách. Zatímco běžné používání vojenské obuvi probíhá v různě náročných terénech.

Výzkumu pro účely této práce zúčastnilo 6 probandů - mužů, kteří jsou všichni příslušníky speciálních sil ve výborné fyzické kondici, jež jsou zvyklí na každodenní pohyb ve vojenské obuvi, a to v různě obtížném terénu a vysokém tempu. Proto nelze zjištěné výsledky vztáhnout na všechny příslušníky ozbrojených sil či IZS (Integrovaný záchranný systém), kteří vojenskou obuv také používají. Stejně tak nelze výsledky této práce vztáhnout na civilní obyvatelstvo, které vojenskou obuv používá v okrajovém měřítku.

Limity této práce mohou být současně východiskem pro další výzkum této problematiky.

7 Závěr

Tato diplomová práce měla za cíl porovnat svalovou aktivitu vybraných lýtkových svalů při běhu ve vojenské a běžecké obuvi. Svalová aktivita vybraných svalů byla snímána pomocí povrchového EMG. Dále byla provedena statistická analýza naměřených dat v originálním programu MegaWin, kde byly vypočítány základní výsledky, které byly následně převedeny do MS Excel. Byly použity základní matematické funkce. Ze získaných dat byly vytvořeny grafy a proběhlo jejich vyhodnocení.

Svalová aktivita byla sledována u třech vybraných lýtkových svalů: m. gastrocnemius caput medialis, m. tibialis anterior, m. peroneus longus. Tyto svaly byly vybrány na základě studie provedené Sinclairem a kolektivem (2015), která se zabývala působením sil na Achillovu šlachu při běhu ve vojenské a běžecké obuvi. Následným měřením a vyhodnocením výsledků byly potvrzeny dvě hypotézy. Konkrétně, že svalová aktivita m. gastrocnemius caput medialis je při běhu ve vojenské obuvi vyšší než při běhu v běžecké obuvi, a také že svalová aktivita m. tibialis anterior je při běhu ve vojenské obuvi vyšší než při běhu v běžecké obuvi. U těchto hypotéz došlo k potvrzení z důvodu větší zatížení Achillovy šlachy u m. gastrocnemius caput medialis a dorsální flexí ztíženou hmotností a pevností vojenské obuvi, kterou musí vykonávat m. tibialis anterior. Hypotéza, že svalová aktivita m. peroneus longus je při běhu ve vojenské obuvi vyšší, než při běhu v běžecké obuvi se nepotvrdila z důvodu větší fixace kotníku ve vojenské obuvi.

V této práci byli měřeni pouze probandi ze speciálních sil, kteří jsou specifickou skupinou. Tudíž by bylo v práci možné pokračovat a zkoumat svalovou aktivitu vybraných lýtkových svalů při běhu ve vojenské obuvi a běžecké obuvi i u jiných osob. Například osob sloužících u standartních ozbrojených sil, složek IZS, kam by byly zahrnuty i ženy. Dále by se mohl další výzkum zaměřit i na civilní osoby, u kterých by se nemuselo jednat o výzkum s vojenskou obuví, ale s obuví turistickou. Přínosným tématem pro další výzkum by mohlo být i využití kompenzačních cvičení dolních končetin pro příslušníky ozbrojených sil, kteří tráví mnoho času ve vojenské obuvi.

Seznam bibliografických odkazů

1. Bini, R.R., Kilpp, D.D., Junior, P.D., & Muniz, A.D. (2021). Comparison of Ground Reaction Forces between Combat Boots and Sports Shoes. *Biomechanics*. 1, 281-289. <https://doi.org/10.20944/preprints202107.0176.v1>
2. Brewer, C. (2017). *Athletic movement skills*. Champaign, IL: Human Kinetics.
3. Cunningham, R., Hunter, I., Seeley, M., & Feland, B. (2013). Variations in running technique between female sprinters, middle, and distance runners. *International Journal of Exercise Science*, 6, 43-51.
4. Čapek, L., Hájek, P., & Henyš, P. (2018). *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing.
5. Čihák, R. (2016). *Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada.
6. Dostál, E., & Velebil, V. (1992). *Didaktika školní atletiky*. Praha: Katedra atletiky fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy.
7. Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.
8. Dylevský, I. (2007). *Obecná kineziologie*. Praha: Triton.
9. Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R.M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486-1495. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01070.2003>
10. Gazendam, M.G.J., & Hof, A.L. (2007). Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait & Posture*, 25(4), 604-614. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.06.013>
11. Hamill, J., & Benseel, C.K. (1992). *Biomechanical Analysis of Military Boots. Phase I. Materials Testing of Military and Commercial Footwear*. United States Army Natick Research, Development And Engineering Center Natick, Massachusetts.

12. Hok, D. *VŠE NA TÉMA: Dynamika běhu (vertikální oscilace, kadence, DKZ aj.)*. (2022). Hodinky-365.cz. <https://www.hodinky-365.cz/blog/bezeckadynamika-chytre-hodinky>
13. Christensen, S. *Proper posture in distance running*. (2017). Complete track and Field. <https://www.completetrackandfield.com/proper-posture-in-distance-running/>
14. Jebavý, R., Kovářová, L., & Horčic, J. (2019). *Kondiční příprava*. Praha: Mladá Fronta.
15. Jones, B.H., Toner, M.M., Daniels, W.L., & Knapik, J.J. (1984). The energy cost and heart-rate response of trained and untrained subjects walking and running in shoes and boots. *Ergonomics*, 27(8), 895-902. <https://doi.org/10.1080/00140138408963563>
16. Jurečka, J., Bureš, M., Caha, J., Demeč, J., Dostál, E., Fejtek, M., & VÁGNER, V. (1981). *Atletika. Učební text pro trenéry II. Třídy – 3. díl*. Praha: Olympia.
17. Kapanji, I.A. (2010). *Physiology of the Joints: Volume 2 Lower Limb. 6th edition*. Churchill Livingstone.
18. Kerssenbrock, K., Beran, P., Hlína, J., Hlous, V., Hrstková, M., Jurečka, J., & Vančura, Č. (1976). *Atletika. Učební text pro trenéry III. třídy*. Praha: Olympia.
19. Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography*. Scottsdale: Noraxon U.S.A., INC.
20. Millerová, V. (2003). *Trénink krátkých hladkých a překážkových sprintů*. In: Vindušková, J., et al. (2003). *Abeceda atletického trenéra*. Praha: Olympia.
21. Milroy, P., & Puleo, J. (2018). *Running Anatomy*. Human Kinetics.

22. Moon, D., Kim, K., & Lee, S. (2014). Immediate Effect of Short-foot Exercise on Dynamic Balance of Subjects with Excessively Pronated Feet. *Journal of Physical Therapy Science*. 26(1), 117-119. doi:10.1589/jpts.26.117
23. Noaks, T.M.D. (2003). *Lore of running*. Oxford: University press.
24. Puleo, J., & Milroy, P. (2014). *Běhání - anatomie*. Brno: CPress.
25. Rubin, D.I. (2019). Chapter 16 - Needle electromyography: Basic concepts. *Handbook of Clinical Neurology*, 160, 243-256. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-64032-1.00016-3>
26. Seliger, V., & Novák, A. (1960). *Biomechanika sportovního pohybu*. Praha: Sportovní a turistické nakladatelství.
27. Shamsoddini, A., & Hollisaz, M.T. (2022). Biomechanics of running: A special reference to the comparisons of wearing boots and running shoes. *PLOS ONE* 17(6), Article e0270496. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0270496>
28. Sinclair, J., Taylor, P.J., & Atkins, S. (2015). Influence of running shoes and cross-trainers on Achilles tendon forces during running compared with military boots. *BMJ Military Health*, 161(2), 140-143. <http://dx.doi.org/10.1136/jramc-2014-000308>
29. Smoliga, J.M., Myers, J.B., Redfern, M.S., & Lephart, S.M. (2010). Reliability and precision of EMG in leg, torso, and arm muscles during running. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 1-9. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.09.002>
30. Souza, R.B. (2016). An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. 27(1), 217-236. doi:10.1016/j.pmr.2015.08.006

31. Steffny, H., & Pramann, U. (2003). *Běh pro zdraví*. Euromedia Group.
32. Špulák, D. (2015). *Zpracování povrchových elektromyografických signálů* [Faculty of Electrical Engineering, Czech Technical University in Prague]. Digitální Knihovna ČVUT. <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/62382>
33. Tlapáková, E. (2003). *Biomechanika*. In: Vindušková, J., et al. (2003). *Abeceda atletického trenéra*. Praha: Olympia.
34. Tvrzník, A., & Gerych, D. (2014). *Velká kniha o běhání*. Praha: Grada.
35. Tvrzník, A., & Soumar, L. (2012). *Běhání*. Praha: Grada Publishing.
36. Tvrzník, A., Škorpil, M., & Soumar, L. (2006). *Běhání Od joggingu po maraton*. Praha: Grada Publishing.
37. Valenta, J., & Konvičková, S. (1997). *Biomechanika člověka. Svalově kosterní systém. 1. díl*. Praha: Vydavatelství ČVUT.
38. Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
39. Vigué, J. (2007). *Atlas lidského těla. 3. vydání*. Čestlice: Rebo.
40. Williams, K.M., Brodine, S.K., Shaffer, R.A., Hagy, J., & Kaufman, K. (1997). *Biomechanical Properties of Infantry Combat Boot Development*. Naval Health Research Center San Diego CA.
41. Zipfel, B., & Berger, L.R. (2007). Shod versus unshod: The emergence of forefoot pathology in modern humans? *The Foot*.17(4), 205-213. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2007.06.002>

Seznam obrázků

Obrázek č. 1: Elektrody snímající svalovou aktivitu m. tibialis anterior (archiv autora)

Obrázek č. 2: Elektrody snímající svalovou aktivitu m. peroneus longus (archiv autora)

Obrázek č. 3: Elektrody snímající svalovou aktivitu m. gastrocnemius caput medialis (archiv autora)

Obrázek č. 4: Proband v běžecké obuvi, s přístrojem Biomonitor ME6000, připravený k měření (archiv autora)

Obrázek č. 5: Proband ve vojenské obuvi, s přístrojem Biomonitor ME6000, připravený k měření (archiv autora)

Seznam grafů

Graf č. 1: Průměrné maximální hodnoty svalové aktivity vybraných lýtkových svalů (TA = m. tibialis anterior, PL = m. peroneus longus, GCMED = m. gastrocnemius caput medialis) při běhu ve vojenské a běžecské obuvi.

Graf č. 2: Průměrné maximální hodnoty svalové aktivity m. gastrocnemius caput medialis při běhu ve vojenské a běžecské obuvi.

Graf č. 3: Průměrné maximální hodnoty svalové aktivity m. tibialis anterior při běhu ve vojenské a běžecské obuvi.

Graf č. 4: Průměrné maximální hodnoty svalové aktivity m. peroneus longus při běhu ve vojenské a běžecské obuvi.

Přílohy

Příloha č. 1: Předávací protokol dat

Předávací protokol dat

Útvar rychlého nasazení P ČR vydává souhlas s předáním naměřených dat řešiteli diplomové práce Bc. Václavu Polatovi, datum narození: 23.07.1994, Na Sadech 914, Prachovice 383 01, za účelem zpracování, vyhodnocení a sepsáním závěrečné práce.


Data se týkají výsledků svalové aktivity vybraných lýtkových svalů měřené při běhu ve vojenské a běžecké obuvi. Data budou zpracována, uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci (aj.), případně v odborných časopisech, monografiích, případně využita pro další výzkumy na UK FTVS. Přístup k datům bude mít pouze řešitel práce. Veškerá data budou uchována na heslem zajištěném počítači.

Data budou shromažďována a zpracována v souladu s nařízením EP a Rady (EU) 2016/679 o ochraně osobních údajů a zákona č. 110/2019 Sb., Zákon o zpracování osobních údajů.

V Praze, dne 4. 10. 2023


.....

Řešitel diplomové práce


.....

Útvar rychlého nasazení P ČR