

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Vztah mezi svaly kyčelního kloubu a dynamikou přímého kopu
při použití balistické vesty a batohu**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

PhDr. Michal Vágner, Ph.D.

Zpracoval:

Bc. Maleček Jan

PRAHA 2018

Čestně prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně, za pomoci uvedené literatury a naměřených výsledků. Tato práce, ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne: Podpis:

Bc. Maleček Jan

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

Rád bych poděkoval všem, kteří jistou mírou přispěli na tvorbě této diplomové práce. Především bych chtěl poděkovat panu PhDr. Michalu Vágnerovi, Ph.D. za pomoc při vedení práce a za poskytnutí mnoha nepostradatelných informací a rad. V neposlední řadě děkuji respondentům – studentům Vojenského oboru při FTVS UK v Praze, kteří se ve svém volném čase byli ochotni měření účastnit.

ABSTRAKT

Název:

Vztah mezi svaly kyčelního kloubu a dynamikou přímého kopu při použití balistické vesty a batohu.

Cíl práce:

Stanovit míru vztahu mezi izokinetickou silou svalů kyčelního kloubu při provádění flexe a extenze a při vnitřní a vnější rotaci vzhledem k dynamice přímého čelního kopu bez a s výstrojí.

Metoda:

Práce odpovídá empiricky založené studii observačního charakteru. Měřený výzkumný soubor ($n = 15$) tvořili účelově vybraní studenti Vojenského oboru (VO) navštěvující prezenční a kombinovanou formu studia na Fakultě tělesné výchovy a sportu (FTVS) Univerzity Karlovy (UK) v Praze. Dynamika přímého čelního kopu byla měřena pomocí siloměrné desky Kistler a data byla převáděna do programu BioWare. Izokinetická síla svalů při provádění flexe a extenze a při vnitřní a vnější rotaci kyčelního kloubu byla hodnocena pomocí izokinetického dynamometru Humac Norm. Flexibilita vybraných svalových skupin byla hodnocena vyškolenou osobou. Výsledné posouzení míry vztahů bylo provedeno pomocí Spearmanova korelačního koeficientu pořadí (r_s).

Výsledky:

Nejsilnější korelační vztah vznikl mezi svaly provádějící vnější rotaci kyčelního kloubu (při rychlosti 90°s^{-1}) a dopadovou silou přímého čelního kopu (impact force) u respondentů s výstrojí ($r_s = 0,66$). U tohoto vztahu se podařilo prokázat významnou signifikantní korelaci na hladině $p \leq 0,01$.

Klíčová slova:

Boj zblízka, armáda, osobní ochranné prostředky, biomechanika

ABSTRACT

Title:

Relationship between hip muscles and dynamics front kick while using ballistic vest and backpack.

Objective:

Determine the rate of the relationship among isokinetic strength of hip muscles during flexion and extension movement, external and internal rotation and the dynamics of the front kick while using the military personal protective equipment.

The method:

The master thesis corresponds with an empirically based study of observational type. The measured research sample consisted of students ($n = 15$) of Military Department attending full-time and combined form of study at the Faculty of Physical Education and Sport of Charles University in Prague. Dynamics of front kick were measured by dynamometric Kistler plates and evaluated through computer software BioWare. Isokinetic strength of hip muscles during flexion and extension movement, external and internal rotation was tested and rated by isokinetic dynamometer Humac Norm. The flexibility of selected muscles group was measured by a specialist in physiotherapist area. The Spearman rank correlation coefficient of the order (r_s) was chosen for the final evaluation of the rate of relationship.

The results:

The strongest correlation relationship was between the external hip rotation muscles (at speed $90 \text{ }^\circ\text{s}^{-1}$) and the impact force on the respondents while using military personal protective equipment ($r_s = 0,66$). For that correlation were able to demonstrate a significant correlation significant at $p \leq 0,01$ level.

Keywords:

Close combat, military, personal protective equipment, biomechanics

Obsah

1	ÚVOD	11
2	TEORETICKÁ VÝCHODISKA	13
2.1	Speciální tělesná příprava	13
2.2	Boj zblízka	14
2.3	Základní techniky – kopy	14
2.3.1	Postoje v boji zblízka	15
2.3.2	Charakteristika kopů	16
2.4	Přímý čelní kop	18
3	DETERMINANTY SPORTOVNÍHO VÝKONU	23
3.1	Somatické faktory	24
3.2	Kondiční faktory	25
3.2.1	Silové schopnosti	25
3.2.2	Rychlostní schopnosti	29
3.2.3	Koordinální pohybové schopnosti	30
3.2.4	Pohyblivost	30
3.3	Technické faktory	31
3.4	Pohybové dovednosti	31
3.4.1	Motorické učení	34
3.5	Biomechanika u přímého čelního kopu	35
3.6	Pohybový rozbor kopu	36
3.7	Odezva organismu na přidanou zátěž	39
3.7.1	Nervový systém	40
3.7.2	Dynamika přímého čelního kopu	42
3.8	Svalový akční potenciál	43
3.9	Izokinetická dynamometrie	45
4	CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY	47
4.1	Cíl práce	47
4.2	Úkoly práce	47
4.3	Výzkumná otázka	47
5	METODIKA	48
5.1	Výzkumný soubor	48

5.2	Použité metody	48
5.2.1	Měření síly kopu	48
5.2.2	Izokinetická dynamometrie	51
5.2.3	Měření flexibility	53
5.2.4	Organizace měření	54
5.3	Analýza a vyhodnocení získaných dat	54
5.4	Rozsah platnosti	55
5.4.1	Vymezení	55
5.4.2	Omezení	55
6	VÝSLEDKY	56
6.1	Shrnutí výzkumného vzorku	56
6.2	Izokinetická dynamometrie	56
6.3	Měření síly kopu	57
6.4	Výsledky korelační analýzy	58
7	DISKUZE	61
7.1	Izokinetická dynamometrie	61
7.2	Dynamika přímého čelního kopu	63
7.3	Korelační analýza	63
8	ZÁVĚR	66
9	SEZNAM LITERATURY	67

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotka	Název
E_k		Kinetická energie
F	$kg.m.s^{-2}$	Síla
h	cm	Tělesná výška
H/Q		Hamstring/quadriceps index
m	kg	Tělesná hmotnost
M	Nm	Moment síly
max		Maximální hodnota
min		Minimální hodnota
N		Newton
n		Velikost souboru
p		Hladina statistické významnosti
r_s		Spearmanův korelační koeficient
SD		Směrodatná odchylka
t	s	Čas
v	m/s	Rychlost

Seznam použitých zkratek

AČR	Armáda České republiky
apod.	a tak podobně
BZ	bez zátěže
cm	centimetr
CP	creatin phosphate (kretinfosfát)
ČR	Česká Republika
exc.	excentrická
kg	kilogram
konc.	koncentrická
m	metr
mm	milimetr
např.	například
NATO	Severoatlantická aliance
PPE	personal protective equipment
Sb.	sbírka
STP	Speciální tělesná příprava
tzv.	tak zvaný
tzv.	takzvaně
UK	Univerzita Karlova
VO FTVS	Vojenský obor při Fakultě tělesné výchovy a sportu
Z	se zátěží
ZTP	Základní tělesná příprava

1 ÚVOD

Vzhledem k současné situaci ve světě se ochranné a obranné rezorty intenzivně zabývají bezpečností státu. Imigrační krize, neustále opakující se teroristické útoky a v neposlední řadě hrozba jaderné války jsou bezpochyby jedny ze základních příčin. Válečný konflikt či nasazení ozbrojených a speciálních sil se v posledních několika letech zdá být stále více reálnější. Česká Republika (ČR) je členem Severoatlantické aliance (NATO) a v ohledu zbrojení a podpory militarizace se také účastní. Výdaje na obranu se každoročně zvyšují, vybavení je modernizováno a jednotky Armády České Republiky (AČR) se pravidelně a úspěšně účastní bojových i mírových zahraničních operací.

Pro vybudování a udržení vysoké bojeschopnosti a připravenosti armády jako celku je v neposlední řadě důležité aby každý příslušník AČR dbal o svou fyzickou zdatnost. Voják z povolání je povinen dodržovat zákon č. 221/1999 Sb., o vojácích z povolání, kde jsou v §48 uvedeny jejich základní povinnosti. Tělesná zdatnost a zdraví jedince vždy byly a stále jsou hlavními znaky bojeschopného vojáka. Organizace a struktura moderní AČR zahrnuje několik úrovní složek (velitelství a štáb, brigády, prapory, zdravotnické celky, vojenské školy, vědu a výzkum apod.), přičemž každá z těchto složek má jiné úkoly a povinnosti v rámci komplexnosti celé AČR. Z toho vyplývá, že pro každou pracovní pozici jsou prioritní jiné požadavky. Důsledkem toho bohužel mohou být veliké rozdíly ve fyzické a psychické připravenosti jednotlivých vojáků.

K výborné fyzické připravenosti vojáka patří také úplné zvládnutí dovedností v rámci bojové přípravy. Vševojsková příprava příslušníků AČR zahrnuje několik specifických složek, z kterých jednu tvoří služební tělesná výchova. Tuto složku dále dělíme mimo jiné na základní tělesnou přípravu (ZTP) a speciální tělesnou přípravu (STP). Právě STP obsahuje oblasti jenž se zaměřují na vytváření fyzické a duševní připravenosti vojáků, které mohou být použity v bojové činnosti. Jednou z těchto oblastí STP je právě i boj zblízka, kterému bych se rád více věnoval v této diplomové práci.

Přes veškerou modernizaci taktiky boje a zbraňového průmyslu může snadno nastat situace, ve které bude příslušník AČR nucen zneškodnit protivníka bez použití své střelné zbraně. Při této situaci může být právě rozhodující zvládnutí technik boje zblízka. V případě této situace je jednou z nejúčelnějších možností jak protivníka v poli eliminovat bezesporu použití základních technik boje zblízka, mezi které se řadí i jedna z nejúčinnějších a to technika kopů. Kopy jsou na rozdíl od úderů silnějšího a

destruktivnějšího charakteru a vzhledem k tomu je u kopů značně vyšší předpoklad pro rychlejší vyřazení protivníka z aktivního boje. Tuto techniku je možné použít při běžném postavení těla a při neustálém držení střelné zbraně, což může vést v boji k rozhodující výhodě. Z důvodu vyšší náročnosti této techniky je nutné pro správné a účelné provedení kopu mít již zkušenosti s technikou provedení a také disponovat určitými somatickými předpoklady. Mezi tyto předpoklady patří například zásady správného držení těla a rovnováhy během kopu, využívání rotace boků, rozvinuté svalstvo pro správnou funkci kyčelního a kolenního kloubu, pohyblivost a mnoho dalších.

Ve výcvikové praxi boje zblízka se zřídka kdy setkáváme se simulací reálných bojových podmínek (výstroj a výzbroj), které by mohly nastat. Na základě provedené rešerše studií zabývajících se podobnou problematikou by nás v této práci zajímalo, do jaké míry ovlivňují pohyblivost a síla svalů kyčelního kloubu vojáka právě kinetickou energii a techniku provedení kopu. Proto se budeme v této práci dále věnovat problematice vztahu mezi svaly kyčelního kloubu a kinetikou přímého kopu při použití balistické vesty a batohu. Výsledek této práce může být v praxi použit jako pomůcka při výcviku. Například v tématu jak docílit u běžného příslušníka AČR silnějšího přímého čelního kopu v bojových podmínkách.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

V teoretické části práce jsme se zaměřili především na rozebrání problematiky a definování základních pojmů v oblasti speciální tělesné přípravy, boje zblízka, kinetiky přímého čelního kopu a determinantů sportovního výkonu.

2.1 Speciální tělesná příprava

Speciální tělesná příprava se dle Normativního výnosu č. 12 (2011) nachází ve struktuře rozdělení služební tělesné výchovy pod složkou tělesné přípravy spolu se základní tělesnou přípravou. Tělesná příprava je jedním z hlavních předmětů výcviku, jehož cílem je řízeným procesem zajišťovat tělesnou připravenost příslušníků AČR k zvládnutí profesních povinností a pracovního vypětí v mírové situaci či vojenském nasazení.

Dle Normativního výnosu Ministerstva obrany č. 12 (2011) je speciální tělesná příprava složkou služební tělesné výchovy AČR (obrázek 1). Jejím hlavním zaměřením je cílevědomě vytvářet tělesnou a psychickou připravenost vojáků k plnění pohybových a specializovaných úkolů ve vztahu k systematizovanému místu, na kterém jsou zařazení nebo na které se připravují. Obsah této přípravy tvoří speciální cvičení zaměřená na zvládnutí techniky pohybů, získávání dovedností a návyků (při plnění témat STP), vytváření situací k využití získaných schopností a dovedností za nepříznivých podmínek, vytváření situací k získávání odolnosti vůči psychickým a tělesným zátěžím (spánková deprivace, únava, teplo, zima atd.). Do STP zařazujeme témata házení, překonávání překážek, přesuny (přesuny na sněhu a ledu), základy přežití, vojenské lezení, vojenské plavání, vojenské víceboje a boj zblízka).



Obrázek 1 - Rozdělení služební tělesné výchovy (zdroj: Normativní výnos Ministerstva obrany 12/2011)

2.2 Boj zblízka

Vágner (2017) definuje boj zblízka jako pragmatické využití bojových technik k boji z bezprostřední vzdálenosti mezi dvěma či více protivníky s jednoznačným cílem překonání protivníka. Jde o pružně reagující oblast bojových aktivit, které jsou neustále prověřovány ve válečném prostředí a na základě toho proměňovány. Výcvik boje zblízka se ve vojenských poměrech, na rozdíl od civilního prostředí, více orientuje na používání bojových technik v praxi. Proto také nelze boj zblízka v armádě srovnávat s bojovými uměními či cestou bojovníka, kde je spíše více pohlíženo na výchovu a vedení jedince životem se zaměřením na duchovní rozměr boje. Tento pohled nehraje v armádním měřítku až natolik důležitou roli, i když v určité míře ho zde bezesporu také nalezneme.

Fojtík (2006) definuje sebeobranu jako nauku o řešení sebeobránných situací a tvrdí, že zasahuje spíše do civilní sféry než do vojenského prostředí. V AČR se používá terminologie boje zblízka z důvodu pragmatického použití a terminologie sebeobranu se využívá v kombinaci se služebními zákroky (např. u Vojenské policie apod.).

V roce 1993, při vzniku samostatné České republiky, se začala utvářet nová tvář Armády České republiky. Jeden z mnoha cílů, který byl bohužel v minulosti přehlížen, bylo zvolení celistvého systému boje zblízka. Vybrat ten správný systém nebyl pro nově se formující armádu zrovna lehký úkol. Z tohoto důvodu byla vypsána veřejná soutěž, ze které nakonec vítězně vyšel pro svou jednoduchost a praktičnost svých technik v bojových podmínkách systém Musado MCS. Proto je od roku 1993 v AČR právě tento bojový systém Musado MCS používán. Dále ho členíme ve výcviku boje zblízka na tematické oblasti základních technik, sebeobránných technik, cvičný úderový boj a techniky speciální.

Technika přímého čelního kopu, které se chceme věnovat v této diplomové práci, se nachází v tematické oblasti základních technik (spolu s postojí, pády, kryty, údery, pákami, podmetry, podrazy, škrcením a rdoušením).

2.3 Základní techniky – kopy

Dle Urgela (1993), se některé školy kopům vyhýbají, další se na ně zase vyloženě soustředí (Taekwondo, Savate, Jeet Kune Do atd.). Určité kopy mohou vypadat na pohled pěkně, ale jejich účinnost je již mnohem menší. Například v thajském boxu se proti takovýmto kopům zápasník ani nesnaží krýt. Na druhou stranu platí, že dobře provedená technika a síla v nohou může být nepochybně silnou zbraní. V literatuře věnující se

problematicke bojovych umění a boji zblízka se setkáme s mnoha různými rozděleními kopů. Ve výsledku je však možné říci, že kromě technicky náročnějších kopů se tato dělení moc neliší.

Je možné se podívat na pár příkladů, kde se například dle Krajčoviče (2004) se v Teakwondu kopy dělí na kopy na místě, v pohybu, nízké kopy a podrážení v přeskoku, čtyřsměrné kopy, kopy ve výskoku a kopy s držením soupeře (džapko čagi). Další dělení je například dle Madsena (2016) u stylu Krav Maga na čelní kop, kop do genitálií, vnější kop obloukem, kop kolenem, kop do strany a kop dozadu. Na rozdělení kopů lze také pohlédnout podle Nakayami (2012), ten kopy dělí na nárazové (kekomi), které ke svému účinku využívají rychlé extenze v kolenním kloubu a na švihové (keage), u kterých o tvrdosti kopu rozhoduje hlavně silný švih dolní končetiny. V boji zblízka pro AČR dělí Vágner (2017) kopy na kyvadlové (kyvné), přímé a obloukové.

2.3.1 Postoje v boji zblízka

Dle Vágnera (2017) je základem všech technik boje zblízka právě postoj. Ten nám zaručuje při provádění techniky správnou rovnováhu a stabilitu. Pokud tělo postrádá tyto dva atributy, obranné i útočné techniky nebudou ve výsledku tak účinné jako při správném zaujetí základního postoje. Chceme-li dosáhnout dynamického, přesného a plynulého provedení techniky, je nutné mít v postoji dostatečnou stabilitu. Navíc je nutné se vyvarovat křečovitosti v postoji, protože ta by naopak vedla ke ztrátě plynulosti pohybu. V boji zblízka máme několik druhů postojů a každý z nich nese svůj název podle specifického způsobu svého využití. Jsou to postoje útočné, obranné, informační, čelní, boční, v kleku, univerzální atd. Dále ještě rozdělujeme postoje podle způsobu jejich provedení a to na pravý či levý postoj a také zda kop prováníme zadní nohou nebo přední nohou. Protože jak vidíme, každý postoj má svůj určitý účel, je proto pro následný rozvoj v této oblasti důležité techniku postojů správně pochopit a nacvičit. My se v této diplomové práci budeme věnovat přímému kopu z čelního postavení ze zadní nohy.

Při technice kopů nám správný postoj umožňuje využít přenosu síly kopu do plochy nárazu. Při tomto provedení útočník zůstává stát pouze na tzv. stojné noze (v našem případě je to noha nedominantní). Útočný postoj zaujmeme tak, že jednou nohou vykročíme směrem vpřed a přední noha pokrčená v kolenu ponese zhruba 60% tělesné hmotnosti. Zároveň chodidlo zadní nohy vytočíme přibližně o 20° ven (obrázek 2).

Při útočném postoji lze využít k útoku v boji zblízka přední nebo zadní nohy. Dle Nováka a Špičky (1983) je využití zadní nohy výhodnější ve směru co se týče destrukční síly kopu (delší dráha nápřahu a možnost využít více rotaci boků), avšak nevýhodou u zadní nohy je rychlost kopu (kop z přední nohy je v průměru o 0,2 vteřiny rychlejší než ze zadní).



Obrázek 2 - Postavení nohou v útočném postoji (zdroj: Berny, 2006).

2.3.2 Charakteristika kopů

Technika kopu je hojně zastoupena téměř u všech druhů bojových umění a sportů. Provedení těchto technik kopů se od sebe téměř neliší. Dle Vágnera (2017) zastávají kopy v boji zblízka stejnou úlohu jako údery. Jejich výhodou je však mnohokrát větší destruktivní síla, ale na druhou stranu jsou náročnější na délku provedení a energetickou a pohybovou náročnost.

Pouhé použití nohy při útoku je již podle Strnada (2008) předpokladem pro mnohem větší způsobené poškození soupeřova těla v porovnání s úderem. Pro co nejvyšší účinnost kopu je nutné udržet chodidlo stojné končetiny v co největším kontaktu s podlahou. Na neozbrojený boj může být laickou veřejností pohlíženo jako na silovou záležitost. Praxe učitelů bojových umění však správně ukazuje, že právě u technik úderů a kopů je v nejširším měřítku zastoupena míra kondiční schopnosti rychlosti. Kop by měl být prováděn relaxovaně a v co možná nejvyšší rychlosti až do úplného zasažení cíle, kde končetina přejde do plné svalové tenze.

Při použití základní techniky kopu je hlavním cílem útočníka dle Gyurise (2003) zaměřit se na takové místo, aby po jeho zasažení byla způsobena soupeři co největší

bolest (genitálie, kloubní spojení a měkké tkáně) a v nejlepším případě tak vyřadit protivníka z boje. V armádním prostředí se vzhledem k omezením v podobě vysoké hmotnosti nesené výstroje a výzbroje, značnému omezení oděvem a důležitostí dosažení co nejvyšší rychlosti provedení soustředíme převážně na zasahování spodního pásma nepřítele.

Další velkou výhodou kopů dle Fojtíka a Krále (1993) je možnost využití většího dosahu dolní končetiny, a proto lze útočit z větší vzdálenosti než u úderů horními končetinami. Wichmann (2013) tvrdí, že tato vzdálenost od soupeře, získána právě využitím dolních končetin, tvoří významnou výhodu pro následující zdárnou obranu v boji. Z tohoto tvrzení lze vyvodit, že pro potřebnou sílu kopu je nutné si protivníka udržet v potřebné vzdálenosti od těla.

Nespornou důležitost hraje u devastačního účinku kopu jeho také jeho přesnost. Kurfürst (1996) tvrdí, že provedený kop, který je technicky perfektní pozbývá veškerou účinnost, jestliže nezasáhne přesně svůj cíl. Při pohybu soupeře v předozadních a bočních rovinách, může být přesnost zasažení velice složitým úkolem. Útočník by měl na tento problém myslet již před provedením útoku.

V porovnání s údery je devastační účinek kopů nesrovnatelně vyšší. Schneider a Nahuma (1972) ve své studii naměřili údery o velikosti síly až 2000 N a například v měření podle Yoshihuka (2008) zasahoval respondent přímým úderem měřicí desku silou až 1600 N. Z těchto hodnot lze pozorovat, že v porovnání se studií Kuragana a Yokokura (2012), kde byla síla přímého čelního kopu až 4500 N, je využití technik dolních končetin téměř třikrát silnější než použití techniky úderů horními končetinami.

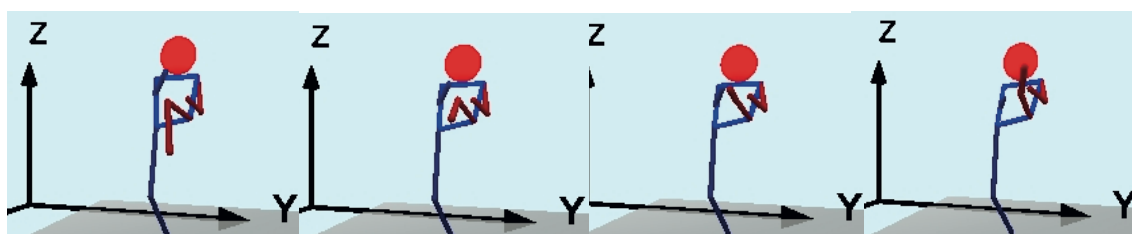
V přímém vztahu k síle kopů se váže i další kondiční složka a tou je rychlost. Podle Rebaca (1994) lze nahlížet na sílu kopu jako na energii, která je ve velmi krátkém časovém okamžiku přenášena na cíl útočnickova úderu. Tato potřebná energie kopu se skládá ze dvou proměnných. První z nich je, kolik jsme schopni této energie vytvořit a druhá za jak dlouho je tato energie předána na dopadovou plochu kopu. To znamená, že když chceme soupeře zasáhnout kopem s co největší účinností, nemusí být kop proveden největší silou, ale stačí, aby byl rychlejší. V tom případě se jeho kinetická energie vyrovná. Toto tvrzení nám vysvětluje vzorec výpočtu velikosti kinetické energie $E_k = \frac{1}{2} mv^2$, ve kterém písmeno v značí rychlost kopu a písmeno m hmotnost jeho autora.

2.4 Přímý čelní kop

Z důvodu přirozeného kopírování pohybových schopností lidského těla a tím pádem z toho plynoucí nízké náročnosti provedení, patří přímý čelní kop téměř ve všech bojových uměních, rovněž tak v boji zblízka v AČR, mezi ty nejzákladnější kopy a je brán jako jedna z prvních technik v průběhu výuky.

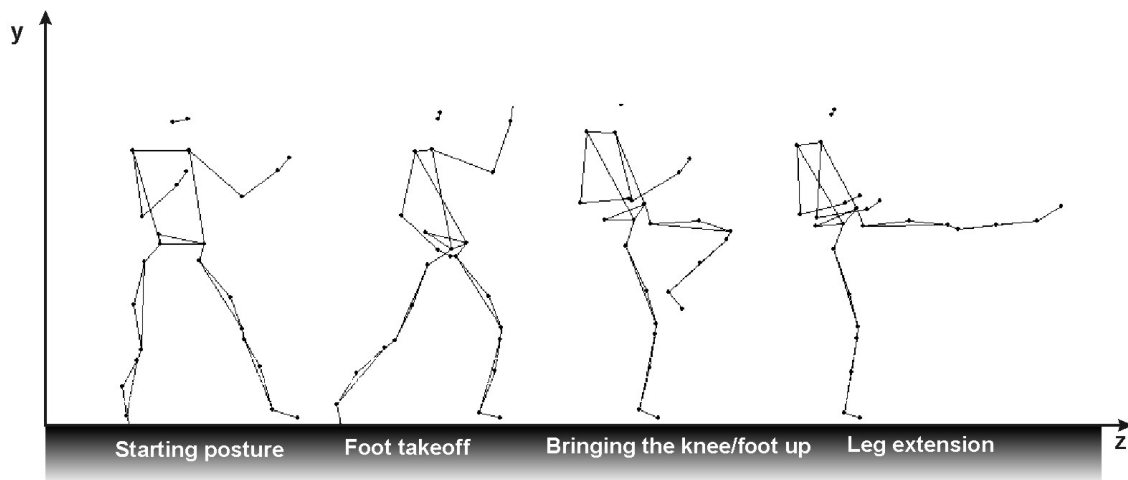
Podle Zvonaře a kol. (2010) je přímý čelní kop (*mae geri*) nejvíce používaným kopem v bojovém umění karate. Je tomu tak hlavně z důvodu možnosti velice rychlého použití v boji a rovněž vysoké obtížnosti jeho vykrytí pro obránce. Zároveň je možné kop využít dvojnásobně, a to buďto jako velice rychlý útočný kop nebo jakožto silný kop pro odstrčení protivníka a získání časové výhody na přípravu dalšího průběhu boje. Technicky je síla čelního kopu využívána především na dolní pásmo (*gedan*), na koleno nebo genitálie, měkké tkáně břicha a oblast solar plexus (*chudan*). Je nejpoužívanější technikou, která umožňuje přímou eliminaci protivníka nebo udržení bezpečného odstupu.

Přímý čelní kop rozděluje Zvonař a kol. (2010) ve svém článku na tři pohybové fáze. Těmi jsou fáze přípravná (z čelního postojů po zvednutí aktivní dolní končetiny), fáze hlavní (obrázek 3) (od zvednuté končetiny v mírném záklonu až po extenzi v kolenním kloubu) a fáze závěrečná (od protrakce dolní končetiny po návrat do čelního postojů).



Obrázek 3 - Hlavní fáze přímého čelního kopu (zdroj: Zvonař a kol., 2010).

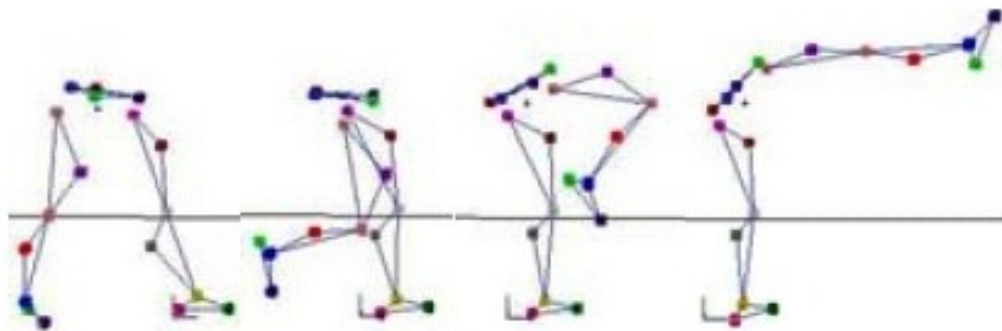
Podle studie Wąsika a kol. (2015) zkoumající podrobně kinematiku přímého čelního kopu v bojovém umění Taekwondo, útočník začíná kop tak, že průměrně 70% své tělesné hmotnosti přenesou na svou přední končetinu a nakloní se svým trupem a rameny ve směru zamýšleného pohybu. Dále zvedá pravou dolní končetinu (v postoji je to zadní končetina) a přenáší celkovou tělesnou hmotnost na levou nohu. Nejvyšší průměrná rychlost v této fázi byla naměřena $0,34 \pm 0,03$ vteřiny.



Obrázek 4 - Fáze pohybu u přímého čelního kopu (zdroj: Wąsik a kol. 2015).

V další části pohybu dolní končetiny vzhůru zvedá útočnicko koleno k úrovni boků. Tato část trvala průměrně $0,28 \pm 0,02$ vteřiny. Potom následuje maximální flexe v kolenním kloubu. Další pohyb je důsledkem toho, že svaly nohou přebírají kontrolu nad celým pohybem při kopu. Poté dochází k úplné a co nejrychlejší extenzi v kolenním kloubu a dokončení celé techniky přímého čelního kopu (obrázek 4).

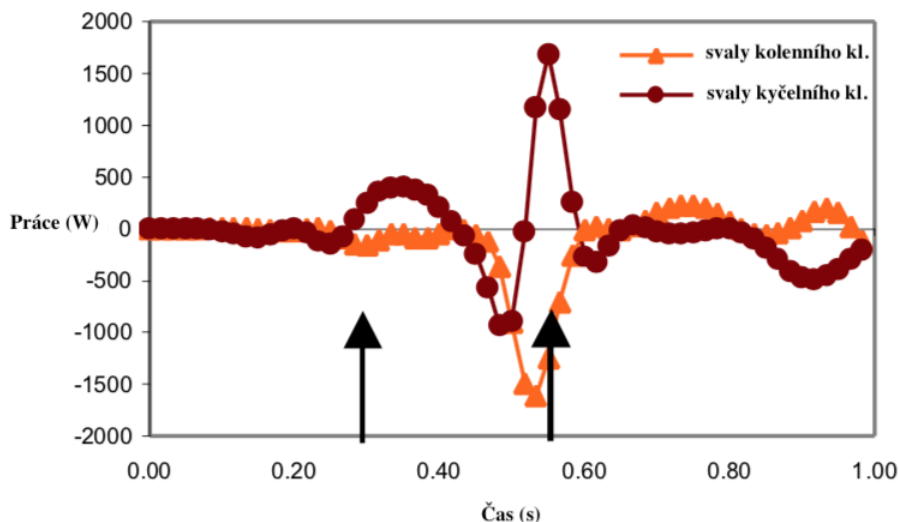
Podle Vágnera (2017) správné provedení této techniky vychází z čelního postoje, následuje skrčení přednožmo povýš kopající dolní končetinou, to způsobí mírný záklon trupu útočnicka, zároveň provedeným pohybem boku vpřed a trčením přednožit končetinu (v případě levého čelního postoje, provádí útočnicko tu samou činnost, pouze opačnou končetinou). K zasazení úderu je využívána nejčastěji pata, špička nebo střední část chodidla. Poloha paží se při provedení čelního kopu nemění a zůstává v základní pozici u těla. Po zasazení úderu se noha vrací do výchozí pozice čelního postoje stejnou dráhou jakou byl proveden kop.



Obrázek 5 - Průběh přímého čelního kopu (zdroj: Kim a kol., 2006).

Kim a kol. (2006) rozděluje přímý čelní kop na tři hlavní fáze (obrázek 5). První fázi nazývá iniciační, ta začíná flexí kolene a flexí v kyčelním kloubu. Další je fáze akcelerační, tu zahajuje útočnicko v momentu maximální fyziologické flexe v kyčli a

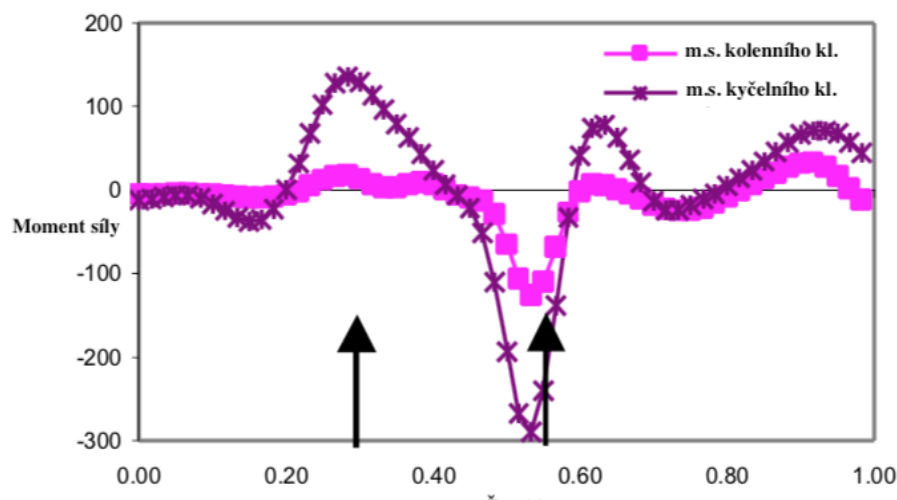
koleni, kde v důsledku maximální flexe dojde k postupné extenzi dolní končetiny. Při zpětném pohybu kotníku se ukončuje dráha kopu a tuto část nazývá autor fází finální.



Obrázek 6 - Výkon svalů kolenního a kyčelního kloubu v průběhu přímého čelního kopu v otevřeném postoji. Šipka vlevo indikuje zvednutí aktivní nohy ze země, šipka vpravo kontakt do cíle (upraveno dle zdroje: Gordon a kol., 2002).

Dále nutno uvést studii Gordona a kol. (2002), která ukázala, že výsledná síla přímého čelního kopu je mnohem vyšší z tzv. otevřeného postoje (kopající noha vzadu) než u tzv. zavřeného postoje (nohy vedle sebe). Studie uvádí, že je tomu tak z důvodu využití výhody větší vzdálenosti nohy od cíle, což vede k zajištění více času na získání rychlosti pohybu dolní končetiny při útoku. Dále studie ukazuje, že pohyb aktivní končetiny zahajuje zároveň flexe v kyčelním a kolenním kloubu (u hlezenního kloubu se významný moment síly pro čelní kop neprokázal). Po dosažení maximální rychlosti flexorů kyčelního kloubu veškerou práci převzou extenzory kyčelního kloubu (v důsledku excentrické kontrakce gluteálů), což způsobuje, že kyčel zpomalí svou flexi a začne extenze v kolenním kloubu (obrázek 6). Síla svalů extenzorů kolenního kloubu nepřispěje ke zvýšení rychlosti celkového natažení dolní končetiny v kolenním kloubu. Namísto toho byl tento pohyb zpomalen flexory kolenního kloubu produkujícími excentrickou kontrakci, aby mozek chránil koleno před poraněním v důsledku hyperextenze na konci kopnutí.

Z výsledků studie lze také určit, že výkon svalů kyčelního kloubu je při zasažení cíle mnohonásobně vyšší než výkon svalů kolenního kloubu (obrázek 7). Tuto skutečnost potvrzují i další studie podobného zaměření, a to na mechaniku kopání ve fotbale podle Robertsona a Moshera (1985), nebo při sprintu u vrcholových atletů Lemaire a Robertson (1989).



Obrázek 7 - Moment síly kolenního a kyčelního kloubu v průběhu přímého čelního kopu v otevřeném postoji. Šipka vlevo indikuje zvednutí aktivní nohy ze země, šipka vpravo kontakt do cíle (zdroj: Gordon a kol., 2002).

Nejčastěji se vyskytující chybou v provedení přímého čelního kopu je dle Strnada (2008), když není trup útočníka v průběhu provádění kopu ve svislé poloze vůči zemi, či v mírném záklonu. Koleno aktivní končetiny se nenachází v úrovni boků útočníka, stojná končetina je na špičce a není v maximálním propnutí nebo kop nabývá insuficientní rychlosti.

Výše v textu se zmiňujeme o tzv. úderových plochách při technice kopů. Jsou to části těla útočníka, které slouží při provádění požadované techniky pro zasáhnutí soupeře. Při něm můžeme použít jakoukoli část těla, ale ze zkušeností z praxe se jedná hlavně o dostatečně tvrdé a odolné úderové plochy. Dle Náchodského (1992), jsou úderové plochy takové části těla, pomocí kterých je možné splnit technické požadavky sebeobrany.

Novák a Špička (1983) definují úderovou plochu jako části těla, které mají možnost se dostatečně zpevnit nebo jsou již dostatečně pevné. Tyto plochy by měly mít rovněž co nejmenší povrch, schopnost zpevnění v co nejkratším časovém intervalu a jejich využití by mělo být co nejvíce univerzálního rázu.

Pro docílení maximální destruktivní síly techniky kopu je potřeba dle Strnada (2008) využít přemístění co největší části tělesné hmotnosti a síly kopu do nárazové plochy (chodidlo, vnější malíková hrana či pata). Při použití kopací techniky v armádním prostředí (obrázek 8) se používá spodní plocha vojenské obuvi (špička, pata a celá plocha podrážky obuvi).



Obrázek 8 - Úderová plocha ve vojenské obuvi. Vpravo špička, chodidlo a pata. Vlevo podrážka a pata obuvi (zdroj: Vágner, 2008).

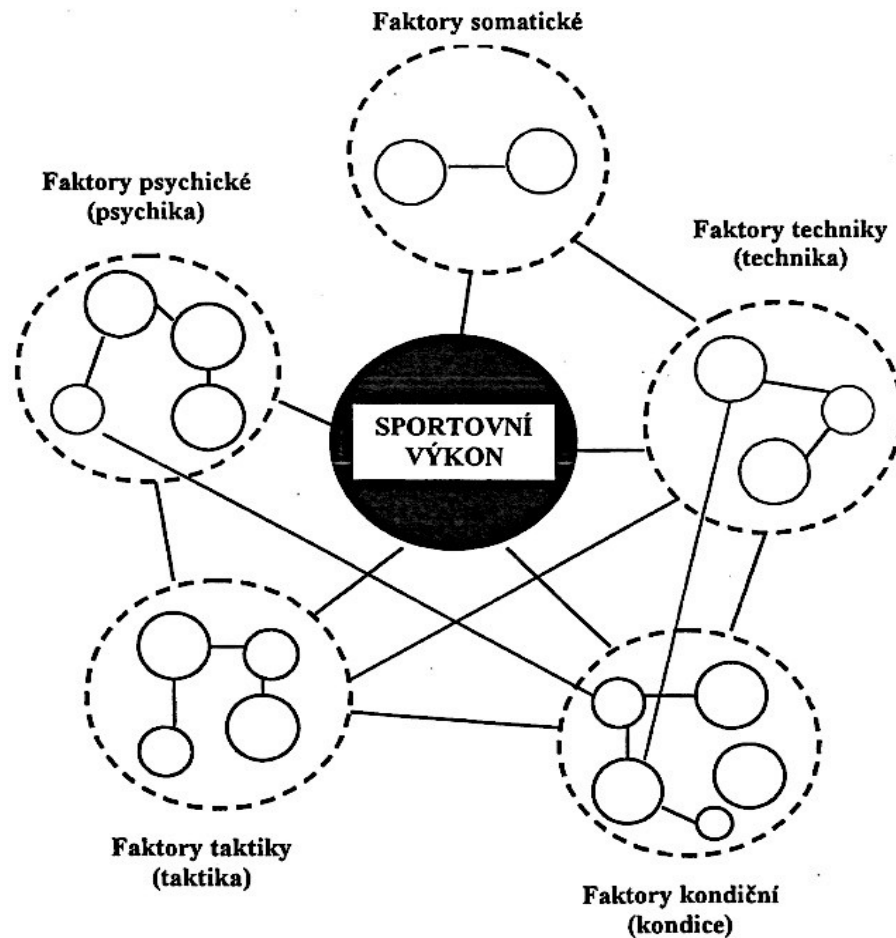
3 DETERMINANTY SPORTOVNÍHO VÝKONU

Tato teoretická část diplomová práce popisuje motorické předpoklady, které jsou zastoupeny v boji zblízka u námi vybrané techniky kopů. V souvislosti s tématem naší diplomové práce se zde budeme hlavně věnovat motorickým schopnostem a to převážně jejich faktorům kondičním, kde rozebereme pohybové schopnosti silové, rychlostní, vytrvalostní a koordinační. Krátce v této kapitole zmíníme i ostatní faktory, které do jisté míry mohou ovlivnit provedení techniky kopů (somatické, psychické a techniky).

Jak zmiňují Perič a Dovalil: *“Pohybové schopnosti se chápou jako relativně samostatné soubory vnitřních předpokladů lidského organismu k pohybové činnosti, v níž se také projevují.”* (Perič a Dovalil, 2010).

Zvonař, Duvač a kol. (2011) charakterizují sportovní (někdy nazýván pohybový nebo motorický) výkon jako jednu ze základních oblastí, která se v teorii sportu sleduje. Je na něj nahlíženo jako na jednotu průběhu a výsledku pohybové či sportovní činnosti. Konečné výsledky lze hodnotit za pomoci fyzikálních jednotek (vzdálenost, čas, hmotnost), subjektivním hodnocením (body), počtem zásahů (koše, branky) apod. Sportovní výkonnost (předpoklad pro opakované podávání výkonu) je formována dlouhodobě a je vyústěním přirozeného růstu a vývoje osoby, vlivů prostředí a osobního sportovního tréninku. Z toho důvodu je její zvyšování nutno chápat v širších souvislostech.

Měkota s Novosadem tvrdí, že se motorické schopnosti také dají popsat jako: *„...obecné kapacity jednotlivce, které se projevují ve výsledcích pohybové činnosti, jinak jsou latentní. V konečném výsledku lze tvrdit, že limitují jedince a představují určitou hranici, jež nelze překročit.“* (Měkota a Novosad, 2005).



Obrázek 9 - Struktura sportovního výkonu (zdroj: Dovalil a kol., 2012, s. 16).

V současnosti podle Dovalila a kol. (2012) využívá teorie pro tyto potřeby systémový přístup. Ten nám dovoluje vykládat sportovní výkon jako vymezený systém prvků s určitou strukturou, což znamená, že mezi prvky je zákonité uspořádání a propojení sítí vzájemných vztahů. Prvky mohou být charakteru somatického, motorického, fyziologického, psychického apod. (obrázek 9). Mohou být snadno rozpoznatelné (somatické znaky), ale také komplikovaněji (koordinační schopnosti).

3.1 Somatické faktory

Relativně stálé a ve velké míře dědičně podmíněné somatické faktory hrají podle Dovalila a kol. (2012) ve spoustě sportů význačnou roli. Týkají se podpůrného systému (kostra, svalstvo, vazy, šlachy) a z velké části tvoří biomechanické předpoklady určitých sportovních činností. Velký podíl mají i na zužitkování energetického potenciálu při určitém výkonu a rozlišují počáteční předpoklady pro různé typy sportovních výkonů. Mezi hlavní somatické faktory lze zařadit tělesnou výšku a hmotnost, délkové rozměry,

složení těla a tělesný typ. Pro vyjádření tělesného typu člověka je v posledních letech používáno, v oboru sportovní antropologie, určení tzv. somatotypu.

Podle Dovalila a kol. „... bez odpovídající stavby těla se nemůže příslušný jedinec zařadit v mnoha sportech mezi výkonnostně nejlepší.“ (Dovalil a kol., 2012, s. 22).

3.2 Kondiční faktory

Dovalil a kol. (2012) považuje za kondiční faktory sportovního výkonu pohybové (motorické) schopnosti. Ve všech pohybových činnostech, které jsou obsahem sportovního výkonu, je možné určit projevy „sily“, „vytrvalosti“, „rychlosti“ a další. Jejich poměr se podle motorického úkolů odlišuje. Dle teorie i praxe se uznává pojetí pohybových schopností s jistým zobecněním jinak široké palety pohybových schopností projevů člověka. U komplexů silových, rychlostních, vytrvalostních a koordinačních schopností je možné pozorovat také určitou vnitřní strukturalizaci a proto odlišit jednotlivé dílčí schopnosti, které jsou už dostatečně přesně definovány a nepřímo měřitelné. Biologické a psychologické základy těchto komplexů jsou dostatečně objasněny a z větší části jsou známy i postupy pro jejich ovlivňování tréninkem. Na druhou stranu věci jejich slovní označení dosud není jednotné. Obecně je však akceptováno rozdělení schopností na kondiční a koordinační. Nově se potom uvažuje o zařazení třídy hybridních schopností.

Měkota a Novosad (2005) pohybové schopnosti člení na kondiční, hybridní a koordinační. Pohybové (motorické) schopnosti jsou všeobecně dědičně podmíněné a poměrně stálé, nicméně správným tréninkem je možné je dále rozvinout. Na rozdíl od pohybových dovedností, kde rozhoduje zkušenost a procvičování, je rozvoj pohybových schopností realizovatelný na základě fyziologické adaptace organismu.

3.2.1 Silové schopnosti

Zasadit nepříteli kop, pokud možno co největší silou, je jedním z nejdůležitějších prvků pro co nejvyšší výsledný destruktivní účinek kopu. Výsledná velikost síly je do jisté míry určována dle počtu zapojených motorických jednotek ve svalu. Pokud bude zapojeno více motorických jednotek, výsledné napětí ve svalu bude větší a tím se zvětší vteřinová frekvence dráždících impulzů.

Dle Votíka lze silové schopnosti obecně charakterizovat jako: „... *předpoklady sportovce, které nám umožňují překonávat odpor nebo proti odporu působit prostřednictvím svalového napětí*“ (Votík, 2005, str. 145).

Jednou z hlavních schopností u kondičních faktorů je, jak uvádí Dovalil a kol. (2012), síla jako pohybová schopnost, která má za cíl překonat, udržet nebo brzdit určitý odpor. Při svalové kontrakci je vyvolána celá řada chemických, fyzikálních a fyzikálně-chemických změn. Svalové napětí (tonus) je u svalu zaznamenatelné jak v klidu, tak se zvyšující se intenzitou i v kontrakci. Silový projev svalu závisí na celkovém počtu svalových vláken (jejich příčný průřez), na počtu aktivovaných vláken (nitrosvalová koordinace) a na souhře svalových skupin (mezisvalová koordinace).

V teorii sportovního tréninku se můžeme setkat s mnoha definicemi a dělením silových schopností. Dovalil a kol. (2012) je dělí na sílu absolutní (maximální), rychlou a výbušnou (explozivní) a vytrvalostní. Všechny z daných druhů sil lze spojit s jinou velikostí odporu, jinou rychlostí pohybu a každou ze sil je možné jinak provést (obrázek 10). Silové schopnosti patří bezpochyby k hlavním faktorům sportovního výkonu a rovněž hrají nepopsatelnou roli ve všech sportovních odvětvích. Jejich význam je rozhodující ve specializacích, kde se překonává odpor náčiní (vzpírání, vrhy, hody atd.) nebo odpor vlastního těla (gymnastika, skoky a všechny druhy odrazů). Stejně tak je význam silových schopností znát u výkonů, kde je překonáván aktivní odpor soupeře (úpolové sporty) nebo vnější odpor prostředí (plavání, veslování, lyžování atd.). Někde se jedná jen o přiměřený silový základ, v jiných sportech jde již o hraniční úroveň jedné silové schopnosti či komplexu.

<i>Druh silové schopnosti</i>	<i>Velikost odporu</i>	<i>Rychlost pohybu</i>	<i>Opakování (trvání) pohybu</i>
Absolutní	maximální	malá	krátce
Rychlá (výbušná)	nemaximální	maximální	krátce
Vytrvalostní	nemaximální	nemaximální	dlouho

Obrázek 10 - Velikost, rychlost pohybu a trvání pohybu při klasifikaci silových schopností. (zdroj: Dovalil a kol., 2012).

Dle Zatsiorského a Kraemera (2014) je svalová síla schopnost vyvinout maximální sílu. V mechanice a fyzice je síla zase definovaná jako veličina sloužící

k určení vzájemného působení mezi dvěma tělesy. Síla se projevuje dvěma způsoby. Buď změni pohyb tělesa nebo těleso zdeformuje a nebo dojde k obojímu. Při sportovních pohybech však působí mnoho různých sil, které se v biomechanice rozdělují na vnitřní sílu a vnější sílu. Síla, která působí z jedné části lidského těla na druhou, nazýváme vnitřní silou. K těmto silám patří mimo jiné i síly působící mezi kostmi a mezi šlachami a kostmi. Síly, které však působí mezi tělem sportovce a jeho okolním prostředím, se označují jako vnější síly. Vzhledem k této definici se jako výsledné měřítko pro sílu sportovce používají jen síly vnější.

Je známo, že sval na lidském těle ovlivňuje silou kost během:

- zkrácení (koncentrická neboli myometrická akce),
- protažení (excentrická neboli plyometrická),
- zachování délky (statická neboli izometrická).

Podle Periče a Dovalila (2010) je schopností izometrické síly dosáhnout co nejvyšší síly při statické kontrakci, to znamená, že je zachována délka svalu, ale pouze se mění napětí v tom, který je aktivován. Na druhou stranu hlavní schopností síly izotonické (zkrácení a protažení) je měnit délku svalu. Z této definice můžeme vydedukovat, že při provádění techniky přímého čelního kopu používáme sílu izotonickou. Ta se dále dělí na sílu maximální, vytrvalostní, rychlou a výbušnou.

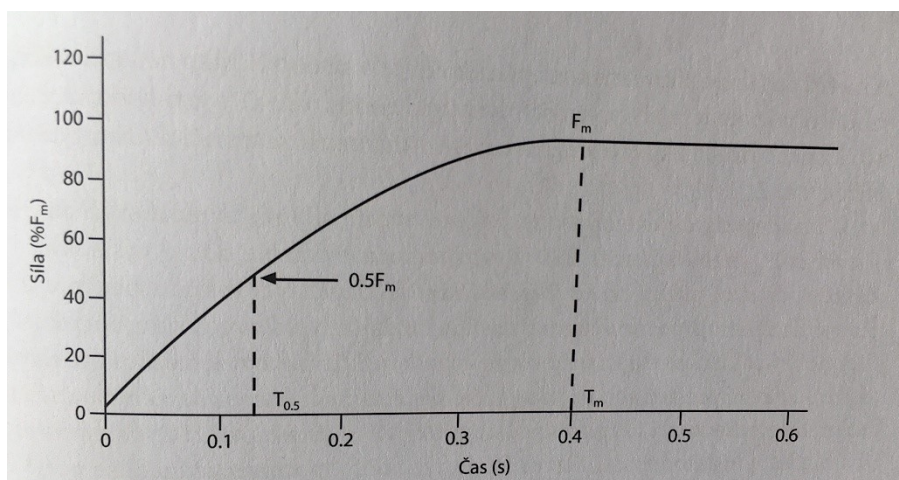
a) Maximální síla

Dle Dovalila a kol. (2012) je to schopnost spojená s nejvyšším možným odporem, může být realizována při svalové činnosti dynamické (koncentrická nebo excentrické) nebo statické. Je možné jí také definovat jakožto největší sílu, jakou může sval nebo svalová skupina vyvinout pro vykonání jediného opakování s nejvyšším možným odporem při největší volní excentrické, koncentrické nebo statické kontrakci svalu. Statickou sílu definuje Měkota a Blahuš (1983) jako sílu, kterou vyvine svalová skupina proti pevnému odporu. Jde tedy o schopnost vyvinout co největší tah (stisk, tlak, ...) proti fixovanému objektu (v průběhu měření proti dynamometru)

b) Výbušná síla

Podle autorů Měkoty a Novosada (2005) můžeme zařadit výbušnou sílu do silových schopností dynamických. Jde o schopnost dosáhnout maximálního zrychlení v konečné části acyklického pohybu těla. Jde tím pádem o snahu svalu vyprodukovat maximální (absolutní) sílu v co nejkratším čase.

Zatsiorský a Kraemer (2014) nazývají tuto sílu explozivní silou a vymezují ji jako schopnost vyvinout maximální sílu v minimálním čase (obrázek 11).



Obrázek 11 - Vyvíjení maximální svalové síly F_m v minimálním čase T_m (zdroj: Zatsiorský a Kraemer, 2014).

c) Rychlá síla

Autoři Měkota a Novosad definují projevy rychlé síly jako: „... *nezbytné pro správné a efektivní zvládnutí techniky u mnoha pracovních, sportovních a bojových činností. Je to schopnost nervosvalového systému dosáhnout co největšího silového impulsu v časovém intervalu, ve kterém se musí pohyb realizovat.*“ (Měkota a Novosad, 2005). Je definována jako dosažení co největšího impulsu svalu v časovém intervalu, ve kterém se pohyb nachází. Je to tedy co nejvyšší hodnota síly v co nejkratším časovém provedení. Můžeme jí rozdělit na startovní sílu (pohyb v co největší rychlosti a nejkratším čase) a explozivní sílu (maximální zrychlení v závěrečné fázi pohybu). Důležitost u kondičních faktorů hraje i způsob energetického krytí dle časového intervalu a charakteru zátěže (tabulka 1).

Trvání zátěže	Charakteristická fáze	Zdroj energie
1 – 4 s	Anaerobně alaktátová	ATP
4 – 20 s	Anaerobně alaktátová	ATP + CP
20 – 45 s	Anaerobně alaktátová a anaerobně laktátová	ATP + CP + glykogen
45 – 120 s	Anaerobně laktátová	Glykogen
2 – 10 min	Anaerobně laktátová a aerobně alaktátová	Glukóza
nad 10 min	Aerobně alaktátová	Glukóza + tuky

Tabulka 1 - Způsoby energetického krytí (zdroj: Měkota a Novosad, 2005, s. 146).

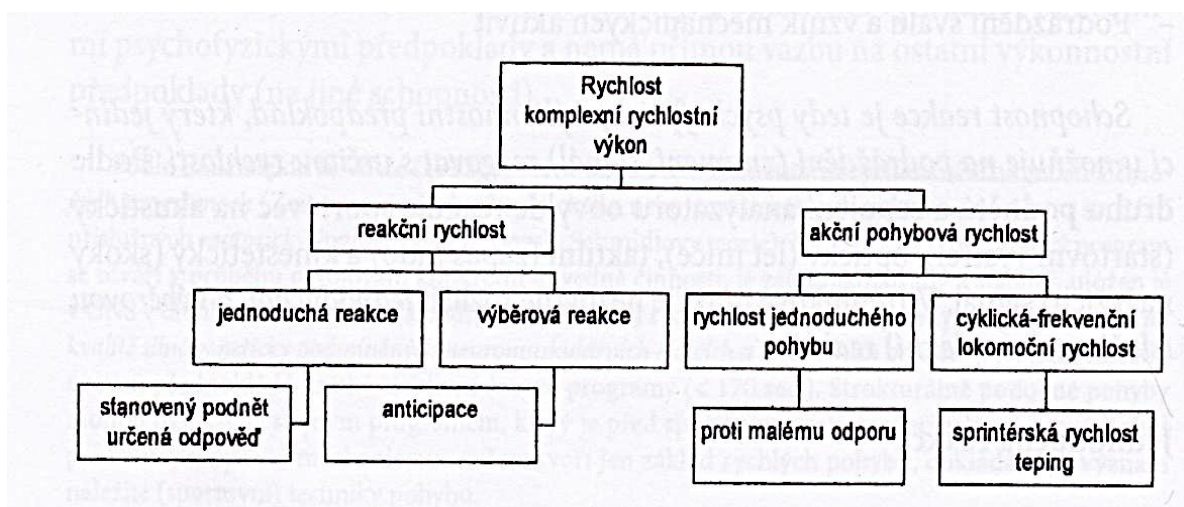
Měkota a Novosad (2005) uvádí, že na rychlou sílu lze pohlížet jako na nejdůležitější faktor ovlivňující správnou techniku u mnoha sportovních i bojových činností. Jedná se totiž o propojení faktorů rychlosti a svalové síly sportovce.

3.2.2 Rychlostní schopnosti

Hájek ve své publikaci definuje rychlostní schopnosti tímto způsobem: „*Rychlost pohybu jako motorická schopnost je v antropomotorice definována jako schopnost provést pohyb (komplex pohybů, pohybovou činnost) v co nejkratším čase.*“ (Hájek, 2001, s. 42) Dále uvádí, že se jedná o pohybovou činnost, která má pouze krátkodobý charakter (do 20 vteřin), není příliš koordinačně náročná, nevyžaduje překonávání velkého odporu a navíc je prováděna ve vysoké intenzitě.

Jak jsme výše zmiňovali, někteří autoři řadí rychlostní schopnosti do tzv. hybridní skupiny schopností. Měkota a Novosad (2005) je definují jako schopnosti související s procesy metabolickými tak i s procesy pro regulování a ovládání pohybu centrální nervové soustavy. Rychlost dále můžeme rozdělit na akční a reakční a poté ji přiřadit ke kondičním a koordinačním schopnostem.

Měkota a Novosad (2005) uvádí, že ve sportu, školní tělesné výchově i tréninku se nepoužívá název rychlostní schopnosti, ale pouze zkrácený výraz rychlost. Tato schopnost je velmi významnou dispozicí jedince pro vykonání činnosti vysokou nebo až maximální rychlostí. Rychlost není tvořena pouze samostatnou všestrannou schopností, ale jde o mnoho samostatných, doplňujících se schopností, které lze definovat jako reakční rychlost a akční rychlost (obrázek 12).



Obrázek 12 - Členění rychlostních schopností (zdroj: Měkota a Novosad, 2005, s. 134).

Podle Hájka (2001) se o způsobilost organismu reagovat v co možná nejkratším čase na určitý podnět stará reakční rychlostní schopnost. Proto se jedná o schopnost, která má za úkol co nejrychleji zareagovat na vyvolaný podnět. Akční rychlostní schopnost chápeme jako schopnost vykonat motorickou činnost v co možná nejkratší době od zahájení pohybu.

Podle Lehnerta (2005) je rychlost vymezena nervosvalovou koordinací, množstvím rychlých svalových vláken a jejich velikostí, hormonálním vlivem, kloubní pohyblivostí a antropometrickými ukazateli.

3.2.3 Koordinační pohybové schopnosti

Koordinační neboli obratnostní schopnosti jsou podle Hájka (2001) schopnostmi, které mají na výsledném výkonu cvičence výrazný podíl. Tyto schopnosti se úzce podílejí na řízení a regulaci pohybu. Koordinace znamená mít schopnost uskutečnit komplikované pohyby správně v čase i prostoru.

Pro zvládnutí správné kopací techniky je nutné dokonalé zvládnutí základních koordinačních schopností, které Dovalil a kol. (2012) ve své knize dělí na diferenční schopnosti, orientační schopnosti, schopnost rovnováhy, schopnost reakce, schopnost rytmu, schopnost spojovací a schopnost přizpůsobovací.

Při provádění přímého čelního kopu je více než důležité, aby byl útočník schopen zkoordinovat pohyby celého těla. V průběhu kopu je nucen si správně pohlídat pozici každého segmentu svého těla. Při nesprávném posouzení vzdálenosti od dopadové plochy, vynaložené síly nebo polohy celého těla se může stát, že útočník provede techniku pomalu nebo technicky špatně, což může vést až ke zranění.

3.2.4 Pohyblivost

Podle Dovalila a kol. (2012) pohyblivost znamená schopnost člověka vykonávat pohyby v kloubech ve velkém rozsahu. Ve sportu může mít přímý i nepřímý význam. Přímou se může objevit ve sportech se specifickými požadavky, ve spoustě z nich patří k limitujícím faktorům dosahovaného výkonu (např. gymnastika nebo plavání). Nepřímý význam potom lze pozorovat a uplatnit u hodnocení ostatních pohybových schopností. Ve vztahu k dovednostem je spojována s ekonomikou pohybu. Snížená pohyblivost zvyšuje riziko zranění či bolesti.

Dle Hájka (2001) je pohyblivost vlastností pohybové soustavy, která různě působí na rozsah pohybu. Může být aktivní, což znamená, že maximálního kloubního rozsahu je dosaženo aktivním stahem svalů a nebo pasivní, kdy je pohyblivost určena rozsahem kloubního pohybu. Pohyblivost je možné zvýšit pravidelně se opakujícím strečkem, při kterém dochází k prodloužení vazivových tkání a svalů. Opakem je potom snižování pohyblivosti při žádném nebo nedostačujícím strečku. Strečink je možné rozdělit na aktivní, pasivní, statický a dynamický.

V boji zblízka, tak jako u spousty dalších pohybových aktivit, lze strečink považovat v první řadě za určitý nástroj, kterým je možné předejít různým zraněním.

3.3 Technické faktory

Dovalil a kol. (2012) popisuje faktory techniky jako účelný způsob řešení pohybového úkolu, který je v určitém souladu s možnostmi sportovce, s biomechanickými zákonitostmi a probíhá na základě neurofyziologických mechanismů řízení pohybu.

Hrstková (2010) ve své práci definuje techniku jako způsob řízení pohybu za účelem dopracování se k perfektní spolupráci určitých svalových partií, které řídí nervosvalová soustava. Na základě toho rozdělujeme technické faktory na vnitřní a vnější.

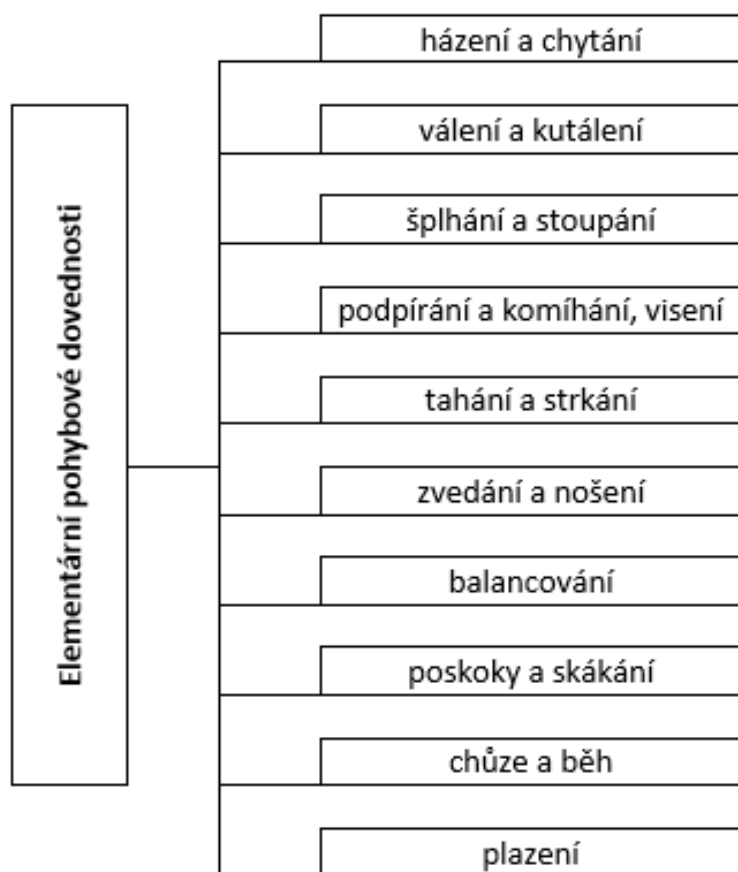
Dle Dovalila a kol. (2012) tvoří vnitřní techniku neurofyziologické základy ve formě zpevněných a stabilizovaných motorických vzorců, které provází náležitě sladěný systém zkracování a uvolňování svalových skupin. Vnější techniku chápeme jako uspořádanou sérii pohybů a úkonů spojených v motorickou činnost, která směřuje k určenému cíli. Různé technické faktory provází sportovce celou jeho kariéru. V testech prováděných v našem výzkumu se technické faktory vyskytují v hojné míře. Postup učení se určité techniky pohybu je složitý a je založen na plánovitém a cíleném trénování určitých pohybových dovedností. Osobité a individuální zvláštnosti v technice provedení pohybu se označují jako styl.

3.4 Pohybové dovednosti

Linhart (1982 in Měkota a Cuberek, 2007) mluví o dovednostech jako o pohotovosti korektně a ekonomicky provést určitou činnost. Schmidt (2004) upozorňuje,

že tuto činnost je nutné provést s minimálním výdejem energie a času a být si pohybem co nejvíce jistý.

Na základě obsahu a cíle této práce se však zaměříme na dovednosti pohybové, které bývají v literatuře nazývány jako dovednosti motorické. Měkota (2007) je vymezuje: „*Motorickým učením a opakováním získaná pohotovost (způsobilost, připravenost) k pohybové činnosti, k řešení pohybového úkolu a dosažení úspěšného výsledku*“. Belej (2001) přidává, že je nutno tuto pohotovost provést korektně, správným způsobem, a to i při změněných podmínkách. Schnabel a Thies (1993) uvádějí, že kvalita pohybu je vysoce automatizovaná část pohybového výkonu motorické činnosti, jejíž základní kámen se nachází v motorických schopnostech. Ve své knize uvádějí také základní rozdělení pohybových dovedností (obrázek 13).



Obrázek 13 - Nejjednodušší pohybové dovednosti (zdroj: Schnabel a Thies, 1993).

Je nutné však zdůraznit, že dle Měkoty (2007) není možné každý lidský pohyb vnímat jako pohybovou dovednost. Podstatné u pohybu je jeho zaměření a předešlá zkušenost s ním či s jeho učením.

Vztah mezi motorickými schopnostmi a motorickými dovednostmi je podle Čelikovského (1989) oboustranný. Podmínkou vysoké hodnoty motorické dovednosti je však vysoká úroveň určité pohybové schopnosti.

Měkota a Cuberek (2007) dělí motorické dovednosti dle několika měřítek na:

- Motorické dovednosti jednoduché a komplexní.

Zde je hlavním rozlišovacím faktorem rys složitosti čili celkovost motorické činnosti. Při jednoduchých dovednostech pohybová koordinace není nadměru složitá, při komplexních dovednostech je již značně komplikovanější.

- Motorické dovednosti jemné a hrubé (na základě množství zapojení svalových skupin, jež vymezují rozsah pohybu).

U těchto dovedností se již zapojuje větší množství svalových partií a pohyby bývají menšího rozsahu. Jemné pohybové dovednosti jsou velice přesné, obvykle souvisí s aktivitou rukou a prstů. Velký význam zde také hraje schopnost koordinace oko - ruka (např. oprava hodinek, střelba ze zbraně či pohyby s míčem). Na druhou stranu u hrubých pohybových dovedností je využito velkého množství větších svalových skupin, potažmo téměř celého našeho těla. Jsou pro nás nepostradatelné u velké části sportovních aktivit (např. plavání, lyžování nebo námi měřený kop v boji zblízka).

- Motorické dovednosti otevřené a zavřené.

Otevřená dovednost je specifická tím, že se odehrává v proměnlivém a neodhadnutelném prostředí. Je při ní nezbytné neustále kontrolovat měnící se podmínky. Pro příklad je možné si představit hokejového hráče, který je nucen se v krátkém časovém úseku rozhodovat zdali a případně jak změnit svůj pohyb na základě postavení soupeře či spoluhráčů. V hokeji se hra neustále zrychluje, proto včasné reagovat na proměnlivost určité situace může být nadměru obtížné. Hovoříme zde proto také o potřebě tzv. anticipace (předvídání) následující činnosti. Na základě dobře vyhodnoceného odhadu se může hráč ocitnout v herní výhodě oproti soupeři. Tuto dovednost nalezneme i v ostatních kolektivních sportech či například v úpolových sportech, na které se v této práci zaměříme.

Zavřenou dovednost lze definovat čistě jako opak otevřené. Její průběh je v podmínkách odhadnutelných a stabilních (sprint na 100metrů či plavání v plavecké dráze). Sportovec je na podmínky dovednosti připraven dopředu a v průběhu ní již

nikterak nemění. Svoje pohyby permanentním stereotypem automatizuje. Na základě těchto dělení řadíme přímý čelní kop do otevřených dovedností.

- Motorické dovednosti diskrétní, sériové a kontinuální (dle časového průběhu).

U diskrétních (neboli jednoduchých) motorických dovedností lze přesně určit začátek i konec. Tyto dovednosti bývají zpravidla velice krátké (např. smeč, vrh, úder, kop, hody nebo skoky). U kontinuální dovednosti, jak již vyplývá z názvu, nelze přesně určit začátek a konec. Jde o nepřetržitý pohybový vzorec různého trvání a délky (např. jízda na kole či plavání). Sériovou dovednost lze definovat jako spojení více diskrétních dovedností do sebe. Tímto spojením vzniká další, komplikovanější aktivita. Pořadí prvků zde má klíčový význam. Například při nácviu pohybové skladby si cvičenec osvojuje nejprve jednotlivé části, které později spojuje ve výsledný celek.

Motorické dovednosti nejsou, na rozdíl od motorických schopností, podmíněně geneticky, nýbrž je nutné je získat pomocí motorického učení.

3.4.1 Motorické učení

Dle Hoška a Rychteckého (1975) se princip motorického učení zakládá na regulaci lidského pohybu. Při regulaci pohybu a motorické výkonnosti vykonávají nejdůležitější činnost hlavně mechanismy, které mají nejbližší vztah s učením.

Fyziologicky je dle Gollhofera a kol. (2012) motorika řízena z bazálních ganglií. To jsou pomocná motoricko-koordinační základně uložené v mozkových hemisférách. Funkce bazálních ganglií v soustavě řízení motoriky člověka závisí na rozvoji motorické mozkové kůry. Tato část má významný vliv na řízení a spolupráci převážně i volní hybnosti. Dále se podílí na koordinaci neúmyslné (reflexní) pohybové aktivity.

Blahutková (2007) definuje motorické učení jako proces, kde dochází k upevňování motorických schopností v centrální nervové soustavě za pomoci nervových synapsí. V rámci motorického učení projde člověk každou z jeho jednotlivých částí.

Perič a Dovalil (2010) rozdělují motorické učení do čtyř fází. Jsou to fáze seznámení, zdokonalení, automatizace a poslední je tvořivá asociace. Ve fázi seznámení se cvičenec seznamuje s dovedností a pokouší se poprvé o praktické provedení. Na tuto fázi navazuje fáze zdokonalení, ve které již cvičenec dovednost utváří a je schopen nacházet chyby, které se snaží odstraňovat. Další fází je automatizace, kde již cvičenec

zdokonaluje dovednost a pohyby jsou automatizovány, zpřesňovány, koordinovány a rytmizovány. Poslední fází je tzv. tvořivá asociace, zde dochází ke konečnému osvojení a automatizaci pohybové dovednosti (utváří se zde většinou již speciální technika).

Respondenti v našem výzkumu se nacházejí ve fázích zdokonalení, automatizace až tvořivé asociace. Z toho vyplývá, že techniku přímého čelního kopu mají respondenti dostatečně osvojenou a jsou proto schopni při maximální intenzitě pohybu realizovat průběh kopu s minimem chyb.

3.5 Biomechanika u přímého čelního kopu

Lees a Nolan (1998) definují biomechaniku jako vědu o mechanických zákonech pohybu u živého organismu. Věnuje se mechanickým vlastnostem hybné soustavy a zkoumá souvislosti mezi zdroji pohybu a vnějším pohybovým výstupem. Biomechaniku lze použít rovněž pro vysvětlování koncepce herního výkonu.

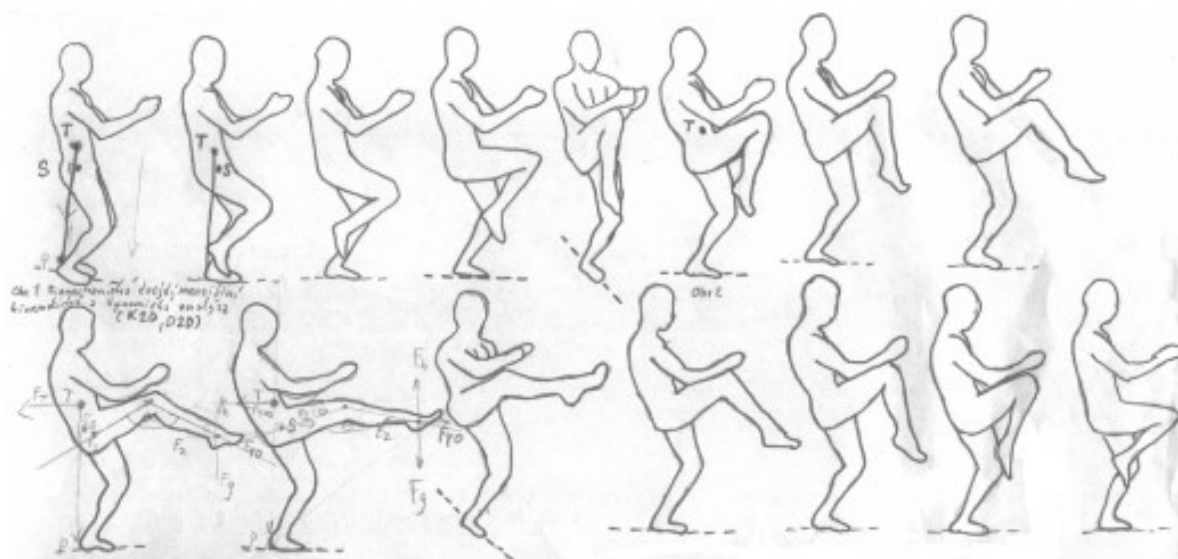
Novák a Špička (1983) uvádí, že z hlediska biomechaniky pojem kop chápeme jako jakékoliv provedení akce nohou, u kterého dojde ke změně kinetické energie nohy jeho zastavením se o objekt nebo předmět, který jsme chtěli zasáhnout a provést na něm deformující práci.

Velikost výsledného nárazu při kopu sumarizuje Nakayama (2012) na velikost a směr síly kopu, rozsah a stabilitu pohybu. Pro maximalizaci výsledné síly je potřeba aby všechny tyto faktory fungovaly současně.

- a. **Síla kopu** (Závislá na průřezu svalu a množství zapojených svalových vláken).
- b. **Směr síly kopu** (Pro maximalizaci síly by měl kop směřovat kolmo k povrchu našeho cíle).
- c. **Rychlost** (Platí zde přímá úměra, čím větší rychlost tím bude větší síla kopu. Pokud se zvětší hmotnost segmentu či rychlost, následuje rovněž zvětšení hybnosti).
- d. **Rozsah pohybu** (Síla je přímo závislá na vzdálenosti, ze které se dolní končetina přibližuje k cíli. Čím větší je vzdálenost, tím může růst dráha, na které dolní končetina načerpá rychlost a tím pádem zvětší svoji sílu).
- e. **Stabilita** (Pro účinné použití síly kopu je nutné zaujmout stabilní postoj a korektní držení těla).

3.6 Pohybový rozbor kopu

Z hlediska anatomických a funkčních zákonitostí pohybového systému při provádění pohybu se dle Balatky (2002) zabývá věda zvaná kineziologie. Podle autora Velé (2006) při různých pracovních operacích pohybového aparátu dodávají počáteční kinematickou energii pohybům svaly. Vašatová (2011) ve své kineziologické analýze dělí přímý čelní kop na dvě fáze. Těmi jsou fáze opěrná a švihová (obrázek 14).



Obrázek 14 - Průběh techniky přímého čelního kopu (zdroj: Vašatová, 2011).

- **Opěrná fáze**

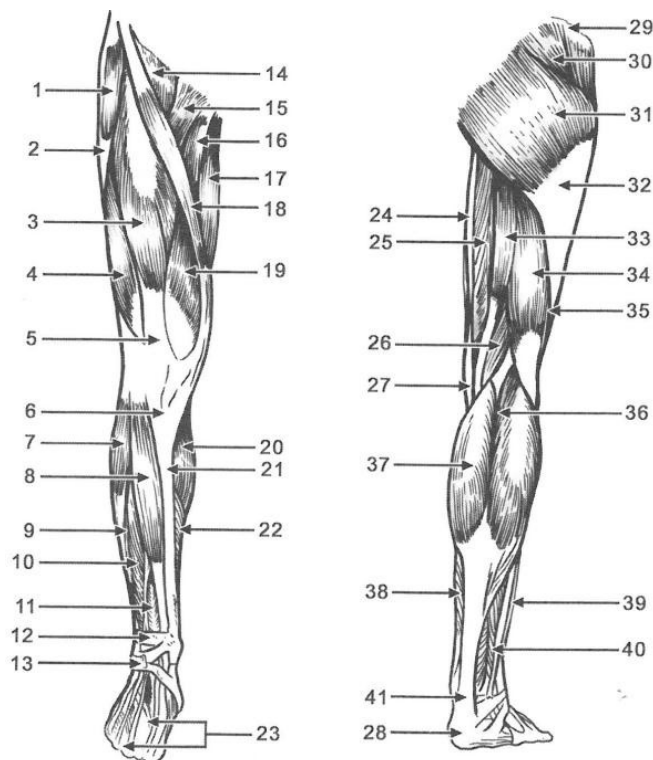
V této části se autorka věnuje stojné noze. V průběhu přímého čelního kopu je tato dolní končetina po celou dobu v kontaktu s podložkou a nemělo by dojít k jejímu odlepení. Druhá dolní končetina provádí flexi v kolenním a kyčelním kloubu. Při této fázi dochází k aktivaci u svalů: gluteus maximus, quadriceps femoris, semitendinosus, biceps femoris, semimembranosus, soleus.

- **Švihová fáze**

Tato fáze se zaměřuje na útočnou dolní končetinu, která prochází následujícími částmi:

- a) Zahájení kyvadlového pohybu pánve vpřed

Tento kyvadlový pohyb pánví je zahájen flexí kyčelního a kolenního kloub a zároveň dorsální flexí v kloubu hlezenním. V této fázi jsou zapojené svaly: iliopsoas, rectus femoris, biceps femoris, semitendinosus, pectineus semimembranosus, sartorius, tibialis anterior a gracilis (obrázek 15).



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 superius, 13 - retinaculum musculorum extensorum inferius, 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 15 - Popis svalů dolní končetiny (zdroj: Velé, 2006).

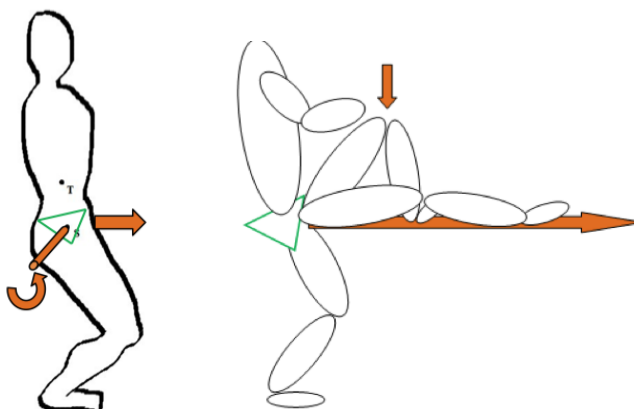
b) Ukončení kyvadlového pohybu pánve se setrvačností dolní končetiny

V této fázi se navazuje na předešlý pohyb extenzí v kolenním kloubu, plantární flexí v hleznu a extenzí v prstech dolní končetiny. V této fázi jsou zapojené svaly: iliopsoas, rectus femoris, biceps femoris, semitendinosus, pectineus semimembranosus, sartorius, tibialis anterior, gracilis, gastrocnemius et soleus, extensor digitorum, extensor hallucis longus a extensor hallucis brevis (obrázek 15).

c) Navrácení kyvadlového pohybu se setrvačností dolní končetiny

Poslední fáze přímého čelního kopu začíná flexí v kyčelním kloubu a flexí kolenního kloubu. Následuje extenze kyčelního kloubu zároveň se značně působící gravitační silou. Pohyb je ukončen položením dolní končetiny na zem zpět do výchozího postavení. V této fázi jsou zapojené svaly: rectus femoris, sartorius, adduktor magnus, adduktor longus et brevis, iliopsoas a triceps surae (obrázek 15).

Přímý čelní kop se dle Vašatové (2011) skládá ze střídavého cyklického pohybu s bipedální lokomocí. Z důvodu nutnosti paralelního zapojení břišních a zádových svalů je nutné vyvinout v pánvi retroverzí pohyb. Toho dosáhneme tak, že již ve výchozím postavení se nachází spina iliaca anterior superior výše než spina iliaca posterior superior (tzv. podsazená pánev). Bez tohoto zaměření je úhel mezi pánví a podložkou roven přibližně 30°. Obrázek 16 znázorňuje zeleným trojúhelníkem pohyb pánve ve výchozí pozici. Při zahájení přímého čelního kopu je nutno také s tímto podsazením, zároveň se stále zachovanou stabilitou postoje, protlačit pánev co nejvíce dopředu. Současně je nutné vyvinout co nejvyšší tlak na stojnou dolní končetinu směrem do podložky a společně s tímto se vyvarovat zvedání špičky či paty. Důležité je se také vyvarovat záklonu trupu a vychýlení pánve jedním směrem.



Obrázek 16 – Vlevo kyvadlový pohyb v pánvi a vpravo kop vpřed po přímce (zdroj: Vašatová, 2011).

Link a Choua (2011) uvádí, že zapojení svalových skupin při kopu je závislé na celkové tělesné hmotnosti. Rozdělují je dle zapojení na:

- **Dynamické svaly** - quadriceps, extensor hallucis longus, calves a extensor digitorum longus.
- **Statické svaly** - rectus abdominis, calves, tensor facialis a quadriceps.

3.7 Odezva organismu na přidanou zátěž

Na základě provedené rešerše literatury na podobnou tematiku lze vyvodit, jak a případně které faktory nás mohou při provádění přímého čelního kopu do jisté míry ovlivnit. Provedené studie dokazují, že nejvíce nás při prováděné pohybové aktivitě může ovlivňovat přidaná zátěž na tělo. V případě příslušníků AČR se jedná hlavně o nesenou výzbroj a výstroj, která může dosahovat hmotnosti až několika desítek kilogramů.

Linde a Lotens (2007), uvádí, že různé druhy tělesné ochrany – brnění (zahraniční literatura tento pojem definuje jako personal protective equipment – PPE), jsou používány již tisíce let a pouze se mění v důsledku neustálého vylepšování zbraní a taktiky boje. Původní druhy brnění byly určeny k ochraně jeho nositele hlavně před zbraněmi s relativně malým průnikem. Používalo se také kožené brnění, to však sloužilo převážně k tomu, aby zabránilo těžkým zraněním nositele způsobeného mečem nebo nožem. S postupem času a nezastavitelným vývojem střelných zbraní tělesné ochranné prostředky (PPE) znatelně zvyšovaly svojí celkovou hmotnost. Potom docházelo k situacím, kde bylo zapotřebí například mechanicky vyzvednout rytíře na koně. S rostoucím užíváním střelných zbraní od počátku 16. století používání PPE znatelně klesalo, protože s dostupnými materiály nebylo možné dosáhnout dostatečné ochrany a zachování dostačující pohyblivosti bojovníka. Až do konce druhé světové války se PPE stalo, v omezeném měřítku, povinnou výbavou zatím pouze pro posádky vojenských letadel. V dnešní době je u většiny armád snahou, aby každý voják měl svou vlastní balistickou vestu, ochranu hlavy a ochranu nohou. Proto se objevuje otázka, jak se vypořádat se zvýšeným fyziologickým zatížením způsobeným použitím PPE.

Podle Oláha (2014) se síla provedeného přímého čelního kopu při použití 10 kg balistické vesty zvětšila na statisticky významné hladině. Kotas (2013) se při své studii zaměřil na ochranné prostředky nohou a sílu přímého čelního kopu. Zde se zvýšení síly kopu potvrdilo pouze u jeho vzorku (jeho hodnoty nebyly statisticky významné).

Ve studii Parka a kol. (2013), která se zaměřuje na vzniklý vztah mezi použitím balistické vesty, rovnováhou těla a zapojením svalů dolních končetin při provedení přímého čelního kopu, bylo prokázáno, že již při nesení výstroje o hmotnosti 9 kg je narušena funkčnost svalů dolních končetin spolu s rovnováhou postoje těla.

Dle Kohlíkové (2004) se lidské tělo nepřetržitě snaží udržovat vnitřní prostředí v neustálé homeostáze, fyziologickými procesy vyrovnávat pH, osmotický tlak, složení iontů, tělesných tekutin atd. Při působení vnějších vlivů na tělo (přidání tělesné zátěže např. v podobě PPE), je organismus zatěžován a v tomto důsledku nastává vychylování zmiňované homeostázy. Při našem měření k tomuto stavu nedocházelo z důvodu krátkých intervalů zatížení. Díky tomu nedocházelo k narušení homeostázy a k výskytu únavy, která by měla zásadní vliv na udržení rovnováhy při provedení přímého čelního kopu.

3.7.1 Nervový systém

Podle Valenty (1985) má sval na lidském těle fyziologicky tři charakteristické vlastnosti. Těmito vlastnostmi jsou dráždivost, vodivost a stažlivost. Toto základní rozdělení je dále možné doplnit o podřízené znaky, kterými jsou pevnost, pružnost, unavitelnost atd. Elementární stavební jednotka svalu je svalové vlákno, jež lze popsat jako útvar s několika jádry s délkou od několika milimetrů až po desítky centimetrů. Jako funkční jednotka svalu je definována motorická jednotka. Úzká funkční kolokace motorických nervových vláken a svalových jednotek dělá z motorických jednotek v přirozeném prostředí nerozdělitelný mechanický prvek.

Čihák (2011) uvádí, že motorické jednotky vznikají, když je inervován vyšší počet svalových vláken axonem jednoho motoneuronu. Větší svalové partie, které zastávají jednodušší pohybové vzorce mají rozlehlé motorické jednotky se zhruba 150 svalovými vlákny. Menší svalové skupiny, které vykonávají jemnou motoriku, disponují malými motorickými jednotkami čítajícími přibližně 15 svalových vláken.

Valenta (1985) uvádí, že zastoupení motorických jednotek ve svalech je vysoce individuální a závisí na druhu a úkolu svalu.

Dle Carrola a kol. (2011) silový trénink ovlivňuje zvýšení možnosti synchronizace zapojení jednotlivých motorických jednotek. K tomuto jevu dochází hlavně u sportovců, kteří do svého tréninku zapojují převážně silovou přípravu (vzpěrači, kulturisti, sprinteři atd.). Naopak nejnižší zapojení této synchronizace aktivních

motorických jednotek je sledováno u činností vyžadujících převážně jemnou motoriku (např. hudebníci). Tuto skutečnost však nelze vědecky potvrdit z důvodu absence kontinuálně sledovaného tréninkové zatížení u této skupiny lidí. To může značit, že odlišnost této skupiny může být zapříčiněna například genetickými predispozicemi či určitým životním stylem jedince. Dále se prokázala účinnost silového tréninku pro zvýšení efektivity aktivity vynaložené při provádění pohybů se sub maximálním úsilím.

Vila-Chã a kol. (2010) uvádí, že v jejich výzkumu došlo po šest týdnů dlouhém kontinuálním silovém tréninku k nárůstu frekvence výboje akčního potenciálu, navíc se snížila variabilita u této frekvence a pohyb byl lépe proveden.

Dle Carolla a kol. (2011) je rovněž možné pozorovat nárůst synchronizace motorických jednotek v průběhu excentrické kontrakce. Význam této synchronizace by z teoretického hlediska mohl mít vliv na ochranný postup těla, který rozkládá sílu na větší množství motorických jednotek, což vede ke zmenšování hladiny devastace svalových vláken, který je právě pro excentrickou kontrakci typický.

Chapman a kol. (2008) měřili míru vztahu mezi zapojením různých svalových partií a jejich synchronní aktivitou (rovnováha mezi antagonisty) u profesionálních a rekreačních cyklistů. Rekreační cyklisti měli vyšší variabilitu a míru zapojení svalových skupin a to jak mezi sebou tak i oproti profesionálním závodníkům. Se zvyšující se zátěží a rychlostí pohybu se zvyšovala i elektromyografická amplituda, což značí zvyšování aktivace zapojených svalových skupin. U profesionálních cyklistů se tato skutečnost staticky významně nepotvrdila. Na základě výsledků této studie lze tvrdit, že v důsledku vyšší trénovanosti dochází k nárůstu síly a vyšší efektivity svalové aktivity.

- Změny na hladině svalových složek a vazivových tkání

Dle Liebera (2010) adaptace nervového systému na vnější stresory mohou značit zlepšení ve sportovním výkonu, ale největší transformace svalové síly vznikne fyziologicky při silovém tréninku v důsledku hypertrofie svalových vláken. Hypertrofie vzniká na základě zapojení svalových vláken při trénování. Při tomto jevu záleží na druhu svalových vláken, která jsou při tréninku zapojena. Může se jednat o pomalá oxidativní nebo rychlá bílá svalová vlákna. Například při vytrvalostním tréninku nedochází k vysokému zapojení svalových vláken, tudíž je efekt hypertrofie minimální. Naopak při tréninku silového charakteru jsou zapojena vlákna obou typů, a proto dochází k vysokému hypertrofickému efektu, při kterém se zároveň zvětšuje i svalová síla.

Velé (2006) uvádí, že pro udržení pohybového rozsahu a vyvinutí určité míry svalové síly hraje podstatnou úlohu funkčnost a stav vazivových tkání cvičence. Huijing (1999) rozděluje vazivové tkáně na perimysium (tkáň okolo svalových snopců), endomysium (tkáň obklopující svalová vlákna) a epimysium (tkáň obklopující celý sval). Dále autor uvádí, že sval při své aktivaci využívá pro transfer kontraktálních vláken na další části pohybové soustavy svalově-fasciální nebo svalově-šlachový mechanismus. Svalově-šlachový transfer síly vzniká na konci svalového vlákna, kde se nachází hranice mezi vláknem a šlachou. Pro tento přenos síly je důležitý zužující se průřez svalového vlákna a sarkomery přecházející do výběžku na konci vlákna. Na základě tohoto jevu se zvětšuje plocha sarkomery, která je důležitá pro výsledný přenos síly.

Yucesoy a kol. (2003) dělí svalově-fasciální mechanismus přenosu síly na přenos v rozmezí jednoho svalu a při zapojení většího množství svalů. Dle Liebera (2010) svalová vlákna tvoří pouze 60% celkové délky svalu, proto na obou koncích neobsahují přímé spojení svalově-fasciálního mechanismu. Autor značí tento mechanismus jako schopnost vyvinutí síly na okrajních částech svalů (proximální a distální části). Uvádí, že vztah velikosti sil na konci svalů je určován především relativní flexibilitou určitého svalu.

Velé (2006) uvádí, že snížená flexibilita svalové skupiny je přímo úměrná snížení svalové síly při kontrakci. Tuto skutečnost zapříčiňuje právě vazivový obal svalu.

Podle Magnussona a kol. (2008) k prodloužení svalu při zátěži dochází v největší míře hlavně ve struktuře šlachy. Na základě tohoto tvrzení lze také tvrdit, že kvalita vazivových složek svalu je nepostradatelná pro pozitivní reakci spinálních reflexů. Například na začátku výbušného pohybu se délka svalového snopce nemění, ale délka šlachy se zmenšuje.

3.7.2 Dynamika přímého čelního kopu

Dynamiku chápeme jako součást mechaniky, která zkoumá zdroje pohybu u různých předmětů. Jejím předmětem je také zabývat se veličinami dynamiky pohybu jako jsou např. energie, hybnost atd. Dynamika nám odpovídá na otázky za jakého předpokladu a proč se různá tělesa mohou pohybovat.

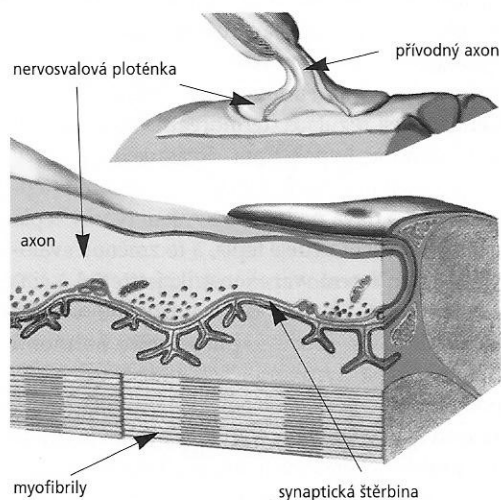
Jeden z hlavních rysů změny pohybového stavu segmentů tělesa je působení fyzikální veličiny síly. Tu lze pozorovat při kontaktu těles či skrze působení silových polí. Proto je možné na sílu pohlížet jako na mechanický zdroj pohybu těles. Při použití PPE

v našem měření je možné, že se objeví různé změny např. nárůst dynamické síly, pokles reakční rychlosti, nárůst celkové tělesné hmotnosti (o váhu PPE), nárůst aktivity kosterního svalstva atd.

Sørensen a kol. (1996) uvádí, že rychlé pohyby bez vnějšího zatížení (tj. švihové pohyby, házení, kopy atd.) se provádějí nejčastěji v proximodistálním směru (od středu těla ke vzdálenějšímu konci končetin). Při tomto pohybu platí, že při začátku pohybu se nejprve zrychlují proximální segmenty, zatímco distální zaostávají. V následující fázi pohybu se proximální segmenty zpomalují a naopak distální mnohonásobně zrychlují.

3.8 Svalový akční potenciál

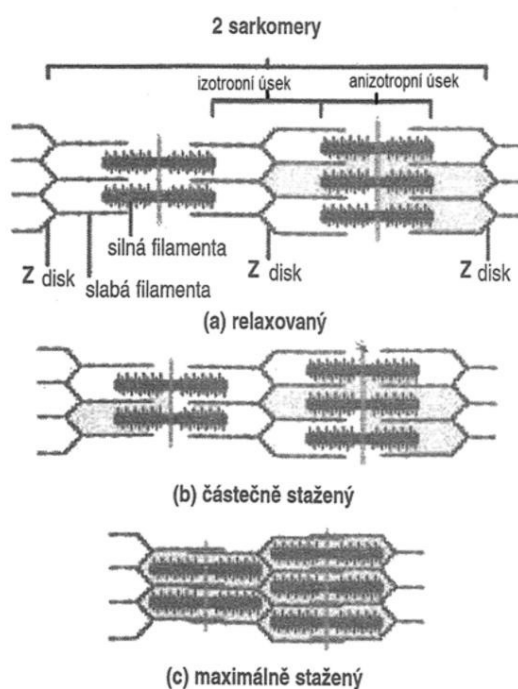
Dle Máčka a Vávry (1988) akční potenciál (jinými slovy svalový vzruch) nastává při změně tzv. klidové rovnováhy (změna polarizace) na membráně. Svalová kontrakce ve svalu může nastat jedině za podmínky, že se do svalového vlákna dostane po eferentním motoneuronu z míchy nervový vzruch. Tento vzruch doputuje po vlákně motoneuronu až na motorickou ploténku (obrázek 17), se uvolní acetylcholin (mediátor). Na základě tohoto cyklu dojde ke sloučení acetylcholinu na receptory v postsynaptické membráně a díky tomu vznikne v dané části svalu ploténkový potenciál a díky tomuto procesu je vyvolán na svalovém vlákně akční potenciál. Svalová kontrakce může pokračovat pouze dokud zůstává v dostatečně vysokém množství koncentrace kalcia v sarkoplasmě. Vně sarkoplazmatického retikula (na membráně) je tzv. kalciová pumpa, a ta kontinuálně posílá za využití adenosintrifosfátu kalcium zpět. Průměr svalového vlákna je několikanásobně větší než průměr vlákna nervového. Dle Bartůňkové (2006) tato skutečnost brání rozšiřování akčního potenciálu na membránové orgány, které se nachází poblíž myofibril (např. membrána sarkoplazmatického retikula). U kontrakce dochází ve svalu k posouvání filament (zkracování sarkomer), a to podněcuje zasouvání filament navzájem do sebe, jinými slovy dochází k zapadnutí aktinu a myozinu. Na základě tohoto jevu se zkracuje délka celé myofibrily.



Obrázek 17 - Vyobrazení nervosvalové ploténky (zdroj: Rozsypal, 2003).

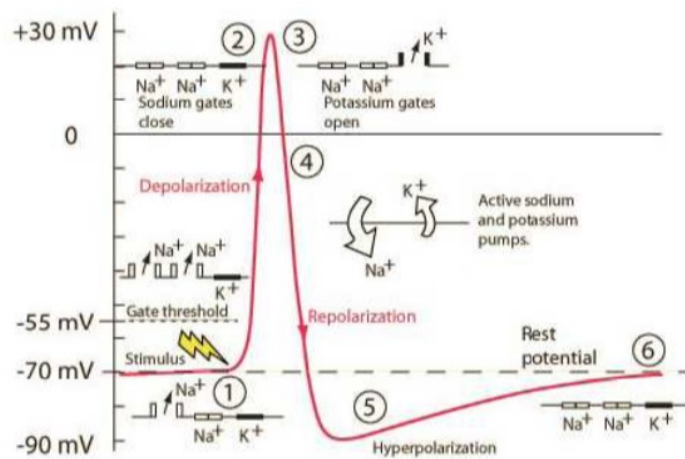
Autor Trojan (2003) udává, že potenciálová diference mezi vnitřkem a povrchem svalového vlákna je zhruba 50 – 90 milivoltů (mV). Jako centrum potenciálu uvádí autor semipermeabilní buněčnou membránu, která v nečinnosti nese záporný náboj vnitřní stranou membrány a kladný náboj vnějším povrchem membrány.

Podle Schmidta (1993) dochází ke kontrakci ve svalu pouze pokud má nervový impuls přinejmenším konkrétní prahovou hodnotu. To však neznamená, že při vyšší intenzitě impulsu nastane silnější kontrakce, protože v tomto mechanismu platí pravidlo „všechno anebo nic“. Je zapotřebí vypuštění dostatečného množství acetylcholinu, které



Obrázek 18 - Fáze svalové kontrakce (zdroj: Bartůňková, 2006).

má za následek vyvolání frekvence vzruchů v určitém motoneuronu. Prostřednictvím tohoto určitého motoneuronu dospěje k aktivizaci depolarizačního proudu. Tím pádem dojde k pozitivní změně prostředí membránového potenciálu k hodnotě 55 mV, což je hodnotou prahovou a ta vyvolává akční potenciál. Akční potenciál však může nastat i spojováním více podprahových impulsů dohromady (obrázek 18). Sled těchto výměn (polarizace a depolarizace) je na EMG schématu zobrazena jako právě akční potenciál a reprezentuje nervový vzruch či impuls (obrázek 19).



Obrázek 19 - Znázornění vývoje akčního potenciálu (zdroj: Bekkouche, 2012).

3.9 Izokinetická dynamometrie

Dle Dvir (2004) chápeme izokinetiku jako dynamickou svalovou kontrakci, ve které je neměnicí se nebo stále stejná rychlost pohybu. Tohoto jevu je dosaženo za vyvinutí kontrakce svalů nebo celých svalových skupin proti odporu, který je kontrolován nebo se postupně přizpůsobuje (např. dynamometr). Toto měření se nejvíce používá pro velikost volní kontrakce. Důležitým faktorem při měření izokinetické dynamometrie je mimo fyziologické stránky také psychologická podstata měření, kde spolupráce a motivace respondenta hrají velmi důležitou roli.

Kolář (2009) definuje izokinetickou dynamometrii jako měření založené na maximálním svalovém výkonu určitých svalových skupin v průběhu celého rozsahu kloubu a při udržení stejné rychlosti pohybu. Přístroje na měření dynamometrie umožňují v dnešní době tyto rychlosti libovolně měnit a přizpůsobovat je tak individuálně jedinci.

Dle Vařeky a kol. (2009) většina izokinetických dynamometrů funguje na principu, ve kterém je respondent v kontaktu s přístrojem skrze tzv. rameno páky. Toto rameno se pohybuje dopředu určenou úhlovou rychlostí. Pokud tedy respondent vyvine

do ramena dynamometru větší sílu, přístroj pouze zvětší odpor, ale rychlost ramene zachová stejnou (tzn. že odpor se mění na základě změn svalové síly v určitých úhlech pohybu respondenta). Nespornými výhodami izokinetické dynamometrie je jednoduchá, technicky zvládnutelná a bezpečná obsluha přístroje. Nejpoužívanější izokinetické dynamometry jsou Isomed, Cybex, Kin Com či námi použitý Humac Norm.

Dle Dvira (2004) patří mezi nejčastěji měřené parametry pomocí izokinetického dynamometru hlavně moment síly (M), který je tvořen rotačními pohyby ve svalech při určité úhlové rychlosti a většinou se měří v plném rozsahu. Moment síly se rovná násobku délky ramene přístroje a výsledku naměřené síly senzorem dynamometru a tělesné hmotnosti měřené končetiny. Hodnota výsledného momentu síly se udává jako maximální nebo průměrná.

Dle Lategana (2006) je nejdůležitější při výsledném hodnocení naměřených dat z dynamometru problematika stanovení norem. Vzhledem k možnostem nastavení široké škály různých rychlostí a také nabídce výběru excentrické či koncentrické kontrakce je důležité nastavení norem pro každou z možností jednotlivě.

Podle Baltzopoulose a Brodieho (1989) se používá izokinetické testování svalové síly převážně k testování výsledků tréninkového programu, hlavně potom pro identifikování svalových dysbalancí či oslabení. Při posuzování maximální síly se nejčastěji používají úhlové rychlosti od 30°s^{-1} do 300°s^{-1} .

4 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY

4.1 Cíl práce

Cílem práce je zjistit vztah mezi svaly kyčelního kloubu a dynamikou přímého kopu při použití balistické vesty a batohu na vybraných respondentech z Armády České republiky.

4.2 Úkoly práce

1. Rešerše provedených výzkumů na podobné téma a nastudování odborné a zahraniční literatury v oblasti biomechaniky, boje zblízka a sportovního výkonu
2. Vypracování projektu
3. Výběr respondentů
4. Zabezpečení prostorů a pomůcek pro měření
5. Zhotovení informovaného souhlasu a žádosti pro etickou komisi UK FTVS v Praze
6. Zajištění výzkumného souboru
7. Praktické měření v laboratořích
8. Analýza a vyhodnocování získaných dat
9. Sepsání a obhajoba diplomové práce

4.3 Výzkumná otázka

Jaký a případně jak velký je vztah mezi svaly kyčelního kloubu a dynamikou přímého kopu při použití balistické vesty a batohu?

5 METODIKA

Tato část se zaměřuje na popis výzkumných metod, které jsme použili při našem výzkumu. Také je zde popsáno, jak jsme data sbírali a následně vyhodnocovali.

5.1 Výzkumný soubor

Soubor, se kterým jsme v naší práci spolupracovali, tvořilo 15 záměrně vybraných respondentů z řad Armády České republiky s průměrným věkem 22 ± 1.7 let, hmotností 83 ± 6.9 kg a výškou 183 ± 6.4 cm. Respondenti měli odlišné zkušenosti s bojovými sporty, ale vzhledem k povinnosti účastnit se pravidelně výcviku boje zblízka (v rámci STP), kterého je technika přímého čelního kopu součástí, všichni splňovali předpoklad dostatečného zvládnutí techniky kopu.

5.2 Použité metody

Pro účely této diplomové práce jsme použili metody popisné analýzy, deskriptivní statistiky, měření a na závěr pro posouzení vztahů jsme použili Spearmanův korelační koeficient pořadí (r_s). Popisná analýza byla použita při sběru dat a informací skrze rešerši literatury zabývající se souhlasnou problematikou. Pro charakteristiku souboru byla použita deskriptivní statistika a to míry polohy a variability. Samotné měření probíhalo standardizovanými způsoby pomocí izokinetického dynamometru a přístroje (siloměrné desky) Kistler.

Při měření jsme pro získání dat využili přístrojů z biomechanické laboratoře extrémní zátěže a laboratoře tréninkové adaptace, které se nachází na FTVS UK v Praze.

5.2.1 Měření síly kopu

Na získání dat při zjišťování výsledné síly kopů respondentů jsme použili vícesložkovou siloměrnou desku Kistler (Kistler 9286BA, Kistler Instruments Inc., Winterthur, Switzerland), jenž se nachází v biomechanické laboratoři extrémní zátěže na FTVS UK v Praze. Signál ze siloměrné desky byl převeden na stolní počítač, používající 16-bit A/D převodník a software BioWare V5.3.2.9.

Respondentům byl vysvětlen postup měření síly přímého čelního kopu. Následovalo 10 minutové rozcvičení respondentů po kterém si každý vyzkoušel 2-3 cvičné kopy do siloměrné desky. Každý proband měl za úkol v biomechanické laboratoři vykonat maximální silou vždy 6 kopů a to v po sobě jdoucích specifikacích: bez obuvi a oblečení a poté druhou sérii s vojenskou obuví, gumovým samopalem, neprůstřelnou vestou (9 kg) a batohem (15 kg). Mezi každým kopem byla měřena pauza 30 vteřin a mezi sériemi byla pauza 3 minuty (obrázek 20).



Obrázek 20 - Respondent v průběhu zasažení siloměrné desky (vlevo: bez zátěže, vpravo: se zátěží).

Horizontálně umístěná siloměrná deska nabízí možnost pohybu až 2 metry od podlahy. Pro naše účely (výška přímého čelního kopu do úrovně pasu) byl střed desky umístěn do výšky 75 cm nad zemí. S ohledem na ochranu zdraví a prevenci úrazů probandů a pro ochranu siloměrné desky, byla na desku umístěna speciálně upravená molitanová podložka (tatami o šířce 2cm), která se používá při tréninku bojových sportů. Tento ochranný prvek byl použit u všech provedených kopů, aby nedošlo ke zkreslení výsledků.

Získaná data jsme exportovali z programu BioWare V5.3.2.9. a následně analyzovali v programu Matlab (MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA). Výstupními hodnotami z analýzy dat byly pro naši práci parametry:

- Maximální vyvinutá síla respondentem v průběhu kopu (tzv. **peak force**).

Vypočten jako součet síly kopu vynaložené ve všech třech směrech (x, y, z).

$$|\vec{F}_{peak}| = \max\left(\sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}\right)$$

- Čas respondenta za, který dosáhl maximální síly kopu (tzv. **time to reach peak force**).

Definován jako časové období mezi počátečním kontaktem nohy účastníka s silovou deskou (t_{min}) a dosaženou maximální silou (t_{peak}).

$$t = t_{peak} - t_0$$

- Délka provedení celého kopu (tzv. **time of a kick**).

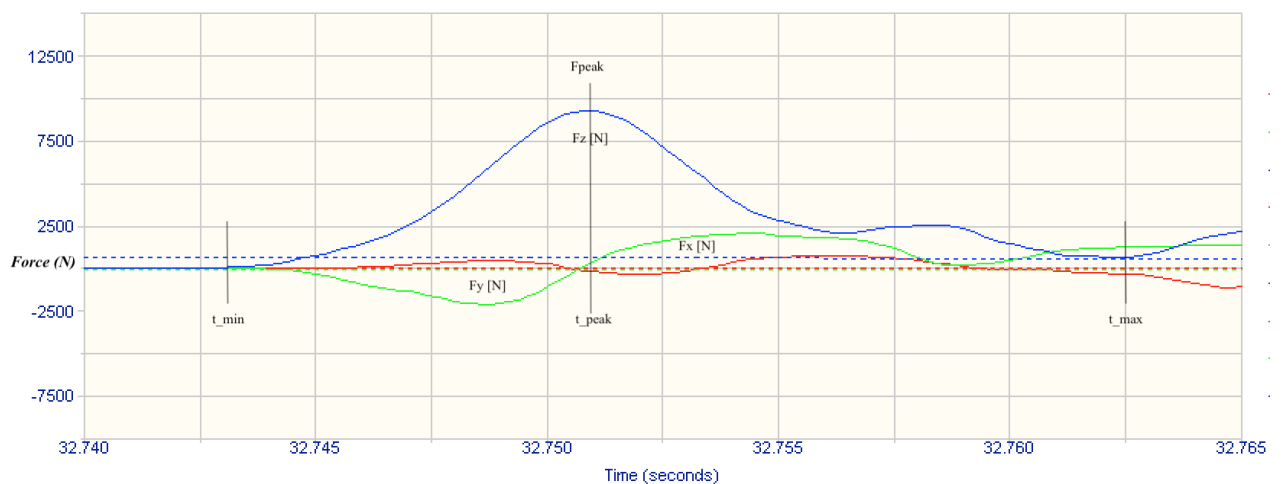
$$t = t_{max} - t_{min}$$

- Síla nárazu kopu (tzv. **impact force**).

Nárazová síla působící po celou dobu předního kopu byla odvozena ze vzorce pro impuls.

$$\vec{I} = \int_{t_0}^t \vec{F} dt$$

- Síla nárazu vynásobena celkovým časovým úsekem kopu (tzv. **impulse**).



Obrázek 21 - Průběh kopu bez zátěže ze siloměrné desky Kistler v programu BioWare (zdroj: archiv autora).

5.2.1.1 Výstroj a výzbroj probanda

Každý respondent měl v průběhu měření síly přímého čelního kopu oblečené pouze spodní prádlo. Na nohách měli respondenti standardizovanou vojenskou polní obuv vzor 2000 PRABOS (o váze 1,8 kg). Tato obuv je tvořena hydrofobní hovězinovou ušní a pryžovým podeševem. Jde o nadkotníkovou obuv končící 8 cm nad kotníkem. Další povinnou součástí měření byl gumový samopal vz. 58 (o váze 3 kg), ochranná modulární vesta a batoh (vojenský batoh Vario o obsahu 30 l). Celková hmotnost vesty (obrázek 22) činila 9 kg a hmotnost batohu se zátěží byla 15 kg. To znamená, že při měření síly kopu se zátěží činila hmotnost zátěže přibližně 30 kg.

5.2.2 Izokinetická dynamometrie



Obrázek 22 - Ochranná modulární vesta.

Pro získání izokinetických hodnot v různých rychlostech u vybraných svalů byl využit přístroj izokinetický dynamometr (Humac Norm, CSMi Stoughton, M, USA) z laboratoře tréninkové adaptace na FTVS UK v Praze. Dynamometr byl použit pro zjištění momentu síly (M) vnitřních a vnějších rotátorů kyčelního kloubu u nedominantní dolní končetiny (stojné nohy při provedení přímého kopu) a u flexorů a extenzorů kyčelního kloubu u dominantní dolní končetiny (kopající nohy). Při měření byl respondent verbálně motivován k dosažení co nejlepších výsledků.

- Vnitřní a vnější rotace v kyčelním kloubu

Respondent ležel v poloze na zádech a provedl 3 opakování maximální vědomé koncentrické kontrakce při rychlosti 30°s^{-1} a koncentrické kontrakce při rychlosti 90°s^{-1} . Následně provedl 3 opakování maximální vědomé excentrické kontrakce při rychlosti

30°s^{-1} a excentrické kontrakce při rychlosti 90°s^{-1} . To stejné provedl při vnitřní rotaci i vnější rotaci. Po každé maximální kontrakci byla měřena pauza 90 vteřin. Vnitřní a vnější rotace kyčle byla prováděna v rozmezí 45° . Z důvodu co největší minimalizace zapojování jiných svalových partií byl respondent fixován popruhem kolem pasu a v rukou svíral madla dynamometru.

- Flexe a extenze v kyčelním kloubu

Proband ležel v poloze na zádech a provedl 6 opakování maximální vědomé koncentrické kontrakce při rychlosti 30°s^{-1} , koncentrické kontrakce při rychlosti 120°s^{-1} , koncentrické kontrakce při rychlosti 240°s^{-1} a koncentrické kontrakce při rychlosti 300°s^{-1} . Následně provedl 6 opakování maximální vědomé excentrické kontrakce při rychlosti 30°s^{-1} , excentrické kontrakce při rychlosti 120°s^{-1} , excentrické kontrakce při rychlosti 240°s^{-1} a excentrické kontrakce při rychlosti 300°s^{-1} . Po každé maximální kontrakci následovala pauza 90 vteřin. Z důvodu co největší minimalizace zapojování jiných svalových partií byl respondent fixován popruhem kolem pasu a v rukou svíral madla dynamometru. Pohyb flexe a extenze v kyčelním kloubu byl prováděn v rozmezí individuálního rozsahu každého probanda (u téměř všech respondentů šlo o rozsah přibližně 90°).



Obrázek 23 - Měření flexe a extenze v kyčelním kloubu (zdroj: archiv autora).

Při měření na izokinetickém dynamometru jsme měřili u každého respondenta rovněž poměry svalové kontrakce flexe a extenze v kyčelním kloubu na noze provádějící přímý kop (při rychlostech 30°s, 120°s, 240°s a 300°s). Z naměřených hodnot kontrakce koncentrické a excentrické v průběhu flexe a extenze v různých úhlových rychlostech jsme stanovili jejich vzájemný poměr. Tato hodnota je podobná výslednému poměru mezi silou předních a zadních svalů na dolní končetině (tzv. H/Q ratio).

Cheung, Smith a Wong (2012) uvádí, že pokud je poměr H/Q nižší než 0,5 může dojít k faktu, že možnost výskytu poranění hamstringů bude vyšší. U takto nízkého H/Q poměru se zatěžuje intraartikulární struktura a rovněž se snižuje schopnost opětovného nastavení správné pozice kolenního kloubu a to vede k jeho biomechanickým změnám. Pokud se poměr H/Q blíží k číslu 1, značí to perfektní funkci hamstringů ve významu stabilizace kolenního kloubu a tím významně snižuje riziko poškození předního křížového vazy.



Obrázek 24 - Upevnění chodidla při měření vnitřní a vnější rotace v kyčelním kloubu.

5.2.3 Měření flexibility

Vyšetření flexibility námi zvolených svalových skupin provedla vyškolená osoba v laboratoři tréninkové adaptace na FTVS UK v Praze. Vyškolená osoba hodnotila flexibilitu vybraných svalových skupin na škále od 0 = bezchybná flexibilita po 3 = funkční zkrácení svalové partie. Veškeré výsledky jsou uvedeny v příloze 5.

5.2.4 Organizace měření

Celé měření probíhalo v biomechanické laboratoři extrémní zátěže a v laboratoři tréninkové zátěže na FTVS UK v Praze a to v rozmezí jednoho pracovního týdne rozděleno do dvou oddělených částí. Celkový čas měření jednoho respondenta zabral přibližně 2 hodiny. Měření odstartovalo v laboratoři tréninkové zátěže, kde bylo provedeno poučení respondentů o celkovém průběhu experimentu a byl zde podepsán informovaný souhlas. Po 10 minutovém rozcvičení proběhlo měření na izokinetickém dynamometru (25 minut/proband), následoval přesun probanda do vedlejší místnosti k odborně vyškolené osobě, která provedla testy flexibility kontrolovaných svalů (15 minut/proband). Z důvodu dostatečného času pro plnou regeneraci svalstva a centrální nervové soustavy u respondentů proběhla zbývající část měření v jiný den.

Další část experimentu proběhla v biomechanické laboratoři extrémní zátěže na FTVS UK v Praze. Zde proběhla 2 oddělená měření přímého čelního kopu, přičemž po jednotlivém provedení 6 kopů, byla na respondenta připevněna příslušná zátěž. Po provedení jednoho měření tzn. 6 kopů byla měřena přestávka 3 minuty (mezi jednotlivými kopy byla pauza 30 vteřin).

- **1. měření** = spodní prádlo, bosý
- **2. měření** = vojenská obuv (1,9 kg), gumový samopal (3,3 kg), ochranná vesta (9 kg), vojenský batoh (15 kg)

5.3 Analýza a vyhodnocení získaných dat

Naměřená data (z izokinetického dynamometru, testy flexibility a Kistler) jsme zaznamenali do připraveného protokolu (příloha 3). Data jsme zpracovali za pomoci statistických metod v tabulkovém editoru MS EXCEL 2017, softwaru pro práci s daty ze siloměrných desek Kistler - Bioware V5.3.2.9. a profesionálního statistického nástroje pro správu a využití dat IBM SPSS Statistics. Byly použity statistické metody jak popisné (souhrnné informace o souboru), tak metody inferenční. Zde byla využita nejvíce korelační analýza za použití Spearmanova koeficientu pořadové korelace. Popis veškerých vzorců a funkcí použitých v této práci je uveden v příloze č. 4.

Získaná data jsme podrobili popisné statistice určením minimálních hodnot (*min*), maximálních hodnot (*max*), průměru (\bar{x}) a směrodatné odchylky (*SD*). Poté jsme data analyzovali za pomoci Spearmanova korelačního koeficientu (r_s).

5.4 Rozsah platnosti

5.4.1 Vymezení

Vzhledem k záměrnému (nenáhodnému), účelovému výběru našeho výzkumného vzorku se výsledky našeho měření nedají zobecnit na běžnou populaci.

5.4.2 Omezení

- Limitovaný rozsah výzkumného vzorku,
- nemožnost stoprocentní kontroly dodržení správné techniky kopu pro maximalizaci přesnosti měření pomocí siloměrné desky Kistler u výzkumného vzorku,
- rozdílná předešlá motorická zkušenost s technikou přímého kopu u výzkumného vzorku.

6 VÝSLEDKY

V první části této kapitoly se věnujeme souhrnu naměřených dat pomocí popisné statistiky a v následující části využíváme inferenční metody pro zjištění velikosti vztahů mezi naměřenými daty.

6.1 Shrnutí výzkumného vzorku

Náš výzkumný soubor byl tvořen záměrným výběrem respondentů z Armády České republiky ($n = 15$). Pro přehlednost v tabulkách uvádíme nejnižší hodnotu (*min*), nejvyšší hodnotu (*max*), průměrnou hodnotu (\bar{x}) a směrodatnou odchylku (*SD*). Přehled naměřených základních hodnot je uveden v tabulce 2.

	<i>Min</i>	<i>Max</i>	\bar{x}	<i>SD</i>
Výška (<i>h</i>)	173	195	183	6,48
Hmotnost (<i>m</i>)	72	95	83,50	6,95
Věk	20	26	22	1,76

Tabulka 2 - Přehled základních hodnot u výzkumného vzorku ($n = 15$).

6.2 Izokinetická dynamometrie

V následující tabulce jsou vyznačena základní data z izokinetického dynamometru (Humac Norm, CSMi Stoughton, M, USA) měřena za dohledu vyškolené osoby. Pro přehlednost v tabulkách uvádíme nejnižší hodnotu (*min*), nejvyšší hodnotu (*max*), průměrnou hodnotu (\bar{x}) a směrodatnou odchylku (*SD*). Výsledná popsaná data ($n = 15$) se nachází v tabulce 3 a 4.

Moment síly ($N*m$)	<i>min</i>	<i>max</i>	\bar{x}	<i>SD</i>
Vnější kon. rotace 30°s	39	99	66,13	19,67
Vnitřní kon. rotace 30°s	38	81	54,00	12,56
Vnější kon. rotace 90°s	34	98	63,80	20,31
Vnitřní kon. rotace 90°s	28	72	51,33	10,49
Vnější exc. rotace 30°s	52	121	78,46	22,60
Vnitřní exc. rotace 30°s	41	125	60,53	19,54
Vnější exc. rotace 90°s	34	122	75,60	21,73
Vnitřní exc. rotace 90°s	38	79	59,50	11,00

Poměry	<i>min</i>	<i>max</i>	\bar{x}	<i>SD</i>
Vnitřní/Vnější kon. 90°s	0,59	1,19	0,84	0,16
Vnitřní/Vnější kon. 30°s	0,58	1,20	0,84	0,15
Vnitřní exc./Vnější kon. 90°s	0,57	1,55	0,99	0,28
Vnitřní exc./Vnější kon. 30°s	0,56	1,34	0,95	0,24

Tabulka 3 - Přehled výsledků z izokinetického dynamometru - měření rotace v kyčelním kloubu ($n=15$).

6.3 Měření síly kopu

Moment síly ($N*m$)	<i>min</i>	<i>max</i>	\bar{x}	<i>SD</i>
Flexe 30°s	141	255	193,60	30,70
Extenze 30°s	286	523	378,80	75,40
Flexe 120°s	104	209	148,40	31,10
Extenze 120°s	157	381	286,80	58,50
Flexe 240°s	69	155	111,20	25,70
Extenze 240°s	84	305	224,00	59,10
Flexe 300°s	60	138	96,60	24,40
Extenze 300°s	89	292	216,20	60,10
Poměry	<i>min</i>	<i>max</i>	\bar{x}	<i>SD</i>
Flexe / Extenze 30°s	0,38	0,71	0,52	0,09
Flexe / Extenze 120°s	0,41	0,68	0,52	0,07
Flexe / Extenze 240°s	0,34	0,82	0,51	0,12
Flexe / Extenze 300°s	0,28	0,77	0,46	0,12

Tabulka 4 - Přehled výsledků z izokinetického dynamometru - měření flexe a extenze v kyčelním kloubu ($n = 15$).

V následující části jsou uvedené základní hodnoty z měření při provádění přímého čelního kopu pomocí siloměrné desky Kistler (Kistler 9286BA, Kistler Instruments Inc., Winterthur, Switzerland). Pro přehlednost v tabulce uvádíme průměrnou hodnotu (\bar{x}) a směrodatnou odchylku (*SD*). Výsledná popsaná data ($n = 15$) se nachází v tabulce 5.

	Peak Force (N)		Time to peak force (s)		Time of a kick (s)		Impulse (N*m)		Impact Force (N)	
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD
BZ	6842	1616	0,011	0,004	0,151	0,048	299	55	2154	659
Z	6554	1284	0,010	0,002	0,176	0,078	356	65	2237	557

Tabulka 5 - Výsledné hodnoty z měření na siloměrné desce Kistler (BZ = bez zátěže, Z = se zátěží).

6.4 Výsledky korelační analýzy

U námi naměřených dat jsme za pomoci inferenčních metod zjišťovali vzájemné velikosti vztahů. Zde byla využita nejvíce korelační analýza za použití Spearmanova koeficientu pořadové korelace. Celková korelační matice (příloha č. 6) je pro přehlednost této kapitoly rozdělena do několika menších tabulek.

Hodnoty v tabulkách odpovídají výslednému korelačnímu koeficientu podle Spearmana (r_s) a data z měření dynamiky kopu jsou uvedena bez zátěže (BZ) a se zátěží (Z). Barevně zvýrazněny jsou hodnoty korelace $r_s \leq |0,5|$.

(*) jsou označeny hodnoty korelace, které jsou signifikantní na hladině statistické významnosti $p \leq 0,05$ a (**) na hladině $p \leq 0,01$.

	Vnější koncentrická rotace 30°s	Vnější koncentrická rotace 90°s	Vnější excentrická rotace 30°s	Vnější excentrická rotace 90°s
(BZ) Peak Force	,54*	,57*	0,49	0,45
(BZ) Time to peak force	0,11	0,05	-0,17	-0,11
(BZ) Time of a kick	-0,41	-0,46	-0,41	-0,32
(BZ) Impulse	0,12	0,14	0,04	-0,01
(BZ) Impact force	0,45	,52*	0,41	0,25
(Z) Peak Force	0,46	,52*	0,40	0,38
(Z) Time to peak force	0,26	0,20	-0,03	0,14
(Z) Time of a kick	-0,36	-0,47	-,59*	-0,29
(Z) Impulse	0,23	0,17	-0,12	0,25
(Z) Impact force	,58*	,66**	0,51	,58*

Tabulka 6 - Souhrn výsledků korelační analýzy mezi izokinetikou (moment síly vnější rotace v kyčelním kloubu) v různých rychlostech a dynamikou přímého kopu o poznámky bez zátěže (BZ) a se zátěží (Z).

	Vnitřní koncentrická rotace 30°s	Vnitřní koncentrická rotace 90°s	Vnitřní excentrická rotace 30°s	Vnitřní excentrická rotace 90°s
(BZ) Peak force	0,71**	0,53*	0,29	0,44
(BZ) Time to peak force	-0,05	-0,13	-0,18	-0,34
(BZ) Time of a kick	-0,57*	-0,49	-0,22	-0,26
(BZ) Impuls	0,06	-0,08	-0,17	-0,16
(BZ) Impact force	0,52*	0,38	0,09	0,15
(Z) Peak Force	0,39	0,29	0,11	0,29
(Z) Time to peak force	0,13	-0,02	-0,18	-0,22
(Z) Time of a kick	-0,36	-0,35	0,12	-0,14
(Z) Impulse	-0,10	-0,05	0,26	0,08
(Z) Impact force	0,31	0,27	0,10	0,21

Tabulka 7 - Souhrn výsledků korelační analýzy mezi izokinetikou (moment síly vnitřní rotace v kyčelním kloubu) v různých rychlostech a dynamikou přímého kopu bez zátěže (BZ) a se zátěží (Z).

	Vnitřní/Vnější kon. 90°s	Vnitřní/Vnější kon. 30°s	Vnitřní excentrická /Vnější kon. 90°s	Vnitřní excentrická /Vnější kon. 30°s
(BZ) Peak force	-0,33	-0,14	-0,39	-0,33
(BZ) Time to peak force	-0,14	-0,32	-0,29	-0,23
(BZ) Time of a kick	0,27	0,14	0,36	0,28
(BZ) Impulse	-0,2	-0,14	-0,34	-0,45
(BZ) Impact force	-0,4	-0,24	-0,61*	-0,41
(Z) Peak force	-0,41	-0,31	-0,43	-0,46
(Z) Time to peak force	-0,35	-0,29	-0,30	-0,30
(Z) Time of a kick	0,35	0,38	0,35	0,41
(Z) Impulse	-0,22	-0,27	-0,25	-0,05
(Z) Impact force	-0,68**	-0,59*	-0,63*	-0,53*

Tabulka 8 - Souhrn výsledků korelační analýzy mezi izokinetikou (poměr momentů síly vnitřní a vnější rotace v kyčelním kloubu) v různých rychlostech a kinetikou přímého kopu bez zátěže (BZ) a se zátěží (Z).

	Flexe kon. 30°s	Extenze kon. 30°s	Flexe 120°s	Extenze kon. 120°s	Flexe kon. 240°s	Extenze kon. 240°s	Flexe kon. 300°s	Extenze kon. 300°s
(BZ) Peak Force	-0,29	0,32	0,01	0,17	0,25	0,10	0,15	0,06
(BZ) Time to peak force	0,28	0,18	0,47	0,79**	0,49	0,83**	0,21	0,73**
(BZ) Time of a kick	-0,08	-0,27	-0,41	-0,29	-0,43	-0,30	-0,49	-0,18
(BZ) Impulse	-0,29	-0,13	-0,37	-0,03	-0,23	0,01	-0,31	-0,07
(BZ) Impact force	-0,11	0,11	-0,01	0,31	0,13	0,35	0,06	0,21
(Z) Peak Force	-0,46	-0,04	-0,32	-0,21	0,00	-0,23	0,03	-0,18
(Z) Time to peak force	0,10	0,03	0,29	0,39	0,32	0,46	0,17	0,41
(Z) Time of a kick	0,14	0,28	0,03	0,09	-0,14	-0,08	-0,28	-0,01
(Z) Impulse	0,09	0,13	-0,03	0,17	-0,09	0,05	-0,18	0,22
(Z) Impact force	-0,23	-0,15	-0,19	-0,10	-0,03	-0,04	0,11	0,03

Tabulka 9 - Souhrn výsledků korelační analýzy mezi izokinetikou (moment síly flexe a extenze v kyčelním kloubu) v různých rychlostech a dynamikou přímého kopu bez zátěže (BZ) a se zátěží (Z).

	Flexe/Extenze 30°s	Flexe/Extenze 120°s	Flexe/Extenze 240°s	Flexe/Extenze 300°s
(BZ) Peak Force	-,69**	-0,29	0,09	0,16
(BZ) Time to peak force	0,07	-0,39	-,56*	-,58*
(BZ) Time of a kick	0,23	0,18	0,08	-0,04
(BZ) Impulse	-0,08	-0,2	-0,06	-0,01
(BZ) Impact force	-0,28	-0,44	-0,24	-0,15
(Z) Peak Force	-0,46	0,05	0,44	0,48
(Z) Time to peak force	0,1	-0,11	-0,11	-0,13
(Z) Time of a kick	-0,1	-0,07	0,08	-0,01
(Z) Impulse	0	0,18	0,18	0,01
(Z) Impact force	-0,07	0,18	0,28	0,29

Tabulka 10 - Souhrn výsledků korelační analýzy mezi izokinetikou (poměr momentů síly mezi flexí a extenzí v kyčelním kloubu) v různých rychlostech a dynamikou přímého kopu bez zátěže (BZ) a se zátěží (Z).

	Tensor fascie lateae (levá)	Adduktory kyčelního kloubu (levá)	Adduktory kyčelního kloubu (pravá)	m. Piriformis (levá)	Paravertebrální svaly
(BZ) Peak Force	-0,42	-0,32	-0,49	-0,54*	0,18
(BZ) Time to peak force	0,20	-0,33	-0,03	-0,17	0,46
(BZ) Time of a kick	0,02	-0,03	-0,2	-0,06	0,12
(BZ) Impulse	0,11	0,00	-0,33	-0,35	0,23
(BZ) Impact force	-0,12	-0,17	-0,43	-0,20	0,12
(Z) Peak Force	-0,37	-0,13	-0,49	-0,31	0,15
(Z) Time to peak force	0,12	-0,13	0,26	0,06	0,34
(Z) Time of a kick	0,16	-0,12	-0,13	-0,06	-0,01
(Z) Impulse	-0,02	0,03	-0,26	-0,06	0,39
(Z) Impact force	-0,11	0,28	-0,07	0,13	0,32

Tabulka 11 - Souhrn výsledků korelační analýzy mezi sledovanými hodnotami u flexibility vybraných svalů a kinetikou přímého kopu bez zátěže (BZ) a se zátěží (Z).

7 DISKUZE

Cílem této diplomové práce bylo stanovit míru vztahu mezi izokinetickou silou svalů kyčelního kloubu při provádění flexe a extenze a při vnitřní a vnější rotaci vzhledem k dynamice přímého čelního kopu bez a s výstrojí. Výzkumný soubor v této práci tvořilo 15 záměrně vybraných respondentů z řad Armády České republiky s průměrným věkem $22 \pm 1,7$ let, hmotností $83 \pm 6,9$ kg a výškou $183 \pm 6,4$ cm.

V uvedené tabulce 2 lze pozorovat u těchto hodnot mezi respondenty značné rozdíly. Tělesná hmotnost (m) se pohybuje v rozmezí od 72 do 95 kg (rozdíl 23 kg) a u tělesné výšky (h) bylo výsledné rozmezí dat od 173 do 195 cm (rozdíl 22 cm). Bláha (1987) určuje průměrnou tělesnou hmotnost dospělého muže jako 74 kg a průměrnou tělesnou výšku jako 178 cm. Soumar a Oberman (2010) uvádí, že průměrná tělesná hmotnost vojáků sloužících na bojových útvarcích v rámci AČR je 83 kg. Ve srovnání s těmito hodnotami se náš výzkumný soubor nachází nad průměrem běžné populace a na stejné hodnotě jako vojáci z bojových útvarců. Respondenti měli při měření odlišné zkušenosti s bojovými sporty, ale vzhledem k povinnosti účastnit se pravidelně výcviku boje zblízka (v rámci STP), kterého je technika přímého čelního kopu součástí, všichni splňovali předpoklad dostatečného zvládnutí techniky kopu. V případě zařazení respondenta bez zkušeností s technikou přímého čelního kopu, by mohlo dojít v průběhu měření k ovlivnění a zkreslení celkových výsledků.

7.1 Izokinetická dynamometrie

Na základě předešlé rešerše literatury jsme se v této práci zaměřili na extenzory, flexory a rotátory kyčelního kloubu, protože tyto svaly představují důležitou roli ve sportovním výkonu jedince. Clark a kol. (2015) uvádí, že dostatečně silné flexory kyčelního kloubu, snižují hodnotu únavy a výsledný čas u závodů vytrvalostního charakteru (např. běh, běžecké lyžování). Podle Kollocka a kol. (2016) může nedostatečná síla ve flexorech, extenzorech a rotátorech kyčelního kloubu predikovat zvýšenou možnost zranění kolenního kloubu. Značnou důležitost těchto svalů potvrdili ve své studii také Harbili a Alptekin (2014), kteří testovali devět profesionálních vzpěračů při provádění disciplíny trh. Síla extenzorů kyčelního kloubu se zde ukázala jako statisticky významná při prvních dvou fázích tohoto komplexního pohybu. Jak popsali ve své studii také Young a Rath (2011) svaly kyčelního kloubu jsou důležité i pro provedení

co nejsilnějšího kopu do míče ve fotbale. Vzhledem k této rešerši jsme se rozhodli popsat jaký vznikne vztah mezi těmito svaly a dynamikou přímého čelního kopu.

Při pohledu do tabulky 4 lze konstatovat fakt, že v námi měřených rychlostech (30°s^{-1} , 120°s^{-1} , 240°s^{-1} a 300°s^{-1}) došlo k lineárnímu snižování momentu síly v závislosti na zvyšující se rychlost pohybu u naměřených hodnot flexorů a extenzorů kyčelního kloubu. Tento výsledek potvrzuje Dvir (2004), který uvádí, že čím vyšší bude rychlost pohybu na izokinetickém dynamometru, tím menší rozsah pohybu bude proveden izokineticky. Proto je možné se pro případné příští měření vyvarovat použití rychlosti 300°s^{-1} . Průměrné hodnoty naměřeného momentu síly u flexorů se pohybovaly v rozmezí od 96,6 Nm do 193,6 Nm. V případě extenzorů kyčelního kloubu jsme naměřili hodnoty od 216,2 Nm do 378,8 Nm. V porovnání s měřením Buška (2016), kde bylo v rámci studie změřeno sedm elitních reprezentantů taekwonda (průměrné hodnoty flexorů kyčelního kloubu $97,9 \text{ Nm} \pm 16,8$ a extenzorů kyčelního kloubu $409,1 \text{ Nm} \pm 84,9$) je možné pozorovat u našeho souboru nižší hodnoty u extenzorů kyčelního kloubu. Poměr mezi flexory a extenzory kyčelního kloubu vyšel v rozmezí od 0,46 do 0,52 Nm. Callahan a kol. (1998) uvádí, že by tento poměr neměl překročit rozdíl 10 %. Při vyšší hodnotě tohoto poměru může hrozit zranění. Tento výsledek značí, že hodnoty našeho výzkumného souboru jsou v normě.

Hodnoty měření momentu síly vnitřní a vnější koncentrické a excentrické rotace v rychlostech 30°s^{-1} a 90°s^{-1} popisuje tabulka 3. Lze zde pozorovat, že u průměrných hodnot se opět při vyšší nastavené rychlosti moment síly zmenšoval. U poměru mezi vnitřní a vnější koncentrickou rotací při obou rychlostech byla naměřena hodnota $0,84 \text{ Nm} \pm 0,16$. Poměr mezi vnitřní excentrickou a vnější koncentrickou byl při rychlosti 30°s^{-1} $0,95 \text{ Nm} \pm 0,24$ a u rychlosti 90°s^{-1} byl dokonce ještě vyšší a to $0,99 \text{ Nm} \pm 0,28$. Tyto hodnoty značí, že síla agonistů a antagonistů provádějící vnitřní i vnější rotaci při excentrické i koncentrické kontrakci je téměř vyrovnaná. Diamond a kol. (2016) uvádí ve své studii, že pacienti se značně silnějšími abduktory než adduktory kyčelního kloubu a s dysbalancí v poměru vnitřních a vnějších rotátorů může docházet k projevu tzv. femoroacetabulárního impingementu (kyčelní artróza). Negahban a kol. (2013) tvrdí, že izolovaná svalová únava v extenzorech kolenního kloubu a abduktorech kyčelního kloubu snižuje stabilitu a koordinaci při provádění komplexního pohybu. Malý rozsah pohybu pomocí rotátorů kyčelního kloubu, má podle studie Sadeghisaniho a kol. (2016) spojitost s bolestmi v oblasti bederní páteře.

7.2 Dynamika přímého čelního kopu

Při pohledu na výsledky z měření dynamiky kopu v tabulce 5 lze pozorovat, že průměrná maximálně vyvinutá síla (peak force) byla vyšší při kopech bez přidané zátěže (BZ - 6842 N \pm 1616) než bez vojenské obuvi a přidané zátěže (Z - 6554 N \pm 1284). Průměrná doba za které této maximální hodnoty respondenti dosahovali byla opět vyšší u pokusů bez přidané zátěže (BZ - 0,011 s \pm 0,004) než se zátěží (Z - 0,010 s \pm 0,002). Tento jev může být způsoben, jak popisuje ve své studii Park a kol. (2013), že už při použití 9 kg výstroje, je ovlivněna rovnováha a funkce dolních končetin a proto se respondent snažil maximální síly kopu dosáhnout v co nejkratším čase.

Naopak u hodnot celkového času za který byl kop proveden (BZ - 0,151 s \pm 0,048; Z - 0,176 s \pm 0,078), předaného impulsu do cíle (BZ - 299 Nm \pm 55; Z - 356 Nm \pm 65) a silou nárazu (impact force) kopu (BZ - 2154 N \pm 659; Z - 2237 N \pm 557) byly hodnoty vyšší u provedených pokusů ve vojenské obuvi a přidané zátěži. Při porovnání se studií Kurgana a Yokokury (2012), kde respondenti z japonské školy bojových umění Nishon-Kempo, dosahovali maximální síly 4500 N nebo výzkumem Kotase (2013), který ve své práci naměřil u šesti probandů se zkušenostmi s technikou správného provedení přímého čelního kopu hodnoty bez obuvi a s obuví od 2500 N do 3700 N (tyto výsledky však nebyly statisticky signifikantní), je náš výzkumný soubor výrazně nadprůměrný (nutno však vzít v potaz, že u těchto prací nebyly uvedeny údaje o ztrátě energie na dopadové ploše, která pokrývala siloměrnou desku).

Naopak u studie Dworaka a kol. (2008) byla naměřena u 21 karatistů průměrná síla nárazu (impact force) 2900 N, tato hodnota značně převyšuje naše výsledky. Tento rozdíl byl způsoben pravděpodobně vyšší trénovaností karatistů. Rozdíl mezi kopem v obuvi či bez ní, může být také vysvětlen na příkladu práce Kotase (2013), kde bylo možné pozorovat v průběhu kopu ve vojenské obuvi dva vrcholy maximální síly, které dosahovali téměř stejné hodnoty. To je pravděpodobně způsobeno, že při kontaktu boty se siloměrnou deskou je snahou respondenta desku ještě mírně odtlačit. Tento jev se u kopu bosou nohou nevyskytoval.

7.3 Korelační analýza

Na začátku měření bylo důležité si určit jak sílu svalů kyčelního kloubu budeme měřit, jak budeme měřit sílu přímého čelního kopu a také pomocí jaké metody budeme spolu naše výsledné hodnoty porovnávat. Pokud bychom například místo Spearmanova

korelačního koeficientu pořadí použili Pearsonův korelační koeficient, mohly by z důvodu malého rozpětí výsledků a omezenému množství respondentů, být výsledky značně zkreslené. Pro interpretaci výsledků jsme barevně znázornili v tabulkách hodnoty kde je $|r| \leq 0,5$. Tyto hodnoty Chráska (2007), Hendl (2009) i Field (2000) již interpretují jako střední (značnou) závislost. Celková korelační matice se nachází v příloze 3.

V tabulce 6 můžeme pozorovat střední závislost mezi vnější koncentrickou rotací a hodnotou peak force (BZ) při rychlostech 30°s^{-1} i 90°s^{-1} ($r = 0,54^*$ a $r = 0,57^*$) a rovněž u hodnoty impact force (BZ) při rychlosti 90°s^{-1} ($r = 0,52^*$). Další zajímavé vztahy vznikly u kopů se zátěží. Opět hodnota peak force (Z) a vnější koncentrická rotace při 90°s^{-1} ($r = 0,52^*$). Hodnota impact force (Z) korelovala při obou rychlostech vnější koncentrická rotace ($r = 0,58^*$ a $r = 0,66^{**}$) a také u vnější excentrické rotace při obou rychlostech ($r = 0,51$ a $r = 0,58^*$). Tyto hodnoty znamenají, že čím jsou svaly vnějších rotátorů kyčelního kloubu silnější při koncentrické a excentrické rotaci, tím je respondent schopen předat kopu ve výsledku větší sílu. Další statisticky významnou hodnotou v této tabulce je vzniklý vztah mezi hodnotou time of a kick (Z) a vnější excentrickou rotací při rychlosti 30°s^{-1} ($S = -0,59^*$). To značí, že čím bude při této rychlosti vnější excentrická rotace silnější tím bude celý kop proveden za kratší časový úsek.

Tabulka 7 se zaměřuje na vnitřní koncentrické a excentrické rotace při rychlostech 30°s^{-1} a 90°s^{-1} . Významné vztahy se zde ukázaly pouze u hodnot BZ a to mezi hodnotami vnitřní koncentrické rotace při obou rychlostech a výsledky peak force ($r = 0,71^{**}$ a $r = 0,53^*$), time of a kick ($r = -0,57^*$) a impact force ($r = 0,52^*$). Z výsledků lze pozorovat, že vnitřní koncentrická a excentrická kontrakce nemá významný vztah s dynamikou kopu se zátěží (Z). Nejzajímavější výsledek je zde hodnota mezi peak force (BZ) a vnitřní koncentrickou rotací při rychlosti 30°s^{-1} ($r = 0,71^{**}$). Tato míra vztahu ukazuje silnou závislost a opět ukazuje jak jsou vnitřní i vnější rotátory kyčelního kloubu důležité pro sílu kopu bez zátěže.

V tabulce 8 u poměrů mezi rotacemi, vznikl mezi hodnotami (BZ) pouze jeden vztah a to u poměru vnitřní excentrické/vnější koncentrické rotace při rychlosti 90°s^{-1} a impact force ($r = -0,61^*$). Tato hodnota nám ukazuje, že čím je poměr těchto rotačních sil menší, tím bude výsledný impact force (BZ) větší. Jinými slovy, čím bude vnější koncentrická rotace větší než vnitřní excentrická, tak bude impact force (BZ) větší. To stejné se potvrdilo u hodnoty impact force (Z) a jeho vztahu ke všem poměrům ve všech

rychlostech. Hodnota impact force (Z) a poměr vnitřní koncentrické/vnější koncentrické rotace při obou rychlostech ($r = -0,68^{**}$ a $r = -0,59^{**}$) a také u poměru vnitřní excentrické/vnější koncentrické rotace při obou rychlostech ($r = -0,53^*$ a $-0,63^*$). Výsledky těchto poměrů potvrzují fakt, že čím bude výsledná hodnota vnější koncentrické rotace u respondenta vyšší, tak hodnoty impact force (Z) budou také vyšší.

Sílu vztahů mezi flexí a extenzí v kyčelním kloubu a silou přímého čelního kopu popisuje tabulka 9. Nejsilnější vztahy zde vznikly mezi koncentrickou extenzí při rychlosti 120°s^{-1} a hodnotou time to peak force bez zátěže ($r = 0,79^{**}$), potom u rychlosti 240°s^{-1} ($r = 0,83^{**}$) a také u rychlosti 300°s^{-1} ($r = 0,73^{**}$). U jiných hodnot nebyla síla vztahu prokázána. Tyto tři statisticky významné vztahy značí, že pokud měl v našem měření respondent silné extenzory kyčelního kloubu znamenalo to že čas za který dosáhl hodnoty peak force (BZ) byl delší. U výsledků měření síly kopu se zátěží se tento jev neprokázal.

V tabulce 10 jsou uvedeny poměry flexorů a extenzorů kyčelního kloubu v rychlostech 30°s^{-1} , 120°s^{-1} , 240°s^{-1} a 300°s^{-1} . Nejsilnější vztah se zde ukázal mezi hodnotou peak force (BZ) a poměrem flexe/extenze při rychlosti 30°s^{-1} ($r = -0,69^{**}$). Tento vztah lze vysvětlit jako, čím bude síla flexorů vůči extenzorům (při rychlosti 30°s^{-1}) větší tím výsledný peak force (BZ) bude menší a kop tedy slabší. Další vztah (BZ) vznikl u flexe/extenze při rychlostech 240°s^{-1} a 300°s^{-1} a hodnotou time to peak force ($r = -0,56^*$ a $r = -0,58^*$). Tento poměr značí, že pokud má respondent dosáhnout hodnoty peak force (BZ) v co nejkratším časovém úseku tak musí být naměřená síla ve flexorech kyčelního kloubu co největší.

Velikosti síly vztahů mezi flexibilitou vybraných svalových partií a silou přímého čelního kopu můžeme pozorovat ve výše uvedené tabulce 11. Jediná zajímavá korelace vyšla u flexibility *m. piriformis* a hodnotou peak force (BZ) ($r = -0,54^*$). Tento vztah značí skutečnost, že čím byl sval *m. piriformis* v našem měření flexibilnější tím hodnota dosaženého peak force (BZ) byla větší. Autoři Hwang (1987), Sørensen a kol. (1996) a Sbriccoli a kol. (2010) popisují průběh přímého čelního kopu jako postupný cyklus tenze a relaxace u určitých svalových partií, ale o významu flexibility *m. piriformis* se ve svých měřeních nezmiňují. Leung (2014) uvádí ve své studii, že hráči amerického fotbalu, kteří se v průběhu sezóny nezaměřovali na posilování *m. piriformis* měli větší výskyt zranění v oblasti bederní páteře a dolních končetin. Barbosa a kol. (2018) ve své studii na

hráčkách házené potvrdil, že se mezi flexibilitou a silou dolních končetin (testovány pomocí dřepů s výskokem) vyskytuje statisticky významný vztah.

8 ZÁVĚR

Hlavním cílem této diplomové práce bylo stanovit míru vztahu mezi izokinetickou silou svalů kyčelního kloubu při provádění flexe a extenze a při vnitřní a vnější rotaci vzhledem k dynamice přímého čelního kopu bez a s výstrojí.

Z naměřených výsledků je patrné, že existuje určitý vztah mezi svaly kyčelního kloubu a dynamikou přímého čelního kopu. Vzhledem k těmto skutečnostem můžeme soudit, že o svalech kyčelního kloubu lze uvažovat jako o činiteli určité úspěšnosti jedince v daném sportovním odvětví či v konkrétní dovednosti. V naší diplomové práci jsme se ve výzkumné otázce ptali jaký a případně jak velký je vztah mezi svaly kyčelního kloubu a dynamikou přímého čelního kopu při použití balistické vesty a batohu. Na tuto otázku se nám podařilo odpovědět. A to, že nejsilnější vztahy byly nalezeny mezi vnější koncentrickou rotací v kyčelním kloubu při rychlosti 90°s^{-1} a hodnotou impact force (Z). Dále, že poměr mezi vnitřní a vnější koncentrickou rotací při rychlosti 90°s^{-1} může souviset s velikostí impact force (Z) u našich respondentů. Naměřené hodnoty velikosti síly flexorů a extenzorů kyčelního kloubu vytvořily vztah pouze u hodnot time to peak force (BZ), přičemž s hodnotami síly kopů se zátěží žádný vztah nevytvořily. U výsledné flexibility vybraných svalových skupin byl vypočten statisticky významný vztah pouze u svalu *m. piriformis* a hodnotou peak force (BZ). U kopů se zátěží, nehrála podle výsledků svalová flexibilita statisticky významnou roli.

Vzhledem k výsledkům můžeme tedy potvrdit, že vztah mezi svaly kyčelního kloubu a dynamikou přímého čelního kopu existuje. Nejsilněji se tento vztah při nesené zátěži projevil mezi vnější koncentrickou rotací při rychlosti 90°s^{-1} a dopadovou silou kopu (impact force).

Tuto diplomovou práci vnímáme jako pilotní studii pro naše případné další výzkumy. Rádi bychom na naše výsledky navázali při tvorbě vědeckých článků, které by danou problematiku více popsaly. Věříme, že tato práce bude přínosem pro práce zabývající se podobnou tematikou. Vzhledem ke skutečnosti, že náš výzkumný soubor tvořili záměrně vybraní respondenti a jejich velikost byla omezena ($n = 15$), je možné naše výsledky uplatnit pouze na danou skupinu našeho výzkumného souboru.

9 SEZNAM LITERATURY

1. BALATKA, J. *Kineziologie pro posluchače tělesné výchovy*, I. vyd. 1. Gaudeamus, 2002. ISBN 978-807-0419-281.
2. BALZOPoulos, V., BRODIE, D. A. *Isokinetic dynamometry, applications and limitations*. *Sports Medicine*, 8(2), 1989, 101–115.
3. BARBOSA, I.M., ROSA, H.B., SANTOS, L.S., PRUSCH, S.K., OLIVEIRA, V.D.S.L., LEMOS, L.F.C. *Correlation between flexibility and muscular power in vertical jumps in women practitioners handball and weight lifters*. *Acta Scientiarum. Health Sciences*, 40(1), 33655. 2018 <https://doi.org/10.4025/actascihealthsci.v40i1.33655>
4. BARTŮŇKOVÁ, 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.
5. BEKKOUche, B. *Functional Implications from Changes in Volume and Periaxonal Space of C-fibers*. Degree Project in Medical Technology, Stockholm 2012.
6. BELEJ, M. *Motorické učenie* (2nd ed.). Fakulta humanitných a porodných vied, Prešov 2001.
7. BELEJ, M. *Motorické učenie*. Prešov: Fakulta humanitných a prírodných vied PU v Prešove, 2001. 197 s., 2001., ISBN 80-8068-041-8.
8. BERNY, R. *Česká asociace SHORIN-RYU KYUDOKAN*, 2006 [online]. [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: <http://www.shorinryu.cz/index.php?page=techniky1>
9. BLÁHA, P., ET AL. *Percentilový graf tělesné výšky*. Praha: SZÚ 1994.
10. BLAHUTKOVÁ, M., *Psychomotorika*. 1. vyd., 1. dotisk. Brno: Masarykova univerzita, 2007, 92 s. ISBN 80-210-3067-4.
11. CARROLL, T.J., SELVANAYAGAM, V.S., RIEK, S., SEMMLER, J. G. *Neural adaptations to strength training: Moving beyond transcranial magnetic stimulation and reflex studies*. *Acta Physiologica*, 202(2), 119–140. 2011. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2011.02271.x>
12. ČELIKOVSKÝ, S., ET AL. *Antropomotorika pro studující tělesnou výchovu*, 3. vyd. Praha : SPN, 1989.

13. ČELIKOVSKÝ, S., ET AL. Antropomotorika pro studující tělesnou výchovu, 3. vyd. Praha: SPN, 1989. [1]
[SEP]
14. ČIHÁK, R. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
15. ČIHÁK, R. *Anatomie* 1. 3.upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
16. DOVALIL, J., CHOUTKA, M. *Výkon a trénink ve sportu*. 4. vyd. Praha [i.e. Velké Přílepy]: Olympia, 2012. ISBN 978-80-7376-326-8.
17. DOVALIL, J., CHOUTKA, M. *Výkon a trénink ve sportu*. 4. vyd. Praha [i.e. Velké Přílepy]: Olympia, 2012. ISBN 978-80-7376-326-8. [1]
[SEP]
18. DVIR, Z. *Isokinetics: Muscle testing, interpretation, and clinical applications*. 2004. Edinburgh: Churchill Livingstone.
19. DWORAK, L.B., DZIEWIECKI, K., MACZYNSKI, J. *Characteristics of kinematics and kinetics of strokes in karate-biomechanical approach*. In ISBS-Conference Proceedings Archive. 2008 (Vol. 1, No. 1).
20. FIELD, A.P. *Discovering statistics using SPSS for Windows: advanced techniques for the beginner*. 1st pub. London: SAGE Publications, 2000. Introducing statistical methods. ISBN 0-7619-5755-3.
21. FOJTÍK, I. KRÁL, P. *Karatedó*. Vyd. 1. Praha: Olympia, 1993, 134 s. ISBN 80-703-3246-8.
22. FOJTÍK, I. *Duch budó: [o podstatě a smyslu bojových umění]*. Praha: Naše vojsko, 2006. ISBN 80-206-0810-9.
23. GOLLHOFER, A., TAUBE, W., NIELSEN, J.B. *Routledge handbook of motor control and motor Learning*. London: Routledge, 2012. ISBN 978-0-415-66960-3.
24. GYURIS, J. *Karatedó*. České vyd. 1. Praha: Naše vojsko, 2003, 160 s. ISBN 80-206-0679-3.
25. HÁJEK, J. *Antropomotorika*. Praha: Univerzita Karlova, 2001, 95 s. ISBN 80-7290-063-3. [1]
[SEP]
26. HARBILI, E., ALPTEKIN, A. *Comparative kinematic analysis of the snatch lifts in elite male adolescent weightlifters*. Journal of Sports Science and Medicine, 13(2), 2014, 417–422

27. HENDL, J. *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat*. 3., přeprac. vyd. Praha: Portál, 2009. ISBN 978-80-7367-482-3.
28. HOŠEK, V. RYCHTECKÝ, A. *Motorické učení*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1975.
29. HRSTKOVÁ, L. *Vyhodnocení somatotypu českých reprezentantek v alpských disciplínách*. Brno, 2010. 80 s. Diplomová práce na Fakultě Sportovních Studií Masarykovy univerzity na katedře kineziologie. Vedoucí diplomové práce doc. PhDr. Ladislav Bedřich, CSc.
30. HWANG, I.S. *Analysis of the kicking leg in taekwondo*. In: Terauds J, Gowitzke B, Holt L, editors. *Biomechanics in sports III & IV; Proceedings of ISBS*; Del Mar, CA: Academic Publishers; 1987. pp. 39–47.
31. CHAPMAN, A.R. VICENZINO, B., BLANCH, P., HODGES, P.W., *Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), 359–371. 2008, <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.12.007>
32. CHEUNG, R., SMITH, A., WONG, D. *H:Q Ratios and Bilateral Leg Strength in College Field and Court Sports Players*, *Journal of Human Kinetics*, 2012, 33(1), 63-71. doi: <https://doi.org/10.2478/v10078-012-0045-1>
33. CHRÁSKA, M. *Metody pedagogického výzkumu: základy kvantitativního výzkumu*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2007. ISBN 978-80-247-1369-4. Dostupné také z: http://toc.nkp.cz/NKC/200711/contents/nkc20071748709_1.pdf
34. KIM, Y.K., HINRICHS, R.N. *Biomechanical classification of Taekwondo kicks*. In: *the 2006 annual conference proceedings of American Society of Biomechanics (ASB)*, 2006, Virginia Tech, Blacksburg, VA.
35. KOHLÍKOVÁ, E. *Fyziologie člověka: učební texty pro trenérskou školu FTVS UK v Praze*. V Praze: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2004. ISBN 80-86317-31-5.
36. KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 9788072626571.
37. KOTAS, J. *Vliv obuvi na sílu přímého čelního kopu*. Praha, 2013. Bakalářská práce. Karlova univerzita, Fakulta tělesné výchovy a sportu.

38. KRAJČOVIČ, Z. *Taekwondo 1*. Bratislava: CAD PRESS, 2004, 233 s. Budo. ISBN 80-88969-19-0
39. KROBOT, A. KOLÁŘOVÁ, B. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd, Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, ISBN 978-80-244-2762-1
40. KURAGANO T. a YOKOKURA S. *Experimental Analysis of Japanese Martial Art Nihon-Kempo*. Journal of Research in Health: Sport & Dance. Physical Education, Recreation, 2012, 2012, 45.
41. KURAGANO, T., YOKOKURA, S. *Experimental analysis of Japanese martial art Nihon-Kempo*. The ICHPER-SD Journal of Research in Health, Physical Education, Recreation, Sport & Dance, 2012. 7(1), 40.
42. KURFÜRST, Z. *Tréninkový manuál*. Adamov: Temple, 1996, 85 s. ISBN 80-901-6415-3.
43. LATEGAN, L. *Isokinetic norms for ankle, knee, shoulder and forearm muscles in young South African men*. Isokinetics and Exercise Science, č. 19, s. 23-32. 2006.
44. LEES, A., and NOLAN, L. *The biomechanics of soccer: A review*. Journal of sport science, 3, 234s. 1998.
45. LEES, A., NOLAN, L. *The biomechanics of soccer: A review*. Journal of Sports Sciences, 16(3), 211–234., 1998, <https://doi.org/10.1080/026404198366740>
46. LEHNERT, M. *Rychlost*. Powerpointová prezentace. Olomouc: FTK UP, 2005.
47. LEMAIRE, E.D. ROBERTSON, D.G.E., *A biomechanical analysis of Taekwondo front-kicks*, Unpublished Ph.D. dissertation, Track & Field J, 35:13-17. Park, YJ., U. Minnesota. 1989.
48. LEUNG, F.T., MENDIS, M.D., STANTON, W.R., HIDES, J.A., *The relationship between the piriformis muscle, low back pain, lower limb injuries and motor control training among elite football players*, Journal of Science and Medicine in Sport (2014), <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2014.06.011>
49. LIEBER, R.L. *Skeletal muscle structure, function, and plasticity: the physiological basis of rehabilitation*. 3rd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2010. ISBN 9780781775939.
50. LINDE, E. V., LOTENS, W. *Personal Protective Body Armour. Handbook on clothing*, 233-249., 2007.

51. 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, 2011. ISBN 1569757879.
52. MÁČEK, M., VÁVRA, J. *Fyziologie a patofyziologie tělesné zátěže*. 2.vyd. Praha: Avicenum. 1988.
53. MADSEN, T. *Krav Maga Survival: výcvik elitních jednotek v boji zblízka*. Přeložil OTÁHAL, J. Praha: Naše vojsko, 2016. ISBN 9788020616050.
54. MAGNUSSON, S.P., NARICI, M.V., MAGANARIS, C.V., KJAER, M. *Human tendon behaviour and adaptation, in vivo*. J. Physiol, 586 (1), 2008, 71-81.
55. MĚKOTA, K., CUBEREK R. *Pohybové dovednosti, činnosti, výkony*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007, 163 s. ISBN 978-802-4417-288.
56. MĚKOTA, K., CUBEREK, R. *Pohybové dovednosti, činnosti a výkony*. Univerzita Palackého, Olomouc 2007.
57. MĚKOTA, K., NOVOSAD J. *Motorické schopnosti*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005. ISBN 80-244-0981-X. [1]
58. NAKAYAMA, M. *Best karate*. First US edition. 2012. ISBN 9781568364636.
59. NORMATIVNÍ VÝNOS MINISTERSTVA OBRANY Č. 12/2011: *Služební tělesná výchova v rezortu Ministerstva obrany*.
60. NOVÁK, J., ŠPIČKA, I. *Tvrký úder v sebeobraně MS - 1. II. Díl.*, Praha: TJ Elektrofakulta, 1983.
61. OLAH, V. *Vliv výstroje na sílu přímého čelního kopu*. Praha, 2014. Bakalářská práce. Karlova univerzita, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
62. OTÁHAL, S., TLAPÁKOVÁ, E., ŠORFOVÁ, M. *Patobiomechanika a patokineziologie – Kompendium biomechanika online*. © 2003 [cit. 30.7.2018]. Dostupné na [www:](http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/index.php) <http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/index.php>.
63. PARK, H., BRANSON, D., KIM, S., WARREN, A., JACOBSON, B., PETROVA, A., PEKSOZ, S., KAMENIDIS, P. *Effect of armour and carrying load on body balance and leg muscle function*. *Gait & Posture* [online]. 2013, vol. 39, issue 1, s. 430-435 [cit. 2018-06-16].
64. PERIČ, T., DOVALIL, J. *Sportovní trénink*. 1. vyd. Praha: Grada, 2010, 157 s. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-802-4721-187.

65. PŘÍVĚTIVÝ, L. *Vojenská tělovýchova*. Praha: Karolinum, 2004. ISBN 8024608057.
66. REBAC, Z. *Thajský box: plnokontaktní bojový sport z Asie*. Praha: Naše vojsko, 1994. Mozaika (Naše vojsko). ISBN 80-206-0444-8.
67. ROBERTSON, D.G.E., FERNANDO, C., HART M., BEAULIEU, F. *Biomechanics of the karate front-kick*. Biomechanics Laboratory, School of Human Kinetics, University of Ottawa, Ottawa, Ontario, Canada, 2002.
68. ROBERTSON, D.G.E., MOSHER, R.E. *Work and power of the leg muscles in soccer kicking*. In *Biomechanics IX-B* (edited by D. Winter), pp. 533± 538. Champaign, IL: Human Kinetics. 1985.
69. ROSYPAL, S., ET AL. *Nový přehled biologie*. 1. vyd. Praha: Scientia, 2003. ISBN 80-7183-268-5.
70. SADEGHISANI, M., DEGHAN, M., ET AL. *Correlation between Hip Rotation Range-of-Motion Impairment and Low Back Pain*. A Literature Review. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja*. 17., 2016. 455-462. 10.5604/15093492.1186813.
71. SBRICCOLI, P., CAMOMILLA, V., DI MARIO, A., QUINZI, F., FIGURA, F., FELICI, F. *Neuromuscular control adaptations in elite athletes: The case of top level karateka*. *European Journal of Applied Physiology*, 2010. 108, 1269–1280.
72. SCHMIDT, R. A. *Motor learning and performance (3rd ed.)*: Human Kinetics, Champaign, IL 2004.
73. SCHMIDT, R. F. *Memorix*, Fyziologie. 1. vyd. Praha: 1993. ISBN 80-85526-18-2.
74. SCHNABEL, G., THIES, G. *Lexikon Sportwissenschaft: Leistung-Training-Wettkampf*. Sportverlag, Berlin 1993.
75. SCHNEIDER, D., NAHUM, A. *Impact studies of facial bones and skull*. In: *Proceedings of the 16th Stapp Car Crash Conference*, Detroit, MI, 1972.
76. SØRENSEN, H., ZACHO, M., SIMONSEN, E.B., ET AL. *Dynamics of the martial arts high front kick*. *J Sport Sci* 1996; 14(6): 483-495
77. SOUKUP, P. *Věcná významnost výsledků a její možnosti měření*. *Data a výzkum – SDA Info*, 7 (2). 2013. pp. 125-148. ISSN 1802-8152.

78. SOUMAR, L., OBERMAN, Č. *Dlouhodobé monitorování aktuálního tělesného stavu populace s důrazem na příslušníky Armády České republiky*, *Vojenské rozhledy*, 2010, roč. 19 (51), č. 4, s. 174–189, ISSN 1210-3292.
79. 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
80. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
81. URGELA, R. *Praktické Jeet Kune Do*. Adamov: Temple, 1993. ISBN 8090129595.
82. VÁGNER, M. *K teorii boje zblízka*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2008, 177 s. ISBN 978-80-246-1476-2.
83. VÁGNER, M. *Speciální tělesná příprava – boj zblízka* 1. vyd. Praha: Karolinum, 2017, 149 s. ISBN 978-80-246-1476-2.
84. VALENTA, J. *Biomechanika*. Praha: Academia, 1985. ISBN 80-7169-256-5.
85. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
86. VAŠATOVÁ, M. *Svalová zkrácení u mae geri v Karatedó a návrhy kompenzace*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií.
87. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*, vyd. 1. Praha: Grada, 1997. 271 s. ISBN 80-7169-256-5.
88. VÉLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9
89. VILA-CHÃ, C., FALLA, D., FARINA, D. *Motor unit behaviour during submaximal contractions following six weeks of either endurance or strength training*. *Journal of Applied Physiology*, 109(5), 1455–1466. 2010, <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01213.2009>
90. VOTÍK, J. *Trenér fotbalu "B" UEFA licence: (učební texty pro vzdělávání fotbalových trenérů)*. 2. vyd. Praha: Olympia ve spolupráci s Českomoravským fotbalovým svazem, 2005. ISBN 80-7033-921-7.
91. WAŚIK, J., CZARNY, W., MAŁOLEPSZY, E., ET AL. *Kinematics of Taekwon-do front kick*. *Arch Budo Sci Martial Art Extreme Sport*. 2015. 11:23-29

92. WAŚIK, J., SHAN G. *Target effect on the kinematics of Taekwondo Roundhouse Kick - is the presence of a physical target a stimulus, influencing muscle-power generation?* Acta Bioeng Biomech. 2015;17(4):115-20.
93. WICHMANN, W. *Karate*. České Budějovice: Kopp, 2003. ISBN 807232197
94. YOSHIHUKU, Y. *Science of the strongest martial arts*. Tokyo: Fukushodo Publishing Co. Ltd. 2008
95. YUCESoy, C.A., MAAS, H., BAAN, G.C., HUIJING, P.A.J.B.M. *Implications of muscle relative position as a co-determinant of isometric muscle force: a review and some experimental results*. Journal of mechanics in medicine and biology, 3, 145-168. 2003.
96. ZATSIORSKY, M., KRAEMER, J. *Silový trénink: praxe a věda*. Praha: Mladá fronta, 2014. Edice Českého olympijského výboru. ISBN 978-80-204-3261-2.
97. ZVONARĚ, M., DUVAĀ I. *Antropomotorika pro magisterský program tělesná výchova a sport*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2011, 231 s. ISBN 978-80-210-5380-9.
98. ZVONARĚ, M., ZAHRADNÍĀEK, V., VÍT, M., PSALMAN, V. *Kinematic analysis in combative sports*. In *2nd World Scientific Congress of Combat Sports and Martial Arts*. 2010. ISBN 978-83-7338-571-9.

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 - Rozdělení služební tělesné výchovy (zdroj: Normativní výnos Ministerstva obrany 12/2011).....	13
Obrázek 2 - Postavení nohou v útočném postoji (zdroj: Berny, 2006).....	16
Obrázek 3 - Hlavní fáze přímého čelního kopu (zdroj: Zvonař a kol., 2010).	18
Obrázek 4 - Fáze pohybu u přímého čelního kopu (zdroj: Wąsik a kol. 2015).....	19
Obrázek 5 - Průběh přímého čelního kopu (zdroj: Kim a kol., 2006).	19
Obrázek 6 - Výkon svalů kolenního a kyčelního kloubu v průběhu přímého čelního kopu v otevřeném postoji. Šípka vlevo indikuje zvednutí aktivní nohy ze země, šípka vpravo kontakt do cíle (upraveno dle zdroje: Gordon a kol., 2002).	20
Obrázek 7 - Moment síly kolenního a kyčelního kloubu v průběhu přímého čelního kopu v otevřeném postoji. Šípka vlevo indikuje zvednutí aktivní nohy ze země, šípka vpravo kontakt do cíle (zdroj: Gordon a kol., 2002).	21
Obrázek 8 - Úderová plocha ve vojenské obuvi. Vpravo špička, chodidlo a pata. Vlevo podrážka a pata obuvi (zdroj: Vágner, 2008).	22
Obrázek 9 - Struktura sportovního výkonu (zdroj: Dovalil a kol., 2012, s. 16).	24
Obrázek 10 - Velikost, rychlost pohybu a trvání pohybu při klasifikaci silových schopností. (zdroj: Dovalil a kol., 2012).	26
Obrázek 11 - Vyvíjení maximální svalové síly F_m v minimálním čase T_m (zdroj: Zatsiorský a Kraemer, 2014).	28
Obrázek 12 - Členění rychlostních schopností (zdroj: Měkota a Novosad, 2005, s. 134).	29
Obrázek 13 - Nejjednodušší pohybové dovednosti (zdroj: Schnabel a Thies, 1993).	32
Obrázek 14 - Průběh techniky přímého čelního kopu (zdroj: Vašatová, 2011).	36
Obrázek 15 - Popis svalů dolní končetiny (zdroj: Velé, 2006).....	37
Obrázek 16 – Vlevo kyvadlový pohyb v pánvi a vpravo kop vpřed po přímce (zdroj: Vašatová, 2011).	38
Obrázek 17 - Vyobrazení nervosvalové ploténky (zdroj: Rozsypal, 2003).....	44

Obrázek 18 - Fáze svalové kontrakce (zdroj: Bartůňková, 2006).	44
Obrázek 19 - Znázornění vývoje akčního potenciálu (zdroj: Bekkouche, 2012).	45
Obrázek 20 - Respondent v průběhu zasažení siloměrné desky (vlevo: bez zátěže, vpravo: se zátěží).	49
Obrázek 21 - Průběh kopu bez zátěže ze siloměrné desky Kistler v programu BioWare (zdroj: archiv autora).	50
Obrázek 22 - Ochranná modulární vesta.	51
Obrázek 23 - Měření flexe a extenze v kyčelním kloubu (zdroj: archiv autora).	52
Obrázek 24 - Upevnění chodidla při měření vnitřní a vnější rotace v kyčelním kloubu.	53

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 - Způsoby energetického krytí (zdroj: Měkota a Novosad, 2005, s. 146).	28
Tabulka 2 - Přehled základních hodnot u výzkumného vzorku (n = 15).....	56
Tabulka 3 - Přehled výsledků z izokinetického dynamometru - měření rotace v kyčelním kloubu (n=15).	57
Tabulka 4 - Přehled výsledků z izokinetického dynamometru - měření flexe a extenze v kyčelním kloubu (n = 15).....	57
Tabulka 5 - Výsledné hodnoty z měření na siloměrné desce Kistler (BZ = bez zátěže, Z = se zátěží).	58
Tabulka 6 - Souhrn výsledků korelační analýzy mezi izokinetikou (moment síly vnější rotace v kyčelním kloubu) v různých rychlostech a dynamikou přímého kopu do poznámky bez zátěže (BZ) a se zátěží (Z).....	58
Tabulka 7 - Souhrn výsledků korelační analýzy mezi izokinetikou (moment síly vnitřní rotace v kyčelním kloubu) v různých rychlostech a dynamikou přímého kopu bez zátěže (BZ) a se zátěží (Z).	59
Tabulka 8 - Souhrn výsledků korelační analýzy mezi izokinetikou (poměr momentů síly vnitřní a vnější rotace v kyčelním kloubu) v různých rychlostech a kinetikou přímého kopu bez zátěže (BZ) a se zátěží (Z).	59
Tabulka 9 - Souhrn výsledků korelační analýzy mezi izokinetikou (moment síly flexe a extenze v kyčelním kloubu) v různých rychlostech a dynamikou přímého kopu bez zátěže (BZ) a se zátěží (Z).	60
Tabulka 10 - Souhrn výsledků korelační analýzy mezi izokinetikou (poměr momentů síly mezi flexí a extenzi v kyčelním kloubu) v různých rychlostech a dynamikou přímého kopu bez zátěže (BZ) a se zátěží (Z).....	60
Tabulka 11 - Souhrn výsledků korelační analýzy mezi sledovanými hodnotami u flexibility vybraných svalů a kinetikou přímého kopu bez zátěže (BZ) a se zátěží (Z).	60

PŘÍLOHY

Seznam příloh:

Příloha č. 1 - Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

Příloha č. 2 - Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 - Korelační matice

Příloha č. 4 - Popis vzorců

Příloha č. 5 – Tabulka vyšetření flexibility