

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

KATEDRA VOJENSKÉ TĚLOVÝCHOVY

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Vedoucí práce:

PhDr. Michal Vágner, Ph.D.

Vypracoval:

Bc. Vladan Oláh

Praha 2015

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně a uvedl veškeré literární prameny, které byly během této práce použity. Tato práce, ani její podstatná část, nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne 2. 11. 2015

.....

Vladan Oláh

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

Touto cestou bych chtěl poděkovat PhDr. Michalovi Vágnerovi, Ph.D. za odborné vedení práce, za praktické rady a za možnost využít jeho zkušeností v této problematice.

ABSTRAKT

Název práce:

Vliv výstroje a výzbroje na aktivitu kosterního svalstva při provedení přímého kopu.

Cíl práce:

Cílem této práce bylo zjistit vliv nesené výstroje a výzbroje na aktivitu kosterního svalstva při provedení přímého čelního kopu.

Použité metody:

Jednalo se o empirickou práci observačního charakteru. Aktivita svalstva byla měřena pomocí povrchové elektromyografie synchronizované kamerovým systémem Qualisys. Ke statistickému zpracování byl použit jednopárový t-test s určením 5 % hladiny významnosti.

Výsledky:

Při nesené zátěži 15 kg nedošlo ke statisticky významnému snížení aktivity kosterního svalstva při provedení přímého čelního kopu. Při nesené zátěži 30 kg došlo ke statisticky významnému snížení aktivity kosterního svalstva při provedení přímého čelního kopu. Přidání 15 kg batohu k 15 kg v podobě neprůstřelné vesty, ochranné přilby a zbraně ovlivnilo tedy aktivitu kosterního svalstva při provádění přímého čelního kopu. Jako nadlimitní zátěž pro většinu respondentů se ukázala výstroj a výzbroj o celkové hmotnosti 45 kg. Při této hmotnosti došlo k sumačnímu akčnímu potenciálu, překročení koordinačně-silové funkční rezervy a zároveň s tím související deformaci technického provedení přímého čelního kopu.

Klíčová slova:

Boj zblízka, EMG, výstroj, výzbroj, přímý čelní kop.

ABSTRAKT

Title:

The influence of equipment and arms on skeletal muscles activities while practising direct kick.

Aim:

The aim of this thesis was to find out the influence of carried equipment and arms on the activity of skeletal muscles when a direct front kick is being practised.

The methods used:

This thesis has an empirically observational character. Muscular activities were measured by means of surface electromyography synchronised by Qualisys screen system. To obtain statistic data, a t-test has been used, requiring 5 % significance level.

Results:

While carrying a 15-kilogram load, the activity of skeletal muscles was not significantly reduced when performing a direct front kick. However, a 30-kilogram load caused a substantial reduction of skeletal muscular activities during the kick described above. After adding a 15-kilogram bag to another 15 kilograms in the form of a body armour, a helmet and arms, the muscular activity changed its features in a considerable way. Furthermore, most respondents proved 45-kilogram load to be over their limit. The equipment and arms of that weight led to the summation action potential, exceeding the power-coordinative functional reserve, and thus the deformation of the direct front kick technique.

Keywords:

close combat, EMG, equipment, arms, direct front kick

OBSAH

1	ÚVOD	10
2	TEORETICKÁ VÝCHODISKA	12
2.1	SPECIÁLNÍ TĚLESNÁ PŘÍPRAVA (STP)	12
2.2	BOJ ZBLÍZKA	12
2.3	KOPY	13
2.3.1	<i>Postoj při provádění kopu</i>	13
2.3.2	<i>Destruktivní účinek kopu</i>	14
2.3.3	<i>Vzdálenost od soupeře při kopu</i>	14
2.3.4	<i>Síla a rychlost kopu</i>	15
2.3.5	<i>Rozdělení kopů</i>	15
2.3.6	<i>Zásady správného provedení kopu</i>	15
2.3.7	<i>Kopy v BZ</i>	17
2.3.8	<i>Přímý čelní kop</i>	17
2.3.9	<i>Úderové plochy</i>	18
2.4	MOTORICKÉ PŘEDPOKLADY	21
2.4.1	<i>Motorické schopnosti</i>	21
2.4.2	<i>Motorické dovednosti</i>	25
2.4.3	<i>Motorické učení</i>	27
2.5	BIOMECHANIKA KOPU	28
2.5.1	<i>Kineziologická analýza kopu</i>	29
2.6	REAKCE NA ZÁTĚŽ	33
2.6.1	<i>Adaptace nervového systému</i>	34
2.6.2	<i>Adaptace na zátěž aktivní svalovou složkou</i>	35
2.6.3	<i>Adaptace na zátěž fasciemi, šlachami a jinými vazivovými tkáněmi</i>	35
2.6.4	<i>Koordinčně-silová funkční rezerva</i>	37
2.6.5	<i>Hledisko dynamiky</i>	38
2.7	AKČNÍ POTENCIÁL A SVALOVÁ KONTRAKCE	39
2.8	ELEKTROMYOGRAFIE (EMG)	42
2.8.1	<i>Snímání EMG signálu</i>	45
2.8.2	<i>Elektromyografie a kinematika</i>	48
3	CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY	49
3.1	CÍL PRÁCE	49
3.2	VÝZKUMNÉ OTÁZKY	49
3.3	HYPOTÉZA	49

4	VÝZKUMNÉ METODY A POSTUP ŘEŠENÍ.....	50
4.1	CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU	50
4.2	POUŽITÉ METODY	50
4.3	SBĚR DAT	51
4.3.1	<i>Výběr svalů.....</i>	<i>51</i>
4.3.2	<i>Přístroje na měření.....</i>	<i>51</i>
4.3.3	<i>Aplikace a umístění elektrod.....</i>	<i>51</i>
4.3.4	<i>Organizace výzkumu</i>	<i>53</i>
4.3.5	<i>Výstroj a výzbroj.....</i>	<i>54</i>
4.4	ANALÝZA DAT.....	57
4.4.1	<i>Párový t-test.....</i>	<i>59</i>
5	VÝSLEDKY	62
5.1	KOMPARACE	62
5.1.1	<i>Srovnání č. 1 - výstroj a výzbroj (15 kg) x bez výstroje a výzbroje.....</i>	<i>62</i>
5.1.2	<i>Srovnání č. 2 - výstroj a výzbroj (30 kg) x bez výstroje a výzbroje.....</i>	<i>66</i>
5.1.3	<i>Srovnání č. 3 - výstroj a výzbroj (45 kg) x bez výstroje a výzbroje.....</i>	<i>70</i>
6	DISKUZE.....	74
7	ZÁVĚR.....	78
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	79
	SEZNAM OBRÁZKŮ	83
	SEZNAM TABULEK.....	84
	SEZNAM PŘÍLOH	85

Seznam použitých zkratek

AČR	Armáda České republiky
ACH	acetylcholin
AP	akčního potenciálu
ATP	adenosintrifosfát
ADP	adenosindifosfát
ATP – CP	adenosintrifosfát -kreatinfosfát
BZ	boj zblízka
EMG	elektromyografie
ČR	Česká republika
cm	centimetr
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu
MJ	motorická jednotka
MCS	MilitaryCombatSystem
MMA	MixedMartialArts
SEMG	povrchová elektromiografie
STP	Speciální tělesná příprava
UK	Univerzita Karlova
VO	Vojenský obor

1 Úvod

V dnešním světě, ve kterém je neustále cítit hrozba teroristických útoků, začíná být vidina možného válečného konfliktu velmi reálná. Česká republika (dále jen „ČR“) jako taková je členem několika mezinárodních vojenských organizací. Mezi nejvýznamnější patří Organizace spojených národů a Severoatlantická aliance. Členství v těchto organizacích má mnoho podmínek, které by měla Armáda České republiky (dále jen „AČR“) dodržovat. Mezi podmínky patří například vyčlenění určité částky financí na armádu a dále je to účast AČR v zahraničních operacích a to ať už mírových nebo bojových. Účast vojáků AČR je velmi různorodá co se týče oblastí, ve kterých jsou nasazováni. Každá oblast, kde jsou vojáci AČR nasazováni má svá specifika pro vedení boje. A z tohoto důvodu je velmi podstatné to, aby všichni příslušníci AČR byli vybaveni stejnými dovednostmi v bojové přípravě. Bojová příprava obsahuje několik odborných složek, ve kterých je zahrnuta také služební tělesná výchova. Ta je rozdělena na základní tělesnou přípravu a speciální tělesnou přípravu (dále jen „STP“) a právě STP propojuje velké množství dovedností, které může příslušník AČR využít v bojové činnosti.

Stále více příslušníků AČR si začíná uvědomovat to, jak může hrát STP významnou a důležitou roli v bojové činnosti. Ale i přes tuto skutečnost výcvik STP nedosahuje ve všech oblastech dostatečné úrovně. Jedna z oblastí STP je také oblast boje zblízka. V současné době má každý voják AČR povinnost splnit jednou za půl roku tzv. profesní minimum, ve kterém je zahrnut i boj zblízka. Bohužel požadavky, které jsou kladeny na přezkušované, jsou na minimální úrovni a do opravdového boje jsou takřka nepoužitelné. Navíc většina vojáků se domnívá, že díky vyspělým zbraním, které v dnešní době máme, vůbec nevznikají situace, kdy by docházelo na boj zblízka. Jenže opak je pravdou. Při bojovém konfliktu může dojít k situaci, kdy voják není schopen použít svou zbraň a to z důvodů: selhání zbraně, ztráty zbraně, nedostatku munice do zbraně a v neposlední řadě kvůli vnějšímu prostředí. Problémy týkajícího se vnějšího prostředí můžeme popsat tak, že může nastat situace, kdy se před vojákem z nenadání objeví nepřítel jenž je v jeho bezprostřední blízkosti a voják je nucen zaútočit jinak než pomocí své zbraně, protože ji nestíhá použít. Taková situace může nastat např. v domech, úzkých uličkách atd.

Boj zblízka je velmi málo situován do reálných podmínek, minimálně probíhá výcvik s výstrojí a výzbrojí. V naší práci bych rád naznačil, jakým způsobem může použití výstroje a výzbroje ovlivnit vojáka při využití boje zblízka. Výstroj a výzbroj bude reprezentována ochrannou modulární vestou CZ 4M se sumkami, samopalem vz. 58, ochrannou přilbou a batohem s nesenou zátěží o různé hmotnosti. V práci se budu konkrétně zabývat vlivem nesené výstroje a výzbroje na aktivitu kosterního svalstva při přímém čelním kopu. Výsledky diplomové práce mohou být využity pro analýzu úrovně svalového zapojení během přímého čelního kopu s rostoucí zátěží. V praktické úrovni mohou být využity pro nastavení maximální použité zátěže, kdy je možné ještě provést účinný přímý čelní kop.

2 Teoretická východiska

V dané části shrnujeme teoretické podklady pro objasnění základních pojmů speciální tělesné přípravy, boje zblízka, výstroje a výzbroje, biomechaniky přímého kopu, kinematické analýzy a elektromyografické analýzy. Vše podkládáme souvisejícími literárními zdroji.

2.1 Speciální tělesná příprava (STP)

„Speciální tělesná příprava je součástí služební tělesné výchovy Armády České republiky. Především se zaměřuje na cílené vytváření tělesné a psychické připravenosti vojáků k plnění pohybově specializovaných úkolů.“(Normativní výnos Ministerstva obrany č. 12/2011)

Výcvik v STP zahrnuje následujících osm témat. Boj zblízka, házení, překonávání překážek, přesuny, přežití, vojenské lezení, vojenské plavání a vojenské víceboje. Tato práce se zabývá jednou z částí STP, které se nazývá boj zblízka (dále jen „BZ“).

2.2 Boj zblízka

V armádě je sebeobrana nazývána termínem „boj zblízka“. V armádním prostředí totiž nejde vždy jen o to, abychom se ubránili, ale mohou také nastat situace, kdy je potřeba na nepřítele zaútočit takovým způsobem, který vede k jeho dočasné nebo úplné likvidaci, žádá-li si to provedení daného úkolu.

S ohledem na dnešní dobu a na pestrost různých bojových systémů je potřeba rozlišovat bojová umění, bojové sporty a BZ. Přestože je mezi uvedenými blízký vztah, nejsou tím samým. BZ je čistě účelovou dovedností, která má za cíl rozvíjet individuální možnosti jedince, oproti tomu bojová umění jsou systémy, které mají za cíl rozvoj člověka k jeho samotné dokonalosti a bojové sporty jsou takové bojové systémy, které mají jasně stanovená pravidla a cíle. Chceme-li v BZ v co nejkratším čase naučit cvičence techniky, které s vysokou pravděpodobností povedou k úspěšnému zneškodnění útočníka, nemáme v tréninku prostor se soustředit na zvládnutí velkého množství technik, které by byly plně zautomatizované. V daném tréninku se právě

soustředíme na nižší počet technických prostředků, než je tomu v bojových uměních nebo sportech, a dále se zaměříme na přiměřenou technickou úroveň, ale s maximálním destruktivním či obranným účinkem. O BZ můžeme říct, že je to kombinovaný systém čerpající z různých zdrojů. Tento systém je velmi praktický z důvodu kombinování různých technických prostředků podle daného využití v boji, jako je boj v postoji a boj na zemi, ale je také praktický tím, že zdroje, z kterých tento systém čerpá, jsou důvěryhodné ve funkčnosti určitých technik, protože původní systémy již do značné míry ověřily funkčnost těchto technik a díky tomu je pak možné vybrané techniky převzít a upravit podle vlastních potřeb do BZ.

Dle Vágnera (2008) výcvik BZ v prostředí armády je nastaven především na praktické využití bojových technik. Z toho vyplývá, že pro armádní potřebu není důležitá duchovní stránka, pravidla, dodržování tradic, či výchova jedince, jež jsou součástí bojových umění, nebo bojových cest, ale i přes tuto skutečnost si své opodstatnění v BZ najdou.

Jeden z důležitých prvků BZ jsou kopy, jimiž se v této práci budeme podrobně zabývat.

2.3 Kopy

Část bojových stylů (systémů), jako je například karate, thaibox či taekwondo, užívá k přežití nebo k vítězství v souboji právě převážně techniky kopů. Pokud bychom se pokusili porovnat kopy v jednotlivých bojových uměních či sportech, zjistili bychom jen velmi nepatrné rozdíly v jejich daném provedení. V následujícím textu se budeme zabývat technicko – taktickými principy vybrané techniky kopu a jejich biomechanickými účinky.

2.3.1 Postoj při provádění kopu

Postoje jsou nedílnou součástí všech technik. Zajišťují nám stabilitu a kvalitní provedení dané techniky. U kopů nám správný postoj dovolí kvalitní přenos hmotnosti kopu do nárazové plochy. Nejdůležitější prvkem postoje při kopu je stojná noha. Rebac (2006) uvádí, že, „v thajském boxu zápasník stojí při kopu na špičce nohy.“ Naopak v ostatních bojových uměních by se měla stojná noha opírat o celé chodidlo.

Dle Strnada (2008) pro účinnost kopu je důležité to, aby byl kontakt celé plochy chodidla s podložkou.

Díky bojovému postoji můžeme kopy provádět z přední i zadní nohy. Rozdíl mezi kopem z přední a zadní nohy je ten, že kop veden ze zadní nohy je silnější, jelikož umožňuje delší náprah a lepší práci boků. Nevýhodou je však jeho rychlost. Kop ze zadní nohy, jak uvádí Novák a Špička (1983), je v průměru o 0,2 vteřiny pomalejší než kop z přední nohy.

2.3.2 Destruktivní účinek kopu

Ve většině odborných knih se kopy popisují jako techniky s největším destruktivním účinkem. Strnad (2008) uvádí, že využití kopu k útoku je předpokladem daleko většího destruktivního účinku, než je tomu u úderu. Nutné je zmínit skutečnost, že je potřeba mít velmi dobře osvojenou techniku kopů. Také dle Vágnera (2008) má kop větší destruktivní účinek oproti úderu.

Ve studii Schneidra a Nahuma (1972) byla naměřena síla úderu o hodnotě 2 [kN]. V porovnání se studií Kotase (2013), kde hodnota síly kopu dosahovala 4 [kN], je zřejmé, že techniky nohou jsou výrazně silnější oproti technikám úderů.

2.3.3 Vzdálenost od soupeře při kopu

Technické prostředky v sebeobraných situacích vyžadují vhodnou strategii a taktiku při své aplikaci. Provedení kopu vyžaduje určitou vzdálenost od soupeře pro jeho nejvýhodnější vykonání s maximálním destruktivním účinkem. Proto je tedy důležité pracovat s nejvýhodnější vzdáleností od soupeře v dané situaci.

Podle Wichmanna (2003) teprve až techniky nohou nám umožňují držet si od protivníka vzdálenost, která je důležitá pro úspěšnou obranu. Z čehož vyplývá, že udržení vzdálenosti protivníka od těla je také potřebné i pro sílu kopu.

Fojtík a Král (1993) popisují, že techniky vedené dolními končetinami jsou velmi účinné, protože mají o mnoho větší dosah než techniky prováděné pažemi.

2.3.4 Síla a rychlost kopu

Další neodmyslitelnou součástí kopu je jeho síla a rychlost. Rebac (2006) vysvětluje sílu kopu jako „energii kopu, kterou v krátkém časovém úseku přenášíme na soupeře. Síla neboli energie kopu závisí na dvou složkách. Na jedné straně je to množství energie, kterou jsme schopni „vyprodukovat“, na druhé straně je to doba trvání, po kterou je energie předávána na tělo soupeře.“

Z toho vyplývá, že bojovník, který chce zasadit účinný kop, nemusí být bezpodmínečně nijak moc silný. Pokud je kop veden dvakrát rychleji, bude mít stejnou kinetickou energii jako pomalejší kop dvakrát silnějšího člověka. Tuto skutečnost lze odvodit i ze vzorce pro výpočet kinetické energie $E_k = \frac{1}{2}mv^2$, kde m je hmotnost bojovníka a v je rychlost provedení jeho kopu.

Tedy pokud máme správný start kopu, ke kterému přidáme dobrou práci boků a pánve, získáváme rychlý a silný kop.

2.3.5 Rozdělení kopů

Velké množství odborné literatury se zabývá problémem dělení kopů. Toto dělení se liší jen velmi málo, a to především v provádění technicky náročnějších kopů. Můžeme tedy říct, že například dle Nakayami (1997) kopy rozdělujeme na švihové (keage) a na nárazové (kekomi). Švihové kopy provádíme silným švihem, oproti tomu nárazové kopy provádíme prudkým napřímením končetiny v koleně. Toto provedení kopů má stejnou výchozí pozici a to takovou, že se první zvedá koleno, tedy kopy se provádějí ze zdviženého kolene. Tyto kopy dále rozdělujeme na kop kolenem (hiza-geri), čelní kop (mae – geri), boční kop (yoko – geri), obloukový kop (mawashi – geri) a přímý kop dozadu (ushiro – gerikekomi). Jiné dělení uvádí Vágner (2008), který dělí kopy na přímé, kyvné a obloukové.

2.3.6 Zásady správného provedení kopu

Z praxe můžeme říct, že pro dosažení maximální vzdálenosti kopu je důležité provádět kop posunem boků vpřed neboli provádět kop celým tělem a nejen končetinou. Také proto je potřebné zvedat koleno vysoko, které nám pomáhá protlačit boky vpřed.

Mít vysoko koleno je důležité také pro možnost provádět kopy v různých pásmech. Významné je taky dobře kop načasovat a umístit ho na nekryté místo, jelikož je zbytečné kopat do míst, která si protivník chrání správným bojovým postojem nebo je zřejmé, že daný kop vykryje. Všechny takové kopy nám ubírají energii potřebnou k dalšímu boji.

Kop bychom měli provést co nejrychleji a také by měl být veden v uvolnění. Kontrakce svalstva není vhodná pro správné provedení dané techniky.

Zásady kvalitního provedení kopu v bojových sportech či uměních se můžou nepatrně lišit od jeho provedení v BZ a to především vzhledem k používání výstroje a výzbroje. Podle Vágnera (2008) je důležité dodržet pro provádění kopů ve výstroji a výzbroji tyto zásady:

- využívat rotace boků a dodržovat zásady s tím spojené,
- používat kopy vzhledem k povrchu (pokud je povrch kluzký, pak je využití kopů značně omezené),
- z důvodů fyzické náročnosti, pohyblivosti, výstroje a výzbroje jsou více používány kopy využívající gravitační sílu země (provedení od kyčelního kloubu níže),
- účelně a přesně vést kopy na vitální a zranitelná místa na těle člověka.

Výstroj a výzbroj omezuje náš pohyb, při provádění kopů zhoršuje pohyblivost, tudíž nemůžeme kopat v plném rozsahu pohybu, dále se nám sníží rychlost pohybu a to nám může při provádění kopu snížit maximální sílu kopu, zvýšit aktivaci svalstva potřebného pro daný kop a v neposlední řadě zhoršit rovnováhu. Na druhou stranu díky váze výstroje může v některých případech dojít ke zvýšení kinematické energie kopu a tudíž i k silnějšímu provedení daného kopu. To popisuje ve svém výzkumu Kotas (2013), který uvádí, že se kinematická energie kopu zvýší v souvislosti s provedením kopu ve vojenské polní obuvi v porovnání s provedením kopu ve sportovní obuvi, či provedením kopu bez obuvi.

2.3.7 Kopy v BZ

Jak popisuje Vágner (2008), kopy zastávají stejný účel jako údery. Použití kopů a úderů se ale v určitých případech odlišuje. Existují různé názory, teorie na porovnání kopů s údery z hlediska jejich využití.

Mezi nejčastěji uváděné výhody patří:

- kopy mají větší destruktivní účinky, tím pádem i větší sílu, než údery pěstí,
- při provádění kopů překonáme větší vzdálenost oproti úderu,
- kopy nám umožňují udržovat si protivníka od těla,
- kopy jsou schopny zasahovat většinu částí těla protivníka.

Vágner (2008) mezi výhody zařazuje i to, že mohou být použity i za stálého držení jakýkoliv zbraní. Kopy jsou prováděny v pevné obuvi, ta představuje improvizovanou zbraň.

Mezi nejčastěji uváděné nevýhody patří:

- při kopu máme oporu jen na stojné noze, to znamená menší stabilitu a tím jednodušší vychýlení z rovnováhy od soupeře,
- provedení kopu je pomalejší než techniky úderů,
- nemají takovou přesnost zásahu jako údery,
- déle trvá jejich nácvik a správné osvojení.

2.3.8 Přímý čelní kop

Přímý čelní kop považujeme za jeden ze základních kopů v bojovém umění a sportech, který se učí začátečníci mezi prvními technikami, protože tento kop vychází z přirozených pohybových schopností každého člověka.

Podle Strnada (2008) se přímým čelním kopem zasahuje převážně koleno, solar plexus nebo brada.

Nakayama (1997) oproti Strnadovi přidává zásahy na hrudník či rozkrok.

Správné provedení přímého čelního kopu popisuje Vágner (2008). Výchozí pozicí je levý čelní postoj nebo pravý čelní postoj (výběr postoje závisí na cvičenci). Skrčením přednožmo povýš pravou se provede záklon trupu, pravým bokem vpřed a

trčením se přednoží pravá. Jako úderová plocha se využívá spodek, pata nebo špička chodidla. Při kopu by se měla nechat paže ve stejné poloze jako v čelním postoji. Pootočení pravého boku vpřed se současně provádí s pohybem pravé nohy. Po ukončení kopu se stáhne noha po stejné dráze jako při provedení kopu a zaujme čelní postoj.

Chyby vyskytující se při provádění daného kopu popisuje Strnad (2008) následovně:

- horní část těla není po celou dobu vedení kopu ve svislé poloze,
- stojná noha není na celém chodidle, ale je na špičce,
- koleno kopající nohy není ve výšce boků,
- stojná noha není propnutá při dokončení techniky,
- provedení kopu není v dostatečné rychlosti.

2.3.9 Úderové plochy

Ty části těla, které používáme k zasažení protivníka, nazýváme úderové plochy. Úderovou plochou se může stát jakákoliv část našeho těla, ale většinou to jsou místa pevnější a tvrdší oproti jiným částem těla a umožňují nám zasáhnout soupeře úderem či kopem rozloženým do malé plochy.

Zásady užití úderových ploch:

- použití dané úderové plochy by mělo být bezpečné,
- měly by mít co nejmenší plochu,
- měly by být dostatečně odolné a tvrdé,
- použití by mělo být co nejuniverzálnější.

Podle Vágnera (2008) jsou úderové plochy důležité pro zasažení soupeře. Hlavním požadavkem pro jejich využití je jejich dostatečné zpevnění při dokončení techniky.

Autor Náchodský (2006) také uvádí vzdálenost, kterou jsme schopní s danou úderovou plochou dosáhnout. Např. kop, který využívá koleno jako úderovou plochu, použijeme na protivníka, který je u nás podstatně blíže, oproti tomu na protivníka, který je od nás vzdálenostně dále použijeme kop, který využívá úderové plochy, které jsou na chodidle.

Podle Nováka a Špičky (1973) by měl zásah na zvolenou část soupeřova těla vést k jeho zneškodnění. Protivníka můžeme zneškodnit šokováním, poraněním nebo usmrčením.

Nedílnou součástí bojových umění či sportů je zpevňování úderových ploch. Čím více budeme mít úderové plochy zpevněny, tím méně nás budou bolet a předejdeme tím zraněním po dokončení útoku. K tomu slouží takzvané otužování, které se používá například v Thai boxu, Krav Mage, Taekwondu a karate (zejména Kyokushin karate) a znamená jejich postupné navykání na nárazy do tvrdých věcí. Mělo by jít o pomalý a postupný proces, protože jinak je možné si danou část těla špatným otužováním zranit ne-li zničit. Začíná se tedy velmi zlehka, dokud si otužované místo nezvykne, poté se snažíme přitvrzovat, ale opět přitvrzujeme velmi zlehka.

Úderové plochy kopu dělíme:

- břicha plosky nohy,
- zevní strana chodidla,
- koleno,
- zpevněná pata,
- zpevněný nárt.

Pro přímý čelní kop využíváme jako úderovou plochu břišky chodidla (koši) - nárt je v extenzi, prsty ve flexi. Rovněž je možno využít plochy celého chodidla (soketei) nebo patu (kakato).

Kopy v BZ jsou prováděny v obuvi, proto jako úderovou plochu uvádíme podrážku obuvi. Využíváme patu podrážky nebo celou podrážku (obr. 1), dále je možné použití špičky obuvi (obr. 2).



Obrázek 1: Úderová plocha - podrážka a pata obuvi vzor 2000 (Vágner, 2008)



Obrázek 2: Úderová plocha špička obuvi vzor 2000 (Vágner, 2008)

2.4 Motorické předpoklady

V této části se budeme věnovat motorickým předpokladům, neboli motorickým schopnostem a dovednostem, které hrají významnou roli při provádění kopů. Z hlediska motorických schopností se budeme věnovat kondičním, hybridním a koordinačním schopnostem. U kondičních schopností se budeme zabývat konkrétně silovými schopnostmi. Při popisu hybridních schopností se budeme zabírat zejména rychlostní schopností. Nakonec popíšeme koordinační schopnost, a to hlavně rovnovážnou schopnost, diferenční schopnost a schopnost přestavby. Pro účinný kop je nezbytná správná rychlost, která současně se silou vyústí v rychlý a silný kop. Je tedy potřeba tělesné síly, protože ani seberychlejší kop bez potřebné síly nebude mít dostatečné destruktivní účinky. Dále je nutná koordinace pro dobré zvládnutí stability, bez které bychom nebyli schopni provést správnou techniku kopu.

2.4.1 Motorické schopnosti

Motorické schopnosti jsou souborem vnitřních biologických předpokladů pro určitou motorickou činnost. Podle Blahuše a Měkoty (1983) „mohou být motorické schopnosti obecně vymezeny jako soubor předpokladů pro (úspěšné) pohybové činnosti.“ Perič a Dovalil (2010) popisují motorické schopnosti jako „relativně samostatné soubory vnitřních předpokladů lidského organismu k pohybové činnosti, v níž se také projevují.“

Podle Měkoty a Novosada (2005) můžeme motorické schopnosti popsat jako všeobecnou výkonnost jednotlivce, která se demonstruje ve výsledcích pohybové činnosti, v opačném případě jsou latentní.

Pohybové schopnosti na rozdíl od dovedností jsou převážně dány geneticky. Toto tvrzení však neznamená, že by se úroveň schopností nedala ovlivnit. Např. geneticky získaná vysoká úroveň vytrvalostních schopností dává svému nositeli jen potenciální možnost stát se vynikajícím vytrvalcem, to ale nijak nezaručuje, že se jím opravdu stane.

V současné době můžeme pohybové schopnosti rozdělit do tří skupin na: kondiční, koordinační a na tzv. hybridní kondičně – koordinační.

2.4.1.1 Kondiční schopnosti

Tyto schopnosti můžeme popsat jako procesy, které jsou metabolicky podmíněny a dominantně souvisejí se získáním a přenosem energie pro vykonání pohybu. Kondiční schopnosti zahrnují sílu a vytrvalost. Vliv vytrvalostních schopností jsou pro účely naší studie zanedbatelné respektive téměř žádné, z toho důvodu se budeme zabývat pouze schopnostmi silovými.

- **Silové schopnosti**

Síla kopu je důležitá pro jeho destruktivní účinek. Sílu ovlivňuje počet zapojených motorických jednotek, protože čím více zapojených motorických jednotek bude, tím bude větší napětí v daném svalu a zvětší se frekvence dráždicích impulzů za jednu sekundu. Významnou roli hraje i správné zvládnutí techniky.

Podle druhu kontrakce zapojených svalových skupin, tedy podle převládajícího způsobu činnosti, lze provést základní dělení síly na sílu izometrickou (statickou) a izotonickou (dynamickou).

Schopností izometrické síly je vyvinout sílu ve statické kontrakci, tedy délka svalu se nemění, tím pádem nezpůsobuje pohyb, ale zvyšuje se napětí daného svalu. Naopak izotonická síla má schopnost projevit se pohybem těla, tedy mění se délka svalu, jehož podstatou je koncentrická svalová kontrakce, kdy se sval zkracuje nebo na excentrickou svalovou kontrakci, kdy se sval protahuje, z čehož vyplývá, že při kopu se projevuje koncentrická svalová kontrakce.

Izotonická síla je rozdělena podle Periče a Dovalila (2010) na maximální, vytrvalostní, rychlou a výbušnou sílu. Pro silný a dostatečně tvrdý kop se musí projevit především výbušná a rychlá síla.

a) Výbušná síla

Podle Periče a Dovalila (2010) je výbušná síla charakterizována jako pohyb s maximálním zrychlením a nízkým odporem. Měkota a Novosad (2005) uvádí, že díky výbušné síle dosahujeme největšího zrychlení v konečné fázi kopu.

Tedy při provedení kopu nám zajišťuje jeho nejrychlejší vykonání při zachování maximálního destruktivního účinku.

b) Rychlá síla

Většina autorů se shoduje, že rychlá síla je schopnost provést pohyb s nízkým vnějším odporem, a to co nejrychleji za pomoci silového impulzu.

Podle Měkoty a Novosada (2005) je rychlá síla jeden z nejdůležitějších faktorů, který ovlivňuje správně a efektivně zvládnout techniky u mnoha sportovních i bojových činností. Jde o to spojit komponenty rychlosti a velikosti svalové síly.

Z toho vyplývá, že jde o nejvýhodnější kombinaci zvolené rychlosti a užití síly pro maximální destruktivní účinek.

2.4.1.2 Smíšené-hybridní schopnosti

„Smíšené – hybridní schopnosti můžeme popsat, jako procesy související jak s procesy metabolickými tak i s procesy regulování a řízení pohybu centrální nervové soustavy (dále CNS). Zde patří především rychlost, kterou můžeme po rozlišení na akční a reakční rychlost přiřadit ke kondičním a koordinačním schopnostem.“ (Měkota Novosad, 2005)

- **Rychlostní schopnosti**

„Rychlostní schopnosti jsou definovány jako schopnost vyvíjet činnost s maximální intenzitou. Chápeme je jako schopnost konat krátkodobou pohybovou činnost (do 20 s), a to bez odporu nebo jen s malým odporem (přibližně 20-25 % maxima). Je charakteristická převážným zapojením ATP-CP zóny.“ (Perič a Dovalil 2010)

Rychlostní schopnost při kopu určuje nejvíce jeho destruktivní účinek, který omezuje možnosti protivníka při volbě obraných technik. Dále vytváří prostor pro navazování následujících technik.

Kop je pohybem acyklickým, tedy využívá i acyklickou rychlost. Tuto rychlost popisuje Měkota a Novosad (2005) jako „jednorázové provedení daného pohybu s maximální rychlostí proti danému odporu.“

Dle Měkoty a Novosada (2005) existuje mezi acyklickou rychlostí a akční silou velice úzký vztah.

Akční (realizační) síla u pohybů prováděných acyklickou rychlostí představuje právě tu sílu, která určuje úroveň provedení sledovaného pohybu. Při startu jde o sílu, která „vystřelí“ sprintera z bloku vpřed, při kopu je to síla, která vytrčí kopající nohu požadovaným směrem. Čím je „akční síla větší, tím bude časový interval sledovaného pohybu kratší a výsledný efekt vyšší (kratší doba startu a vyšší destruktivní účinek).

2.4.1.3 Koordinační schopnosti

Tyto schopnosti souvisejí především s regulací a řízením pohybu v CNS a s konáním časoprostorových pohybových vzorců organismu. Perič a Dovalil (2010) řadí pod koordinační schopnosti osm různých schopností (rovnováhovou, diferenciací, rytmickou, reakční, orientační, učenlivosti a docility, schopnost sdružování a schopnost přestavby). My se v následujícím textu budeme zabývat zejména rovnovážnou, diferenciací schopností a schopností přestavby, jelikož tyto schopnosti jsou důležitými aspekty pro provedení kvalitního kopu.

a) Rovnovážná schopnost

„Rovnováha je důležitou schopností hlavně pro udržení těla v určité poloze. Tuto schopnost ve velké míře ovlivňuje úroveň činnosti vestibulárního analyzátoru.“ (Perič a Dovalil, 2010)

Měkota a Novosad (2005) popisují rovnováhu jako důležitou schopnost pro udržení celého těla ve stavu rovnovážném, tedy udržuje rovnováhu i při napjatých rovnovážných situacích a při různých vnějších podmínkách.“

Perič a Dovalil (2010) dělí rovnováhu na statickou (na místě) a dynamickou (za pohybu). Z daného textu vyplývá, že pro kop je potřebná především dynamická rovnováha, která se uplatňuje po celou dráhu probíhajícího kopu.

b) Diferenciační schopnost

Diferenciační schopnost vysvětlují Měkota a Novosad (2005) jako „schopnost jemně rozlišovat a nastavovat silové, prostorové a časové parametry pohybového průběhu.“ Tato schopnost nám tím pádem umožňuje zvládnout perfektně techniku přímého čelního kopu, protože jemně vyladí jednotlivé fáze kopu z hlediska síly, prostoru a času. Dovolí nám přesně, plynule a ekonomicky tento kop provést.

c) Schopnost přestavby

„Schopnost přestavby můžeme formulovat jako schopnost, která nám pomáhá přebudovat pohybovou činnost podle měnících se podmínek, které mohou mít vnitřní i vnější charakter. Člověk tyto podmínky vnímá nebo předjímá a dokáže přestavovat pohybovou činnost podle měnícího se zadání.“(Měkota a Novosad,2005)

2.4.2 Motorické dovednosti

Čelikovský (1989) popisuje motorickou dovednost, jako učením získaný specifický předpoklad k určité motorické činnosti. Osvojíme-li si určitou dovednost, tak jsme schopní řešit daný pohybový úkol správnou metodou a na určité úrovni, tedy správně, dostatečně rychle a ekonomicky.

Podle Měkoty a Blahuše (1983) jsme schopni si osvojit díky motorické dovednosti jeden pohybový úkol nebo celou skupinu úkolů. Rozdíl mezi pohybovými schopnostmi a dovednostmi je ten, že dovednosti nedělíme na tak přesné skupiny jako schopnosti. Názvy motorických dovedností jsou odvozovány od konkrétních činností.

Čelikovský (1975) uvádí vztah mezi schopnostmi a dovednostmi jako oboustranný. Předpokladem kvality pohybové dovednosti je vysoká úroveň určité pohybové schopnosti.

Motorické dovednosti nejsou geneticky podmíněné, ale jsou získané pomocí motorického učení.

Měkota a Cuberek (2007) rozdělují pohybové dovednosti za pomoci různých klasifikačních dělítek na dovednosti:

- jemná x hrubá (podle rozsahu zapojení svalových skupin),

Jemné pohybové dovednosti zahrnují větší počet svalových skupin, pohyby jsou zpravidla menšího rozsahu. Avšak provedením přesné (pohyby s míčem, střelba). Oproti tomu hrubé pohybové dovednosti se uskutečňují za účasti velkých svalových skupin, za účasti všech částí těla (horolezectví, lyžování). Při kopu zapojujeme větší svalové skupiny, proto se kop řadí mezi hrubé pohybové dovednosti.

- otevřená x uzavřená (podle podmínek vnějšího prostředí),

Otevřená dovednost je taková dovednost, která se odehrává ve vnějším prostředí, kde na nás působí výrazné rušivé vlivy, proto je pro úspěšné provedení pohybových dovedností potřeba značná míra její variability tj. regulace pohybu ve smyslu reakce na změny v čase a prostoru, reagujeme na soupeře nebo mění se podmínky (úpoly, sportovní hry). Uzavřená dovednost je taková dovednost, která se odehrává ve vnějším prostředí, kde na nás nepůsobí rušivé vnější vlivy, proto si sami určujeme začátek a konec (sportovní gymnastika, skoky do vody). Z daného textu kop řadíme mezi otevřenou dovednost, protože kop neprovádíme ve stálém prostředí.

- diskrétní x sériové x kontinuální (podle časového průběhu).

Diskrétní(jednoduché) pohyby jsou takové, v nichž je patrný začátek a konec, jsou zpravidla krátkodobé a acyklické (smeč, golfový úder). Sériové (kombinované) jsou pohyby představující řetěz navazujících dovedností různého typu (acyklických i cyklických), např. skok daleký, akrobatická sestava ve sportovní gymnastice. Kontinuální pohyby jsou charakteristické rytmickou návazností opakujících se cyklů (chůze, běh, jízda na kole, plavání) Z hlediska uvedeného textu můžeme říct, že kop je dovedností diskrétní, jelikož máme daný začátek a konec pohybové dovednosti.

2.4.3 Motorické učení

Pro co největší destruktivní účinek přímého čelního kopu je nutné mít perfektně zvládnutou jeho techniku. Proces zvládnutí samotné techniky je vázán na motorické učení. Podle Blahutkové (2003) je motorické učení procesem, při kterém dochází k upevnování motorických schopností v centrální nervové soustavě prostřednictvím synapsí. V rámci motorického učení každý cvičenec prochází jednotlivými fázemi.

Motorické učení Perič a Dovalil (2010) dělí na čtyři fáze, mezi které patří seznámení, zdokonalení, automatizace a tvořivá asociace. V první fázi se cvičenci seznamují s pohybovou dovedností a prvními pokusy se snaží o praktické provedení. Na to navazuje fáze zdokonalení, kdy cvičenec utváří danou dovednost, odhaluje chyby a hledá způsoby, jak pohyb nejlépe zvládnout. Ve fázi automatizace cvičenec zdokonaluje získanou dovednost, pohyb se automatizuje, je přesný, koordinovaný, plynulý a rytmický. Fáze tvořivé asociace je fáze konečného osvojení a zautomatizování dovednosti, kde je typické utvoření si speciální techniky.

Náš testovaný vzorek tvoří respondenti, kteří mají techniku zvládnutou na úrovni fáze automatizace, popřípadě fáze tvořivé asociace. To znamená, že daná technika je plně osvojená a může se na ni spolehnout, respektive je kop osvojen natolik, že i při vysoké resp. maximální intenzitě pohybu je kop proveden správně.

2.5 Biomechanika kopu

„Z biomechanického hlediska kopem rozumíme jakékoliv provedení akce nohou, při které dochází ke změně kinetické energie nohy jeho zastavením se o cíl, který jsme chtěli zasáhnout, na jeho deformující práci.“ (Novák a Špička, 1973)

Nakayama (1989) shrnuje 5 faktorů, které nejvíc ovlivňují sílu nárazu v karate. Mezi tyto faktory patří velikost síly, směr síly, rychlost, rozsah pohybu a stabilita. Všechny musí fungovat současně, aby pomohly maximalizovat sílu.

1. Velikost síly – závisí na průřezu svalu a počtu zapojených svalových vláken.

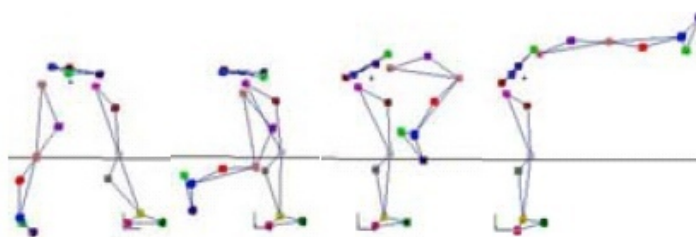
2. Směr síly – kop bychom měli směřovat kolmo k povrchu cíle.

3. Rychlost – čím větší je rychlost, tím větší je i síla. Jestliže se zvětší hmotnost segmentu nebo rychlost, zvětší se i hybnost. Čím je tato hybnost větší, tím je větší i síla nárazu.

4. Rozsah pohybu – síla je přímo úměrná vzdálenosti, ze které se noha přibližuje k cíli. S větší vzdáleností roste dráha, po které může noha zrychlovat a dosáhnout větší rychlosti a tedy i síly.

5. Stabilita – stabilní postoj a správné držení těla je důležité pro účinné použití síly.

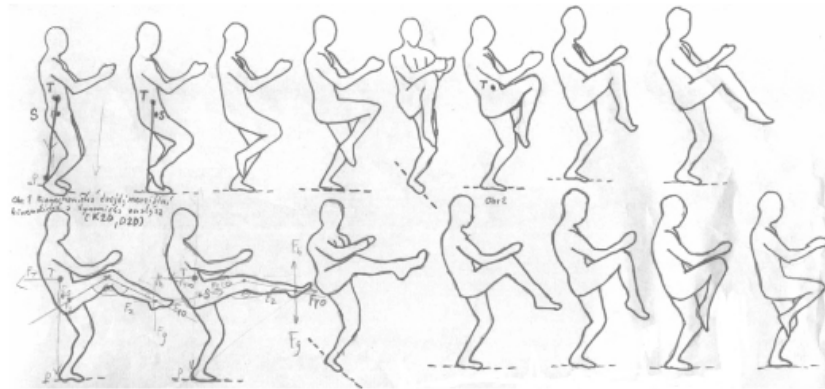
Přímý čelní kop se dělí do tří hlavních fází (iniciační, akcelerační, finální). Iniciační fáze začíná flexí kolene a flexí v kyčelním kloubu. Akcelerační fáze se zahajuje v momentu, kdy koleno dosáhne v dopředné ose svého maxima a dochází tak k postupné extenzi končetiny. Dráha kopu je ukončena v momentu zpětného pohybu kotníku, to označujeme za finální fázi. Dané provedení přímého čelního kopu můžeme vidět na obr. č. 3.



Obrázek 3: Profil průběhu přímého čelního kopu (Kim a kol, (2006)

2.5.1 Kineziologická analýza kopu

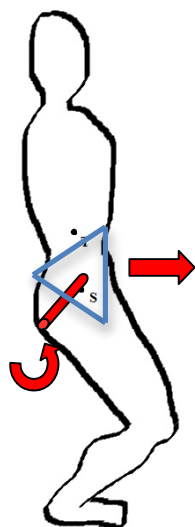
Kineziologie studuje funkční a anatomické zákonitosti pohybového systému při vykonávání pohybu (Balatka, 2002). Poskytnutí kinematické energie pohybovým aparátem realizují svaly, které jsou prvotním zdrojem síly pro různé pracovní operace (Velé, 2006). Kineziologickou analýzou přímého čelního kopu se ve své bakalářské práci zabývá Vašatová (2011), kde přímý čelní kop rozdělila na fázi opěrnou a fázi švihovou. Průběh těchto fází můžeme vidět na obrázku č. 4.



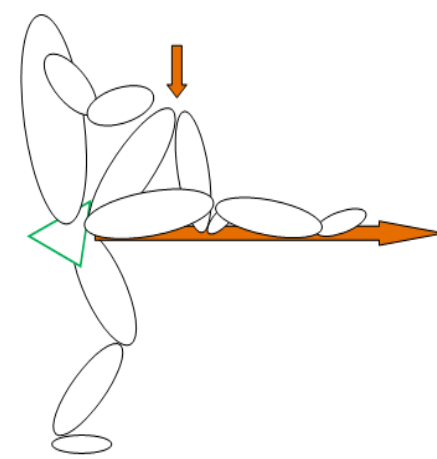
Obrázek 4: Kinogram přímého čelního kopu (Vašatová, 2011)

Vašatová (2011) popisuje, že při přímém čelním kopu se užívá střídavý cyklický pohyb a je zde přítomna bipedální lokomoce. Abychom mohli využít co nejlépe svalový systém (současné zapojení svalů zad a břicha), tak máme pánev v retroverzi tzn., že již v základním postavení máme podsazenou kostrč a to tak, kdy spina iliaca posterior superior je níže než spina iliaca anterior superior. Bez daného podsazení při stoji svírá pánev s horizontální rovinou úhel kolem 30° . Jak můžeme vidět na obrázku číslo 5 a 6 je pohyb pánve ilustrován modrým trojúhelníkem a jeho horní část znázorňuje sklon spin. přímého čelního kopu. Obrázek číslo 5 popisuje obloukový kyvadlový pohyb pánve směrem vzhůru se soudobým pohybem pánve co možná nejvíce vpřed s nutností zachování stability. Soudobě vytváříme maximální tlak do podložky, nezvedáme patu stojné dolní končetiny a tím pádem ani těžiště. Snažíme se minimalizovat záklon trupu a také o co nejmenší jednostranné vychýlení pánve, k němuž přirozeně dochází. Finální pohyb můžeme popsat takto:

- Kopající fáze - klouby kyčle by procházela hřidel paralelně s podložkou a my s ní otáčeli vzhůru.
- Fáze stažení - klouby kyčle by procházela hřidel paralelně s podložkou a my s ní otáčeli dolů s posunem vpřed a vzad, a přitom by se jednotlivé tělesné segmenty pohybovaly v takové souhře, jako by k nim byla hřidel fixovaná.



Obrázek 5: Kyvadlový pohyb pánve



Obrázek 6: Kop vpřed po přímce (Vašatová, 2011)

2.5.1.1 Opěrná fáze – stojná noha

U této fáze je stojná noha stále v kontaktu s podložkou a podle správného provedení kopu by se pata neměla zvedat. Noha, která provádí kop je ve flexi v kolenním kloubu a také v hlezenním kloubu. Zapojuje se zde hýžd'ový sval, dvouhlavý sval stehenní, pološlašitý sval, poloblanitý sval, čtyřhlavý sval stehenní a trojhlavý sval lýtkový.

2.5.1.2 Švihová fáze – kopající noha

V této fázi kop prochází následujícími uzlovými body:

a) Nástup kyvadla pánve vpřed

Zde probíhá jako první flexe v kyčelním kloubu, na kterou přirozeně navazuje flexe v kolenním kloubu a dorzální flexe v kloubu hlezenním. Zapojuje se zde bedrokyčelní, sval přímý, sval stehenní, hřebenový sval, čtyřhlavý sval stehenní, pološlašitý sval, poloblanitý sval, krejčovský sval, štíhlý sval, přední sval holenní.

b) Dokončení kyvadla se setrvačností dolní končetiny

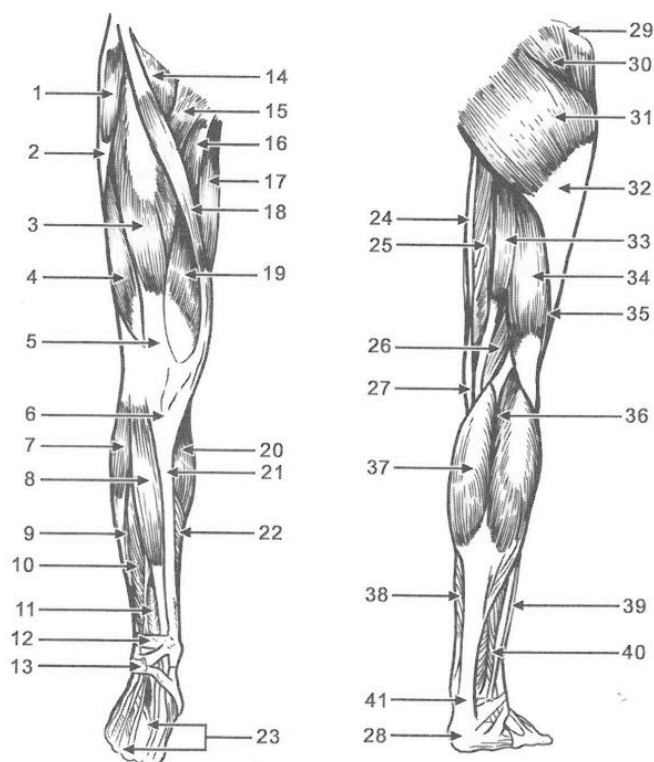
V další fázi probíhá na prvním místě extenze v kolenním kloubu, flexe plantární a flexe v kloubu hlezenním a zmínit musíme i extenzi prstů. Zde se zapojuje bedrokyčelní sval, přímý sval stehenní, hřebenový sval, povrchový sval na zadní straně trojhlavého svalu lýtkového, dlouhý natahovač prstů.

c) Návrat kyvadla setrvačností dolní končetiny

Závěrečný pohyb začíná od flexe kloubu kyčelního a kolenního dále následuje extenze v kyčelním kloubu společně s významným působením gravitace až do doby položení chodidla na podložku. Zapojuje se zde přímý sval stehenní, krejčovský sval, dlouhý přitahovač, povrchový sval na zadní straně trojhlavého svalu lýtkového, bedrokyčelní sval, trojhlavý sval lýtkový.

Dle Linka a Choua (2011) je pohyb svalů jádra zapojen podle celkové tělesné hmotnosti. Svaly zapojené do kopu v BZ rozdělují na:

- Klíčové dynamické svaly: - quadriceps, extensor digitorum longus, extensor hallucis longus a calves,
- Klíčové statické svaly: - rectus abdominis, calves, quadriceps a tensor fasciae latae.



- 1 - m. tensor fasciae latae, 2 - tractus iliotibialis, 3 - m. rectus femoris, 4 - m. vastus lateralis, 5 - patella, 6 - lig. patellae, 7 - m. peroneus longus, 8 - m. tibialis anterior, 9 - m. peroneus brevis, 10 - m. extensorum digitorum longus, 11 - m. extensor hallucis longus, 12 - retinaculum musculorum extensorum superior, 13 - retinaculum musculorum extensorum inferior, 14 - m. iliopsoas, 15 - m. pectineus, 16 - m. adductor longus, 17 - m. gracilis, 18 - m. sartorius, 19 - m. vastus medialis, 20 - m. gastrocnemius, 21 - tibia, 22 - m. soleus, 23 - mm. interossei, 24 - m. gracilis, 25 - m. adductor magnus, 26 - m. semimembranosus, 27 - m. sartorius, 28 - calcaneus, 29 - crista iliaca, 30 - m. gluteus medius - 31 - m. gluteus maximus, 32 - tractus iliotibialis, 33 - m. semitendinosus, 34 - m. biceps femoris (caput longum), 35 - m. biceps femoris (caput breve), 36 - m. plantaris. 37 - m. gastrocnemius, 38 - m. soleus, 39 - m. peroneus longus, 40 - m. peroneus brevis, 41 - tendo Achillis

(1-27 pohled ventrální, 28-41 pohled dorzální)

Obrázek 7: Svaly dolní končetiny (Velé, 2006)

2.6 Reakce na zátěž

Z prací, které se zabývaly měřením s různou výstrojí, můžeme odvodit, jak nás tyto faktory nejspíše ovlivní.

Podle Kotase (2013) použití výstroje sice fakticky zvýší sílu přímého čelního kopu, avšak toto zvýšení není statisticky signifikantní, tudíž nemá zásadní vliv na sílu přímého čelního kopu.

Oláh (2014) ve své studii uvádí, že síla přímého čelního kopu se signifikantně zvýší s přidáním balistické vesty o hmotnosti 10 kg.

Studie, kterou provedli H. Park et al. (2013), poukazuje na vliv balistické vesty na rovnováhu těla a funkci nohy svalů. Testování bylo provedeno na sedmi příslušnících vojenské školy ve výstrojových kompletech s různými váhovými rozdíly od 9 kg. Výsledky byly zhodnocovány analyzováním vrcholem elektrografické amplitudy, dále rozložením váhy na chodidle za pomoci tlakové podložky. Výsledky ukazují na negativní dopady na rovnováhu a funkci svalů. Už výstroj nad 9 kg narušuje funkci svalů nohy a rovnováhu těla, a to zvýšenou kolísavostí těžiště chodidlového tlaku a asymetrií rozložení váhy na chodidle. V souvislosti s tímto výzkumem lze vyvodit, že by výstroj a výzbroj mohla mít negativní dopad na rovnováhu těla a na změnu v aktivitě kosterních svalů nohy.

Vnitřní prostředí organismu se snaží být neustále v rovnováze, má stabilní hodnoty pH, osmotické poměry, objemy, iontové složení a průtok tekutin. Pokud na nás působí vnější vlivy, které mohou být jak fyzické tak i psychické, nastává vychýlení rovnováhy vnitřního prostředí.

U měření nevychýlíme vnitřní rovnováhu vzhledem k tomu, že u respondentů nedojde k déletrvající fyzické zátěži, které by se následně projevila zvýšenou únavou, mající vliv na udržení vnitřní rovnováhy při kopu.

2.6.1 Adaptace nervového systému

2.6.1.1 Porovnání změn měřených na úrovni motorických jednotek

Zvýšený počet aktivních motorických jednotek (dále jen „MJ“) pomocí prostorové sumace zapříčiní zvyšující se úsilí svalu (Velé, 2006). Silovým tréninkem můžeme ovlivnit nárůst možnosti synchronizace aktivity jednotlivých MJ. Nejvíce k tomu dochází u silově trénovaných jedinců, jako jsou vzpěrači. Nejméně k dané možnosti synchronizace aktivity jednotlivých MJ nastává u hudebníků trénovaných především k jemné motorice. Tato skutečnost je však velmi těžko interpretovatelná, a to z toho důvodu, že u těchto jedinců nebyl uskutečněn žádný kontrolovaný trénink, a proto odlišnost daných jedinců může být ovlivněna mnoha jinými faktory, jako například genetikou nebo životním stylem (Carroll et. al., 2011).

V několika studiích došlo prokázání navýšení synchronizace MJ během excentrické kontrakce. Daná synchronizace by teoreticky mohla být významná pro ochranný mechanismus rozkládající sílu na větší množství MJ a tím pádem ke snížení míry poškození svalu, které u popisované kontrakci může nastat. Tato skutečnost byla potvrzena u studie, která se zabývala zvýšenou synchronizací aktivity MJ po poškození m. Biceps brachii během opakovaných kontrakcích (Carroll et. al., 2011).

Silový trénink je velmi účinný k zefektivnění vynaložené aktivity při submaximálních úkonech (Carroll et. al., 2011). To je podpořeno studií Vila-Cha et al. (2010), kde došlo ke zvýšení průměrné frekvence výboje AP a to po 6ti týdenním silovém tréninku, dále také došlo ke snížení variability této frekvence spolu s lepším provedením určeného pohybu.

Ke snížení variability frekvence výbojů AP došlo také po tréninku přizpůsobování síly (Knight, Kamen, 2004). K efektivnosti provádění pohybu hraje také významnou roli nábor svalů a jejich koaktivace. Chapman et. al. (2008) srovnávali tento parametr spolu s kadencí u výkonnostních cyklistů a amatérů. U amatérů vyšla vyšší variabilita a míra zapojení svalů a to jak mezi jednotlivým respondentem, tak i ve celou skupinou. Při navyšující se kadenci docházelo i k nárůstu elektromyografické amplitudy tedy k vyšší aktivaci svalů během daného úseku a dále také k prodloužení těchto primárních úseků. U výkonnostních cyklistů nebyla potvrzena signifikantnost vzhledem

ke kadenci (Chapman et. al., 2008). Tyto studie nám dokazují, že s tréninkem dochází k zvýšení jak síly tak i k vyšší účinnosti svalové aktivity.

2.6.2 Adaptace na zátěž aktivní svalovou složkou

Změny v nervovém systému mohou zapříčinit změnu na výkonu, ale reálná změny svalové síly se uskutečňují na základě hypertrofie svalových vláken. Hypertrofie určitých typů svalových vláken závisí na jeho aktivaci v průběhu daného typu tréninku. U tréninku vytrvalostního typu jsou aktivována především pomalá oxidativní (SO) a rychlá bílá (FOG) svalová vlákna, protože je zde relativně malé napětí svalových vláken, zvýšení síly je minimální a hypertrofie daných vláken je nízká. Oproti tomu při silovém tréninku jsou aktivována téměř všechna svalová vlákna, jejichž napětí je na vysoké úrovni. Tyto svalová vlákna se proto více hypertrofují a zároveň roste i svalová síla (Lieber, 2010).

2.6.3 Adaptace na zátěž fasciemi, šlachami a jinými vazivovými tkáněmi

Pro určitou svalovou sílu a pro rozsah pohybu hraje významnou roli kvalita a stav vazivové složky (Velé, 2006). Vazivová tkáň svalu se dá rozdělit do tří složek a to na epimysium, perimysium a endomysium. Epimysium obklopuje celý sval, oproti tomu perimysium obklopuje snopce svalových vláken a každé svalové vlákno je obklopeno endomysiumem. (Huijing, 1999). Šlachy a ostatní vazivové složky svalu plní funkci, která je nezbytná pro přenos síly na sval (Karas, Otáhal, 1991). Sval má dva mechanismy pro přenos síly z kontraktilních vláken na okolní struktury pohybového aparátu. Jedním z nich je svalově-šlachový a druhý svalově-fasciální (Huijing, 1999).

Přenos síly svalově-šlachové se uskutečňuje na přechodu konce svalového vlákna ve šlachu (Yucesoy et at., 2003). Huijing (1999) uvádí to, že pro tento mechanismus je nutné, aby na konci svalových vláken klesal jejich průměr a sarkolemy se skládaly do výběžků, které probíhají podélně s osou vláken. Tímto dané výběžky sarkolemy zvětšují svou plochu, která je nezbytná pro přenos síly. Tvar těchto výběžků snižuje působení síly a proto se především tření podílí na jejím přenosu.

Svalově-fasciální přenos síly můžeme dělit ještě na přenos síly v rozsahu jednoho svalu a nebo mezi více svalů (Yucesoy et. Al., 2003). Dle Liebera, Fridéna (2000) a Liebera (2010) můžeme říci, že majorita svalových vláken se neodehrává v celé délce svalu. Anatomicky toto chápeme, jako vzdálenost mezi počátkem nejproximálnějších vláken a konce nejdistančnějších vláken. I ta nejdelsí svalová vlákna zastávají délku celého svalu jen 60 % (Lieber, Fridén, 2000) a tím pádem ani na jednom z konců neobsahují přímý svalově-fasciální spoj (Yucesoy et. al., 2003). Huijing a Baan (2003) tímto mechanismem uvádějí různou generovanou sílu na koncích svalu. V jejich studii se můžeme dočíst toho, že poměr sil na koncích svalu je dán relativním protažením daného svalu. Změna síly je tedy dána relativním protažením svalu, tzn. že pokud protáhneme určitou délku svalu a toto protažení dosáhneme na jeho distálním nebo proximálním konci, tak se změnou této délky se síla navyšuje výrazně rychleji na konci protahovaného svalu.

Ke snížení svalové síly může také docházet s omezením rozsahem kontrakce, které způsobují vazivové obaly svalu (Velé, 2006).

Dle Jandy (2001) je pro pasivní složku svalové síly nezbytná kvalita vaziva. Tato síla je určována energií, která je vložena do elastických částí svalu za pomoci protažení. Magnusson (2008) uvádí, že protažení svalu při nízkém svalovém napětí se prodloužení odehraje z největší části ve struktuře šlachy. Díky této skutečnosti můžeme říci, že vlastnosti šlachy a vazivové složky svalu jsou důležité pro odezvu spinálních reflexů. Zajímavé zjištění je to, že ve vztahu k aktivnímu pohybu se délka svalového snopce zmenší, když je pohyb rychlejší a naopak délka šlachy se zvětší oproti pohybu pomalém. Při začátku rychlejšího pohybu délka svalového snopce zůstává stejná, ael šlacha se zkracuje. Tyto minimální změny délek u svalových snopců nám tak dovolují, aby nám sval pracoval kolem maximální síly na křivce ukazující poměr síly a zároveň také rychlosti kontrakce svalu.

2.6.4 Koordinačně-silová funkční rezerva

Čech a Tlapák (2010) definují koordinačně-silovou funkční rezervu (dále jen „KSFR“) jako schopnost k udržení fyziologicko motorického vzoru i přes navyšující se silovou náročnost pohybu.

K udržení kvalitní svalové souhry během cvičení bychom se měli řídit hranici tzv. adekvátní silové náročnosti, která by neměla být překročena. Tato hranice by neměla být překročena ani mírou zatížení a ani dobou, po kterou je určitý pohyb prováděn. Pro adaptaci je ale důležité to, aby nároky na pohyb byly dostatečně vysoké. Správně zvolenou mírou zatížení je drážděn adaptační mechanismus, který zvyšuje KSFR a tím pádem je vytvořen bezpečný prostor pro realizaci pohybu v situacích silově náročnějších (Čech, 2012).

Podobnou úvahu formuloval ve svém článku „*Kinematika lopatky a skapulohumerální rytmus v průběhu abdukce paže proti odporu – důsledky v praxi*“ i Forte (2009), kde udává, že obměna pozice lopatky a její přídatná stabilizace začíná, jestliže nedochází k dostatečnému vytvoření neuromuskulární kontroly. Tuto skutečnost bychom měli zaregistrovat jen v tu chvíli, když se vykonávaný pohyb provádí proti vyššímu odporu, jenž není daná osoba schopna zvládnout. Jako doporučení uvádí, že bychom měli volit odpor takový, aby tento odpor daná osoba byla schopna zvládnout a to na základě jejím schopnostem.

Při provádění určitého fyziologického pohybového vzoru, bychom se měli snažit výrazně nepřekročit KSFR a to především, když je pohyb narušován různými faktory (tj. dlouhodobá činnost, velké silové nároky, koordinačně náročné a komplexní pohybové činnosti, jednorázové excesy – zvedání břemen,...) (Čech, 2012).

Správně zvoleným tréninkem je možné zasáhnout do aspektů hybného systému. Určitým tréninkem můžeme ovlivnit silové a „periferní“ vlastnosti hybného systému např. objem svalů, vlastnosti vazivové složky, poměr jednotlivých typů svalových vláken a jeho vaskularizace (Knorová, 2012).

2.6.5 Hledisko dynamiky

Dynamika se zabývá dvěma otázkami, a to proč a za jakých podmínek se tělesa pohybují. Síla je hlavním faktorem při hledání příčin změn pohybového stavu těles. Tato fyzikální veličina popisuje vzájemné působení těles.

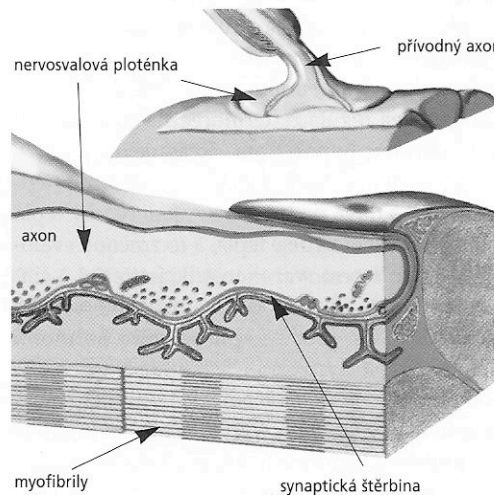
Projevuje se při vzájemném dotyku těles (nárazem, třením, tlakem, tahem) nebo prostřednictvím silového pole (gravitační pole). Síla tedy může být mechanickou příčinou pohybu těles a jejich změn, např. uvedení tělesa z klidu do pohybu nebo naopak.

Při aplikování výstroje a výzbroje při provedení přímého kopu můžeme předpokládat následující změny:

- zvýšení hmotnosti pohybové soustavy (o hmotnost výstroje a výzbroje),
- zvýšení potřebné akční síly,
- snížení celkové rychlosti pohybu,
- zvýšení dynamické síly,
- snížení reakční rychlosti,
- zvýšení destruktivního účinku kopu,
- zvýšení aktivity kosterního svalstva.

2.7 Akční potenciál a svalová kontrakce

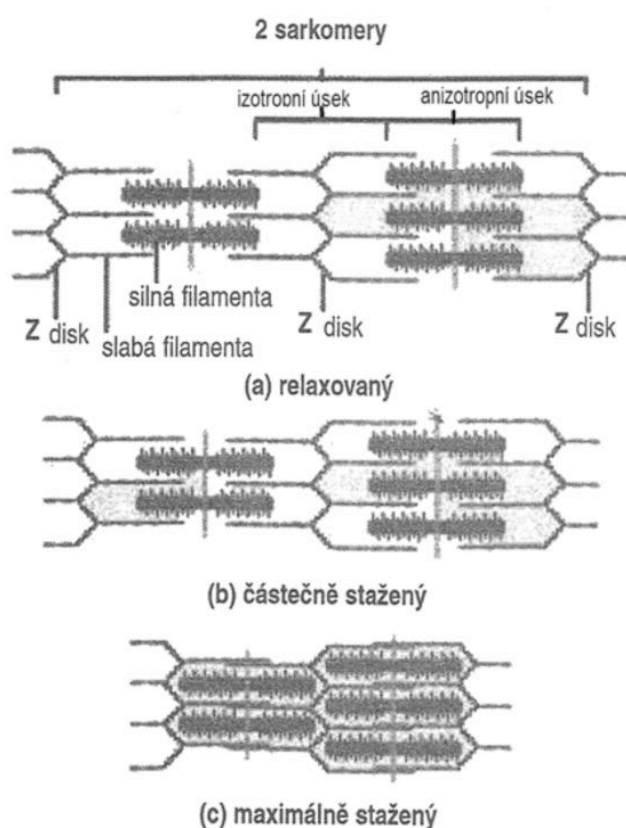
Ke svalové kontrakci může dojít pouze za podmínek, kdy ke svalovému vláknu doputuje nervový vzruch z míchy a to po odstředivém eferentním motoneuronu. Jedno nervové vlákno může inervovat více svalových vláken stejného typu, tyto vlákna pak utvářejí motorickou jednotku. Obecně platí to, že čím méně svalových vláken nervové vlákno inervuje, tím je lepší přesnost svalové kontrakce. Tato skutečnost je velmi důležitá pro jemné pohyby svalů.



Obrázek 8: Schéma nervosvalové ploténky (Rozsypal, 2003)

Pro vznik akčního potenciálu (AP) na sarkolemě je důležitým podnětem doputování nervového impulsu, který se šíří po vlákně motoneuronu na motorickou ploténku a následné uvolnění mediátoru ve formě acetylcholinu (ACH). Tímto se dojde k vzájemné syntéze ACH na receptory nikotinového typu v postsynaptické membráně a na daném místě vznikne ploténkový potenciál, díky kterému se vyvolá na svalovém vlákně AP. AP se rozšíří po svalovém vlákně, toto podráždění zapříčiní uvolnění vápenatých iontů ze sarkoplazmatického retikula, a to vyvolá chemické děje kontraktálního procesu. Neboť je v dnešní době všeobecně akceptována teorie posunu filament, u kontrakce se dospívá ke zkracování sarkomer, což podnítlí zasunutí filament do sebe, nebo-li zasunutí aktinu a myozinu, a díky tomu je zkrácena i délka samotné myofibrily (Máček a Vávra, 1988)

Vzájemné působení mezi myozinovými hlavami a aktinovými filamenty je tudíž podnícena pomocí vápenatých iontů. Podle Bartůňkové (2006) se tyto ionty váží s troponinem a díky této vazbě nastává kalcitroponinový komplex. Po zrušení vazby troponinu s tropomyozinem a vznikne vazba aktinu a myozinu. Danou vazbou se vytvoří příčné můstky aktomyozinu a to je způsobeno uvolněním volných aktivních míst na aktinu. Na těchto místech se následně natahují hlavy myozinu. To zapříčiní navýšení napětí a tím pádem se vyskytne izometrická kontrakce. Při isotonické kontrakci se hlavy myozinu posouvají a tenká vlákna aktinu kloužou, díky tomu se přibližují k centru sarkomery. K této aktivitě je nutné dodat energii ve formě ATP s přítomností iontů hořčíku. Když skončí dráždění svalu tak se pro vápenaté ionty uzavírají vápenaté kanály a ty se pak za pomoci ATP aktivní pumpou vrací ze sarkoplazmy zpět do sarkoplazmatického retikula. Troponin – tropomyozinový komplex se navrácí nazpět do výchozí pozice, kde opět zablokuje vazbu myozinu na aktin. ADP se resyntetizuje na ATP. A nakonec se sval relaxuje a to tak, že se sarkomera vrací do své původní délky, jak můžeme vidět na obrázku č. 8.



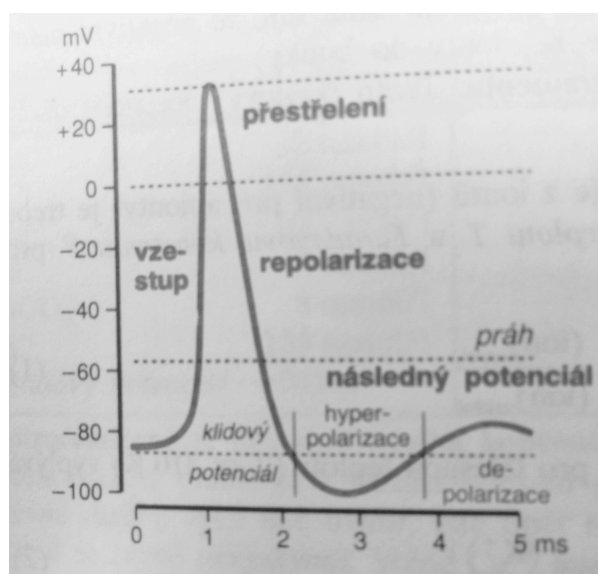
Obrázek 9: Svalová kontrakce – fáze (Bartůňková, 2006)

Dle Schmidta (1992) ke kontrakci svalového vlákna, dojde tehdy, když má nervový impuls alespoň určitou prahovou hodnotu. Vyšší intenzita impulsu, však neznamená větší kontrakci, jelikož kontrakce se řídí pravidlem „vše nebo nic“. U tohoto pravidla je potřeba, aby se vylilo dostatečné množství ACH a to je podmíněno frekvencí vzruchů v daném motoneuronu. Díky tomuto danému motoneuron dojde k zapříčinění depolarizačního proudu k pozitivitě membránového potenciálu na hodnotu – 55mV a to je prahová hodnota, která vyvolá AP. Není to však dogma, protože je-li do svalového vlákna dopraveno více podprahových impulsů, může nastat AP jejich spojováním (obr. 9).

Pavelka (2011) popisuje, že AP u povrchové EMG prochází přílehlými svalovými tkáněmi a to převážně přes kůži a tuk, na kterých jsou detekovány. Signál EMG je následkem posloupnosti AP motorických jednotek. Tyto MJ jsou detekovány elektrodou, která je na povrchu v blízkosti kontrahovaných svalových vláken.

Přirostoucí síle kontrakce se navyšuje frekvence výbojů zapojených MJ. Další MJ, která se chová obdobně, vstupuje do činnosti, když předešlá dosáhne maxima a to asi za 0,1 s. Tímto způsobem se jednotlivé MJ nabírají jedna na druhou. Diference diagnostikované při pozorování časového a prostorového odstupňování síly kontrakce se vytvoří tím způsobem, že mechanogram je většinou získáván z celého daného svalu, oproti tomu frekvence AP v EMG záznamu se získává výlučně z jednoho okrsku svalů.

Pokud se MJ daného svalu zapojí ve větším množství, nastane sumace akčních potenciálů tohoto většího počtu MJ, které se nacházejí v blízkosti plošné elektrody. (De Luca, 1997; Rodová, Mayer, Janura, 2001)



Obrázek 10: Akční potenciál (Schmidt 1992)

Většinou má podobu interferenčního vzorce vyjadřujícího překrytí sumačních akčních potenciálů většího počtu motorických jednotek, které se nacházejí v blízkosti plošné elektrody. (De Luca, 1997, Rodová, Mayer, Janura, 2001)

2.8 Elektromyografie (EMG)

Elektromyografie (EMG) patří mezi moderní diagnostickou metodu. Tato metoda je nám schopna odhalit a přiblížit variabilitu lidské motoriky s ohledem na její regulaci a řízení. Jedná se o elektronickou technologii pro záznam elektrických potenciálů, které odpovídají aktivitě nebo-li kontrakci kosterních svalů při určitém pohybu. (Krobot, Kolářová, 2011)

K vyšetření se používá přístroj zvaný elektromyograf. Elektromyograf je grafická reprezentace časové závislosti elektrických potenciálů. Tyto potenciály vznikají jako důsledek aktivity svalových potenciálů, které nesou informaci o struktuře a funkci svalů pohybujících se různými částmi těla a stejně tak o řídicí funkci periferní i centrální nervové soustavy. Signál EMG nám poskytuje různé užitečné charakteristiky a parametry nervosvalového systému. Díky této skutečnosti můžeme pomocí EMG hodnotit funkční stav motorického systému.

Keller (1999) uvádí, že základem této metody byl vznik a vývoj neurofyzologie. Jedná se tedy o moderní metodu. Praktický význam této metody značně vzrostl

v posledních desetiletích, i když se jedná o metodu relativně starou. Italský profesor Carlo Matteucci již v roce 1838 při svých pokusech objevil elektrickou odpověď při kontrakci svalu a to tak, že preparovaný nerv položil přes sval druhé končetiny. Tímto byl nerv preparátu podrážděn aktivitou daného svalu a vyvolal stah a to i v preparované jednotce nerv-sval. Dychtivost po pochopení a dekodování těchto signálů směřovala k vývoji EMG. Německý lékař a fyziolog Emil du Bois-Reymond použil v roce 1851 baňky s elektrolytem jako registrační elektrody, díky kterým objevil elektrickou odpověď svalu na jeho volní kontrakci. Tento rok EMG můžeme považovat za počátek EMG. Profesor Dr. H. .Piper (1912) ve své knize Elektrofysiologie lidských svalů zaznamenal opakované AP způsobené volní svalovou aktivitou.

„Elektromyografie představuje experimentální vyšetřovací metodu, která prostřednictvím snímání bioelektrických signálů podává obraz o aktivitě svalů a nabízí tak možnost objektivnějšího hodnocení neuromuskulární činnosti“ (Krobot, Kolářová, 2011)

Elektromyografii rozlišujeme na jehlovou a povrchovou. Jehlová EMG se snímá za pomoci jehel, které se zavádí přímo do určeného svalu. Přínos jehlové EMG je především v diagnostice rozlišení inaktivity svalu při různých poruchách. Hodnotí se charaktery aktivit při vpichování, a také spontánní aktivity v klidu a aktivity v průběhu kontrakce. (Kadaňka, Bednařík, Vohánka, 1994)

Pro respondenta je daleko přijatelnější metoda povrchová elektromyografie SEMG neboli surface electromyography.. Tato EMG je v kineziologické analýze nezastupitelná a to především proto, že nám neinvazivně snímá aktivity několika svalů najednou a vyhodnocuje jejich synergistické nebo antagonistické vztahy ve zkoumané pohybové aktivitě. Povrchová EMG je převážně využívána ke studiu neurologických a biomechanických aspektů lidského pohybu (Deluca, 1997).

Krobot a Kolářová (2011) uvádí, že pomocí povrchové EMG máme možnost poznat sekvenci zapojování jednotlivých svalů neboli jejich timing. V neposlední řadě nám také může sdělit informaci i o jejich únavě. Touto skutečností se tato metoda stává nezbytnou součástí moderní sportovní vědy. V dnešní době jsme schopni hodnotit vzájemnou kooperaci až 32 kosterních svalů. SEMG zprostředkovává hodnocení patologických i fyziologických mechanismů strategie kontroly pohybu.

Vyšetření SEMG se sestavuje pokaždé ze dvou kroků. Za první krok se považuje samotné měření, lépe řečeno zaznamenávání signálů elektrické aktivity kosterních svalů. V následném druhém kroku naměřené hodnoty z elektromyogramu analyzujeme, popřípadě zjišťujeme signifikantnost statistickým šetřením.

2.8.1 Snímání EMG signálu

Ke snímání signálu z EMG nám slouží elektrody. V této práci byla použita neinvazivní metoda EMG, která využívá plošné elektrody. Ty nám slouží k měření signálu svalů bezprostředně pod povrchem kůže. (Winhorst, Johansson, 1999)

Rodová (2002) uvádí, že u SEMG snímáme bioelektrické signály v blízkosti snímacích senzorů. Tyto senzory jsou situovány nad testovaným svalem a jsou na kůži. Nejideálnější poloha elektrod je taková, která se nachází přes největší bříško svalu v jeho střední linii. Ideální měření je takové, kdy snímaný sval nemůže být nikterak ovlivněn jinou svalovou skupinou. Bohužel tato skutečnost není úplně možná a to převážně u svalů, které se ukládají do několika vrstev a nebo je překrývá jiný sval či svaly. Rodová (2002) to popisuje jako tzv. crosstalk – interference EMG signálů od svalů, které jsou uloženy poblíž.

Krobot a Kolářová (2011) popisují snímání SEMG tak, že jej provádíme pomocí páru elektrod. Hlavní podstata tohoto snímání je ve zprostředkování změn AP ve svaly, neboli záznam změn elektrického napětí na povrchu kůže. Neboť pozorujeme signifikantnost napětí mezi elektrodami, je velmi podstatné umístění těchto elektrod. Musíme je tedy umístit tak, aby byly paralelně mezi svalovými vlákny.

Jednu elektrodu nazýváme jako aktivní, která je nad aktivní částí svalu a ta nám produkuje elektrické změny. Druhou elektrodu označujeme jako referenční elektrodu. Tato elektroda by měla být umístěna nad oblastí, která je z elektrického hlediska méně aktivní oblastí. (Dufek, 1995)

Velikost vodivé elektrody by měla být taková, aby mohla zaznamenat dostatek motorických jednotek a současně i dostatečně malá a to tak, aby nedošlo od vedlejších svalů k crosstalku.

Podle Winhorst a Johansson (1999) by elektrody měli být umístěny tak, aby jejich orientace byla po směru svalových vláken. Pokud by byly elektrody nalepeny příčně, mohla by být až o 50 % nižší výsledná amplituda.

Karas a Otáhal (1991) popisují problém, který nastává při povrchové EMG. Tímto problémem je běžný výskyt tzv. artefaktů. Artefakt můžeme vysvětlit, jako veškeré odchylky od základní klidové linie EMG, které svůj původ nemají v elektrické aktivitě u daného svalu.

Dle De Luca (1997) se mezi faktory ovlivňující snímání signálů řadí:

a) Kauální faktory

Ty mají přímý vliv na signál a dělíme je na vnější a vnitřní.

- Vnější – závisí na umístění a struktuře elektrody,
- Vnitřní – anatomické, biochemické a fyziologické vlastnosti svalu:
 - Počet aktivních motorických jednotek,
 - převaha určitého typu svalových vláken,
 - průměr svalových vláken,
 - prokrvenost tkáně,
 - vlastnosti tkáně mezi aktivními svalovými vlákny a elektrodami.

b) Přechodové faktory

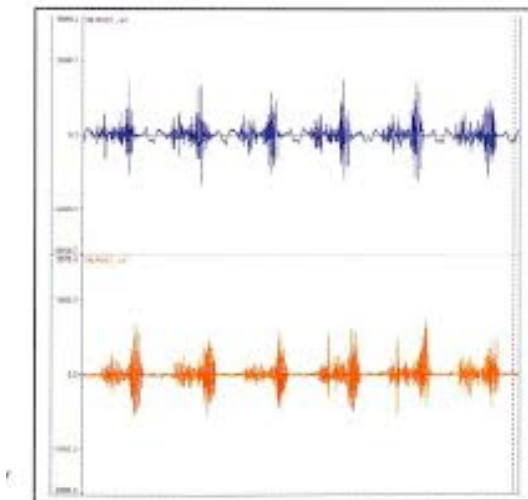
Jsou to fyziologické a fyzikální jevy ovlivňovány jedním nebo více kauzálních faktorů. Příčinou může být rychlost vedení AP nebo dokonce i crosstalk.

c) Deterministické faktory

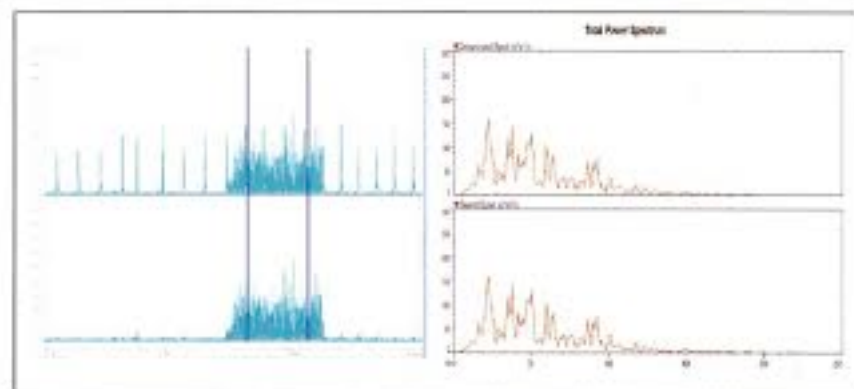
Ty jsou ovlivněny přechodovými faktory.

- Rychlost nástupu motorických jednotek,
- amplituda,
- trvání AP,
- tvar AP,
- mechanická interakce mezi svalovými vlákny.

Signál, který není upravený nazývá Konrad (2005) jako surový nebo hrubý. Ten můžeme vidět na obrázku č. 11. To jak vypadá je způsobeno množstvím faktorů na kvalitě EMG a jak zesilovače tak okolnímu hluku a v neposlední řadě také na pokožce, na níž se lepí elektrody. Přesto nám již hrubý záznam může poskytnout první objektivní informace o inervaci daného svalu. Úpravu takového signálu provádíme usměrněním negativní amplitudy, která se převede na pozitivní a dále vytvoříme souvislé křivky. To můžeme nazvat jako redukce EKG křivky, jak můžeme vidět na obrázku č. 12. Ta se může účastnit např. U břišních svalů



Obrázek 11: Hrubý EMG signál (Konrad, 2005)



Obrázek 12: Úprava hrubé EMG křivky. Usměrnění, vlevo redukce EKG křivky a vpravo vyhlazení (Konrad, 2005)

2.8.2 Elektromyografie a kinematika

Massó (2010) uvádí, že ke studiu svalové aktivity nám slouží SEMG a kineziologie, jejich využití nám pomáhá k biomechanické analýze pohybu, chůze, studiu svalové únavy a v neposlední řadě také k analýze sportovního výkonu a aplikaci v medicíně.

- Rozpozná, který sval je nebo není aktivní a to v každém okamžiku,
- určí stupeň aktivity svalu během jeho činnosti,
- stanoví nám mezisvalovou koordinaci.

Synchronizace SEMG s přístroji jako je např.: 3D Qualisys, goniometr nebo akcelerometr nám slouží k identifikaci podstatných dat, jako jsou data o kinematické rychlosti, pozici kloubů či akceleraci.

Rozbor pohybu nám obvykle zahrnuje kinetickou a kinematickou studii. Kinetická studie určuje vnější a vnitřní síly, které se týkají pohybu. Kinematická studie určuje rychlost, pozici, akceleraci a to přímou i úhlovou. Dané metody bývají mnohdy synchronizovány s EMG.

Kinematika se používá na práci veličiny jako je dráha, rychlost a zrychlení. Je důležité vždy zvolit souřadnou soustavu, na kterou pohyb vztahujeme.

3 Cíle a úkoly práce, výzkumné otázky

3.1 Cíl práce

Hlavním cílem této práce bylo zjistit vliv nesené výstroje a výzbroje na aktivitu kosterního svalstva při provedení přímého čelního kopu.

3.2 Výzkumné otázky

Jak se projeví rozdílná váha v rozmezí 15 až 45 kg nesené výstroje a výzbroje na aktivaci kosterního svalstva při provedení přímého čelního kopu?

3.3 Hypotéza

„Aktivita kosterního svalstva při přímém čelním kopu provedeného s výstrojí a výzbrojí bude vyšší než aktivita kosterního svalstva daného kopu provedeného bez výstroje a výzbroje.“

4 Výzkumné metody a postup řešení

V této části práce postupně popíšeme využití výzkumné metody, které byly použity při provádění výzkumu a dále popíšeme způsob sbírání dat a jejich následné zpracování.

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Průměrný věk respondentů byl 23 let. Respondenti měli různé zkušenosti s bojovými sporty, ale s ohledem na výcvik BZ v rámci výcviku AČR bylo základním předpokladem dostatečného zvládnutí techniky přímého čelního kopu. Průměrná hmotnost respondentů byla 77 kg a průměrná výška byla 180 cm. Žádný z respondentů neměl žádné zdravotní potíže během měření.

4.2 Použité metody

Metody, které byly využity pro tuto práci, jsou: popisná analýza, měření a interpersonální komparace. Popisná analýza se využila při sběru informací o dané problematice v teoretické části práce. Měření bylo provedeno pomocí elektromyografu, který zjistil aktivitu kosterního svalstva dolní končetiny při provedení přímého čelního kopu a dále byl použit kamerový systém Qualisys, bez kterého by nebylo možno zpracovat výsledky z elektromyografu, jelikož bychom neměli možnost provést vizuální a časovou synchronizaci průběhu daných kopů. Qualisys byl také využit na kinematickou analýzu kopu. Interpersonální komparace byla použita k vyhodnocení a srovnání naměřených hodnot.

4.3 Sběr dat

4.3.1 Výběr svalů

Byla snímána aktivita svalů na pravé dolní končetině, konkrétně: m. Gluteusmaximus, m. Semitendinosus, m. Gastrocnemius, m. Rectus femoris. Dále také na m. Latissimus Dorsi.

U m. Latissimus Dorsi, při měření docházelo k odlepování elektrod. Toto odlepování bylo zapříčiněno vysokým pocením pod balistickou vestou. A z toho důvodu byl tento sval nakonec vyřazen z měření.

4.3.2 Přístroje na měření

Pro získání dat byly využity přístroje, které se nachází v biomechanické laboratoři na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze (dále jen „FTVS UK“).

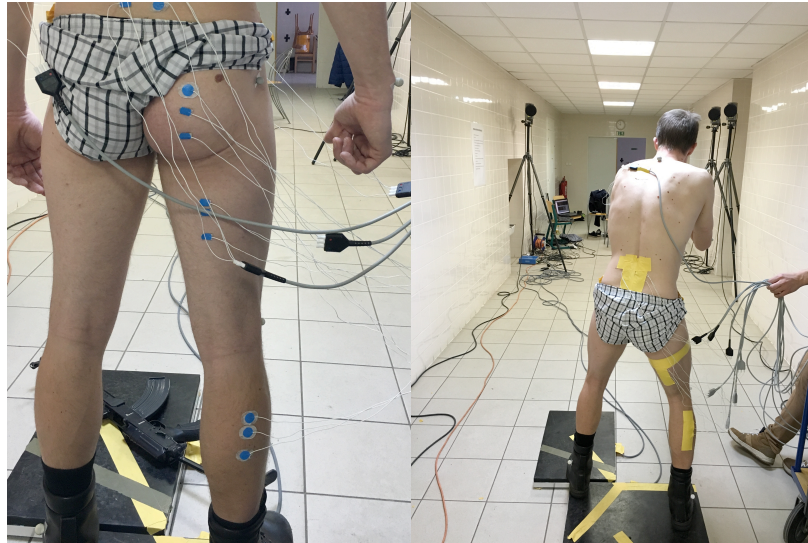
Byla využita povrchová elektromyografie a dále 3D kinematická analýza, která byla pořízena za pomoci systému Qualisys. Qualisys se skládá z přesných rychloběžných videokamer QualisysOqus 3+ a bylo použito 6 těchto videokamer.

Pro povrchovou elektromyografii byl využit přístroj společnosti CED, POWER 1401 – 3 se čtyřmi kanály.

4.3.3 Aplikace a umístění elektrod

Pro snímání elektromyografického signálu byly použity speciální předgelované povrchové elektrody Deymed, s konektorem TouchProof 0,7mm. Jsou zality do umělé hmoty a to tak, že pouze centrální část zůstává volná, ta se připojí na kůži, která byla dobře očištěna a odmaštěna. K očištění a odmaštění kůže byl použit lihobenzin. Následně na každou elektrodu byla aplikována vodivá pasta a tím byla každá elektroda připravena k použití. Každá elektroda byla připevněna na kůži a přelepena páskou a to z toho důvodu, aby se při měření snížilo riziko jejich odlepení.

Na každý sval, byly využity tři elektrody. Dvě byly umístěny ve střední linii svalového břicha a třetí byla využita k redukci šumu a umístěna k úponu měřeného svalu.



Obrázek 13: Aplikace elektrod – pohled zezadu

4.3.4 Organizace výzkumu

Experiment byl proveden v laboratoři biomechaniky na FTVS UK a to v průběhu 8 dní. Během jednoho měření byl přítomen jeden respondent. Měření jednoho respondenta bylo cca 2 hodiny. Před samotným měřením bylo provedeno poučení o samotném experimentu a podepsán informovaný souhlas.

Místa pro nalepení elektrod určených ke snímání ve vodním prostředí byla řádně očištěna a poté byly elektrody aplikovány na vybrané svaly pravé dolní končetiny. Současně byly nalepeny reflexní značky pro snímání pohybu, které byly umístěny na kloubních segmentech kopající pravé dolní končetiny a vždy po palpačním ověření kosterního výběžku.

Následně proběhly 4 měření přímého kopu. Respondent provedl vždy 6 kopů během 30 vteřin. Průběh kopů byl zaznamenáván EMG a signál byl přenesen do počítačového softwaru souběžně s 3D kamerovým systémem. Po každém měření byla zvolena 5 minutová pauza, aby nedošlo k únavě svalstva, vyčerpáním energetických zdrojů a taky aby nedošlo k únavě CNS.

Jednotlivý kabel z elektrod byly přidržovány asistentem, aby se co nejvíce snížilo riziko případných artefaktů v důsledku pohybu kabelů při provádění kopů.

4.3.5 Výstroj a výzbroj

Při každém měření byly testované osoby oblečeny do spodního prádla, jako obuv byla použita vojenská polní obuv vzor 2000 a dále držely samopal vz. 58. Tato výstroj a výzbroj odpovídala také prvnímu měření.



Obrázek 14: Výstroj a výzbroj – první měření

U druhého byla využita navíc ochranná modulární vesta CZ 4M v balistické odolnosti IV, na které byly připevněny sumky se zásobníky. Celková hmotnost ochranné modulární vesty se sumkami byla 15 kg a dále byla ještě přidána balistická a proti střepinová přilba.



Obrázek 15: Výstroj a výzbroj – druhé měření

Výstroj a výzbroj u třetího měření byla stejná jako u druhého, ale navíc byl přidán batoh TL 60 do Alp Army, který vážil 15 kg a to z důvodu toho, abychom nastínily podmínky co se týká nesené výstroje a výzbroje, ve kterých se nachází vojáci AČR při bojové činnosti. Při třetím měření byla na testované osobě využita výstroj a výzbroj o celkové hmotnosti 30 kg.



Obrázek 16: Výstroj a výzbroj – třetí měření

V posledním měření byla provedena jediná změna oproti třetímu měření a to ta, že místo 15 kg batohu byl použit batoh o celkové hmotnosti 30 kg. Opět jsme se snažili nastavit podmínky nesené výstroje a výzbroje během plnění úkolu, kdy voják je nucen si sebou nést vše co potřebuje. Taková nesená výstroj a výzbroj se pohybuje kolem 45 kg.



Obrázek 17: Výstroj a výzbroj – čtvrté měření

4.4 Analýza dat

Záznamy z kamer byly upraveny do formátu vhodného pro program QuAlisys Track Manager. Záznam z kamer nám sloužil k vizuální a časové synchronizaci začátku a ukončení daných kopů, které byly zároveň měřeny pomocí EMG. Naměřená data z EMG byla zpracována v softwaru Spike2 od společnosti CED. Na záznamu byly provedeny rektifikace, vyhlazení s parametrem 0,01. Dále byla data převedena a podrobena statistické analýze v programu Microsoft Office Excel, kde byly provedeny výpočty a vytvořeny tabulky a grafy. Pro vyhodnocení naměřených dat byl použit párový t-test. Párový t-test byl použit, protože porovnává data, která tvoří „spárované variační řady“, tzn., že pocházejí ze subjektů, které byly podrobena dvěma měřeními. V testu vycházíme z rozdílů naměřených párových hodnot u srovnávaných variačních řad. Pro párový t-test je nezbytné znát výběrový průměr neboli výběrový protějšek střední hodnoty, dále výběrový rozptyl, tedy výběrový protějšek rozptylu a výběrovou směrodatnou odchylku.

V této práci je testovaná hypotéza, že rozdíl středních hodnot mezi alternativní hypotézou [H_1] a nulovou hypotézou [H_0] je nulový proti té, že je nenulový. V rámci t-testu je testována hypotéza:

- a) která udává rozdíl středních hodnot mezi kopem **ve výstroji a výzbroji o celkové hmotnosti 15 kg a bez ní.**

$$H_0: \mu = \mu_{\text{ve výstroji a výzbroji}} - \mu_{\text{bez výstroje a výzbroje}} = 0$$

$$H_1: \mu = \mu_{\text{ve výstroji a výzbroji}} - \mu_{\text{bez výstroje a výzbroje}} \neq 0$$

Cílem této hypotézy je dokázat, že existuje rozdíl mezi aktivitou kosterního svalstva ve výstroji a výzbroji o celkové hmotnosti 15 kg a bez ní. Pokud tedy zamítneme hypotézu H_0 , jedná se o silnější důkaz, než když hypotézu H_0 nezamítneme.

- b) která udává rozdíl středních hodnot mezi kopem **ve výstroji a výzbroji o celkové hmotnosti 30 kg a bez ní.**

$$H_0: \mu = \mu_{\text{ve výstroji a výzbroji}} - \mu_{\text{bez výstroje a výzbroje}} = 0$$

$$H_1: \mu = \mu_{\text{ve výstroji a výzbroji}} - \mu_{\text{bez výstroje a výzbroje}} \neq 0$$

Cílem této hypotézy je dokázat, že existuje rozdíl mezi aktivitou kosterního svalstva ve výstroji a výzbroji o celkové hmotnosti 30 kg a bez ní. Pokud tedy zamítneme hypotézu H_0 , jedná se o silnější důkaz, než když hypotézu H_0 nezamítneme.

- c) která udává rozdíl středních hodnot mezi kopem **ve výstroji a výzbroji o celkové hmotnosti 45 kg a bez ní.**

$$H_0: \mu = \mu_{\text{ve výstroji a výzbroji}} - \mu_{\text{bez výstroje a výzbroje}} = 0$$

$$H_1: \mu = \mu_{\text{ve výstroji a výzbroji}} - \mu_{\text{bez výstroje a výzbroje}} \neq 0$$

Cílem této hypotézy je dokázat, že existuje rozdíl mezi aktivitou kosterního svalstva ve výstroji a výzbroji o celkové hmotnosti 45 kg a bez ní. Pokud tedy zamítneme hypotézu H_0 , jedná se o silnější důkaz, než když hypotézu H_0 nezamítneme.

4.4.1 Párový t-test

Podle Beďáňové (2005) je studentův t-test nejčastěji využívaným parametrickým testem, jelikož se využívá pro testování rozdílu dvou středních hodnot μ . Dle statistické významnosti testovaného rozdílu středních hodnot usuzujeme na účinnost daného testu ve sledovaném experimentu.

Chrástka (2007) udává, že párový t-test je jedním ze statistických testů významnosti. Tento test je možné využít, když se dvakrát a vícekrát měří u stejné skupiny respondentů určitá schopnost nebo dovednost a chceme zjistit, jsou-li výsledky tohoto měření statisticky významné rozdíly, či nikoliv. Důležité je, aby všichni respondenti prováděli měření za stejných podmínek, protože za nejednotných podmínek by se mohlo stát, že zjištěná změna bude výsledkem faktorů, které nejsou pod svou kontrolou.

- testové kritérium (t_0)

Testové kritérium je náhodná statistika, jejíž rozdělení pravděpodobnosti za předpokladu platnosti nulové hypotézy je známo. Jsou tedy známy i jeho kvantily, resp. pravděpodobnosti, že se testové kritérium odchýlí od své předpokládané hodnoty o více, než je nějaká předem známá hodnota. Obor hodnot testového kritéria, do kterého při platnosti nulové hypotézy a zvolené hladině významnosti α padá testové kritérium prakticky jistě tj. s pravděpodobností $1 - \alpha$ — nazýváme oborem „přijetí“ (správněji nezamítnutí) testované hypotézy.

$$t_0 = \frac{\bar{x} - \mu}{\frac{s}{\sqrt{n}}}, \quad (1)$$

kde μ představuje střední hodnotu, \bar{x} je výběrový průměr, s směrodatná odchylka a n představuje počet pozorování (kopů).

- kritické hodnoty rozdělení (t_1)

$$t_{\frac{\alpha}{2}}(n - 1) = -t_{1 - \frac{\alpha}{2}}(n - 1) \quad (2)$$

$$t_{1 - \frac{\alpha}{2}}(n - 1), \quad (3)$$

kde $\alpha = 0,05$ představuje hladinu významnosti, n počet pozorování (kopů).

- kritický obor (W)

$$W = \left(-\infty; -t_{1 - \frac{\alpha}{2}}(n - 1) \right) \cup \left(t_{1 - \frac{\alpha}{2}}(n - 1); \infty \right), \quad (4)$$

kde ∞ představuje nekonečno, \cup znamená sjednocení, t_1 kritickou hodnotu rozdělení, $\alpha = 0,05$ představuje hladinu významnosti a n představuje počet pozorování (kopů).

Tabulka kvantilů t – rozdělení

stupeň volnosti	90%	95%	97,50%	99%	99,50%
1	3,07	6,31	12,70	31,82	63,65
2	1,88	2,91	4,30	6,96	9,92
3	1,63	2,35	3,18	4,54	5,84
4	1,53	2,13	2,77	3,74	4,60
5	1,47	2,01	2,57	3,36	4,03
6	1,43	1,94	2,44	3,14	3,70
7	1,41	1,89	2,36	2,99	3,49
8	1,39	1,85	2,30	2,89	3,35
9	1,38	1,83	2,26	2,82	3,24
10	1,37	1,81	2,22	2,76	3,16

Tabulka 1: Rozdělení kvantilů - t

Tabulka 1 uvádí kvantily, které odpovídají kritickým hodnotám pro některé hladiny významnosti. V tomto t-testu používáme 97,5% kvantil, který odpovídá 5% hladině významnosti. Výběr stupně volnosti spočívá v počtu provedených kopů v jedné sérii minus jedna, proto je pro nás důležitá hodnota 2,57, s níž nadále pracujeme. Na základě toho stanovujeme kritický obor.

$$W = (-\infty; -2,57) \cup (2,57; \infty)$$

5 Výsledky

5.1 Komparace

V této části budeme postupně popisovat získané výsledky resp. naměřené hodnoty aktivity kosterního svalstva provedených kopů jednotlivých svalů a provedeme srovnání mezi kopem provedeným ve všech třech měřených výstrojích a výzbrojích a kopem provedeným bez výstroje a výzbroje.

5.1.1 Srovnání č. 1 - výstroj a výzbroj (15 kg) x bez výstroje a výzbroje

I. m. Gluteusmaximus

U většiny respondentů došlo ke snížení svalové aktivity s přidáním balistické vesty, jedinou výjimkou byl proband č. 4, u kterého došlo k navýšení dané aktivity. Snížení může být zapříčiněno tím, že MJ byly zapojeny v menším počtu a to skrze zhoršenou techniku kopu, na kterou má vliv přidaná balistická vesta o hmotnosti 15 kg. Ale jak můžeme vidět u většiny respondentů je snížení minimální.

Navýšení u respondenta č. 4 mohlo nastat zapojením většího množství MJ skrze přidanou zátěž, kdy technika daného kopu byla zachována na stejné úrovni jako tomu bylo u měření bez výstroje a výzbroje.

Gluteus - měření 2.	1	2	3	4	5	6	7
bez výstroje výzbroje	2,00	1,16	5,68	3,74	2,35	4,50	6,09
výstroj výzbroj 15 kg	1,18	1,12	3,24	5,10	1,36	3,60	6,07
Gluteus - měření 2.	8	9	10	11	12	13	14
bez výstroje výzbroje	6,11	2,05	2,19	6,11	6,11	3,93	5,29
výstroj výzbroj 15 kg	3,31	1,43	1,02	6,07	6,08	3,96	5,10

Tabulka 2: Dosažené hodnoty respondentů – m. Gluteusmaximus (15 kg)

Z naměřených dat jsme vypočítali směrodatnou odchylku $s = 1,9$, díky které jsme dopočítali testové kritérium $t_0 = -2,12$. Díky testovému kritériu se určil konečný výsledek z kritického oboru $W = (-\infty; -2,57) \cup (2,57; \infty)$

$t_0 \notin W \rightarrow t_0$ není prvkem kritického oboru. Z toho vyplývá, že nezamítáme nulovou hypotézu o shodnosti středních hodnot. Rozdíl aktivity svalu (m. Gluteus maximus) při kopu s balistickou vestou a bez ní je v tomto případě statisticky nevýznamný.

II. m. Semitendinosus

U všech respondentů došlo ke snížení svalové aktivity s přidáním balistické vesty. Snížení může být zapříčiněno tím, že MJ byly zapojeny v menším počtu a to skrze zhoršenou techniku kopu, na kterou má vliv přidaná balistická vesta o hmotnosti 15 kg. Ale jak můžeme vidět u všech respondentů je snížení minimální.

Semitendinosus - měření 2.	1	2	3	4	5	6	7
bez výstroje výzbroje	2,69	6,15	6,15	6,15	3,22	6,13	6,15
výstroj výzbroj 15 kg	1,57	4,44	6,13	6,14	2,69	6,11	6,14
Semitendinosus - měření 2.	8	9	10	11	12	13	14
bez výstroje výzbroje	4,15	3,72	1,45	6,15	6,16	6,15	6,15
výstroj výzbroj 15 kg	3,47	3,55	1,40	6,13	6,14	6,14	6,14

Tabulka 3: Dosažené hodnoty respondentů – m. Semitendinosus (15 kg)

Z naměřených dat jsme vypočítali směrodatnou odchylku $s = 1,81$, díky které jsme dopočítali testové kritérium $t_0 = -1,37$. Díky testovému kritériu se určil konečný výsledek z kritického oboru $W = (-\infty; -2,57) \cup (2,57; \infty)$

$t_0 \notin W \rightarrow t_0$ není prvkem kritického oboru. Z toho vyplývá, že nezamítáme nulovou hypotézu o shodnosti středních hodnot. Rozdíl aktivity svalu (m. Semitendinosus) při kopu s balistickou vestou a bez ní je v tomto případě statisticky nevýznamný.

III. m. Gastrocnemius

U všech respondentů došlo ke snížení svalové aktivity s přidáním balistické vesty. Snížení může být zapříčiněno tím, že MJ byly zapojeny v menším počtu a to skrze zhoršenou techniku kopu, na kterou má vliv přidaná balistická vesta o hmotnosti 15 kg. Ale jak můžeme vidět u všech respondentů je snížení minimální.

Gastrocnemius - měření 2.	1	2	3	4	5	6	7
bez výstroje výzbroje	1,18	2,15	6,08	6,02	4,77	6,05	6,04
výstroj výzbroj 15 kg	0,97	2,14	6,02	5,37	2,30	4,50	6,02
Gastrocnemius - měření 2.	8	9	10	11	12	13	14
bez výstroje výzbroje	2,70	4,08	4,99	6,11	6,09	6,16	6,05
výstroj výzbroj 15 kg	2,12	2,53	3,37	6,10	6,02	6,14	6,04

Tabulka 4: Dosažené hodnoty respondentů – m. Gastrocnemius (15 kg)

Z naměřených dat jsme vypočítali směrodatnou odchylku $s = 1,67$, díky které jsme dopočítali testové kritérium $t_0 = -2,43$. Díky testovému kritériu se určil konečný výsledek z kritického oboru $W = (-\infty; -2,57) \cup (2,57; \infty)$

$t_0 \notin W \rightarrow t_0$ není prvkem kritického oboru. Z toho vyplývá, že nezamítáme nulovou hypotézu o shodnosti středních hodnot. Rozdíl aktivity svalu (m. Gastrocnemius) při kopu s balistickou vestou a bez ní je v tomto případě statisticky nevýznamný.

IV. m. Rectus femoris

U všech respondentů došlo ke snížení svalové aktivity s přidáním balistické vesty. Snížení může být zapříčiněno tím, že MJ byly zapojeny v menším počtu a to skrze zhoršenou techniku kopu, na kterou má vliv přidaná balistická vesta o hmotnosti 15 kg. Ale jak můžeme vidět u všech respondentů je snížení minimální.

Rectus femoris - měření 2.	1	2	3	4	5	6	7
bez výstroje výzbroje	6,01	3,74	6,17	6,16	6,17	6,16	6,17
výstroj výzbroj 15 kg	4,02	2,73	6,16	6,15	6,16	6,15	6,16
Rectus femoris - měření 2.	8	9	10	11	12	13	14
bez výstroje výzbroje	6,13	6,17	6,15	6,18	6,18	6,18	6,16
výstroj výzbroj 15 kg	5,13	6,16	6,14	6,17	6,17	6,17	6,15

Tabulka 5: Dosažené hodnoty respondentů – m. Rectus femoris (15 kg)

Z naměřených dat jsme vypočítali směrodatnou odchylku $s = 1,90$, díky které jsme dopočítali testové kritérium $t_0 = -0,99$. Díky testovému kritériu se určil konečný výsledek z kritického oboru $W = (-\infty; -2,57) \cup (2,57; \infty)$

$t_0 \notin W \rightarrow t_0$ není prvkem kritického oboru. Z toho vyplývá, že nezamítáme nulovou hypotézu o shodnosti středních hodnot. Rozdíl aktivity svalu (m. Rectus femoris) při kopu s balistickou vestou a bez ní je v tomto případě statisticky nevýznamný.

5.1.2 Srovnání č. 2 - výstroj a výzbroj (30 kg) x bez výstroje a výzbroje

I. m. Gluteusmaximus

U všech respondentů došlo ke snížení svalové aktivity s přidáním balistické vesty. Snížení může být zapříčiněno tím, že MJ byly zapojeny v menším počtu a to skrze zhoršenou techniku kopu, na kterou má vliv přidaná balistická vesta o hmotnosti 30 kg. Jak můžeme vidět dané zvýšení je výrazné.

Gluteus - měření 3.	1	2	3	4	5	6	7
bez výstroje výzbroje	2,00	1,16	5,68	5,33	2,35	4,50	6,09
výstroj výzbroj 30 kg	0,92	0,90	3,72	3,74	1,17	2,57	6,05
Gluteus - měření 3.	8	9	10	11	12	13	14
bez výstroje výzbroje	6,11	2,05	2,19	6,11	6,11	3,93	5,29
výstroj výzbroj 30 kg	2,92	0,96	0,69	5,33	6,05	3,74	4,91

Tabulka 6: Dosažené hodnoty respondentů – m. Gluteusmaximus (30 kg)

Z naměřených dat jsme vypočítali směrodatnou odchylku $s = 1,362208245$, díky které jsme dopočítali testové kritérium $t_0 = -5,221100794$. Díky testovému kritériu se určil konečný výsledek z kritického oboru $W = (-\infty; -2,57) \cup (2,57; \infty)$

$t_{ij} \in W \rightarrow t_{ij}$ je prvkem kritického oboru. Z toho vyplývá, že zamítáme nulovou hypotézu o shodnosti středních hodnot. Pravděpodobně platí alternativní hypotéza H_1 , která předpokládá, že rozdíl mezi aktivitou kopu v balistické vestě s batohem o celkové hmotnosti 30 kg a kopem bez této výstroje a výzbroje je v tomto případě statisticky významný.

II. m. Semitendinosus

U všech respondentů došlo ke snížení svalové aktivity s přidáním balistické vesty. Snížení může být zapříčiněno tím, že MJ byly zapojeny v menším počtu a to skrze zhoršenou techniku kopu, na kterou má vliv přidaná balistická vesta o hmotnosti 30 kg. Jak můžeme vidět dané zvýšení je výrazné.

Semitendinosus - měření 3.	1	2	3	4	5	6	7
bez výstroje výzbroje	2,69	6,15	6,15	6,15	3,22	6,13	6,15
výstroj výzbroj 30 kg	1,08	2,15	6,15	6,14	1,18	5,16	6,14
Semitendinosus - měření 3.	8	9	10	11	12	13	14
bez výstroje výzbroje	4,15	3,72	1,45	6,15	6,16	6,15	6,15
výstroj výzbroj 30 kg	1,74	2,94	0,79	5,71	6,11	6,14	6,14

Tabulka 7: Dosažené hodnoty respondentů – m. Semitendinosus (30 kg)

Z naměřených dat jsme vypočítali směrodatnou odchylku $s = 1,83$, díky které jsme dopočítali testové kritérium $t_0 = -3,31$. Díky testovému kritériu se určil konečný výsledek z kritického oboru $W = (-\infty; -2,57) \cup (2,57; \infty)$

$t_{ij} \in W \rightarrow t_{ij}$ je prvkem kritického oboru. Z toho vyplývá, že zamítáme nulovou hypotézu o shodnosti středních hodnot. Pravděpodobně platí alternativní hypotéza H_1 , která předpokládá, že rozdíl mezi aktivitou kopu v balistické vestě s batohem o celkové hmotnosti 30 kg a kopem bez této výstroje a výzbroje je v tomto případě statisticky významný.

III. m. Gastrocnemius

U všech respondentů došlo ke snížení svalové aktivity s přidáním balistické vesty. Snížení může být zapříčiněno tím, že MJ byly zapojeny v menším počtu a to skrze zhoršenou techniku kopu, na kterou má vliv přidaná balistická vesta o hmotnosti 30 kg. Jak můžeme vidět dané zvýšení je výrazné

Gastrocnemius - měření 3.	1	2	3	4	5	6	7
bez výstroje výzbroje	1,18	2,15	6,07	6,02	4,77	6,05	6,04
výstroj výzbroj 30 kg	0,93	2,10	6,03	5,87	1,90	4,36	5,68
Gastrocnemius - měření 3.	8	9	10	11	12	13	14
bez výstroje výzbroje	2,70	4,08	4,99	6,11	6,11	6,14	6,05
výstroj výzbroj 30 kg	2,09	1,54	1,18	6,08	6,09	6,12	4,91

Tabulka 8: Dosažené hodnoty respondentů – m. Gastrocnemius (30 kg)

Z naměřených dat jsme vypočítali směrodatnou odchylku $s = 1,88$, díky které jsme dopočítali testové kritérium $t_0 = -3,36$. Díky testovému kritériu se určil konečný výsledek z kritického oboru $W = (-\infty; -2,57) \cup (2,57; \infty)$

$t_0 \in W \rightarrow t_0$ je prvkem kritického oboru. Z toho vyplývá, že zamítáme nulovou hypotézu o shodnosti středních hodnot. Pravděpodobně platí alternativní hypotéza H_1 , která předpokládá, že rozdíl mezi aktivitou kopu v balistické vestě s batohem o celkové hmotnosti 30 kg a kopem bez této výstroje a výzbroje je v tomto případě statisticky významný.

IV. m. Rectus femoris

U všech respondentů došlo ke snížení svalové aktivity s přidáním balistické vesty. Snížení může být zapříčiněno tím, že MJ byly zapojeny v menším počtu a to skrze zhoršenou techniku kopu, na kterou má vliv přidaná balistická vesta o hmotnosti 30 kg. Snížení u respondentů č. 1, 8, 9, 10 a 14 bylo výrazné.

Rectus femoris - měření 3.	1	2	3	4	5	6	7
bez výstroje výzbroje	6,01	3,74	6,17	6,16	6,17	6,16	6,17
výstroj výzbroj 30 kg	3,33	3,14	6,15	6,16	6,15	6,15	6,02
Rectus femoris - měření 3.	8	9	10	11	12	13	14
bez výstroje výzbroje	6,13	6,17	6,15	6,18	6,18	6,18	6,16
výstroj výzbroj 30 kg	4,90	3,94	5,56	6,17	6,15	6,17	4,06

Tabulka 9: Dosažené hodnoty respondentů – m. Rectus femoris (30 kg)

Z naměřených dat jsme vypočítali směrodatnou odchylku $s = 1,75$, díky které jsme dopočítali testové kritérium $t_0 = -2,58$. Díky testovému kritériu se určil konečný výsledek z kritického oboru $W = (-\infty; -2,57) \cup (2,57; \infty)$

$t_{ij} \in W \rightarrow t_{ij}$ je prvkem kritického oboru. Z toho vyplývá, že zamítáme nulovou hypotézu o shodnosti středních hodnot. Pravděpodobně platí alternativní hypotéza H_1 , která předpokládá, že rozdíl mezi aktivitou kopu v balistické vestěs batohem o celkové hmotnosti 30 kg a kopem bez této výstroje a výzbroje je v tomto případě statisticky významný.

5.1.3 Srovnání č. 3 - výstroj a výzbroj (45 kg) x bez výstroje a výzbroje

I. m. Gluteusmaximus

U respondentů č. 1, 2, 5, 6, 7, 8, 9, 10 a 11 došlo ke snížení svalové aktivity kopu s přidáním balistické vesty a batohu. Důvodem může být výrazné snížení počtu zapojených MJ, které je zapříčiněno zhoršením techniky kopu a to je zapříčiněno přidáním balistické vesty a batohu o celkové hmotnosti 45 kg. Snížení bylo u většiny respondentů výrazné.

K navýšení svalové aktivity přímého čelního kopu došlo u respondentů č. 3, 4, 12, 13 a 14. Jeden z důvodů může být překročení individuální horní hranice koordinačně-silové funkční rezervy a to zapříčinilo, že povrchová elektroda snímala sumační potenciál z více svalů. Další možný důvod je ten, že kop byl prováděn velmi nízkou a proto daný sval musel zapojit více MJ.

Gluteus - měření 4.	1	2	3	4	5	6	7
bez výstroje výzbroje	2,00	1,16	5,68	3,74	2,35	4,50	6,09
výstroj výzbroj 45 kg	1,51	1,13	6,02	6,02	1,18	3,14	6,08
Gluteus - měření 4.	8	9	10	11	12	13	14
bez výstroje výzbroje	6,11	2,05	2,19	6,11	6,11	3,93	5,29
výstroj výzbroj 45 kg	5,98	1,25	1,24	6,10	6,02	5,05	6,02

Tabulka 10: Dosažené hodnoty respondentů – m. Gluteusmaximus (45 kg)

Z naměřených dat jsme vypočítali směrodatnou odchylku $s = 2,45$, díky které jsme dopočítali testové kritérium $t_0 = -0,10$. Díky testovému kritériu se určil konečný výsledek z kritického oboru $W = (-\infty; -2,57) \cup (2,57; \infty)$

$t_0 \notin W \rightarrow t_0$ není prvkem kritického oboru. Z toho vyplývá, že nezamítáme nulovou hypotézu o shodnosti středních hodnot. Rozdíl aktivity svalu (m. Gluteus maximus) při kopu ve výstroji a výzbroji o celkové hmotnosti 45 kg a bez výstroje a výzbroje je v tomto případě statisticky nevýznamný.

II. m. Semitendinosus

U respondentů č. 1, 2, 3, 4, 5, 8, 9, 10, 11, 12, 13 a 14 došlo ke snížení svalové aktivity kopu s přidáním balistické vesty a batohu. Důvodem může být výrazné snížení počtu zapojených MJ, které je zapříčiněno zhoršením techniky kopu a to je zapříčiněno přidáním balistické vesty a batohu o celkové hmotnosti 45 kg. Snížení bylo u většiny respondentů výrazné.

Ke zvýšení aktivity kosterního svalstva kopu došlo u probandů č. 6, 7. Jeden z důvodů může být překročení individuální horní hranice koordinačně-silové funkční rezervy a to zapříčinilo, že povrchová elektroda snímala sumační potenciál z více svalů. Další možný důvod je ten, že kop byl prováděn velmi nízko a proto daný sval musel zapojit více MJ.

Semitendinosus - měření 4.	1	2	3	4	5	6	7
bez výstroje výzbroje	2,69	6,15	6,15	6,15	3,22	6,13	6,15
výstroj výzbroj 45 kg	2,51	4,63	6,14	6,14	1,35	6,14	6,16
Semitendinosus - měření 4.	8	9	10	11	12	13	14
bez výstroje výzbroje	4,15	3,72	1,45	6,15	6,16	6,15	6,15
výstroj výzbroj 45 kg	2,07	3,53	0,79	6,14	6,15	6,14	4,84

Tabulka 11: Dosažené hodnoty respondentů – m. Semitendinosus (45 kg)

Z naměřených dat jsme vypočítali směrodatnou odchylku $s = 1,62$, díky které jsme dopočítali testové kritérium $t_0 = -2,14$. Díky testovému kritériu se určil konečný výsledek z kritického oboru $W = (-\infty; -2,57) \cup (2,57; \infty)$

$t_0 \notin W \rightarrow t_0$ není prvkem kritického oboru. Z toho vyplývá, že nezamítáme nulovou hypotézu o shodnosti středních hodnot. Rozdíl aktivity svalu (m. Semitendinosus) při kopu ve výstroji a výzbroji o celkové hmotnosti 45 kg a bez výstroje a výzbroje je v tomto případě statisticky nevýznamný.

III. m. Gastrocnemius

U respondentů č. 1, 2, 3, 4, 5, 8, 9, 10, 11, 12, 13 a 14 došlo ke snížení svalové aktivity kopu s přidáním balistické vesty a batohu. Důvodem může být výrazné snížení počtu zapojených MJ, které je zapříčiněno zhoršením techniky kopu a to je zapříčiněno přidáním balistické vesty a batohu o celkové hmotnosti 45 kg. Snížení bylo u většiny respondentů výrazné.

Ke zvýšení kosterní svalové aktivity kopu došlo u probandů č. 4, 13 a 14. Jako jeden z důvodů může být překročení individuální horní hranice koordinačně-silové funkční rezervy a to zapříčinilo, že povrchová elektroda snímala sumační potenciál z více svalů.

Gastrocnemius - měření 4.	1	2	3	4	5	6	7
bez výstroje výzbroje	1,18	2,15	6,03	6,02	4,77	6,05	6,04
výstroj výzbroj 45 kg	1,34	2,15	5,87	6,03	2,72	5,15	6,03
Gastrocnemius - měření 4.	8	9	10	11	12	13	14
bez výstroje výzbroje	2,70	4,08	4,99	6,11	6,09	6,16	6,05
výstroj výzbroj 45 kg	2,14	2,52	2,91	6,10	4,53	6,18	6,08

Tabulka 12: Dosažené hodnoty respondentů – m. Gastrocnemius (45 kg)

Z naměřených dat jsme vypočítali směrodatnou odchylku $s = 1,69$, díky které jsme dopočítali testové kritérium $t_0 = -2,38$. Díky testovému kritériu se určil konečný výsledek z kritického oboru $W = (-\infty; -2,57) \cup (2,57; \infty)$

$t_0 \notin W \rightarrow t_0$ není prvkem kritického oboru. Z toho vyplývá, že nezamítáme nulovou hypotézu o shodnosti středních hodnot. Rozdíl aktivity svalu (m. Gastrocnemius) při kopu ve výstroji a výzbroji o celkové hmotnosti 45 kg a bez výstroje a výzbroje je v tomto případě statisticky nevýznamný.

IV. m. Rectus femoris

U respondentů č. 1, 3, 4, 5, 8, 9, 10, 11, 12, 13 a 14 došlo ke snížení celkové elektrografické amplitudy kopu s přidáním balistické vesty a batohu. Důvodem může být výrazné navýšení počtu zapojených MJ, které je zapříčiněná přidáním balistické vesty a batohu o celkové hmotnosti 45 kg. Snížení bylo u většiny respondentů výrazné.

K navýšení celkové elektrografické amplitudy kopu došlo u probandů č.2 a 7. Jeden z důvodů může být překročení individuální horní hranice koordinačně-silové funkční rezervy a to zapříčinilo, že povrchová elektroda snímala sumační potenciál z více svalů. Další možný důvod je ten, že kop byl prováděn velmi nízko a proto daný sval musel zapojit více MJ.

Rectus femoris - měření 4.	1	2	3	4	5	6	7
bez výstroje výzbroje	6,01	3,74	6,17	6,16	6,17	6,16	6,17
výstroj výzbroj 45 kg	4,07	4,80	6,16	6,15	6,16	6,15	6,18
Rectus femoris - měření 4.	8	9	10	11	12	13	14
bez výstroje výzbroje	6,13	6,17	6,15	6,18	6,18	6,18	6,16
výstroj výzbroj 45 kg	5,11	6,15	5,13	6,17	6,14	6,15	5,72

Tabulka 13: Dosažené hodnoty respondentů – m. Rectus femoris (45 kg)

Z naměřených dat jsme vypočítali směrodatnou odchylku $s = 2,01$, díky které jsme dopočítali testové kritérium $t_0 = -0,80$. Díky testovému kritériu se určil konečný výsledek z kritického oboru $W = (-\infty; -2,57) \cup (2,57; \infty)$

$t_0 \notin W \rightarrow t_0$ není prvkem kritického oboru. Z toho vyplývá, že nezamítáme nulovou hypotézu o shodnosti středních hodnot. Rozdíl aktivity svalu (m. Rectus femoris) při kopu ve výstroji a výzbroji o celkové hmotnosti 45 kg a bez výstroje a výzbroje je v tomto případě statisticky nevýznamný.

6 Diskuze

Cílem této studie bylo porovnání aktivity kosterního svalstva u přímého čelního kopu provedeného s různou výstrojí a výzbrojí a bez ní.

V dané práci jsem zkoumal rozdíly mezi jednotlivými měřeními. Pro vyhodnocení rozdílů mezi jednotlivými kopy jsem využil statistické zpracování dat pomocí t-testu. Tento test vyloučil vliv chyby provedeného měření s 5 % tolerancí chyby.

Výzkumný soubor tvořili studenti Vojenského oboru při Fakultě tělesné výchovy a sportu univerzity Karlovy v Praze. Studenti absolvují pravidelný výcvik boje zblízka, a proto technika přímého čelního kopu u daných respondentů byla jimi osvojena na dostatečné úrovni a vzhledem k této skutečnosti byli daní respondenti pro daný výzkum vhodní. Pokud by byl zkoumaný soubor tvořen osobami, které by danou techniku neměli na dostatečné úrovni, tak by výsledky výzkumu mohly být ovlivněny a tím pádem i negativně zkresleny.

V této práci jsem testoval hypotézu, u které jsem předpokládal, že aktivita kosterního svalstva při přímém čelním kopu provedeného ve výstroji a výzbroji bude vyšší než aktivita kosterního svalstva daného kopu provedeného bez výstroje a výzbroje a to z několika důvodů. První z nich byl ten, že zvýšená zátěž má negativní dopady na rovnováhu a funkci svalů nohou. Toto potvrzuje ve své studii H. Park et al. (2013), kde je uvedeno, že již výstroj nad 9 kg ovlivňuje rovnováhu a funkci svalů dolních končetin. Mezi další aspekt, který mě vedl ke stanovení této hypotézy byl ten, že s přidanou výstrojí a výzbrojí se navýší počet aktivních MJ. Velé (2006) uvádí, že se zvyšujícím se úsilím svalu se navyšuje počet aktivních MJ. De Luca, (1997) toto popisuje tím způsobem, že pokud se MJ daného svalu zapojí ve větším množství, nastane sumace akčních potenciálů tohoto většího počtu MJ, které se nacházejí v blízkosti plošné elektrody.

Na základě naměřených výsledků se námi stanovená hypotéza nepotvrdila. Ve srovnání č. 1 u m. Gluteusmaximus došlo u všech respondentů ke snížení svalové aktivity až na respondenta č. 4. Tento výsledek může být zapříčiněn tím, že u daného respondenta došlo k zapojení více MJ daného svalu nebo u svalu nastalo překročení horní hranice koordinačně-silové funkční rezervy a to nám vypovídá o tom, že

povrchová elektroda snímala sumační potenciál z více svalů. A proto se aktivita svalu jako taková zvýšila. Celkově u daného svalu nastalo snížení aktivity kosterního svalstva, ale toto snížení nebylo statisticky významné. Statistická významnost může být ovlivněna respondentem č. 3, který vykazuje odlišný výsledek od ostatních probandů. U dalšího měřeného svalu m. Semitendinosus byly výsledky aktivity svalu při přímém čelním kopu s přidanou výstrojí a výzbrojí nižší a rozdíly u daného svalu byly statisticky nevýznamné. Třetí zkoumaný sval m. Gastrocnemius měl stejný statistický výsledek jako svaly předešlé a u všech respondentů došlo opět ke snížení svalové aktivity. Posledním měřeným svalem v porovnání kopu bez a kopu s výstrojí a výzbrojí o celkové hmotnosti 10 kg byl m. Rectus femoris o němž můžeme říci, že celý zkoumaný soubor měl nižší svalovou aktivitu, statisticky to potvrzeno nebylo. U všech měřených svalů vyšla snižující se kosterní svalová aktivita, avšak to nebylo potvrzeno statisticky.

Druhé porovnání nám udává u všech zkoumaných svalů snižující se kosterní svalovou aktivitu a to i statisticky, tedy rozdíl aktivit kosterních svalů mezi kopem bez výstroje a výzbroje a kopem s přidanou výstrojí a výzbrojí o celkové hmotnosti 30 kg je signifikantní. Všechny měřené svaly u celého zkoumaného souboru. vykazují výrazné snížení aktivity těchto kosterních svalů Jedinou výjimka nastala u m. Rectus femoris, kdy u respondentů č. 2, 3, 4, 5, 6, 7, 11, 12 a 13 nebylo snížení tak výrazné, ale to nic nezměnilo na potvrzení statistické významnosti u daného srovnávání. Tento výsledek můžeme vysvětlit tím, že přímý čelní kop nebyl proveden technicky správně, to zapříčinila přidaná výstroj a výzbroj a z toho důvodu nebyli respondenti schopni se plně soustředit na provedení technicky správného, maximálně rychlého a silného kopu, ale daný kop provedli velmi zlehka, jelikož měli problémy s udržení rovnováhy stojné nohy. Změnu, která nastala v provedení přímého čelního kopu můžeme porovnat na kinematické analýze tohoto kopu, jenž byla provedena na třech probandech viz. příloha č. 3. Změny, u kterých dochází při kopu s výstrojí a výzbrojí začínají záklonem trupu, následně je kop proveden velmi nízko a především koleno stojné nohy směřuje daleko více do směru kopu, což může mít negativní dopad na kolenní vazy. O změnách, které nastávají v technice daného kopu provedeného ve výstroji a výzbroji můžeme hovořit jako o změnách negativních. Strnad (2008) popisuje tyto změny jako chyby v technice přímého čelního kopu.

U srovnání č. 3 se již vyskytují individuální odchylky v adaptaci na tuto přidanou zátěž, konkrétně na jejich připravenost a to u každého měřeného svalu. Můžeme říci, že u větší části probandů došlo ke snížení aktivace kosterního svalstva, statisticky to však potvrzeno nebylo. Za pomoci popisné statistiky byly porovnány výsledky měřených svalů u kopů, které byly prováděny s výstrojí a výzbrojí o celkové hmotnosti 30 a 45 kg (viz. příloha č. 4) a díky tomu, můžeme výsledky u srovnání č. 3 vysvětlit následovně. U m. Gluteus maximus došlo k překročení horní hranice koordinačně-silové funkční rezervy svalu u respondentů č. 3, 4, 12, 13 a 14 a to nám vypovídá o tom, že povrchová elektroda snímala sumační potenciál z více svalů. A proto se aktivita svalu jako taková snížila. To samé můžeme říci i u respondentů č. 6, 7 ve srovnání m. Semitendinosus, dále v porovnání m. Gastrocnemius u probandů č. 4, 13, 14 a nakonec také u m. Rectus femoris u respondentů č. 2 a 7.

Dále u porovnání hodnot naměřených s výstrojí a výzbrojí o celkové hmotnosti 30 a 45 kg, můžeme vidět, že u probandů č. 12 u svalů (m. Gluteus a m. Rectus femoris), č. 13 (m. Gastrocnemius) a č. 14 (m. Semitendinosus) se svalová aktivita navýšila. To můžeme zdůvodnit teorií překročení horní hranic koordinačně-silových funkčních rezerv daných svalů. Díky tomu můžeme předpokládat výstroj a výzbroj o celkové hmotnosti 45 kg za nadlimitní.

Zvýšení svalové aktivity u respondenta č. 12, je zapříčiněno jeho individuální koordinačně-silovou přípravou, která mu dává možnost synchronizovat co nejvíce MJ, jelikož se daný proband věnuje vzpírání a to na výkonnostní úrovni. Toto tvrzení ve své práci popisuje Carroll et. al. (2011). Carroll et. al. (2011) též tvrdí, že možnost této synchronizace je ovlivněna mnoha jinými faktory, jako například genetikou nebo životním stylem. Tímto tvrzením bych odůvodnil zvýšení svalové aktivity u probandů č. 13. a 14, jelikož žádný z nich nemá takovou koordinačně-silovou přípravu jako proband č. 12.

Díky tomuto zjištění se domnívám, že situování výcviku do reálných podmínek a to ať už boje zblízka nebo jakéhokoliv jiného výcviku týkající se možného bojového střetu s protivníkem, by měl probíhat např. s použitím výstroje a výzbroje. Z výsledků bychom nadlimitní zátěž popsali jako výstroj a výzbroj o celkové hmotnosti 45 kg.

Daný výzkum byl proveden v ideálních podmínkách, probandi neměli žádný zdravotní problém a byli jak po stránce fyzické tak i psychické v pořádku. Příslušníci armády AČR při plnění bojových situací nebudou mít vždy ideální podmínky pro

provedení jakékoliv techniky boje zblízka, tak jako tomu bylo u tohoto výzkumu. A právě proto je důležité, aby byli vojáci co nejvíce adaptováni na nesenou výstroj a výzbroj, ve které budou plnit bojové činnosti.

Výcvik s výstroj a výzbroj, by rozvíjel příslušníka AČR v několika stránkách. Jendou z nich je psychická stránka, kdy by voják byl v lepší psychické pohodě, protože by věděl, že i přes nesenou výstroj a výzbroj by byl schopen provést potřebný úkol. Po stránce fyzické by nesená zátěž rozvíjela jeho zdatnost, konkrétně jeho stabilitu, koordinaci a sílu. V neposlední řadě se zlepší také jeho adaptace na danou výstroj a výzbroj.

Celkové výsledky mohli být zkresleny zvyšujícím se pocením, které může ovlivnit signál EMG. Dále mohlo nastat zkreslení výsledků z důvodu umístěním elektrod a velikostí odporu mezi elektrodou a kůží.

7 Závěr

Hlavním cílem diplomové práce bylo porovnání vlivu nesené výstroje a výzbroje o různém hmotnosti na aktivaci kosterního svalstva při provedení přímého čelního kopu

Na základě údajů, které byly naměřeny na studentech Vojenského oboru při Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze a následného vyhodnocení dat pomocí statistické metody t-test, jsem vyvodil tyto závěry.

Při nesené zátěži 15 kg nedošlo ke statisticky významnému snížení aktivity kosterního svalstva při provedení přímého čelního kopu. Při nesené zátěži 30 kg došlo ke statisticky významnému snížení aktivity kosterního svalstva při provedení přímého čelního kopu. Přidání 15 kg batohu k 15 kg v podobě neprůstřelné vesty, ochranné přilby a zbraně ovlivnilo tedy aktivitu kosterního svalstva při provádění přímého čelního kopu. Jako nadlimitní zátěž pro většinu respondentů se ukázala výstroj a výzbroj o celkové hmotnosti 45 kg. Při této hmotnosti došlo k sumačnímu akčnímu potenciálu, překročení koordinačně-silové funkční rezervy a zároveň s tím související deformaci technického provedení přímého čelního kopu.

Počet respondentů nebyl dostatečně vysoký, proto dané výsledky nelze zcela zobecnit. Pro následné pokračování výzkumu bych doporučil, aby probandi prováděli přímý čelní kop do siloměrné desky, jelikož by byla dána vzdálenost a výška kopu u každého měření. Siloměrná deska by mohla také sloužit ke zjištění vlivu této výstroje a výzbroje na sílu kopu. Dále použít EMG i na oporovou nohu. Rovněž bych pro další výzkum doporučil provést měření na větším vzorku probandů.

Seznam použité literatury

1. BALATKA, J., *Kineziologie pro posluchače tělesné výchovy I*. Vyd. 1. Gaudeamus, 2002. ISBN 978-807-0419-281.
2. BARTUŇKOVÁ, S., *Fyziologie člověka a tělesných cvičení: učební texty pro studenty fyzioterapie a studia Tělesná a pracovní výchova zdravotně postižených*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1171-6.
3. BARTUŇKOVÁ, S., *Fyziologie člověka a tělesných cvičení: učební texty pro studenty fyzioterapie a studia Tělesná a pracovní výchova zdravotně postižených*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1171-6.
4. BLAHUTKOVÁ, M., *Psychomotorika*. 1. vyd., 1. dotisk. Brno: Masarykova univerzita, 2007, 92 s. ISBN 80-210-3067-4.
5. CARROLL, T. J., SELVANAYAGAM, V. S., RIEK, S., SEMMLER, J. G. (2011) *Neural adaptations to strength training: Moving beyond transcranial magnetic stimulation and reflex studies*. *Acta Physiol*, 202, 119-140.
6. ČECH, Z. (2012) *Koordinačně-silová funkční rezerva a její terapeutické ovlivnění pomocí posilovacích cvičení*. *Med. Sport. Boh. Slov.*, 21 (1), 8.
7. ČECH, Z., TLAPÁK, P. (2010) *Koncepce centračně-stabilizačních posilovacích cvičení*. *Rehabil. Fyz. Lék.* 17 (4), 181-187
8. ČELIKOVSKÝ, S., *Teorie pohybových schopností*. Vyd. 1. Praha: Univerzita Karlova, 280 s.
9. ČELIKOVSKÝ, S., ET AL., *Antropomotorika pro studující tělesnou výchovu*, 3. vyd. Praha : SPN, 1989.
10. DELUCA, C.J., *The use of surface electromyography in biomechanics*. *Journal of Applied Biomechanics*, 1997, vol. 13, n. 2, p. 135-163.
11. DUFEK, J. *Elektromyografie*. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. Učební texty (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-7013-208-6.
12. FORTE, F. C., PEDUZZI de CASTRO, M., MAHNIC de TOLEDO, J., RIBEIRO, D. C., LOSS, J. F. (2009) *Scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during resisted shoulder abduction – implications for clinical practice*. *Phys. Ther. Sport*, 10, 105-111.

13. HENDL, J., *Kvalitativní výzkum: základní metody a aplikace*. Vyd. 1. Praha: Portál, 2005, 265 s. ISBN 80-736-7040-2
14. HENDL, J., *Kvalitativní výzkum: analýza a metaanalýza dat*. Vyd. 2., opr. Praha: Portál, 2006, 583 s. ISBN 80-736-7123-9.
15. HUIJING, P. A. (1999) *Muscle as collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb*. J. Biomech, 32 (4), 329-345.
16. HUIJING, P. A., BAAN, G. C. (2003) *Myofascial force transmission muscle relative position and length determine agonist and synergist muscle force*. J. Appl. Physiol, 94 (3), 1092-1107.
17. FOJTÍK, I., KRÁL, P., KRÁL, P., *Karatedó*. Vyd. 1. Praha: Olympia, 1993, 134 s. ISBN 80-703-3246-8.
18. CHRÁSKA, M., *Metody pedagogického výzkumu: základy kvantitativního výzkumu*. Vydání 1. Praha: Grada Publishing, 2007, 265 s. ISBN 978-80-247-1369-4.
19. Kadaňka Z, Bednařík J, Vohánka S. *Praktická elektromyografie*. Brno: IDVPZ Brno 1994: 79–80.
20. KARAS, V., OTÁHAL, S. (1991) *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Praha: Karolinum. 234 s. ISBN 80-7066-514-9
21. KNIGHT, C. A., KAMEN, G. (2004) *Enhanced motor unit rate coding with improvements in a force-matching task*. J. Electromyogr. Kines 14 (6), 619-629.
22. KOTAS, J., *Vliv obuvi na sílu přímého čelního kopu*. Praha, 2013. Bakalářská práce. Karlova univerzita, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
23. KROBOT, A., MÍKOVÁ, M., BASTLOVÁ, P. *Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene*. Rehabilitace a Fyzikální Lékařství, 2004, roč. 12, č. 2, s. 88-94.
24. LINK, N., CHOU, L., KASTURIA, S. *The anatomy of martial arts: an illustrated guide to the muscles used in key kicks, strikes & throws*. Berkeley, Calif.: Ulysses, c2011. ISBN 1569757879.
25. MÁČEK, M., VÁVRA, J. *Fyziologie a patofyziologie tělesné zátěže*. 2.vyd. Praha: Avicenum. 1988. ISBN není k dispozici.
26. MAGNUSSON, S. P., NARICI, M. V., MAGANARIS, C. V., KJAER, M. (2008) *Human tendon behaviour and adaptation, in vivo*. J. Physiol, 586 (1), 71-81.

27. MĚKOTA, K., BLAHUŠ, P. *Motorické testy v tělesné výchově*. Praha: SPN, 1983.
28. MĚKOTA, K., CUBEREK R., *Pohybové dovednosti, činnosti, výkony*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007, 163 s. ISBN 978-802-4417-288.
29. MĚKOTA, K., NOVOSAD J., *Motorické schopnosti*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2005, 175 s. ISBN 80-244-0981-X.
30. NÁCHODSKÝ, Z., *Učebnice sebeobrany pro každého*. 1. vyd. Praha: Futura, 1992. ISBN 80-85523-01-09.
31. NAKAYAMA, M. *Best karate*. First US edition. 2012. ISBN 9781568364636.
32. NORMATIVNÍ VÝNOS MINISTERSTVA OBRANY Č. 12/2011: *Služební tělesná výchova v rezortu Ministerstva obrany*
33. NOVÁK, J. a ŠPIČKA, I. *Úvod do teorie úderů*. Ústí nad Labem: Kontakt, 1973.
34. NOVÁK, J. a ŠPIČKA, I. *Tvrký úder v sebeobraně MS - I. II. Díl.*, Praha: TJ Elektrofakulta, 1983.
35. OLÁH, V., *Vliv výstroje na sílu přímého čelního kopu*. Praha, 2014. Bakalářská práce. Karlova univerzita, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
36. PAVELKA, R., *Kineziologická analýza úderu horní končetinou ve sportovním karate*. Praha, 2011. Disertační práce. Karlova univerzita, Fakulta tělesné výchovy a sportu
37. PERIČ, T., DOVALIL, J., *Sportovní trénink*. 1. vyd. Praha: Grada, 2010, 157 s. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-802-4721-187.
38. PIPER, H., E.. *Elektrophysiologie menschlicher muskeln*. Berlin: J. Springer, 1912.
39. REBAC, Z. *Thajský box: plnokontaktní bojový sport z Asie*. Vyd. 1. Praha: Naše vojsko, 1994, 122 s. ISBN 80-206-0444-8.
40. RICHARD L. LIEBER. *Skeletal muscle structure, function, and plasticity: the physiological basis of rehabilitation*. 3rd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2010. ISBN 9780781775939.
41. RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie*. In REHABILITACE A FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ, č.4, 2001. s. 173-177
42. SCHMIDT, R. F. *Memorix, Fyziologie*. 1. vyd. Praha: 1993. ISBN 80-85526-18- 2
43. STRNAD, K., *Karate: cesta k prvnímu danu : Shotokanryu : techniky, sestavy, zápas, příprava na zkoušky*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008, 189 s. ISBN 978-802-4719-320.
44. VÁGNER, M., *Boj zblízka v Armádě České republiky- 1. stupeň multimediální učebnice*. Praha: Vojenský obor při Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy 2008

45. VÁGNER, M., *K teorii boje zblízka*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2008, 177 s. ISBN 978-80-246-1476-2.
46. VAŠATOVÁ, M., *Svalová zkrácení u maegeri v Karatedo a návrhy kompenzace*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií.
47. VĚLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha : Triton, 2006. ISBN 80- 7254-837-9
48. VILLACHA, VILLACHA, C., FALLA, D., FARINA, D. (2010) *Motorunit behavior during submaximal contractions following six weeks of either endurance or strength training*. J. Appl. Physiol, 109, 1455-1466.
49. WICHMANN, W., *Karate*. České Budějovice: Kopp, 2003. ISBN 80-723-2197-8.
50. WINDHORST, U., JOHANSSON H. *Modern techniques in neuroscience research*. New York: Springer, c1999. ISBN 3540644601.
51. YUCESOY, C. A., KOOPMAN, B. H. F. J. M., BAAN, G. C., GROOTENBOER, H. J., HUIJING, P. A. (2003) *Effects of inter- and extra muscular myofascial force transmission on adjacent synergistic muscles: assesment by experiments and finite-element modeling*. J Biomech, 36, 1797-1811.

Internetové zdroje

52. BEĎÁŇOVÁ, I.: *Biostatika – Multimediální výukový text pro studenty VFU* Brno.[online]. C2005 [cit. 2014-02-18]. Dostupné z: <http://cit.vfu.cz/stat/index.htm>
53. PARK, H., BRANSON, D., KIM, S., WARREN, A., JACOBSON, B., PETROVA, A., PEKSOZ, S., KAMENIDIS, P., *Effect of armor and carrying load on body balance and leg muscle function*. *Gait&Posture* [online]. 2014, vol. 39, issue 1, s. 430-435 [cit. 2014-04-16].

Seznam obrázků

Obrázek 1: Úderová plocha - podrážka a pata obuvi vzor 2000 (Vágner, 2008)	20
Obrázek 2: Úderová plocha špička obuvi vzor 2000 (Vágner, 2008)	20
Obrázek 3: Profil průběhu přímého čelního kopu (Kim a kol, (2006)	28
Obrázek 4: Kinogram přímého čelního kopu (Vašatová, 2011).....	29
Obrázek 5: Kyvadlový pohyb pánve	30
Obrázek 6: Kop vpřed po přímce (Vašatová, 2011).....	30
Obrázek 7: Svaly dolní končetiny (Velé, 2006)	32
Obrázek 8: Schéma nervosvalové ploténky (Rozsypal, 2003).....	39
Obrázek 9: Svalová kontrakce – fáze (Bartůňková, 2006).....	40
Obrázek 10: Akční potenciál (Schmidt 1992)	42
Obrázek 11: Hrubý EMG signál (Konrad, 2005)	47
Obrázek 12: Úprava hrubé EMG křivky. Usměrnění, vlevo redukce EKG křivky a vpravo vyhlazení (Konrad, 2005).....	47
Obrázek 13: Aplikace elektrod – pohled zezadu	52
Obrázek 14: Výstroj a výzbroj – první měření	54
Obrázek 15: Výstroj a výzbroj – druhé měření	55
Obrázek 16: Výstroj a výzbroj – třetí měření.....	56
Obrázek 17: Výstroj a výzbroj – čtvrté měření	56

Seznam tabulek

Tabulka 1: Rozdělení kvantilů - t	60
Tabulka 2: Dosažené hodnoty respondentů – m. Gluteusmaximus (15 kg).....	62
Tabulka 3: Dosažené hodnoty respondentů – m. Semitendinosus (15 kg).....	63
Tabulka 4: Dosažené hodnoty respondentů – m. Gastrocnemius (15 kg).....	64
Tabulka 5: Dosažené hodnoty respondentů – m. Rectus femoris (15 kg).....	65
Tabulka 6: Dosažené hodnoty respondentů – m. Gluteusmaximus (30 kg).....	66
Tabulka 7: Dosažené hodnoty respondentů – m. Semitendinosus (30 kg).....	67
Tabulka 8: Dosažené hodnoty respondentů – m. Gastrocnemius (30 kg).....	68
Tabulka 9: Dosažené hodnoty respondentů – m. Rectus femoris (30 kg).....	69
Tabulka 10: Dosažené hodnoty respondentů – m. Gluteusmaximus (45 kg).....	70
Tabulka 11: Dosažené hodnoty respondentů – m. Semitendinosus (45 kg).....	71
Tabulka 12: Dosažené hodnoty respondentů – m. Gastrocnemius (45 kg).....	72
Tabulka 13: Dosažené hodnoty respondentů – m. Rectus femoris (45 kg).....	73

Seznam příloh

Příloha 1 – Žádost o vyjádření etické komise.....	86
Příloha 2 – Informovaný souhlas.....	87
Příloha 3 – Kinematická analýza přímého čelního kopu s výstrojí a výzbrojí o celkové hmotnosti 30 kg a bez ní.....	88
Příloha 5 – Tabulka porovnání hodnot mezi kopem ve výstrojí a výzbrojí o celkové hmotnosti 30 a 45 kg.....	91
Příloha 4 – Respondenti.....	92

Příloha 1 – Žádost o vyjádření etické komise

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

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce, zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Vliv výstroje a výbroje na aktivitu kosterního svalstva při provedení přímého čelním kopu.

Forma projektu: Diplomová práce

Období realizace: únor 2016

Předkladatel: Bc. Oláh Vladan

Hlavní řešitel: Bc. Oláh Vladan

Spoluřešitel(é):

Vedoucí práce (v případě studentské práce): PhDr. Michal Vágner, Ph.D.

Název grantu:

Popis projektu: Diplomová práce je zaměřená na zjištění jaký má vliv nesená výstroj a výbroj na aktivitu kosterního svalstva při provedení přímého čelního kopu. Věkové rozmezí zkoumaných je 20 – 30 let a bude jich 20. Prostory vhodné pro měření jsou v laboratoři biomechaniky na Fakultě tělesné výchovy a sportu UK. Sledovaným bude měřena aktivace kosterního svalstva pomocí EMG. Každý respondent bude měřen 4 krát. Doba jednoho měření bude 30 minut (1. minutu budou provedeny kopy a to 6 za sebou, pak bude mít respondent 9 minut pauzu a takto to bude opakovat 4 krát). Respondent bude mít na sobě balistickou vestu, samopal vz. 58 a batoh s různou zátěží.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: Všichni účastníci testování byli seznámeni s průběhem měření. Měření bude probíhat v prostorách laboratoře biomechaniky na UK FTVS pod dohledem, Ing. Petrem Kubovým. Jedná se o neinvazivní metodu, získávání potřebných dat prostřednictvím EMG.

Etické aspekty výzkumu: Účastníci výzkumu byli informováni, že jejich osobní údaje budou v rámci této diplomové práce nebo jiných dokumentech anonymizovány. Data budou publikována a uchována v anonymní formě.

Informovaný souhlas: přiložen

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

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

V Praze dne 3.2.2016

Podpis předkladatele:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

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

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

doc. Ing. Monika Šorfová, Ph.D.

Mgr. Pavel Hráský, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 025/2016

dne: 5. 2. 2016

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

UNIVERZITA KARLOVA v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

razítko UK FTVS

1

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha 2 – Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

- v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce s názvem: Vliv výstroje a výzbroje na aktivitu kosterního svalstva při provedení přímého čelního kopu. Cílem této práce bude zjistit, zda existuje rozdílnost v zapojení kosterního svalstva při různé změně zátěže při provedení přímého čelního kopu. V rámci tohoto projektu bude 1 měření. Doba jednoho měření bude 30 minut (1. minutu budou provedeny kopy a to 6 za sebou, pak budete mít 9 minut pauzu a takto to budete opakovat 4 krát se změnou zátěže). Realizace bude v prostorách laboratoře biomechaniky na UK FTVS. Respondent bude mít na sobě balistickou vestu, samopal vz. 58 a batoh s různou zátěží. Rizika testování nebudou vyšší než běžná rizika tohoto typu testování.

Jedná se o neinvazivní metodu, sběr dat bude pouze formou EMG. Pro měření je vhodné, aby jste si vždy před každou novou sérií kopů, odpočinuli, což by měla zajistit 9 minutová pauza. Výsledky měření budou zpracovány pouze v rámci této diplomové práce a prezentovány zcela anonymně (respondent č. 1, respondent č. 2, respondent č.3, ...), nebudou uveřejněny žádné Vaše osobní informace. S výsledky a závěry měření se můžete seznámit po domluvě s řešitelem práce. Data budou publikovaná a uchovaná v anonymní formě. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení hlavního řešitele:Podpis:

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení:Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím se svojí účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se mé účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum

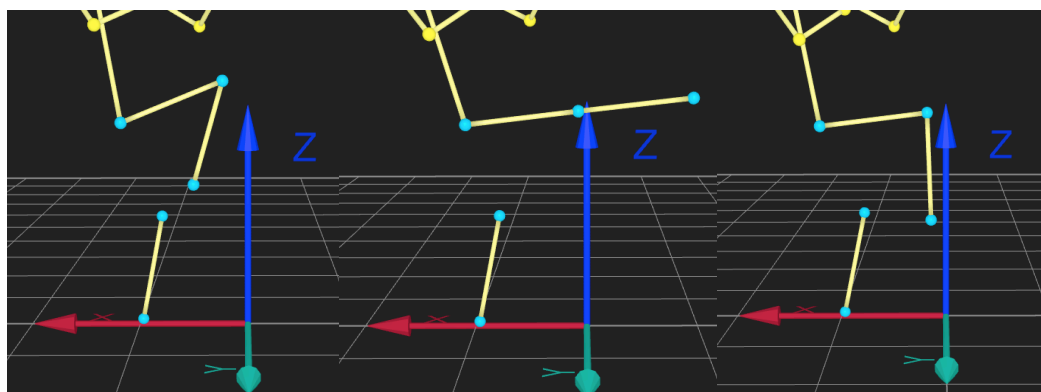
Jméno a příjmení účastníka

Podpis:

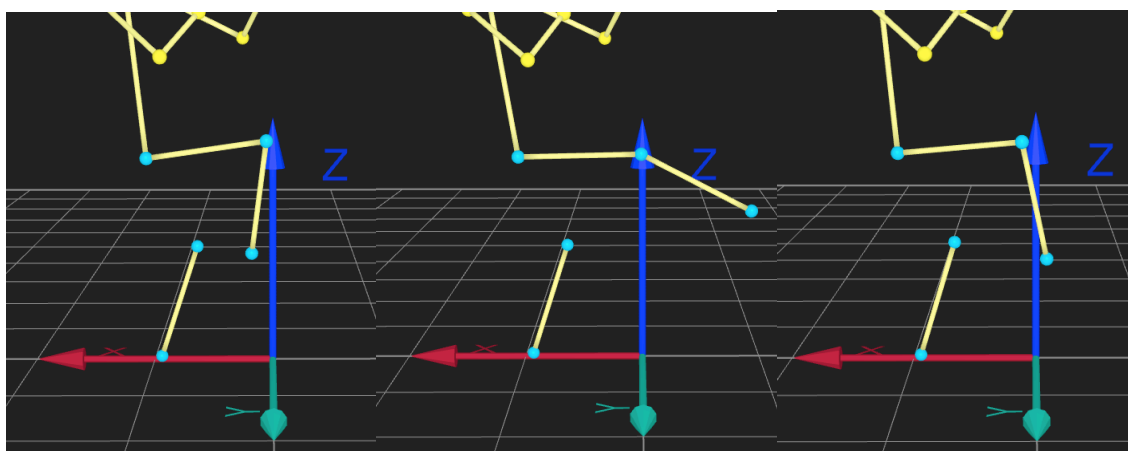
Příloha 3 – Kinematická analýza přímého čelního kopu s výstrojí a výzbrojí o celkové hmotnosti 30 kg a bez ní.

Respondent č. 5:

a) kop bez výstroje a výzbroje

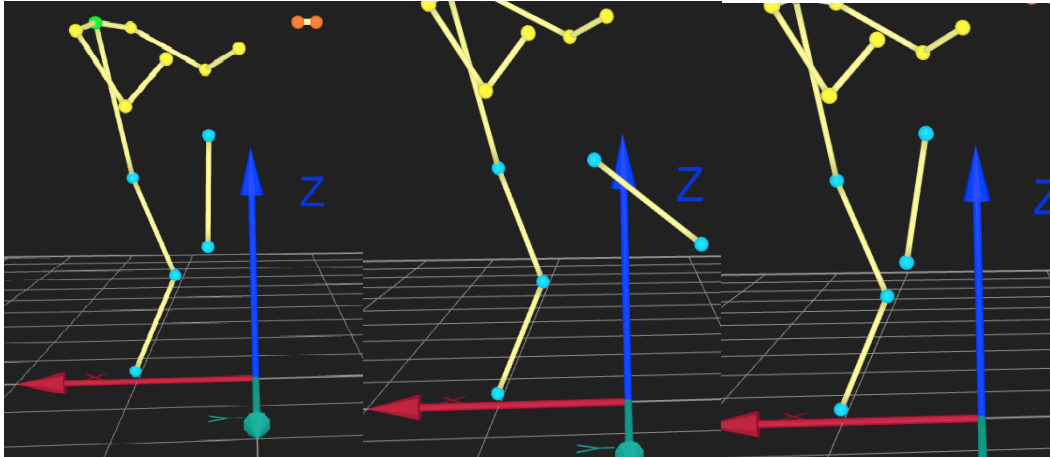


b) kop s výstrojí a výzbrojí o celkové hmotnosti 30 kg

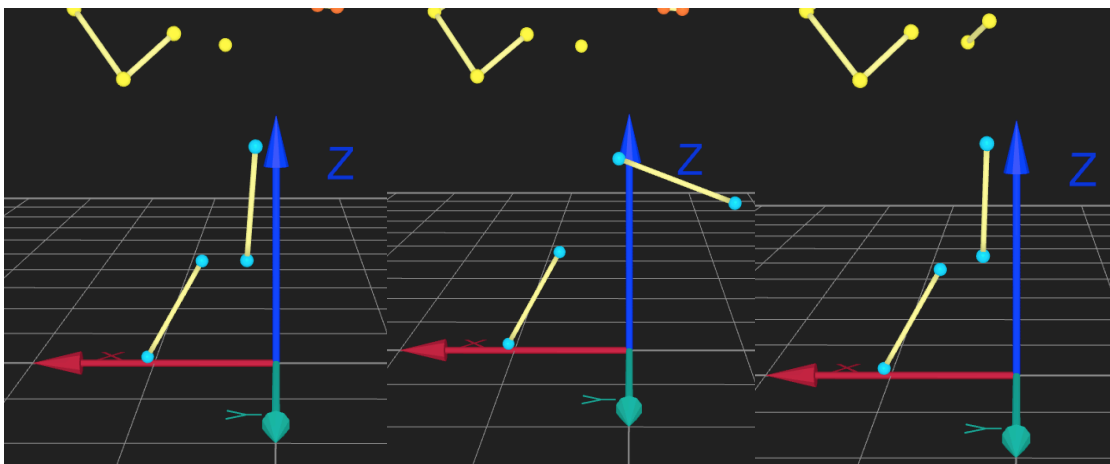


Respondent č. 2:

a) kop bez výstroje a výzbroje

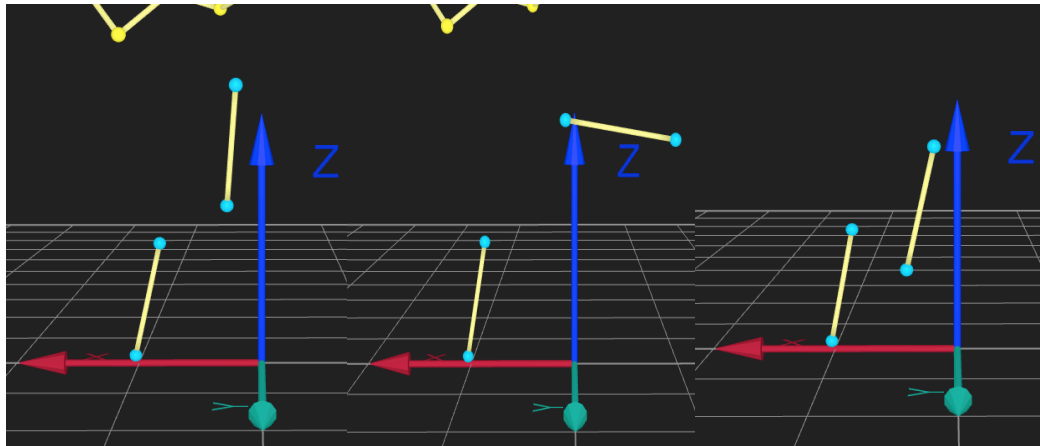


b) kop s výstrojí a výzbrojí o celkové hmotnosti 30 kg

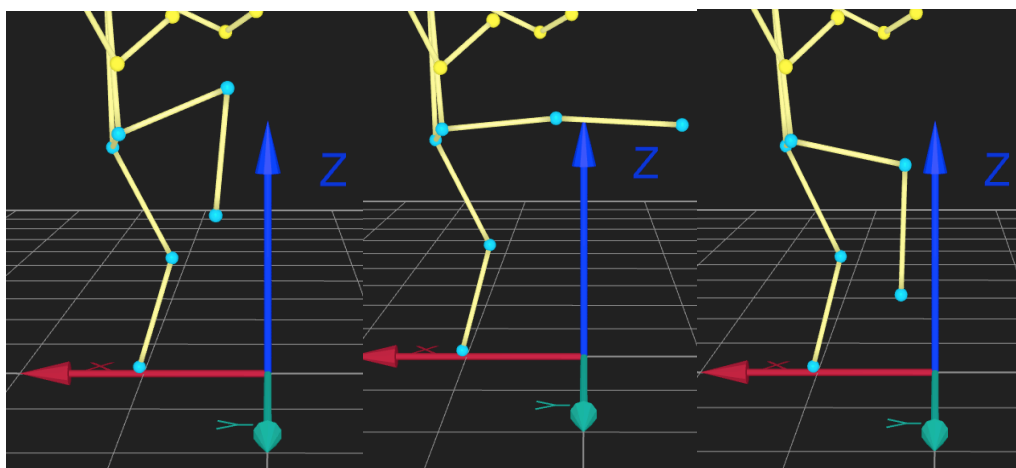


Respondent č. 1:

a) kop bez výstroje a výzbroje



b) kop s výstrojí a výzbrojí o celkové hmotnosti 30 kg



Příloha 4 – Tabulka porovnání hodnot mezi kopem ve výstroji a výzbroji o celkové hmotnosti 30 a 45 kg

Gluteus	1	2	3	4	5	6	7
výstroj výzbroj 30 kg	0,92	0,90	3,72	3,74	1,17	2,57	6,05
výstroj výzbroj 45 kg	1,51	1,13	6,02	6,02	1,18	3,14	6,08
	8	9	10	11	12	13	14
	2,92	0,96	0,69	5,33	6,05	3,74	4,91
	5,98	1,25	1,24	6,10	6,02	5,05	6,02
Semitendinosus	1	2	3	4	5	6	7
výstroj výzbroj 30 kg	1,08	2,15	6,15	6,11	1,18	5,16	6,15
výstroj výzbroj 45 kg	2,51	4,63	6,16	6,16	1,35	6,13	6,16
	8	9	10	11	12	13	14
	1,74	2,94	0,79	5,71	6,11	6,15	6,14
	2,01	3,53	0,80	6,14	6,15	6,16	4,84
Gastrocnemius	1	2	3	4	5	6	7
výstroj výzbroj 30 kg	0,93	2,10	6,03	5,8	1,90	4,36	5,68
výstroj výzbroj 45 kg	1,34	2,15	5,87	6,03	2,72	5,15	6,04
	8	9	10	11	12	13	14
	2,09	1,54	1,18	6,08	6,09	6,12	4,91
	2,14	2,52	2,91	6,11	6,14	4,53	6,08
Rectusfemoris	1	2	3	4	5	6	7
výstroj výzbroj 30 kg	3,33	3,14	6,15	6,16	6,15	6,15	6,02
výstroj výzbroj 45 kg	4,07	4,80	6,17	6,17	6,16	6,16	6,17
	8	9	10	11	12	13	14
	4,90	3,94	5,56	6,17	6,15	6,17	4,06
	5,11	6,15	5,13	6,18	6,14	6,15	5,72

Příloha 5– Respondenti

- **Respondent 1**

Student VO při FTVS UK. Od svých 8 let se věnuje atletice a to na výkonnostní úrovni. Při nástupu na VO při FTVS UK se začal věnovat bojovým sportům.

- **Respondent 2**

Student VO při FTVS UK. Od tří let hrál tenis, který od svých devíti let kombinoval s ledním hokej. S těmito sporty skončil v 15 letech, protože se začal věnovat golfu, s kterým skončil při nástupu na VO při FTVS UK. S bojovými aktivitami poprvé přišel do styku až vysoké škole. V současné době se věnuje převážně střelectví.

- **Respondent 3**

Student VO při FTVS UK. Od šesti let se věnoval běžeckému lyžování, které kombinoval s orientačním během. V 10 letech začal také s kanoistikou. V současné době se věnuje kanoepolu.

- **Respondent 4**

Student VO při FTVS UK. Od 8 do 19 let se věnoval atletice. S nástupem na VO při UK FTVS začal s fitness, kterému se věnuje dodnes.

- **Respondent 5**

Student VO při FTVS UK. Od 15 do 20 let se věnoval bojovým sportům. V současné době závodí v přírodních vícebojích.

- **Respondent 6**

Student VO při FTVS UK. Se sportem začal v 5 letech, kdy mezi jeho hlavní sport patřilo plavání. S plaváním skončil ve svých 18 letech. V současné době se věnuje lezení.

- **Respondent 7**

Student VO při FTVS UK. V 7 letech začal s plaváním, dále přešel na ploutvové plavání, kde se stal juniorským mistrem světa. V současné době se aktivně nevěnuje žádnému sportu.

- **Respondent 8**

Student VO při FTVS UK. Se sportem začal v 11 letech, kdy se až do svých 17 let věnoval judu. V současné době se aktivně nevěnuje žádnému sportu.

- **Respondent 9**

Student VO při FTVS UK. Od svých 7 do 16 let se věnoval alpskému lyžování. V současné době se aktivně nevěnuje žádnému sportu.

- **Respondent 10**

Student VO při FTVS UK. Se sportem začal v deseti letech, kdy až do svých sedmnácti hrál basketbal. Jeden rok se věnoval boxu, poté začal s desetibojem, kterému se věnuje dodnes.

- **Respondent 11**

Student VO při FTVS UK. Se sportem začal v 8 letech a to konkrétně s fotbalem. V současné době se věnuje posilování podle metody Ida Portala.

- **Respondent 12**

Student VO při FTVS UK. Od svých 6 let hrál fotbal, z kterého přešel na atletiku a od 12 do 16 let se věnoval vrhačským disciplínám. V současné době se již 4 roky věnuje vzpírání.

- **Respondent 13**

Student VO při FTVS UK. Se sportem začal v 8 letech, kdy se až do současnosti věnuje snowboardingu. Od 15 let cvičí MSC.

- **Respondent 14**

Student VO při FTVS UK. Se sportem si začal v 8 letech, kdy se až do svých 17 věnoval plavání. V 17 letech začal s triatlonem, kterému se věnoval do 22 let. V současné době mezi jeho aktivity patří především fitness.