

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

HABILITAČNÍ PRÁCE

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**DYNAMIKA A KINEMATIKA PŘÍMÉHO KOPU V SOUVISLOSTI S NESENOU
ZÁTĚŽÍ, IZOKINETICKOU SILOU DOLNÍCH KONČETIN A SILOVÝM
TRÉNINKEM U VOJENSKÉHO PERSONÁLU**

Komentovaný souhrn vědeckých studií

Habilitační práce

Autor: PhDr. Michal Vágner, Ph.D.

Praha 2023

Prohlašuji, že jsem habilitační práci vypracoval samostatně, s využitím zdrojů uvedených v soupisu literatury.

Praha 1. února 2023

.....

Evidenční list

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

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování:

Tímto bych rád poděkoval doc. PhDr. Petru Šťastnému, Ph.D. za cenné rady a spolupráci při výzkumu a Ing. Petru Kubovému za přípravu měřících zařízení pro diagnostiku dynamiky a kinematiky přímého kopu. Dále bych rád poděkoval všem spoluautorům, kteří se podíleli na jednotlivých publikacích, a to zejména Danu J. Cleatherovi (Professor, St Mary's University, Twickenham, United Kingdom) za spolupráci a pomoc při zpracování kinematických dat analýzou hlavních komponent. V neposlední řadě děkuji i účastníkům měření (studentům Vojenského oboru při FTVS UK v Praze, profesionálním vojákům a vedoucím instruktorům boje zblízka v resortu Ministerstva obrany), kteří se účastnili níže uvedených studií.

Obsah

Použité zkratky	7
Seznam tabulek	8
Seznam obrázků	9
PŘEDMLUVA	10
1. ÚVOD	12
2. VLIV NESENÉ VOJENSKÉ VÝSTROJE NA DYNAMIKU PŘÍMÉHO KOPU	14
Studie 1: Balistická a zátěžová vesta zvyšuje síly přímého kopu	15
Studie 2: Vliv vojenské obuvi na dynamiku přímého kopu.....	17
3. VLIV NESENÉ ZÁTĚŽE A IZOKINETICKÉ SÍLY FLEXORŮ, EXTENZORŮ A ROTÁTORŮ KYČLE NA DYNAMIKU PŘÍMÉHO KOPU	20
Studie 3: Izokinetická síla rotátorů, flexorů a extenzorů kyčle souvisí s dynamikou přímého kopu u vojenských profesionálů	22
Studie 4: Nesená vojenská zátěž zvyšuje nárazovou sílu a čas přímého kopu, ale snižuje maximální rychlost boku a ramene kopající nohy	25
4. KINEMATIKA PŘÍMÉHO KOPU S NESENOU VOJENSKOU ZÁTĚŽÍ A JEJÍ VLIV NA DYNAMIKU PŘÍMÉHO KOPU	28
Studie 5: Kinematické determinanty dynamiky přímého kopu při různých podmínkách nesené zátěže	30
Studie č. 6: Analýza hlavních komponent může být použita k rozlišení mezi elitním a sub-elitním výkonem přímého kopu	36
5. VLIV SILOVÉHO TRÉNINKU NA KINEMATIKU A DYNAMIKU PŘÍMÉHO KOPU .	45
Studie č. 7: Vliv programů silového tréninku na dynamiku a kinematiku přímého kopu	48
Studie č. 8: Funkční trénink založený na podkladech pro zlepšení techniky, rychlosti a produkce síly přímého kopu.....	61
6. ZÁVĚREČNÝ SOUHRN A DOPORUČENÍ	72
POUŽITÁ LITERATURA	78

Použité zkratky

AV_{bok} – maximální úhlová rychlost boku

AV_{koleno} – maximální úhlová rychlost kolena

BV – balistická vesta

Con – koncentrická kontrakce

DSS – dynamický stabilizační systém

Ecc – excentrická kontrakce

F – síla

FCE – pohybový program obsahující funkční cviky se zaměřením na svalové jádro

F_i – nárazová síla

F_{peak} – maximální síla

Hip_{ext} – maximální moment síly extenzorů kyčle

Hip_{flex} – maximální moment síly flexorů kyčle

ICC – koeficient vnitrotřídní korelace

I_{net} – impulsní síla

MB – vojenská obuv

NL – provedení přímého kopu bez nesené zátěže

PCA – analýza hlavních komponent

PC_x – x-tá hlavní komponenta

PHV nebo V_{bok} – maximální rychlost boku

PKF nebo $V_{\text{kotník}}$ – maximální rychlost kotníku

PKV nebo V_{koleno} – maximální rychlost kolena

PPE – osobní ochranné prostředky

PSV nebo V_{rameno} – maximální rychlost ramena

R^2 – koeficient determinace

SD – směrodatná odchylka

TSP – pohybový program obsahující cviky se zaměřením na dynamickou sílu

WL1 – provedení přímého kopu s nesenou zátěží 5 kg

WL2 – provedení přímého kopu s nesenou zátěží 15 kg

WL3 – provedení přímého kopu s nesenou zátěží 30 kg

WL4 – provedení přímého kopu s nesenou zátěží 45 kg

WV – zátěžová vesta

Seznam tabulek

Tabulka 1. Predikční modely dynamiky přímého kopu složené z kinematických prediktorů u sub-elitní a elitní skupiny.	33
Tabulka 2. Predikční modely dynamiky přímého kopu složené z kinematických a izokinetických prediktorů u sub-elitní a elitní skupiny.	34
Tabulka 3. Intra a inter individuální variabilita vysvětlená hlavními komponentami (PC 1 a 2) pro úhel kolena, boku a kontaktní sílu přímého kopu u elitní a sub-elitní skupiny se všemi nesenými zátěžemi.	38
Tabulka 4. Průměr v rámci individuální variability vysvětlený hlavními komponentami PC1 a PC2 pro úhel kolena, boku a dynamiku přímého kopu u elitní a sub-elitní skupiny.	41
Tabulka 5. Intra a inter individuální variabilita vysvětlená hlavními komponentami PC1 a 2 během kopu u elitní a sub-elitní skupiny (úhly kolena a boku).	43
Tabulka 6. Pohybový program obsahující funkční cviky zaměřené na svalové jádro (FCE).	49
Tabulka 7. Pohybový program obsahující cviky zaměřené na dynamickou sílu (TSP).	50
Tabulka 8. Dynamika přímého kopu před a po pohybovém programu FCE a TSP.	53
Tabulka 9. Kinematika přímého kopu před a po pohybovém programu FCE a TSP.	54
Tabulka 10. Izokinetický moment síly vnější a vnitřní rotace kyčle, flexe a extenze kyčle a kolena. ...	58
Tabulka 11. Blokovaný tréninkový program obsahující funkční cviky zaměřené na hluboký stabilizační systém (1. až 4. týden).	68
Tabulka 12. Blokovaný tréninkový program obsahující funkční cviky zaměřené na dynamickou sílu (1. až 4. týden).	69
Tabulka 13. Tréninkový program zaměřený na funkční cviky pro hluboký stabilizační systém a dynamickou sílu (5. až 8. týden; 3x týdně).	69
Tabulka 14. Vysoce pokročilý tréninkový program (začátek od 8. týdne, 2x týdně).	70

Seznam obrázků

Obrázek 1. Časová křivka dynamiky přímého kopu bez a s vojenskou obuví během nárazu do siloměrné desky (příklad jednoho kopu).	18
Obrázek 2. Složený regresní model z prediktorů izokinetické síly.	24
Obrázek 3. Maximální rychlost boku (PHV) a ramena (PSV).	26
Obrázek 4. Čas interakce chodidla se siloměrnou deskou a nárazová síla kopu bez nesené zátěže (NL) a s nesenou zátěží (WL).	26
Obrázek 5. Celkový čas provedení přímého kopu.	32
Obrázek 6. Maximální a úhlová rychlost ramena, boku a kolena (Sub-elitní a elitní skupina).	32
Obrázek 7. Přímý kop s nesenou zátěží znázorňující různé fáze přímého kopu.	37
Obrázek 8. Hlavní komponenty (PC) časové řady úhlů kolena vynásobené průměrným koeficientem zátěže u elitních a sub-elitních probandů během provedení přímého kopu s vybranými nesenými zátěžemi.	39
Obrázek 9. Hlavní komponenta časové řady úhlů kolenního kloubu vynásobená průměrným koeficientem zátěže u elitní a sub-elitní skupiny při provedení přímého kopu s nesenými zátěžemi. ...	40
Obrázek 10. Součet skóre hlavní komponenty (PC) časové řady úhlů kolenního kloubu, úhlů kyčelního kloubu a nárazové síly pro PC1 a PC2 vynásobený průměrnými koeficienty zátěže ± 1 směrodatná odchylka pro elitní a sub-elitní subjekty při provedení přímého kopu s nesenými zátěžemi.	40
Obrázek 11. Skóre hlavní komponenty (PC) časové řady úhlů kyčelního a kolenního kloubu vynásobené průměrnými koeficienty zátěže u elitní a sub-elitní skupiny při provedení přímého kopu pro všechny nesené zátěže.	43
Obrázek 12. Vybrané rozdíly v dynamice a kinematice přímého kopu u dvou tréninkových programů.	55
Obrázek 13. Skóre pro první hlavní komponentu přímého kopu před (červená) a po (modrá) pohybovém programu FCE a TSP.	56
Obrázek 14. Analýza hlavních komponent (PCA) pro časové řady úhlů kyčle a kolena (úhly kyčle i kolena byly vloženy do stejné PCA) při provedení přímého kopu před a po pohybovém programu FCE a TSP.	57
Obrázek 15. Klíčové kinematické fáze při provedení přímého kopu (Elitní a sub-elitní provedení kopu).	63
Obrázek 16. Funkční cviky zaměřené na hluboký stabilizační systém pro jednotlivé fáze přímého kopu.	64
Obrázek 17. Cviky zaměřené na rotátory a ab/adduktory kyčle.	65
Obrázek 18. Funkční cviky zaměřené na explozivní sílu.	66
Obrázek 19. Funkční cviky zaměřené na hluboký stabilizační systém a dynamickou sílu s přidanou zátěží.	70

Předmluva

Předložená práce je souhrnem osmi studií zaměřených na dynamiku a kinematiku přímého kopu v souvislosti s izokinetickou silou dolních končetin a nesenou vojenskou zátěží s praktickým výstupem silových pohybových programů podporujících účinnost přímého kopu u vojenského personálu. Všechny studie byly publikovány v posledních pěti letech v impaktovaných časopisech, které jsou indexované v rámci „Web of Science“, kromě jedné studie, která byla publikována v neimpaktovaném recenzovaném časopisu. Ve všech předložených studiích jsem prvním autorem a v šesti studiích korespondenčním autorem.

Habilitační práce je formována do šesti na sebe navazujících kapitol, kde první kapitola obsahuje krátký úvod a šestá kapitola závěrečný souhrn. Hlavní část práce obsahuje čtyři níže uvedené kapitoly (druhá až pátá kapitola).

Druhá kapitola se zabývá vlivem armádní výstroje na dynamiku přímého kopu, kde ve studii č. 1 byl zjišťován vliv balistické a zátěžové vesty a ve studii č. 2 vliv vojenské polní obuvi. **Třetí kapitola** pojednává o vlivu izokinetické síly a vlivu vojenské výstroje na dynamiku a kinematiku přímého kopu, kde ve studii č. 3 byla zjišťována asociace mezi izokinetickou silou flexorů/extenzorů kyčle kopající dolní končetiny a vnějších/vnitřních rotátorů kyčle stojné dolní končetiny s dynamikou přímého kopu. Ve studii č. 4 byla nesená zátěž rozšířena o 15 kg batoh a o proměnné zjišťující maximální rychlost ramena, boku, kolena a kotníku během provedení přímého kopu. **Čtvrtá kapitola** pojednává o kinematických prediktorech dynamiky přímého kopu s nesenou zátěží v souvislosti s rozdílnou úrovní vojenských profesionálů praktikujících boj zblízka. Ve studii č. 5 byly zjišťovány rozdíly v maximální rychlosti ramena, boku, kolena a kotníku kopající dolní končetiny mezi sub-elitní skupinou (vojáci běžně praktikující výcvik boje zblízka) a elitní skupinou (hlavní instruktoři boje zblízka). V rámci této kapitoly byla ve studii č. 6 provedena i analýza variability pohybu, respektive přímého kopu, s cílem porovnat kvalifikovaný přímý kop (elitní skupina) s méně kvalifikovaným přímým kopem (sub-elitní skupina). Za tímto účelem byla použita analýza hlavních komponent pro srovnání variability pohybu boku a kolena kopající dolní končetiny. **Pátá kapitola** se zabývá vlivem silové pohybové přípravy na dynamiku a kinematiku přímého kopu, kde ve studii č. 7 byly v rámci intervence aplikovány silové pohybové programy zaměřené na zvýšení dynamické síly a funkční silový trénink svalového jádra. Ve studii č. 8 byly tyto silové pohybové programy sestaveny tak, aby je bylo možné progresivně a periodicky provádět jak v rámci závěrečné fáze

výcvikové hodiny boje zblízka, tak jako samostatnou tréninkovou jednotku v rámci vojenského výcviku.

Jednotlivé kapitoly začínají krátkým úvodem do problematiky a pokračují studiemi, které jsou předloženy komentovaným souhrnem v českém jazyce. Originály studií jsou umístěny v přílohách této práce.

Studie zahrnuté v rámci habilitační práce:

Studie 1: Vagner M, Thiel D, Jelen K, Tomsovsky L, Kubovy P, Tufano JJ. Wearing ballistic and weighted vests increases front kick forces. *Arch Budo*. 2018;14(1):pp. 231-237.

Studie 2: Vagner M, Tomsovsky L, Tufano JJ, Kubovy P, Jelen K. The effect of military boots on front kick dynamics. *AUC Kinanthropologica*. 2018;54(2):pp. 129-136.

Studie 3: Vagner M, Malecek J, Hojka V, Kubovy P, Stastny P. A carried military load increases the impact force and time of a front kick but reduces the peak velocity of the hip and shoulder of the kicking leg. *Arch Budo*. 2020;16(1):pp. 69-76.

Studie 4: Vagner M, Malecek J, Tomsovsky L, Kubovy P, Levitova A, Stastny P. Isokinetic strength of rotators, flexors and hip extensors is strongly related to front kick dynamics in military professionals. *J Hum Kinet*. 2019;68(1):pp. 145-155.

Studie 5: Vagner M, Cleather D, Kubovy P, Hojka V, Stastny P. Kinematic Determinants of Front Kick Dynamics Across Different Loading Conditions. *Mil Med*. 2021;186(1):pp. 1-7.

Studie 6: Vagner M, Cleather DJ, Kubovy P, Hojka V, Stastny P. Principal Component Analysis can Be Used to Discriminate Between Elite and Sub-Elite Kicking Performance. *Motor Control*. 2022; Ahead of print, pp. 1–19.

Studie 7: Vagner M, Cleather DJ, Kubovy P, Hojka V, Stastny P. Effect of strength training programs on front push kick dynamics and kinematics. *Arch Budo*. 2021;17(1):pp. 237-251.

Studie 8: Vagner M, Olah V, Cleather DJ, Stastny P. Evidence-Based Functional Training to Improve Front Push Kick Technique, Speed, and Net Force Production. *Strength Cond J*. 2022;44, 3, pp. 58–68.

1. Úvod

Profesní pohybové činnosti ve vojenském prostředí často vyžadují technickou a fyzickou připravenost v souvislosti s nesenou výstrojí, výzbrojí a externí vojenskou zátěží. Nesení zátěže vojákem je především z důvodu jeho ochrany zdraví využitím balistické výstroje, zajištění útočné nebo obranné síly využitím zbraní a zajištěním potřebných prostředků pro sebezáchovu v terénu. Vojáci se tak často s nesenou zátěží pohybují v obtížném venkovním terénu a v objektech s vysokým bezpečnostním rizikem. Samotná činnost vojáků nespočívá ale v pouhém přenášení materiálu, nýbrž v plnění operačních úkolů v místě nasazení. Nejenom z těchto důvodů je individuální technická a fyzická připravenost vojáka k plnění úkolů s nesenou výstrojí, výzbrojí a externí vojenskou zátěží stále aktuálně nosným tématem.

Jedním z témat připravenosti k plnění vojenských úkolů je i boj zblízka, kde je kladen vysoký důraz na účinné zvládnutí základních technik v podobě úderů a kopů. Účinné provádění kopů s nesenou vojenskou výstrojí, výzbrojí a externí zátěží souvisí s optimální technikou provedení a fyzickou připraveností. Pro účely této práce byl analyzován přímý kop, který je nejenom ve vojenském výcviku boje zblízka používán již od základního výcviku, ale také často vědecky analyzován.

Studie zabývající se analýzou přímého kopu se zaměřují především na reakční čas pro zahájení kopu od signálu (Ervilha et al., 2018), akceleraci kopu (Milošević et al., 2012; Sørensen et al., 1996), rychlost kopu (Abraham et al., 2001; Grymanowski et al., 2019; Vecchio et al., 2017; Wąsik et al., 2015; Wasik et al., 2019; Wilk et al., 1983), celkový čas kopu (Abraham et al., 2001; Cynarski et al., 2018; Pozo et al., 2011; Wąsik et al., 2015), nárazovou, maximální a impulsní sílu kopu (Dworak et al., 2005; Milošević et al., 2012; Olsen & Hopkins, 2003; Pozo et al., 2011; Ramakrishnan et al., 2018) a technické provedení kopu (Barnamehei, 2020; Błaszczyszyn et al., 2019; Vences Brito et al., 2014; Wąsik et al., 2021).

Technické provedení kopu úzce souvisí s rychlostí a úhlovou rychlostí jednotlivých segmentů (Branco et al., 2019; Goethel et al., 2019; Portela et al., 2014; Sbriccoli et al., 2010; Vences Brito et al., 2014; Wąsik et al., 2018; Wasik et al., 2019). Proto výzkumníci ve svých studiích používají kinematickou analýzu průběhu kopu. Samotná technika přímého kopu byla popsána jako pohyb začínající ze středu těla flexí v kyčelním a kolenním kloubu s následným zrychlením stehna vpřed a poté jeho zpomalením v čase kdy dochází ke zrychlení holeně pomocí kolenního kloubu ve směru pohybu chodidla k cíli (Sorensen et al., 1996). Při rozboru jednotlivých částí přímého kopu (před-kontaktní, kontaktní a post-kontaktní fáze kopu) byla například zjištěna nejvyšší úhlová rychlost u flexe v kyčelním kloubu v první části před-

kontaktní fáze kopu, přičemž ve druhé části před-kontaktní fáze dominoval extenzor kyčle a extenzor kolena (Hwang, 2008). Tato zjištění však mohou být narušena v případě nesené vojenské zátěže, která se běžně pohybuje v rozmezí 22 až 33 kg (Polcyn et al., 2002).

Účinné provádění bojových dovedností včetně přímého kopu souvisí do značné míry i se specifickou silovou připraveností jedince (Aandahl et al., 2018; Amtmann & Berry, 2003; Kamal, 2015; La Bounty et al., 2011; Olsen & Hopkins, 2003; Øvretveit & Tøien, 2018; Probst et al., 2007; Ratamess, 2011; Santana & Fukuda, 2011; Tack, 2013; Vasconcelos et al., 2020). Proto je nutné ve vojenském prostředí připravovat takové tréninkové programy, které povedou nejenom k všeobecné silové připravenosti v rámci základní tělesné přípravy, ale také ke specifické připravenosti k bojovým dovednostem v rámci speciální tělesné přípravy. V případě rozvoje a udržení silových schopností je z tohoto pohledu důležitým atributem vyvážené propojení mezi základním a funkčním silovým tréninkem. Nicméně, pokud má specifická silová příprava ve značné míře podporovat pohybové činnosti v boji, jako jsou například základní techniky boje zblízka, tak by měla být věnována dostatečná pozornost rozboru technického provedení pohybu s nesenou vojenskou zátěží a přípravě specifických pohybových programů.

Z výše uvedených důvodů byla tato práce zaměřena na konkrétní pohybovou činnost v podobě přímého kopu používaného v armádním boji zblízka, a to z pohledu diagnostiky dynamiky a kinematiky přímého kopu v souvislosti s izokineticou silou dolních končetin a nesenou vojenskou zátěží. Praktickým výstupem práce bylo navržení cviků a sestavení pohybových programů zaměřených na zvýšení účinnosti přímého kopu a jejich následné progresivní periodické zařazení do výcviku.

2. Vliv nesené vojenské výstroje na dynamiku přímého kopu

Fyzické činnosti, které vojáci vykonávají s nesenou vojenskou výstrojí, výzbrojí a externí zátěží dosahující až 70 kg mohou vést na základě vyšších interakčních sil ke zvýšené únavě a neobvyklé technice pohybu, což může v konečném důsledku zvyšovat i možná nebojová zranění při výcviku (Knapik et al., 2012; Polcyn et al., 2002).

Jedním z možných způsobů, jak zjistit, zda při provádění pohybu dochází ke změně je využití diagnostiky dynamiky a kinematiky pohybu. Zjišťování výsledné dynamiky úderů a kopů je jedním z běžných postupů při diagnostice v bojových sportech. V této souvislosti je využíváno Newtonovské fyziky, kde jsou uvažovány vztahy mezi pohybem tělesa a silami, které na těleso působí.

Pro účely diagnostiky dynamiky je využíván druhý Newtonův zákon (zákon síly) interpretovaný také jako impuls síly neboli dynamický vztah či princip hybnosti, který má značné využití ve sportu (Watkins, 2014). Jeho definice spočívá v tom, že pokud na těleso působí síla, pak se těleso pohybuje zrychlením, které je přímo úměrné působící síle a nepřímo úměrné hmotnosti. Lze ho vyjádřit jako $F = ma$, kde \mathbf{F} je vektor síly, \mathbf{m} je hmotnost tělesa a \mathbf{a} je vektor zrychlení. Síla je potom úměrná hmotnosti (*setrvačnosti*) a zrychlení tělesa (Zatsiorsky & Kraemer, 2014).

Dynamika kopu tak může být vyjádřena impulsem síly, kterou vyvine kopající jedinec při interakci chodidla s pevným cílem, přičemž výsledná interakční síla do značné míry závisí na vyvinutém úsilí (velikost síly v čase), kterému předchází technické provedení kopu. Nicméně, na dynamiku kopu může mít vliv i nesená zátěž. Proto jsme ve studii 1 a 2 zjišťovali vliv nesené vojenské zátěže na výsledný impuls síly, maximální sílu a nárazovou sílu během interakce chodidla s pevným cílem (siloměrnou deskou).

Studie 1: Balistická a zátěžová vesta zvyšuje síly přímého kopu

Studie byla publikována v červenci 2018 v časopise s IF 1,551 Archives of Budo autorským kolektivem: Michal Vágner, Dan Thiel, Karel Jelen, Luboš Tomšovský, Petr Kubový a James J. Tufano (Vágner, Thiel, Jelen, Tomšovský, Kubový & Tufano, 2018). Originál článku je obsahem přílohy č. 1. On-line verze je dostupná z: <http://archbudo.com/view/abstract/id/12312>.

V bojovém prostředí nosí vojenský personál osobní ochranné prostředky (PPE), které se obvykle skládají z přilby a systému ochrany hrudníku (vesta s keramickými deskami). Společně jsou PPE navrženy tak, aby snižovaly pravděpodobnost vážného zranění v důsledku palby z ručních zbraní a úlomků z výbušnin (Swain et al., 2010). Během boje si vojáci nesundávají PPE, což znamená, že se neustále nosí balistické vesty do 12 kg (Goldman & Kampmann, 2007). Z těchto důvodů by měl i výcvik směřovat k napodobení bojových scénářů z reálného nasazení vojáků, což znamená jeho provádění s PPE.

Předchozí výzkum ukázal, že PPE snižují výkon během simulovaného pochodu nebo opakovaných vojenských úkolů (Larsen et al., 2012; Loverro et al., 2015). Nicméně, účinek PPE na jednotlivé vojenské pohybové dovednosti v boji zblízka nebyl podrobněji zkoumán.

Při výcviku bojových aktivit se používají jako základní techniky různé druhy úderů a kopů, přičemž jedním z nejběžnějších typů je přímý kop. Z tohoto důvodu se v mnoha výzkumech zkoumala dynamika a kinematika přímého kopu (Dworak et al., 2005; Kuragano & Yokokura, 2012; Ortenburger et al., 2016; Pozo et al., 2011; Wąsik et al., 2015; Wilk et al., 1983). Nicméně i přesto, že tyto studie poskytují cenná data týkající se rychlosti a dynamiky kopů, tak všechny byly provedeny bez použití PPE.

Dynamika přímého kopu je ovlivněna i technikou provedení kopu (Sorensen et al., 1996), proto je možné, že hmotnost PPE může změnit kinematiku pohybu a vést i k odlišné dynamice kopu. Pro zodpovězení tohoto problému jsme ve výzkumu použili 12 kg balistickou vestu (BV), nicméně, jelikož používání BV je finančně a logisticky nákladné, byla zjišťována dynamika přímého kopu i při nesení zátěžové vesty (WV) se stejnou hmotností.

Ve studii jsme testovali pět vojáků (muži ve věku $22,2 \pm 1,5$ let, $78,8 \pm 5,8$ kg, $180,6 \pm 4,8$ cm), kteří provedli šest jednotlivých přímých kopů ve třech různých podmínkách: bez vesty (NV), s 12 kg balistickou vestou (BV) a s 12 kg zátěžovou vestou (WV). Všichni probandi měli standardizované vojenské polní oblečení a polní obuv určenou pro ozbrojené síly České republiky. Pro účely této studie byla použita balistická vesta (ochranná modulární vesta CZ 4M

s úrovní balistického odporu IV a hmotností 12 kg) a zátěžová vesta (Piran Sport, upravená na hmotnost 12 kg). Dynamika každého přímého kopu byla měřena pomocí triaxiální siloměrné desky (Kistler 9281) při nastavené frekvenci 1000 Hz (Svoboda et al., 2016). Dolní hranice velikosti působící síly byla nastavena na 100 N, aby se snížil šum na silové desce a označil začátek a konec interakce mezi nohou probanda a siloměrnou deskou. Deska byla nastavitelná podél svislé osy, aby byla zajištěna individualizace nastavení její výšky, podle potřeb každého probanda, tedy do úrovně “středního pásma, břicha”.

Při každém kopu byla zjišťována: maximální síla (N), čas do dosažení maximální síly (s) a nárazová síla (N). Data byla analyzována pomocí Shapiro-Wilk testu, párového t-testu a Cohenova *d*.

Srovnáním bylo zjištěno, že maximální síla přímého kopu s BV (6061 ± 1176 N) a s WV (6298 ± 1355 N) byla vyšší než s NV (5201 ± 1176 N) ($p < 0,01$; $d = 0,7$ a $0,9$; respektive). Čas do dosažení maximální síly byl delší s BV ($14,25 \pm 4,24$ ms) ve srovnání s WV ($13,00 \pm 3,96$ ms) ($p < 0,01$; $d = 0,3$), ale ani jeden se signifikantně nelišil od NV ($14,02 \pm 6,71$ ms) ($p = 0,822$; $p = 0,330$; respektive). Nárazová síla byla vyšší s WV (3833 ± 790 N) a s BV (3761 ± 930 N) ve srovnání s NV (3405 ± 62 N) ($p < 0,01$; $d = 0,4$ a $0,6$; respektive). Maximální síla přímých kopů s BV (6061 ± 1319 N) a WV (6298 ± 1355 N) byla přibližně o 17 % a 21 %, respektive, vyšší než s NV (5201 ± 1176 N), přičemž zajímavé bylo, že byla maximální síla s WV ($13,00 \pm 3,96$ ms) dosažena rychleji ve srovnání s BV ($14,25 \pm 4,24$ ms).

Závěrečný souhrn

Výsledky studie naznačily, že nesená zátěž 12 kg v podobě BV nebo WV ovlivňuje dynamiku přímého kopu u testované skupiny vojáků. Konkrétně, vyšších hodnot dosahovaly výsledné maximální a nárazové síly ve srovnání s NV. Proto může být vhodné provádět výcvik v boji zblízka v balistické nebo zátěžové vestě o hmotnosti 12 kg, z důvodu přizpůsobení se vyšší maximální a nárazové síle vzniklé při interakci chodidla během přímého kopu s pevným cílem.

Studie 2: Vliv vojenské obuvi na dynamiku přímého kopu

Studie byla publikována v listopadu 2018 v časopise *Acta Universitatis Carolinae Kinanthropologica* autorským kolektivem: Michal Vágner, Luboš Tomšovský, James J. Tufano, Petr Kubový a Karel Jelen (Vagner, Tomsovsky, Tufano, Kubovy & Jelen, 2018). Originál článku je obsahem přílohy č. 2. On-line verze je dostupná z: <https://doi.org/10.14712/23366052.2018.10>.

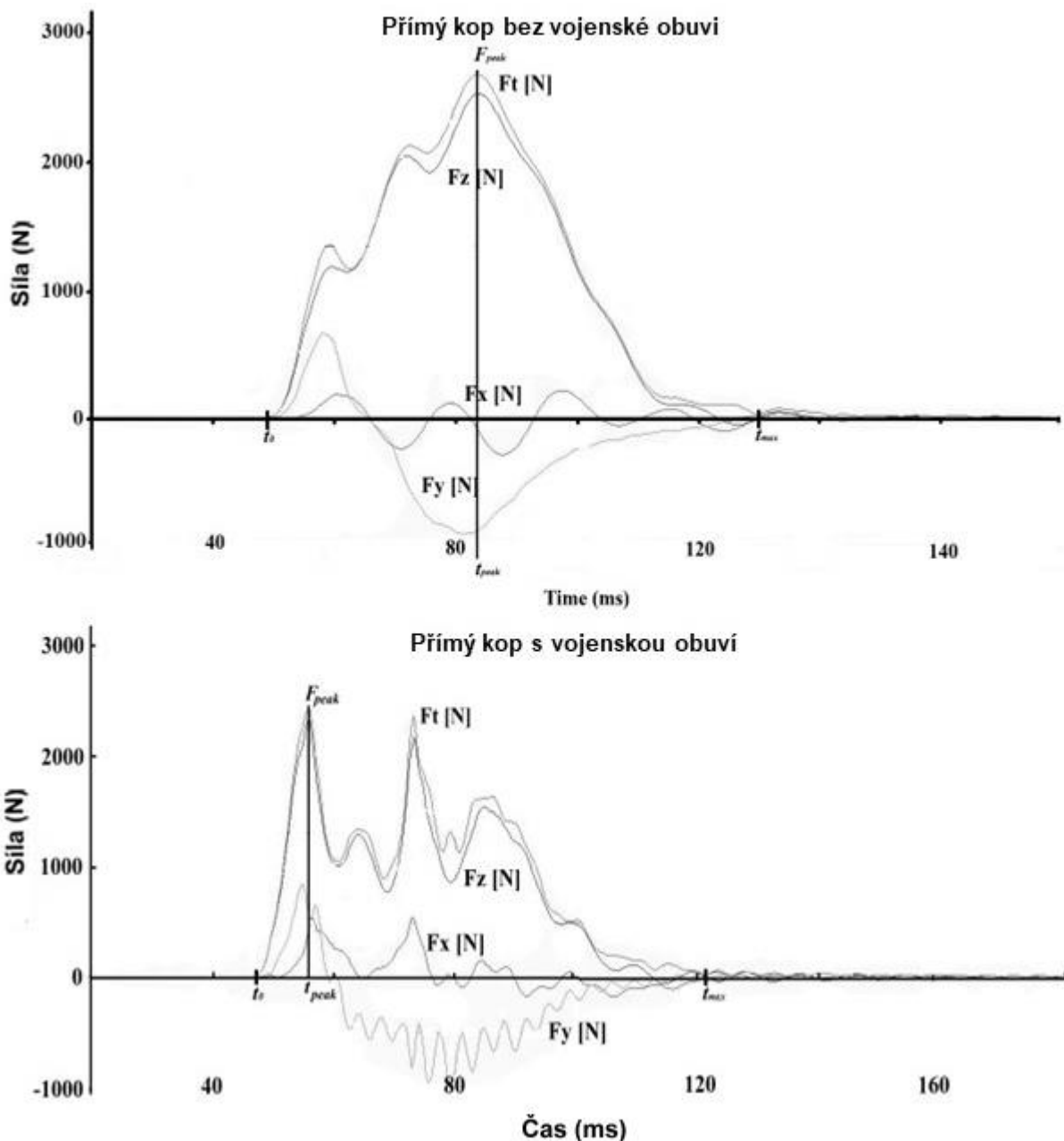
V předchozí studii č. 1 bylo zjištěno, že při provedení kopu s nesenou balistickou nebo zátěžovou vestou došlo ke zvýšení maximální a nárazové síly přímého kopu, nicméně, případný účinek vojenské obuvi v této studii zkoumán nebyl. Proto jsme v této studii zjišťovali případný vliv vojenské obuvi na dynamiku přímého kopu.

Cílem této studie bylo prozkoumat vliv vojenské obuvi (MB) na dynamiku přímého kopu. Předpokládali jsme, že u přímých kopů prováděných v MB může dojít vlivem hmotnosti obuvi k větším nárazovým silám a rychlejší době dosažení maximální síly ve srovnání s přímými kopy bez vojenské obuvi (NB).

Studie se zúčastnilo šest vojáků ($22,2 \pm 1,5$ roku, $78,8 \pm 5,8$ kg, $180,6 \pm 4,8$ cm) z Vojenského oboru Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze. Všichni vojáci byli schopni provést přímý kop požadovanou technikou z důvodu pravidelné účasti při výcviku boje zblízka. Všichni probandi měli standardizované vojenské polní oblečení a obuv určenou pro Ozbrojené síly České republiky. Standardizovaná vojenská obuv (model 2000) měla hydrofobní svršek z hovězí kůže a gumovou podrážku SLAVEX.

Dynamika každého přímého kopu byla měřena pomocí triaxiální siloměrné desky Kistler 9281 (Kistler, Winterthur, Švýcarsko) při frekvenci 1000 Hz (Svoboda et al., 2016). Ve fázi seznámení byla spodní hranice velikosti působící síly nastavena na 100 N, aby se snížil šum na silové desce a označil začátek a konec interakce mezi nohou probanda a siloměrnou deskou. Silová deska byla nastavitelná podél svislé osy, aby bylo zajištěno její nastavení na „střední pásmo“ každého probanda. K zakrytí kovového povrchu siloměrné desky byla použita úderová lapa, aby se minimalizovalo potenciální riziko zranění. Pomocí nárazového zařízení bylo empiricky ověřeno, že úderová lapa absorbovala část energie kopu a snížila přenos síly. Zařízení nám umožnilo analyzovat vliv různých rychlostí nárazu a různé velikosti kontaktní plochy na měření síly nárazu. Za předpokladu, že rychlost nárazu nohy nepřekročí 10 m/s během přímého kopu, byly absorpční koeficienty kopu pro impuls a maximální sílu shledány konstantní až do této hodnoty. Konkrétně absorpční koeficienty byly 0,844 pro impuls a 0,167

pro maximální nárazovou sílu. Rovněž se ukázalo, že na absorpční koeficienty neměla významný vliv velikost kontaktní plochy v rozmezí $\pm 30\%$. K určení absolutních hodnot fyzikálních veličin, naměřených v tomto výzkumu, byly použity absorpční koeficienty. Při každém kopu byla zjišťována: maximální síla (N), čas do dosažení maximální síly (s) a impuls (N.s). Data byla analyzována pomocí párového t-testu, Wilcoxonova párového testu a Cohenova *d*.



Obrázek 1. Časová křivka dynamiky přímého kopu bez a s vojenskou obuví během nárazu do siloměrné desky (příklad jednoho kopu).

Legenda: F_{peak} – maximální síla kopu, t_0 – čas zahájení působení síly, t_{peak} – čas při dosažení maximální síly kopu, t_{max} – čas ukončení působení síly, F_x a F_y – působení sil v kolmé rovině, F_z – působení síly ve směru kopu, F_t – výsledné působení sil.

Srovnáním výsledků bylo zjištěno, že ani maximální síla kopu (3180 ± 647 N), a ani impuls (367 ± 40 Ns) s MB nebyly významně rozdílné od NB (3157 ± 291 N, 360 ± 48 Ns) ($p = 0,85$; $d = 0,04$ a $p = 0,36$; $d = 0,12$, respektive). Nicméně, bylo zjištěno, že dosažení maximální síly přímého kopu trvalo kratší čas při provedení s MB (39 ± 16 ms) ve srovnání s NB (56 ± 8 ms; $d = 0,88$). Rozdílná byla také křivka průběhu dosažené síly v čase během působení kopu na siloměrné desce, kde použití MB pro přímý kop vedlo ke dvěma vrcholům křivky síla-čas (Obrázek 1, příklad jednoho kopu).

Závěrečný souhrn

Závěrem lze uvést, že použitá vojenská obuv neměla vliv na impulsní síly ani maximální sílu přímého kopu, nicméně, z důvodu přizpůsobení se rozdílné časové křivce síly je vhodné provádět přímé kopy do pevného cíle s vojenskou obuví.

3. Vliv nesené zátěže a izokinetické síly flexorů, extenzorů a rotátorů kyčle na dynamiku přímého kopu

V předchozích studiích (č. 1 a 2) bylo zjištěno, že nesená vojenská výstroj v podobě balistické vesty ovlivňuje především nárazovou sílu přímého kopu, nicméně, při použití vojenské obuvi došlo pouze ke změně křivky síla-čas a prodloužení času při interakci chodidla se siloměrnou deskou během nárazu, přičemž dynamika přímého kopu nebyla významně odlišná. Následující měření bylo zaměřeno ke zjištění, zda úroveň izokinetické síly flexorů/extenzorů a rotátorů kyčle ovlivňuje dynamiku přímého kopu bez nesené zátěže (studie č. 3) a zda přidání další nesené zátěže, k nesené zátěži uvedené ve studii č. 1, v podobě batohu o hmotnosti 15 kg (celková nesená zátěž 30 kg) ovlivňuje dynamiku a maximální rychlost kotníku, kolena, boku a ramena (studie č. 4). Data získaná pro studie č. 3 a 4 byla měřena na stejné skupině probandů.

Izokinetická dynamometrie byla zavedena v 60. letech 20. století za účelem kvantifikovat moment síly (torque, Nm), a to buď maximální (peak torque) nebo průměrný (average torque) generovaný kontrakcí svalové skupiny kruhovým pohybem (Alvares et al., 2015). Izokinetické dynamometry umožňují provádění dynamického cvičení se specifickou úhlovou rychlostí a přizpůsobivým odporem, což umožňuje subjektům provádět maximální kontrakci v celém rozsahu pohybu (Brown, 2000).

Svalové skupiny, které jsou testovány pomocí izokinetického dynamometru, jsou určovány podle jejich příspěvku ke konkrétním pohybovým úkolům, např. flexory a extenzory kyčlí a kolena, byly shledány důležitými při přímém kopu, kde různí sportovci bojových sportů vykazovali podobné hodnoty momentu síly (Busko, 2016; Jung et al., 2017). Pro přehled a nastavení úhlové rychlosti jsme analyzovali studie, kde autoři testovali subjekty z bojových sportů za pomoci izokinetického dynamometru. Probst et al. (2007) testovali na izokinetickém dynamometru skupinu závodníků praktikujících karate (4 ženy a 5 mužů ve věku $24,3 \pm 6,7$ let), zda se projeví rozdíl v izokinetické koncentrické síle flexorů a extenzorů kolena při rychlostech $60^\circ \cdot s^{-1}$ a $180^\circ \cdot s^{-1}$ a excentrické síle kolena při rychlosti $150^\circ \cdot s^{-1}$, oproti skupině aktivních sportovců (7 žen a 8 mužů ve věku $22,1 \pm 3,1$ let). Naměřené výsledky koncentrické i excentrické izokinetické síly ukázaly výrazně rychlejší čas pro dosažení maximálního výkonu a vyšší maximální točivý moment při $60^\circ \cdot s^{-1}$ i $180^\circ \cdot s^{-1}$ u pravého i levého čtyřhlavého svalu a hamstringu ve skupině jedinců praktikujících karate ve srovnání s kontrolní skupinou ($p < 0,05$), přičemž u hamstringu byl tento efekt výraznější, a to především u rychlosti $60^\circ \cdot s^{-1}$. Podobný výzkum s podobnými závěry provedli Kotrljanovic et al. (2016), když testovali 18 závodníků

karate (9 mužů ve věku $24,1 \pm 3,7$ let a 9 žen ve věku $21,3 \pm 2,8$ let), zda se projeví rozdíl v izokinetické koncentrické síle flexorů a extenzorů kolen při rychlostech $60^\circ \cdot s^{-1}$ a $180^\circ \cdot s^{-1}$. Při stejných rychlostech testovali maximální izokinetickou sílu hamstringu a kvadricepsu Jung et al. (2017) u skupiny 15 žen a 15 mužů praktikujících taekwondo, kde k úhlovým rychlostem $60^\circ \cdot s^{-1}$ a $180^\circ \cdot s^{-1}$ přidali ještě $240^\circ \cdot s^{-1}$.

Účinný přímý kop primárně zahrnuje využití maximální, explozivní a rychlé svalové síly. To lze testovat měřením izokinetických sil při různých rychlostech a typech kontrakce, kde nízká rychlost, střední rychlost a vysoká rychlost indikují maximální, explozivní a rychlou sílu. Kromě flexorů a extenzorů kopající dolní končetiny může být užitečný pro popis schopnosti provádět přímé kopy i moment síly rotátorů kyčle stejné dolní končetiny, protože její síla souvisí s dynamickou stabilitou (Gordon et al., 2013). Výše uvedené poznatky přispěly ke stanovení metodiky předložené studie č. 3.

Studie 3: Izokinetická síla rotátorů, flexorů a extenzorů kyčle souvisí s dynamikou přímého kopu u vojenských profesionálů

Studie byla publikována v srpnu 2019 v časopise s IF 1,664 Journal of Human Kinetics autorským kolektivem: Michal Vágner, Jan Maleček, Luboš Tomšovský, Petr Kubový, Andrea Levitová a Petr Šťastný (Vagner, Malecek, Tomsovsky, Kubovy, Levitova & Stastny, 2019). Originál článku je obsahem přílohy č. 4. On-line verze je dostupná z: <http://www.johk.pl/files/10078-68-2019-v68-2019-12.pdf>.

Předložená studie byla zaměřena ke zjištění možné souvislosti izokinetické síly dolních končetin s dynamikou přímého kopu. Hlavním cílem studie bylo stanovení regresního modelu mezi nárazovou silou přímého kopu (závisle proměnná) a izokinetickou silou rotátorů, flexorů a extenzorů kyčle měřených v různých úhlových rychlostech (nezávisle proměnné).

Dvacet pět vojáků ($27,7 \pm 7,2$ let; $83,8 \pm 6,1$ kg; $180,5 \pm 6,5$ cm) Vojenského oboru Fakulty tělesné výchovy a sportu, kteří se účastní pravidelného výcviku boje zblízka provedlo šest přímých kopů naboso bez nesené zátěže, kde byla měřena nárazová síla (N) a maximální rychlost kopu (m/s).

Dynamika provedených přímých kopů byla měřeny pomocí triaxiální siloměrné desky (Kistler 9281; Winterthur, Švýcarsko), při frekvenci 1000 Hz. Spodní hranice velikosti působící síly byla nastavena na 100 N, aby se snížil šum na siloměrné desce a označil začátek a konec interakce chodidla se siloměrnou deskou umístěnou podél svislé osy ve výšce středního pásma (výška středu těla). Trojrozměrná kinematická data byla shromážděna pomocí šesti kamerového systému analýzy pohybu (Qualisys 2.2) nastaveného na frekvenci 500 Hz. Údaje o maximální rychlosti byly shromážděny pomocí retro reflexních markerů umístěných na kotník (malleolus lateralis) probanda, aby reprezentovaly rychlost chodidla, která byla zjištěna z maximální rychlosti markeru před zahájením interakce se siloměrnou deskou (10 ms před prvním zaznamenaným nárazem 2 N na silové desce). Údaje o silové desce a 3D zachycení pohybu byly plně synchronizovány a shromážděny pomocí softwaru Qualisys 2.2 (Qualisys Track Manager, Švédsko).

Testy izokinetické síly byly provedeny pomocí standardního dynamometru (Humac Norm; CSMi Stoughton, MA, USA), kde byly zaznamenány maximální momenty síly flexorů (Hip_{flex}) a extenzorů (Hip_{ext}) kyčle kopající dominantní dolní končetiny a vnitřního a vnějšího rotátoru kyčle nedominantní dolní končetiny (stojná dolní končetina při provedení kopu). Kromě zaznamenání maximální momentové síly byly vypočteny i antagonistické poměry.

Hip_{flex} a Hip_{ext} byly testovány v poloze na zádech s ramenem páky dynamometru zarovnaným s osou velkého trochanteru femuru při úhlových rychlostech 30°·s⁻¹, 120°·s⁻¹, 240°·s⁻¹ a 300°·s⁻¹. Pro každou rychlost provedl proband šest po sobě jdoucích opakování maximální kontrakce v koncentrické a excentrické svalové akci s 90sekundovým odpočinkovým intervalem mezi testovanými rychlostmi. Pohyb Hip_{flex} a Hip_{ext} byl realizován v rámci možnosti individuálního rozsahu pohybu každého probanda s minimálním rozsahem 120° Hip_{flex}. Vnitřní a vnější rotátory byly testovány v poloze na zádech s nataženým kolenním a kyčelním kloubem při úhlových rychlostech 30°·s⁻¹ a 90°·s⁻¹. Každý účastník provedl tři opakování maximální kontrakce při koncentrické a excentrické svalové akci ve dvou sériích. Dynamometr byl nastaven tak, aby prováděl koncentrickou vnitřní a vnější rotaci v kyčelním kloubu v antagonistickém působení, po kterém následovala excentrická vnitřní a vnější rotace. Po každém maximálním úsilí následoval 90sekundový interval odpočinku. Pohyb vnitřního a vnějšího rotátoru byl prováděn v rámci možnosti individuálního rozsahu pohybu každého probanda s minimálním rozsahem 35° vnitřního a vnějšího rotátoru kyčle. Poměry mezi koncentrickými kontrakcemi se nazývaly konvenční poměry a poměry mezi excentrickými a koncentrickými akcemi se nazývaly funkční poměry.

Pro zjištění stability mezi jednotlivými kopy byl použit koeficient vnitro-třídní korelace (ICC). K určení, zda byla data normálně distribuována byl použit Shapiro-Wilk a Kolmogorov-Smirnov test. V případě normální distribuce byl použit Pearsonův koeficient korelace ke zkoumání vztahů mezi izokinetickými daty vs. rychlostí a nárazovou silou přímých kopů.

Z naměřených dat byla nejprve vypočtena jednoduchá lineární regrese, následně byla použita vícenásobná regrese, a nakonec konstrukce regresního modelu. Izokinetická data, která významně korelovala ($p < 0,01$) s dosaženým výkonem přímého kopu, byla použita v základním regresním modelu jako prediktory pro konstrukci lineárního regresního modelu. K závěrečnému rozšíření základního regresního modelu bylo využito i izokinetických dat, která významně nekorelovala s nárazovou silou.

Vícenásobná regrese ukázala, že nezávisle proměnné v podobě koncentrického maximálního momentu síly flexe a extenze v kyčelním kloubu kopající dolní končetiny při úhlové rychlosti 120°·s⁻¹ vysvětlily 54 % variability nárazové síly přímého kopu ($R^2 = 0,54$; $p < 0,001$). Po přidání dalších třech nezávisle proměnných v podobě excentrické a koncentrické vnitřní a vnější rotace kyčle při 30°·s⁻¹, poměru vnitřní a vnější rotace kyčle při 30°·s⁻¹ na stejné dolní končetině a koncentrického poměru flexe a extenze kopající dolní končetiny při 300°·s⁻¹ se zvýšila vysvětlená variabilita nárazové síly na 75 % ($R^2 = 0,75$; $p = 0,003$) (Obrázek 2).

Kopající dolní končetina	Rychlá síla	Konvenční poměr mezi flexi/extenzi kyčle 300°s^{-1}	+4 %	$R^2 = 0,75$	Nárazová síla (N)
		Konvenční poměr mezi koncentrickou vnitřní/vnější rotací kyčle 30°s^{-1}	+5 %	$R^2 = 0,71$	
Stojná dolní končetina	Maximální síla	Funkční poměr mezi excentrickou/koncentrickou vnitřní rotací kyčle 30°s^{-1}			
		Koncentrická vnější rotace kyčle 30°s^{-1}			
		Koncentrická vnitřní rotace kyčle 30°s^{-1}	+12 %	$R^2 = 0,66$	
		Excentrická vnější rotace kyčle 30°s^{-1}			
Kopající dolní končetina	Explosivní síla	Koncentrická flexe kyčle 120°s^{-1} $r = 0,64$	54 %	$R^2 = 0,54$	
		Koncentrická extenze kyčle 120°s^{-1} $r = 0,72$			

Obrázek 2. Složený regresní model z prediktorů izokinetické síly.

Závěrečný souhrn

Při sestavování regresního modelu bylo zjištěno, že explozivní síla flexorů a extenzorů kyčle kopající dolní končetiny byla primárním prediktorem nárazové síly přímého kopu. Do tréninkových programů zaměřených na přímé kopy by proto měla být zařazena cvičení zaměřující se na explozivní sílu dolních končetin. Maximální síla vnitřních a vnějších rotátorů stojné dolní končetiny a rychlá síla flexorů a extenzorů kyčle kopající dolní končetiny patří mezi prediktory, které je třeba vzít v úvahu pro zvýšení nárazové síly přímého kopu. Vnější a vnitřní rotátory kyčle by měly být trénovány s důrazem na koncentrické i excentrické kontrakce.

Studie 4: Nesená vojenská zátěž zvyšuje nárazovou sílu a čas přímého kopu, ale snižuje maximální rychlost boku a ramene kopající nohy

Studie byla publikována v březnu 2020 v časopise s IF 1,113 Archives of Budo autorským kolektivem: Michal Vágner, Jan Maleček, Vladimír Hojka, Petr Kubový a Petr Šťastný (Vagner, Malecek, Hojka, Kubovy & Stastny, 2020). Originál článku je obsahem přílohy č. 4. On-line verze je dostupná z: <https://archbudo.com/view/abstract/id/13293>.

V předchozích studiích č. 1 a 2 byl zjištěn vliv balistické vesty na dynamiku přímého kopu a vliv vojenské obuvi na čas potřebný k dosažení maximální síly při interakci chodidla se siloměrnou deskou. V této studii jsme pokračovali s přidáním další nesené zátěže v podobě vojenského batohu s hmotností 15 kg (celková nesená zátěž byla 30 kg). Navíc, byly do studie zahrnuty i kinematické prediktory v podobě zjištění maximální rychlosti kotníku, kolena, kyčle a ramena na straně kopající dolní končetiny. Hlavním cílem této studie bylo zjištění vlivu nesené balistické vesty a batohu na maximální rychlost a dynamiku přímého kopu.

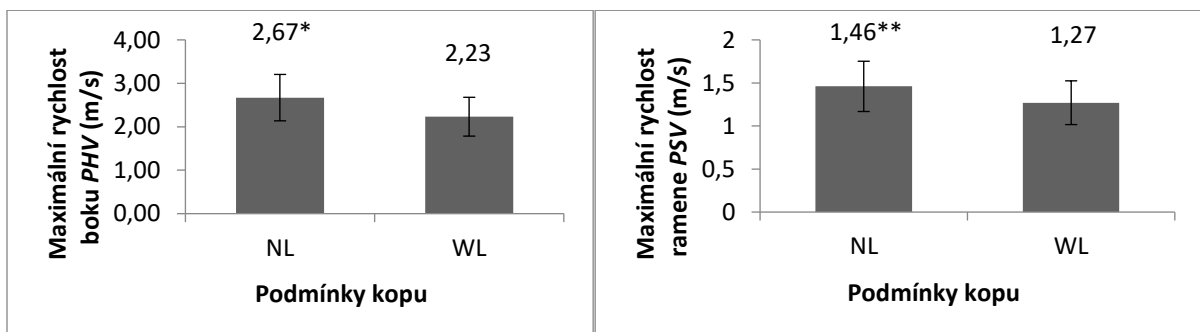
Studie se zúčastnilo 25 vojáků Vojenského oboru Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze ($27,7 \pm 7,2$ let, $83,8 \pm 6,1$ kg, $180,5 \pm 6,5$ cm) s minimální dvouletou zkušeností z výcviku boje zblízka, kteří provedli šest samostatných přímých kopů bez nesené zátěže (NL) a s 30 kg zátěží složenou z vojenského vybavení (WL) (vojenská obuv a samopal = 3 kg, balistická vesta = 12 kg a batoh = 15 kg). Dynamické a kinematické prediktory přímého kopu, nárazová síla (N), impuls (N·s), čas do dosažení maximální síly kopu (s), celkový čas provedení kopu (s), maximální rychlost kotníku (PFV), kolena (PKV), kyčle (PHV) a ramena (PSV) byly měřeny pomocí siloměrné desky (Kistler 9281; Winterthur, Švýcarsko, 2000 Hz), která byla synchronizována s 3D kamerovým systémem (Qualisys AB, Goteborg, Švédsko, Qualisys Track Manager 2.10, 500 Hz).

Ke zjištění stability mezi naměřenými výkony u jednotlivých šesti provedených přímých kopů byl vypočten koeficient vnitro-třídní korelace (ICC). K posouzení normálního rozložení dat byl použit Shapiro-Wilk test a ke zjištění případné asociace mezi hmotností probandů a dynamikou přímého kopu byl použit Pearsonův korelační koeficient. Porovnání mezi provedenými přímými kopy s NL a WL bylo provedeno pomocí párového t-testu nebo v případě porušení normálního rozložení Wilcoxonova párového testu se stanovením hladiny významnosti alfa $p < 0.05$. Ke zjištění velikosti účinku bylo vypočteno Cohenovo d .

Míra shody mezi dosaženou maximální rychlostí při provedení šesti kopů byla vypočtena pomocí ICC s dobrou až vynikající spolehlivostí pro NL i WL, kde byly vypočteny

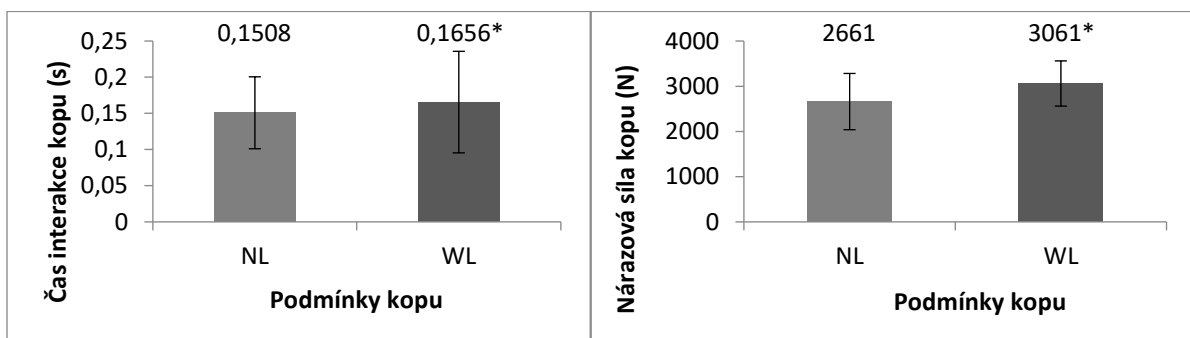
hodnoty ICC u PFV (0,56–0,93), PKV (0,74–0,93), PHV (0,57–0,94), PSV (0,47–0,92), maximální síla kopu (0,76–0,81), čas do dosažení maximální síly kopu (0,65–0,80), celkový čas interakce se siloměrnou deskou (0,35–0,79), nárazová síla (0,85–0,96) a impuls (0,79–0,90). Při zjišťování asociace mezi hmotností probandů a dynamikou kopu byl vypočten nejvyšší koeficient determinace mezi hmotností a impulsem s NL ($R^2 = 0,24$; $p = 0,014$) a nejnižší koeficient determinace mezi hmotností a maximální silou kopu s WL ($R^2 = 0,12$; $p = 0,085$). Koeficienty korelace mezi hmotností a maximální silou, impulsem a nárazovou silou s NL dosahovaly míry vztahu $r = 0,32$ ($p = 0,118$), $r = 0,44$ ($p = 0,014$) a $r = 0,33$ ($p = 0,109$), respektive a s WL $r = 0,35$ ($p = 0,084$), $r = 0,38$ ($p = 0,06$) a $r = 0,35$ ($p = 0,085$), respektive.

Srovnáním přímého kopu bez nesené zátěže s nesenou zátěží bylo zjištěno, že při použití nesené zátěže 30 kg se nížila maximální rychlost boku ($p = 0,001$; $d = 0,79$) a ramena ($p < 0,001$; $d = 0,60$) na straně dolní končetiny provádějící kop (Obrázek 3). Dále bylo zjištěno, že celkový čas interakce se siloměrnou deskou s WL byl delší než s NL ($p = 0,0465$, $d = 0,23$) a nárazová síla byla vyšší s WL než s NL ($p = 0,0451$; $d = 0,49$) (Obrázek 4).



Obrázek 3. Maximální rychlost boku (PHV) a ramena (PSV).

Legenda: *Signifikantně rychlejší než při provedení s WL ($p < 0,05$); ** Signifikantně rychlejší než při provedení s WL ($p < 0,01$).



Obrázek 4. Čas interakce chodidla se siloměrnou deskou a nárazová síla kopu bez nesené zátěže (NL) a s nesenou zátěží (WL).

Legenda: *Signifikantně kratší než při provedení s WL ($p < 0,05$).

Závěrečný souhrn

Závěrem studie je možné shrnout, že nesená zátěž, složená z vojenské obuvi, samopalů, balistické vesty a batohu, o celkové hmotnosti 30 Kg ovlivnila průběh kopu snížením maximální rychlosti boku a ramena, zvýšením nárazové síly kopu a prodloužením času interakce chodidla se siloměrnou deskou, přičemž se výrazně nezměnila maximální rychlost kotníku a kolena a maximální síla přímého kopu.

4. Kinematika přímého kopu s nesenou vojenskou zátěží a její vliv na dynamiku přímého kopu

V předchozích studiích (studie č. 1 a 4) bylo zjištěno, že nesená zátěž ovlivňuje dynamiku přímého kopu a snižuje maximální rychlost boku a ramena na straně dolní končetiny provádějící přímý kop. V této části práce jsme se zaměřili na hlubší analýzu technického provedení přímého kopu, a to z pohledu kinematických indikátorů v podobě analýzy maximální rychlosti kotníku, kolena, boku a ramena; úhlové rychlosti kyčelního a kolenního kloubu a časové řady úhlů kyčelního a kolenního kloubu dolní končetiny provádějící přímý kop v souvislosti s nesenou vojenskou zátěží a dynamikou přímého kopu. Výsledky byly zpracovány do dvou samostatných publikovaných článků (studie č. 5 a 6), přičemž studie č. 5 byla zaměřena k odhadu dynamických a kinematických prediktorů přímého kopu v souvislosti s postupně se zvyšující nesenou vojenskou zátěží a ve studii č. 6 byla použita analýza hlavních komponent pro porovnání variability průběhu přímého kopu s nesenou zátěží mezi elitní a sub-elitní skupinou vojáků praktikujících boj zblízka.

Rozdíly ve variabilitě pohybu jsou často navrhovány pro typizaci úrovně pohybové dovednosti (Fleisig et al., 2009; Schorer et al., 2007). Povaha rozdílů, a to, jak se rovnají úrovně dovedností, však byly předmětem značné diskuse v literatuře (Daffertshofer et al., 2004; Richter et al., 2014). Naivní názor je, že méně kvalifikovaní sportovci vykazují vyšší variabilitu ve výkonu a že s rostoucí dovedností se variabilita pohybu snižuje (Stergiou & Decker, 2011). Jistě, když se člověk učí novou dovednost, mohou existovat velké rozdíly od opakování k opakování (Wilson et al., 2008). Tato koncepce kvalifikovaného výkonu je však v rozporu s prací Nicolaie Bernsteina, který ukázal, že v úderech kladiva kovářů byla značná variabilita úhlu kloubu (jeho model kvalifikovaného výkonu), i když dopad samotného kladiva (skutečný výsledek pohybu) vykazoval menší variace (Bernstein, 1967). To vedlo k názoru, že rostoucí dovednost je spojena se zvýšením variability použité pohybové strategie (např. úhly kloubů), zatímco samotný výsledek pohybu zůstává stabilní, což zase umožňuje člověku přizpůsobit se jemným změnám prostředí (Betzler et al., 2012; Bradshaw et al., 2007; Seifert et al., 2011).

Pokud považujeme lidský pohyb za produkt samo organizujícího se dynamického systému se schopností přenosu učení (Seidler, 2010), můžeme uvažovat, že základní pohybové vzory jsou emergentní vlastností systému, tzv. atraktorové stavy (Newell et al., 2003). Cvičení zvyšuje sílu atraktorového stavu tak, že se snižuje variabilita vzoru (Schöner et al., 1992) a také zvyšuje pravděpodobnost, že se vzor objeví v širším rozsahu různých počátečních podmínek

(nebo omezení). Zároveň však může existovat variabilita v méně zásadních aspektech pohybu (Scholz et al., 2000; Scholz & Schöner, 1999). Například vertikální skákání je charakterizováno proximálně-distálním pohybem dolních končetin, přičemž mohou existovat značné rozdíly v pohybu kotníku, kolena a kyčle včetně jejich relativního načasování (Cleather et al., 2013).

Pohyby segmentů při provádění úderových a vrhacích dovedností jsou obecně sekvenovány proximálně-distálním způsobem (Putnam, 1993). Podstata proximálně-distálního pohybu spočívá v usnadnění přenosu hybnosti z větších na menší segmenty kinematického řetězce, aby se zvýšila jeho rychlost, a nakonec i výstupní síla (Hoelbling et al., 2020). V bojových aktivitách byl proximálně-distální pohyb popsán u úderů (Fuchs et al., 2018) a kopů (Estevan et al., 2015; Kim et al., 2011; Sørensen et al., 1996). V případě přímého kopu je proximálně-distální pohyb prováděn prvotním zrychlením boku, po kterém následuje stehno a nakonec holeň, přičemž rychlost segmentů dolní končetiny je přímým výsledkem interakcí mezi momentem hybnosti kyčle, kolena a kotníku (Moreira et al., 2018). Nejvyšší rychlosti dosahuje kyčel a koleno v nejvyšším bodě a kotník bezprostředně před zásahem cíle (Gianino, 2010; Kim et al., 2011).

Z výše uvedeného lze předpokládat, že interakce mezi segmenty a tím i variabilita pohybu může být rozdílná při provedení přímého kopu v souvislosti s výkonnostní úrovní a v důsledku nesené zátěže. Proto byla pozornost ve studiích č. 5 a 6 zaměřena na analýzu průběhu přímého kopu porovnáním časových řad úhlů kloubů (kyčel a koleno) a jejich maximální rychlosti a úhlové rychlosti v souvislosti s dynamikou přímého kopu s různými nesenými zátěžemi u sub-elitní a elitní skupiny vojenských profesionálů praktikujících boj zblízka.

Studie 5: Kinematické determinanty dynamiky přímého kopu při různých podmínkách nesené zátěže

Studie byla akceptována začátkem roku 2021 a publikována v lednu 2022 v časopise s IF 1,563 Military Medicine autorským kolektivem: Michal Vágner, Daniel John Cleather, Petr Kubový, Vladimír Hojka a Petr Šťastný (Vagner, Cleather, Kubovy, Hojka & Stastny, 2020). Originál článku je obsahem přílohy č. 5. On-line verze je dostupná z: <https://doi.org/10.1093/milmed/usaa542>.

Ve studiích č. 1 a 2 byl zjištěn vliv balistické vesty na dynamiku přímého kopu a vliv vojenské obuvi na čas potřebný k dosažení maximální síly kopu. Po přidání další nesené zátěže bylo zjištěno ve studii č. 4, že nesená zátěž o hmotnosti 30 kg ovlivnila průběh kopu snížením maximální rychlosti boku a ramena a zvýšením nárazové síly kopu, přičemž se výrazně nezměnila maximální rychlost kotníku a kolena ani maximální síla a celkový impuls přímého kopu. V předchozí studii č. 3 bylo zjištěno, že izokinetická síla, flexorů a extenzorů kyčle kopající dolní končetiny při úhlové rychlosti 120°s^{-1} , byla primárním prediktorem nárazové síly přímého kopu.

V této studii byla rozšířena nesená zátěž o batoh s 30 kg (celková nesená zátěž 45 kg), přičemž celkově byl přímý kop proveden bez nesené zátěže a se čtyřmi různými nesenými zátěžemi: 1) bez nesené zátěže (NL); 2) s nesenou zátěží vojenské obuvi a samopalů (celkem 5 kg, WL1); 3) s nesenou zátěží vojenské obuvi, samopalů a balistické vesty (celkem 15 kg, WL2); 4) s nesenou zátěží vojenské obuvi, samopalů, balistické vesty a batohu (celkem 30 kg, WL3); 5) s nesenou zátěží vojenské obuvi, samopalů, balistické vesty a batohu (celkem 45 kg, WL4). Cílem této studie bylo identifikovat kinematické prediktory dynamiky přímého kopu při různých podmínkách nesené zátěže a výkonnostní úrovně. Předpokládali jsme, že elitní skupina vojáků (hlavní instruktoři boje zblízka) provede přímý kop se stejným kinematickým průběhem pohybu se všemi nesenými zátěžemi (přímý kop provedený bez nesené zátěže až do nesené zátěže 45 kg), zatímco sub-elitní skupina vojáků přizpůsobí svou kinematiku nesené zátěži.

Studie se zúčastnilo 24 profesionálních vojáků ($26,8 \pm 10,1$ let, $84,2 \pm 5,4$ kg, $181,1 \pm 6,4$ cm) rozdělených do dvou skupin podle výkonnostní úrovně (sub-elitní skupina: $22,5 \pm 2$ roky, $81,7 \pm 6,1$ kg, $182,4 \pm 6,3$ cm a elitní skupina: $31,8 \pm 7,4$ let, $86,9 \pm 4,4$ kg, $179,8 \pm 5,4$ cm). Každý proband provedl šest přímých kopů se všemi nesenými zátěžemi (NL až WL4).

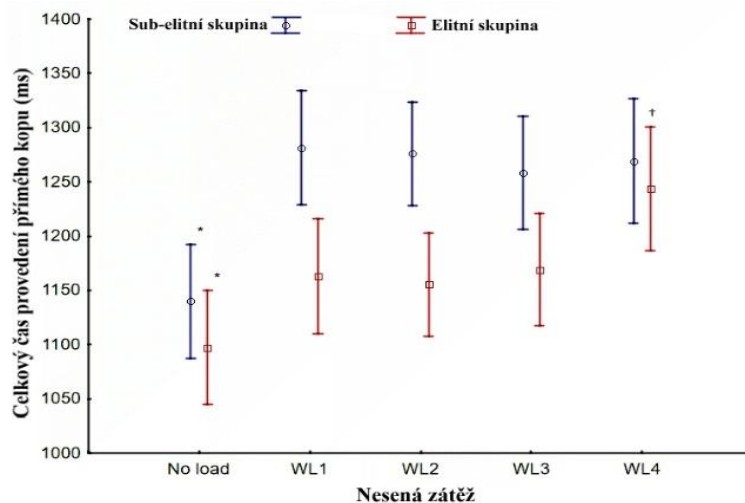
Dynamika každého přímého kopu byla měřena pomocí siloměrné desky (Kistler 9281; Winterthur, Švýcarsko, 1000 Hz), která byla synchronizována s 3D kamerovým systémem.

Siloměrná deska měla kontaktní plochu 600 mm × 400 mm, byla pokryta průmyslově pevným vinylkem (tatami 200 mm) a byla namontována vpředu jako cíl s dopadovou plochou desky ve výšce středního pásma (solar plexus). Kinematická data byla shromážděna pomocí šesti kamerového systému pro analýzu pohybu Qualisys (Qualisys AB, Goteborg, Švédsko, Qualisys Track Manager 2.10, 200 Hz). Retro reflexní markery byly umístěny na akromioklavikulárních kloubech, předních horních trnech kyčelní kosti, laterálních epikondylech a laterálních malleolech. Rychlost každého markeru byla vypočtena a použita ke stanovení maximální rychlosti ramena (V_{rameno}), boku (V_{bok}), kolena (V_{koleno}) a kotníku ($V_{\text{kotník}}$). Kromě toho byla zaznamenána úhlová rychlost boku (AV_{bok}) a úhlová rychlost kolena (AV_{koleno}).

Testy izokinetické síly byly provedeny pomocí standardního dynamometru (Humac Norm; CSMi Stoughton, MA, USA), kde byly zaznamenány maximální momenty síly flexorů (Hip_{flex}) a extensorů (Hip_{ext}) kyčle kopající dominantní končetiny a vnitřního a vnějšího rotátoru kyčle nedominantní dolní končetiny (stojná dolní končetina při provedení kopu). Hip_{flex} a Hip_{ext} byly testovány v poloze na zádech s ramenem páky dynamometru zarovnaným s osou velkého trochanteru femuru při úhlových rychlostech $30^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$, $120^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$ a $240^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$. Vnitřní a vnější rotátory byly testovány v poloze na zádech s nataženým kolenním a kyčelním kloubem při úhlových rychlostech $30^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$ a $90^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$.

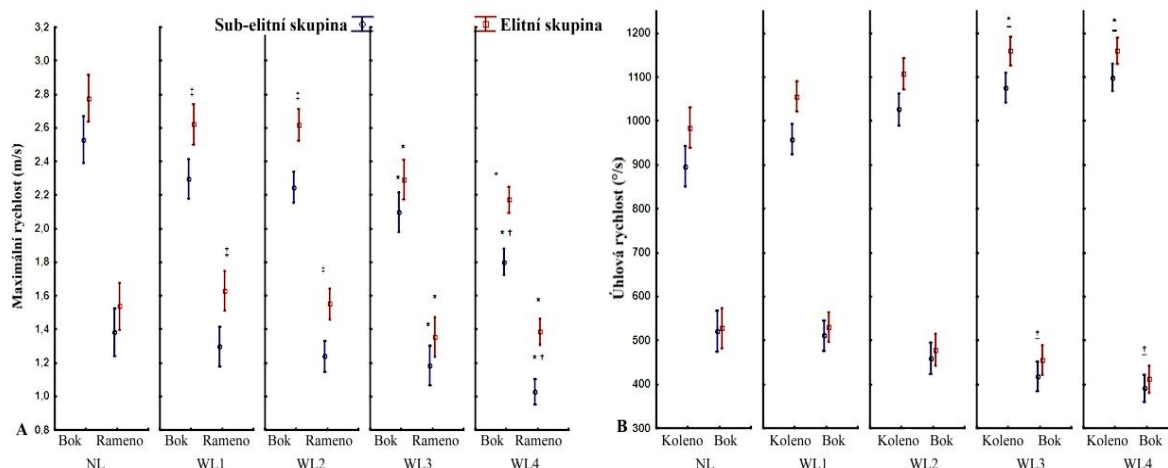
K výpočtu spolehlivosti mezi šesti provedenými kopy byl použit koeficient vnitrotřídní korelace a pro obě skupiny byl samostatně vypočten Shapiro–Wilk test. Porovnání skupin v souvislosti s nesenou zátěží bylo provedeno pomocí dvoucestné ANOVA s opakovanými měřeními (kinematika × nesená zátěž × skupina) s využitím Tukey post hoc testu. K predikci dynamiky přímého kopu byly sestaveny regresní modely pro každou nesenou zátěž a skupinu vojáků zvlášť.

Porovnáním naměřených dat bylo zjištěno, že přímý kop bez nesené zátěže byl proveden v kratším čase než s nesenou zátěží WL1 až WL4 a že přímý kop s nesenou zátěží WL4 trval u elitní skupiny delší čas v porovnání s NL a WL1 až WL3 (Obrázek 5). Při analýze maximální rychlosti bylo zjištěno, že došlo k jejímu snížení u V_{bok} a V_{rameno} v rámci sub-elitní i elitní skupiny s nesenou zátěží WL3 a WL4 ve srovnání s NL, u elitní skupiny se zátěží WL3 a WL4 ve srovnání s WL1 a WL2 a u sub-elitní skupiny se zátěží WL4 ve srovnání s NL a WL1 až WL3 (Obrázek 6A).



Obrázek 5. Celkový čas provedení přímého kopu.

Legenda: * Signifikantní rozdíl v podmínkách nesené zátěže u sub-elitní a elitní skupiny (každá skupina zvlášť, $p < 0,05$), † Signifikantní rozdíl v podmínkách nesené zátěže u elitní skupiny ($p < 0,05$).



Obrázek 6. Maximální a úhlová rychlost ramena, boku a kolena (Sub-elitní a elitní skupina).

Legenda: * Signifikantní rozdíl v podmínkách nesené zátěže u sub-elitní a elitní skupiny (každá skupina zvlášť, $p < 0,05$), † Signifikantní rozdíl v podmínkách nesené zátěže u elitní skupiny ($p < 0,05$).

Při analýze maximální úhlové rychlosti boku bylo zjištěno její snížení při zvýšení nesené zátěže u obou skupin se zátěží WL3 a WL4 ve srovnání s NL a WL1, přičemž naopak u kolena došlo k její zvýšení s rostoucí nesenou zátěží (Obrázek 6B).

Regresní modely byly vypočteny u všech nesených zátěží zvlášť a pro každý dynamický ukazatel (maximální síla kopu, nárazová síla kopu a impulsní síla kopu), přičemž V_{bok} a AV_{bok} byly hlavními prediktory maximální a nárazové síly přímého kopu. Typickými prediktory impulsu v elitní skupině byly AV_{bok} , V_{bok} a V_{rameno} a v sub-elitní skupině AV_{koleno} a $V_{kotník}$. Nicméně, u sub-elitní skupiny došlo pravděpodobně k výraznému narušení technického provedení přímého kopu s nesenou zátěží WL4, protože jediným prediktorem impulsní síly byla V_{rameno} . Při pohledu do tabulky 1 nebyl pro sub-elitní skupinu nalezen významný regresní

model pro nesené zátěže WL2, WL3 a WL4 u nárazové síly a nesené zátěže WL2 a WL4 u maximální síly přímého kopu. Tento poznatek byl u elitní skupiny pozorován až při provádění kopu s nesenou zátěží WL4. U sub-elitní skupiny bylo zajímavé i zjištění, že při provedení kopu bez nesené zátěže nebyl nalezen významný regresní model pro impulsní síly, ale naopak při provedení kopu s nesenou zátěží nalezen byl. Toto zjištění poukazuje na techniku provedení kopu, kdy se pravděpodobně sub-elitní subjekty při nedostatečném zdvižení kolene před kontaktem chodidla s deskou opřeli o silovou desku s využitím nesené zátěže.

Tabulka 1. Predikční modely dynamiky přímého kopu složené z kinematických prediktorů u sub-elitní a elitní skupiny.

	Sub-elitní skupina			Elitní skupina		
	Prediktant	Prediktory	Síla modelu	Prediktory	Síla modelu	
NL	Maximální síla	AV_{bok}, V_{bok}	$R^2 = 0.57; p = 0.023$	$V_{koleno}, AV_{bok}, V_{bok}$	$R^2 = 0.65; p = 0.031$	
	Impuls	$AV_{koleno}, V_{kotník}$	$R^2 = 0.43; p = 0.082$	V_{rameno}, V_{koleno}	$R^2 = 0.49; p = 0.048$	
	Nárazová síla	$AV_{bok}, V_{kotník}$	$R^2 = 0.51; p = 0.042$	AV_{bok}, V_{bok}	$R^2 = 0.40; p = 0.101$	
WL1, 3 kg	Maximální síla	$AV_{bok}, V_{bok}, V_{kotník}$	$R^2 = 0.61; p = 0.046$	AV_{bok}, V_{bok}	$R^2 = 0.58; p = 0.020$	
	Impuls	$AV_{koleno}, V_{kotník}$	$R^2 = 0.78; p = 0.001$	$AV_{bok}, V_{rameno}, V_{koleno}$	$R^2 = 0.59; p = 0.004$	
	Nárazová síla	$AV_{bok}, V_{koleno}, V_{kotník}$	$R^2 = 0.59; p = 0.059$	$AV_{bok}, AV_{koleno}, V_{bok}$	$R^2 = 0.65; p = 0.031$	
WL2, 15 kg	Maximální síla	V_{bok}	$R^2 = 0.51; p = 0.009$	V_{bok}	$R^2 = 0.54; p = 0.009$	
	Impuls	AV_{koleno}, V_{rameno}	$R^2 = 0.71; p = 0.004$	$AV_{bok}, V_{rameno}, V_{koleno}$	$R^2 = 0.79; p = 0.005$	
	Nárazová síla	AV_{koleno}, V_{hip}	$R^2 = 0.41; p = 0.096$	$AV_{bok}, AV_{koleno}, V_{kotník}$	$R^2 = 0.71; p = 0.016$	
WL3, 30 kg	Maximální síla	V_{bok}	$R^2 = 0.21; p = 0.138$	V_{rameno}, V_{koleno}	$R^2 = 0.64; p = 0.010$	
	Impuls	$AV_{koleno}, V_{kotník}$	$R^2 = 0.52; p = 0.038$	V_{rameno}, V_{koleno}	$R^2 = 0.65; p = 0.008$	
	Nárazová síla	AV_{bok}, V_{koleno}	$R^2 = 0.25; p = 0.274$	$AV_{koleno}, V_{rameno}, V_{koleno}$	$R^2 = 0.72; p = 0.013$	
WL4, 45 kg	Maximální síla	$V_{rameno}, V_{koleno}, V_{kotník}$	$R^2 = 0.28; p = 0.431$	$AV_{koleno}, V_{koleno}, V_{bok}$	$R^2 = 0.59; p = 0.055$	
	Impuls	V_{rameno}	$R^2 = 0.48; p = 0.013$	$V_{bok}, V_{kotník}$	$R^2 = 0.77; p = 0.001$	
	Nárazová síla	$AV_{koleno}, V_{rameno}, V_{koleno}$	$R^2 = 0.28; p = 0.437$	$AV_{koleno}, V_{rameno}, V_{koleno}$	$R^2 = 0.34; p = 0.315$	

Legenda: AV_{bok} = úhlová rychlost boku, V_{bok} = rychlost boku, AV_{koleno} = úhlová rychlost kolene, V_{koleno} = rychlost kolene, $V_{kotník}$ = rychlost kotníku, V_{rameno} = rychlost ramene, WL1 = 5 kg – vojenské boty 2 kg a samopal 3 kg; WL2 = 15 kg – vojenské boty 2 kg, samopal 3 kg a balistická vesta 10 kg; WL3 = 30 kg – vojenské boty 2 kg a samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 15 kg; WL4 = 45 kg – vojenské boty 2 kg a samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 30 kg; tučně jsou vyznačeny významné regresní modely.

Závěrečný souhrn

Závěrem studie, je možné shrnout, že kinematické prediktory mohou poskytnout předpovědi pro dynamiku přímého kopu. Nicméně, kinematické prediktory se mění v souvislosti s rozdílnou nesenou zátěží a výkonnostní úrovní sub-elitní a elitní skupiny, přičemž pohyb boku se ukázal jako hlavní rozlišovací prediktor. Predikce pro elitní skupinu byly nalezeny pro většinu proměnných napříč nesenou zátěží, zatímco pro sub-elitní skupinu se s rostoucí nesenou zátěží snižovala možnost najít vhodný regresní model. Celkově je možné shrnout, že kinematické prediktory byly významným ukazatelem pro predikci dynamiky přímého kopu s různou nesenou zátěží, kde pouze nesená zátěž 45 kg měla za následek nepředvídanou maximální a nárazovou sílu u obou výkonnostních skupin.

Rozšíření regresních modelů o prediktory izokinetické síly

Ve studii č. 5 byla izokinetická síla flexorů, extenzorů a rotátorů kyčlí zpracována pouze jako doplňující informace ve smyslu popisu kondiční úrovně probandů. Proto se v této části pokusím ještě navíc zahrnout zjištěné hodnoty izokinetické síly jako prediktory do regresních modelů složených z kinematických prediktorů (Tabulka 2).

Tabulka 2. Predikční modely dynamiky přímého kopu složené z kinematických a izokinetických prediktorů u sub-elitní a elitní skupiny.

	Predikant	Sub-elitní skupina		Elitní skupina	
		Prediktory	Síla modelu	Prediktory	Síla modelu
NL	Maximální Síla	AV _{bok} , Hip extension Con 30°.s ⁻¹	R² = 0.73; p = 0.003	V _{koleno} , AV _{bok} , V _{bok} Internal/external Conv 90°.s ⁻¹	R² = 0.74; p = 0.033
	Impuls	AV _{koleno} , Hip extension Con 30°.s ⁻¹	R² = 0.74; p = 0.003	V _{rameno} , V _{koleno} Internal Hip Rotation Ecc 90°.s ⁻¹	R² = 0.81; p = 0.003
	Nárazová síla	AV _{bok} , Hip extension Con 30°.s ⁻¹	R² = 0.78; p = 0.001	AV _{bok} , V _{bok} , Hip flexion Con 240°.s ⁻¹	R² = 0.82; p = 0.002
WL1 (3 kg)	Maximální síla	AV _{bok} , V _{koleno} , V _{kotník} , Hip flexion Con 120°.s ⁻¹	R² = 0.76; p = 0.026	AV _{bok} , V _{bok} , External Hip Rotation Ecc 90°.s ⁻¹	R² = 0.73; p = 0.012
	Impuls	AV _{koleno} , V _{kotník} , Internal/external Conv 90°.s ⁻¹	R² = 0.90; p = 0.000	AV _{bok} , AV _{koleno} , V _{bok} , Concentric ext hip rot 30°.s ⁻¹	R² = 0.79; p = 0.016
	Nárazová síla	AV _{bok} , V _{koleno} , V _{kotník} , Hip flexion Con 120°.s ⁻¹	R² = 0.76; p = 0.020	AV _{bok} , AV _{koleno} , V _{bok} , Hip flexion Con 240°.s ⁻¹	R² = 0.86; p = 0.004
WL2 (15 kg)	Maximální síla	V _{bok} , Hip flexion Con 30°.s ⁻¹	R² = 0.71; p = 0.004	V _{bok} , External Hip Rotation Con 30°.s ⁻¹	R² = 0.68; p = 0.006
	Impuls	V _{bok} , Hip flexion/extension 30°.s ⁻¹	R² = 0.79; p = 0.001	V _{bok} , Internal Hip Rotation Con 30°.s ⁻¹	R² = 0.70; p = 0.005
	Nárazová síla	AV _{koleno} , V _{rameno} , Hip extension Con 30°.s ⁻¹	R² = 0.77; p = 0.006	AV _{bok} , V _{rameno} , V _{koleno} , External Hip Rotation Ecc 90°.s ⁻¹	R² = 0.89; p = 0.002
WL3 (30 kg)	Maximální síla	V _{bok} , Hip flexion Con 30°.s ⁻¹	R² = 0.62; p = 0.013	AV _{bok} , AV _{koleno} V _{kotník} , Hip extension Con 30°.s ⁻¹	R² = 0.81; p = 0.011
	Impuls	V _{bok} , Hip flexion/extension 30°.s ⁻¹	R² = 0.66; p = 0.008	AV _{bok} , AV _{koleno} V _{kotník} , Internal Hip Rotation Con 30°.s ⁻¹	R² = 0.79; p = 0.016
	Nárazová síla	V _{bok} , External Hip Rotation Ecc 90°.s ⁻¹ , V _{bok} , Hip flexion Con 30°.s ⁻¹ , External Hip Rotation Ecc 90°.s ⁻¹	R² = 0.58; p = 0.021 R² = 0.76; p = 0.008	V _{bok} , Hip flexion Con 30°.s ⁻¹ , External Hip Rotation Ecc 90°.s ⁻¹	R² = 0.58; p = 0.021 R² = 0.76; p = 0.008
WL4 (45 kg)	Maximální síla	V _{bok} , Hip flexion/extension 30°.s ⁻¹ , Hip extension Con 30°.s ⁻¹	R² = 0.62; p = 0.013 R² = 0.66; p = 0.028	V _{rameno} , V _{koleno} , External Hip Rotation Con 90°.s ⁻¹	R² = 0.72; p = 0.013
	Impuls	AV _{koleno} , V _{kotník} , Internal/external Conv 90°.s ⁻¹	R² = 0.74; p = 0.010	V _{rameno} , V _{koleno} , Internal/external Conv 30°.s ⁻¹	R² = 0.85; p = 0.001
	Nárazová síla	AV _{koleno} , V _{kotník} , Hip flexion Con 30°.s ⁻¹	R² = 0.63; p = 0.032	AV _{koleno} , V _{rameno} , Hip flexion/extension 120°.s ⁻¹	R² = 0.82; p = 0.002
WL4 (45 kg)	Maximální síla	V _{bok} , V _{kotník} , Hip flexion/extension 30°.s ⁻¹	R² = 0.69; p = 0.021	V _{rameno} , V _{kotník} , External Hip Rotation Con 90°.s ⁻¹	R² = 0.76; p = 0.008
	Maximální síla	V _{rameno} , V _{koleno} , V _{kotník}	R² = 0.28; p = 0.431	AV _{knee} , V _{knee} , V _{hip}	R² = 0.59; p = 0.055
	Maximální síla	V _{rameno} , V _{koleno} , V _{kotník} , Hip flexion Con 120°.s ⁻¹	R² = 0.47; p = 0.280	AV _{koleno} , V _{koleno} , V _{bok} , Hip flexion/extension 120°.s ⁻¹	R² = 0.92; p = 0.001
Maximální síla	V _{rameno} , V _{koleno} , V _{kotník} , Internal Hip Rotation Con 90°.s ⁻¹	R² = 0.44; p = 0.332	AV _{koleno} , V _{bok} , External Hip Rotation Ecc 90°.s ⁻¹	R² = 0.82; p = 0.003	

Prediktant	Sub-elitní skupina		Elitní skupina	
	Prediktory	Síla modelu	Prediktory	Síla modelu
			$AV_{\text{koleno}}, V_{\text{koleno}}, V_{\text{bok}}, \text{Hip flexion Con } 120^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$	$R^2 = 0.70; p = 0.048$
Impuls	$V_{\text{rameno}}, \text{Hip flexion/extension } 30^{\circ}\cdot\text{s}$	$R^2 = 0.75; p = 0.002$	$V_{\text{bok}}, V_{\text{kotník}}, \text{Hip flexion Con } 30^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$	$R^2 = 0.84; p = 0.002$
	$V_{\text{rameno}}, \text{Hip flexion Con } 30^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$	$R^2 = 0.66; p = 0.008$		
Nárazová síla	$AV_{\text{koleno}}, V_{\text{koleno}}, \text{Internal Hip Rotation Con } 90^{\circ}\cdot\text{s}$	$R^2 = 0.43; p = 0.191$	$AV_{\text{kotník}}, V_{\text{rameno}}, \text{External Hip Rotation Ecc } 90^{\circ}\cdot\text{s}$	$R^2 = 0.67; p = 0.025$
	$AV_{\text{koleno}}, V_{\text{rameno}}, V_{\text{koleno}}, \text{Hip flexion/extension } 30^{\circ}\cdot\text{s}$	$R^2 = 0.40; p = 0.400$	$AV_{\text{koleno}}, V_{\text{rameno}}, \text{Hip flexion/extension } 120^{\circ}\cdot\text{s}$	$R^2 = 0.56; p = 0.075$

Legenda: AV_{bok} = maximální úhlová rychlost boku, V_{bok} = maximální rychlost boku, AV_{koleno} = maximální úhlová rychlost kolena, V_{koleno} = maximální rychlost kolena, $V_{\text{kotník}}$ = maximální rychlost kotníku, V_{rameno} = maximální rychlost ramena, WL1 = 5 kg – vojenská obuv a samopal; WL2 = 15 kg – vojenská obuv, samopal a balistická vesta; WL3 = 30 kg – vojenská obuv, samopal, balistická vesta a batoh; WL4 = 45 kg – vojenská obuv, samopal, balistická vesta a batoh; tučně jsou vyznačeny významné regresní modely.

Při provedení kopu bez nesené zátěže (NL) byla zvýšena vysvětlená variabilita dynamiky přímého kopu u sub-elitní skupiny prediktorem extenze kyčle při koncentrické kontrakci měřené ($30^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$). U elitní skupiny byla zvýšena vysvětlená variabilita dynamiky přímého kopu i rotátorem kyčle, přičemž v případě nárazové síly se jednalo o prediktor flexe kyčle při koncentrické kontrakci ($240^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$), což bylo i v souladu se zjištěnými výsledky ve studii č. 3, kde hlavními prediktory nárazové síly byla koncentrická flexe/extenze kyčle ($120^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$). Při provedení kopu s nesenou zátěží se u sub-elitní skupiny na zvýšení vysvětlené variability dynamiky přímého kopu podílela především koncentrická flexe/extenze kyčle. Navíc, u obou skupin, ale především u elitní skupiny se na zvýšení vysvětlené variability dynamiky přímého kopu podílely vnitřní/vnější rotátory kyčle při excentrickém provedení při $90^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$, a to především u maximální a nárazové síly kopu. V souvislosti s nesenou zátěží WL4 se zvýšila u elitní skupiny po přidání prediktoru vnějšího rotátoru kyčle při excentrické kontrakci ($90^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$) vysvětlená variabilita o 23 % u maximální síly kopu a o 33 % u nárazové síly (srovnání s předchozím zjištěním, viz tabulka 1: AV_{bok} byla nejlepším prediktorem dynamiky přímého kopu do nesené zátěže WL1 u sub-elitní skupiny a do WL3 u elitní skupiny, přičemž pro WL4 nebyl vypočten žádný významný predikční model).

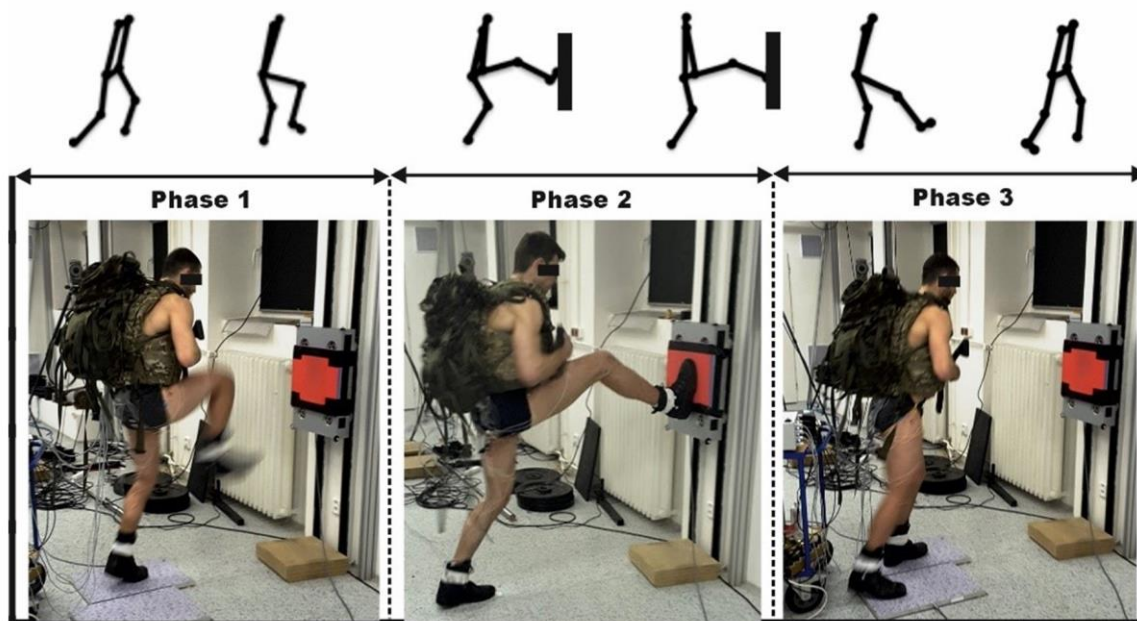
Studie č. 6: Analýza hlavních komponent může být použita k rozlišení mezi elitním a sub-elitním výkonem přímého kopu

Studie byla publikována online v prosinci 2022 v časopise s IF 1,535 Motor Control autorským kolektivem: Michal Vágner, Daniel John Cleather, Petr Kubový, Vladimír Hojka a Petr Šťastný (Vagner, Cleather, Kubovy, Hojka & Stastny, 2022). Originál článku je obsahem přílohy č. 6. On-line verze je dostupná z: <https://doi.org/10.1123/mc.2022-0073>.

V návaznosti na předchozí studie č. 1 až 4 bylo zjištěno ve studii č. 5, že existují kinematické rozdíly ve výkonech přímého kopu s nesenou zátěží mezi elitními a sub-elitními vojáky praktikujícími boj zblízka. Zejména bylo zjištěno, že elitní skupina měla kratší celkový čas přímého kopu, vyšší maximální rychlost kotníku a odlišné kinematické prediktory dynamiky přímého kopu. Vypočtené regresní modely ukázaly, že u elitní skupiny dosahoval vyšší vysvětlené variability prediktor úhlové rychlosti boku, a to až do nesené zátěže WL3, oproti sub-elitní skupině, kde byla tímto prediktorem od nesené zátěže WL2 spíše úhlová rychlost kolena. V souvislosti s rostoucí nesenou zátěží, a to zejména při nesené zátěži 30 až 45 kg, bylo dále zjištěno, že prediktory izokinetické síly rotátorů v kombinaci s kinematickými prediktory zvyšují vysvětlenou variabilitu dynamiky přímého kopu.

Abychom tedy zjistili, zda existuje určitý pohybový vzor v souvislosti se sub-elitní a elitní skupinou vojáků praktikujících boj zblízka, použili jsme v této studii analýzu hlavních komponent na data získaná z časové řady úhlů boku a kolena a interakční síly kopu (průběh křivky síla-čas).

Nedávné studie ukázaly, že analýza hlavních komponent může být použita k identifikaci základních pohybových vzorců, u kterých byla vysvětlena velká část variability pozorované ve vertikálním skákání (Cleather & Cushion, 2019; Cushion et al., 2019, 2020). V této studii byla analýza hlavních komponent použita u stejných dat, které byly analyzovány ve studii č. 5, kde nebyly analyzovány časové řady úhlů boku a kolene v průběhu přímého kopu. Pro hlubší analýzu byl přímý kop rozdělen do tří fází následovně (Obrázek 7). První fáze byla definována v čase od zvednutí nohy ze země do počátečního kontaktu se siloměrnou deskou; druhá fáze jako kontakt se siloměrnou deskou (čas kontaktu nohy se silovou deskou) a třetí fáze představovala čas od okamžiku opuštění chodidla siloměrnou deskou do kontaktu se zemí. Jednotlivé fáze každého kopu byly časově odděleně normalizovány z průměrného času pěti provedených kopů (s každou nesenou zátěží bylo provedeno pět kopů; příklad: před kontaktem 0,326 s; kontakt: 0,165 s; po kontaktu: 0,529 s; celkový čas 1,02 s, což je součet tří fází).



Obrázek 7. Přímý kop s nesenou zátěží znázorňující různé fáze přímého kopu.

Legenda: Phase 1 = před-kontaktní fáze (přípravná a kopová fáze), Phase 2 = kontaktní fáze, Phase 3 = fáze po kontaktu (stažení nohy do postoje).

Pro každý kop jsme interpolovali úhly boku (záznam z reflexních markerů umístěných na rameni, boku a koleni) a kolena (záznam z reflexních markerů umístěných na boku, koleni a kotníku) a časový průběh síly (kontaktní fáze kopu), abychom vytvořili časové řady s pravidelnými intervaly 0,01. Provedli jsme samostatnou analýzu hlavních komponent pro každou proměnnou (úhel boku, úhel kolena a kontaktní síla), skupinu (elitní a sub-elitní) a nesenou zátěž (NL, WL1, WL2, WL3, WL4 a všechny nesené zátěže), celkově 30 samostatných analýz hlavních komponent (3 proměnné \times 2 skupiny \times 5 nesených zátěží). Data byla uspořádána do matice $103 \times p$, která byla vstupem do analýzy hlavních komponent. Kromě toho jsme provedli další analýzu hlavních komponent, kde byly úhly boku i kolena zadány do stejné analýzy pro každou skupinu probandů, nesenou zátěž a všechny nesené zátěže dohromady. Tento postup zahrnoval 12 samostatných analýz hlavních komponent (2 skupiny \times 6 nesených zátěží). V tomto případě byla vstupními daty matice $103 \times 2p$. Nakonec jsme provedli analýzy hlavních komponent na individuální úrovni – tj. pro každého probanda jsme provedli samostatnou analýzu hlavních komponent, která zahrnovala všechny nesené zátěže pro každou ze tří proměnných zvlášť (72 samostatných analýz hlavních komponent, tj. 24 subjektů \times 3 proměnné) a pro kyčle a úhly kolen dohromady (24 samostatných analýz hlavních komponent – jedna pro každého probanda).

Pro analýzu byly pro každého probanda nalezeny hlavní komponenty tak, aby bylo možné vypočítat průměrnou variabilitu pro každou hlavní komponentu (pro každou proměnnou

u všech nesených zátěžích). Provedli jsme multivariační ANOVA s Bonferroniho upravenými post hoc testy, abychom otestovali rozdíly mezi elitní a sub-elitní skupinou s hladinou alfa 0,05. Pro stanovení velikosti účinku jsme vypočítali Cohenovo *d*.

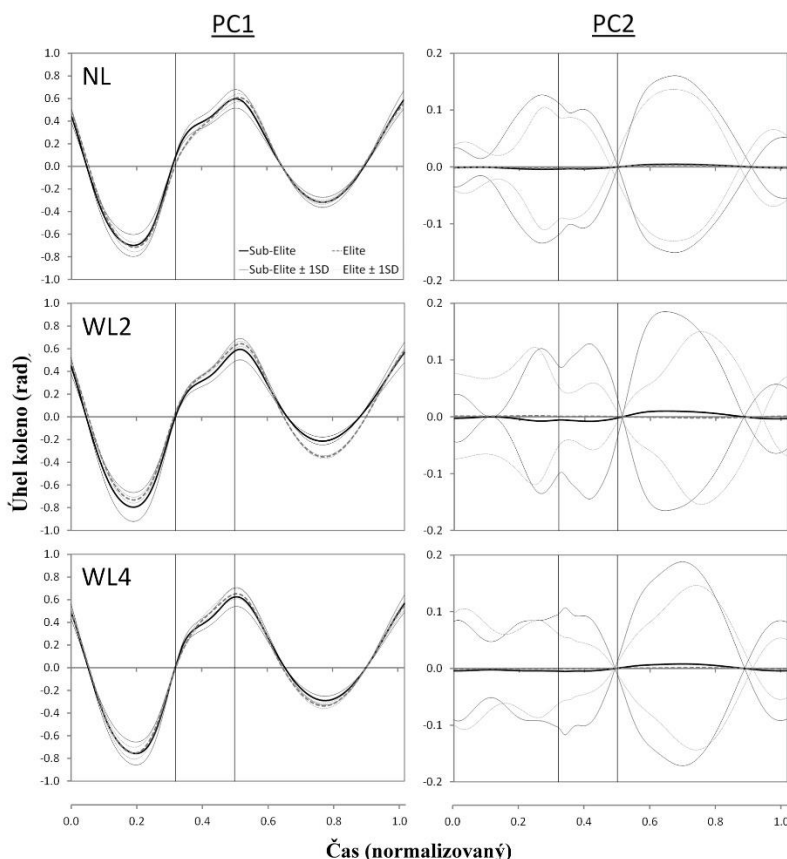
U všech podmínek a proměnných popsala první hlavní komponenta (PC1) u elitní skupiny více intra a inter individuální variability než PC1 u sub-elitní skupiny (Tabulka 3). Totéž platilo pro součet PC1 a PC2, i když rozdíl mezi elitními a sub-elitními subjekty byl menší než u samotné PC1. Intra a inter individuální variabilita popsána pomocí PC1 se pohybovala od 99,0 % pro úhel kyče u elitních probandů s NL do 88,2 % pro kontaktní sílu u sub-elitních probandů s WL3.

Tabulka 3. Intra a inter individuální variabilita vysvětlená hlavními komponentami (PC 1 a 2) pro úhel kolena, boku a kontaktní sílu přímého kopu u elitní a sub-elitní skupiny se všemi nesenými zátěžemi.

		N	% Vysvětlené variability:			Průměrný koeficient zátěže	
			PC1	PC2	Součet	PC1	PC2
Úhel kolena							
NL	Elitní	8	95.2	3.3	98.5	0.35 ± 0.02	-0.01 ± 0.38
	Sub-elitní	12	93.6	4.8	98.4	0.29 ± 0.04	-0.01 ± 0.30
WL1	Elitní	12	94.4	3.4	97.8	0.29 ± 0.02	-0.01 ± 0.30
	Sub-elitní	10	92.2	4.4	96.6	0.31 ± 0.05	0.01 ± 0.33
WL2	Elitní	8	94.9	3.5	98.5	0.35 ± 0.01	-0.01 ± 0.38
	Sub-elitní	12	92.4	5.2	97.6	0.29 ± 0.05	-0.02 ± 0.30
WL3	Elitní	12	94.7	3.0	97.7	0.29 ± 0.02	0.00 ± 0.30
	Sub-elitní	12	93.7	3.9	97.6	0.29 ± 0.04	-0.01 ± 0.30
WL4	Elitní	10	94.7	3.2	98.0	0.32 ± 0.02	0.00 ± 0.33
	Sub-elitní	12	92.7	5.2	97.9	0.29 ± 0.04	-0.01 ± 0.30
Úhel boku							
NL	Elitní	8	99.0	0.5	99.5	0.35 ± 0.02	-0.01 ± 0.38
	Sub-elitní	12	98.3	1.1	99.4	0.29 ± 0.02	-0.01 ± 0.30
WL1	Elitní	12	98.9	0.6	99.6	0.29 ± 0.01	-0.00 ± 0.30
	Sub-elitní	10	95.9	2.6	98.4	0.32 ± 0.02	0.01 ± 0.33
WL2	Elitní	8	98.9	0.7	99.7	0.35 ± 0.02	0.01 ± 0.38
	Sub-elitní	12	97.4	1.6	99.0	0.29 ± 0.02	0.01 ± 0.30
WL3	Elitní	12	98.8	0.6	99.4	0.29 ± 0.01	0.00 ± 0.30
	Sub-elitní	12	97.9	1.4	99.3	0.29 ± 0.03	0.01 ± 0.30
WL4	Elitní	10	98.8	0.7	99.4	0.32 ± 0.02	-0.01 ± 0.33
	Sub-elitní	12	98.8	0.6	99.4	0.29 ± 0.03	-0.00 ± 0.30
Nárazová síla							
NL	Elitní	8	95.9	3.0	98.9	0.35 ± 0.07	-0.05 ± 0.38
	Sub-elitní	12	91.9	4.2	96.1	0.28 ± 0.07	0.05 ± 0.30
WL1	Elitní	12	96.6	2.2	98.8	0.29 ± 0.05	-0.03 ± 0.30
	Sub-elitní	10	95.1	2.8	97.9	0.31 ± 0.09	0.07 ± 0.32
WL2	Elitní	8	96.3	3.0	99.3	0.35 ± 0.06	-0.03 ± 0.38
	Sub-elitní	12	91.8	5.0	96.7	0.28 ± 0.08	0.07 ± 0.29
WL3	Elitní	12	96.1	2.3	98.4	0.28 ± 0.06	-0.02 ± 0.30
	Sub-elitní	12	88.2	7.8	95.9	0.28 ± 0.07	0.06 ± 0.30
WL4	Elitní	10	96.8	1.6	98.4	0.31 ± 0.06	-0.03 ± 0.33
	Sub-elitní	12	91.1	7.0	98.2	0.28 ± 0.07	0.05 ± 0.30

Legenda: Průměrný koeficient zátěže je vyjádřen směrodatnou odchylkou. NL= bez nesené zátěže; WL1 = 5 kg – vojenské boty 2 kg a samopal 3 kg; WL2 = 15 kg – vojenské boty 2 kg, samopal 3 kg a balistická vesta 10 kg; WL3 = 30 kg – vojenské boty 2 kg a samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 15 kg; WL4 = 45 kg – vojenské boty 2 kg a samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 30 kg.

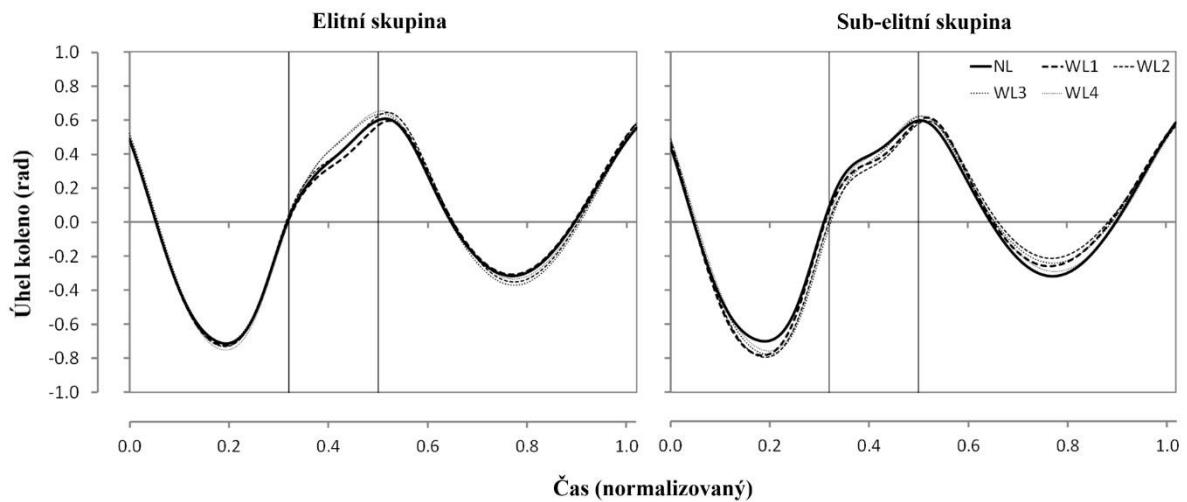
Mezi elitními a sub-elitními probandy byla výrazná podobnost v PC1 vynásobené průměrným koeficientem zátěže (Obrázek 8). S nesenou zátěží NL a WL4 spadal interval skóre PC1 u elitních subjektů definovaný průměrem ± 1 směrodatná odchylka do ekvivalentního intervalu pro sub-elitní subjekty ve všech časových bodech. Totéž platilo pro WL2 před a během kontaktu se siloměrnou deskou, avšak po kontaktu elitní jedinci vykazovali větší flexi kolena s WL2.



Obrázek 8. Hlavní komponenty (PC) časové řady úhlů kolena vynásobené průměrným koeficientem zátěže u elitních a sub-elitních probandů během provedení přímého kopu s vybranými nesenými zátěžemi. Legenda: NL= bez nesené zátěže; WL1 = 5 kg – vojenské boty 2 kg a samopal 3 kg; WL2 = 15 kg – vojenské boty 2 kg, samopal 3 kg a balistická vesta 10 kg; WL3 = 30 kg – vojenské boty 2 kg a samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 15 kg; WL4 = 45 kg – vojenské boty 2 kg a samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 30 kg. Tenčí čáry označují PC skóre vynásobené středními koeficienty zatížení ± 1 standardní odchylka. Svislé čáry u normalizovaného času = 0,32 a 0,5 označují dobu kontaktu během kopu. Kloubní úhly jsou vycentrovány kolem středu kloubu a kladné hodnoty zobrazují extenzi v kloubu.

Při srovnání mezi kopy s různými nesenými zátěžemi byl u elitních probandů velmi malý rozdíl ve skóre PC1 vynásobeném průměrnými koeficienty zátěže pro první fázi kopu (před kontaktem s deskou), zatímco sub-elitní skupina vykazovala větší flexi kolena v první fázi kopu s nesenou zátěží WL1 až WL4 ve srovnání s NL (Obrázek 9). Po kontaktu (třetí

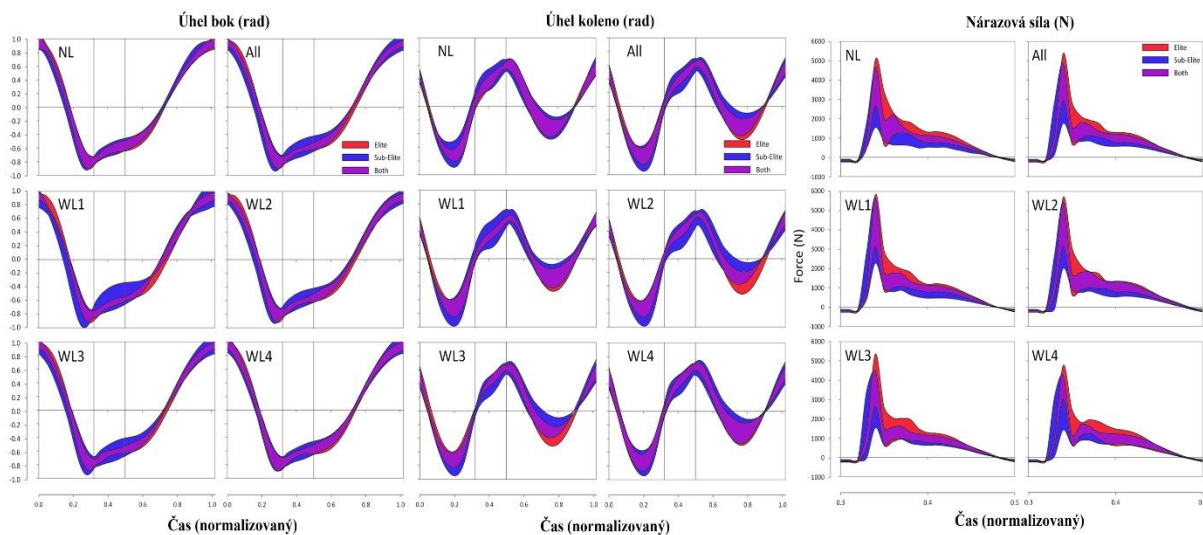
fáze kopu) měla elitní skupina tendenci vykazovat větší flexi kolena s nesenou zátěží, zatímco sub-elitní skupina vykazovala menší flexi kolena.



Obrázek 9. Hlavní komponenta časové řady úhlů kolenního kloubu vynásobená průměrným koeficientem zátěže u elitní a sub-elitní skupiny při provedení přímého kopu s nesenými zátěžemi.

Legenda: Svislé čáry u normalizovaného času = 0,32 a 0,5 označují dobu kontaktu během kopu. Kloubní úhly jsou vycentrovány kolem středu kloubu a kladné hodnoty zobrazují extenzi v kloubu.

Obrázek 10 ilustruje variabilitu při součtu skóre PC1 a PC2 pro úhly kolena a boku. Při provedení kopu bez zátěže (NL) byla odchylka ve skóre menší u elitních probandů a rozsah skóre u elitních probandů opět z velké části spadl do rozsahu sub-elitní skupiny.



Obrázek 10. Součet skóre hlavní komponenty (PC) časové řady úhlů kolenního kloubu, úhlů kyčelního kloubu a nárazové síly pro PC1 a PC2 vynásobený průměrnými koeficienty zátěže ± 1 směrodatná odchylka pro elitní a sub-elitní subjekty při provedení přímého kopu s nesenými zátěžemi.

Legenda: All – všechny nesené zátěže dohromady; modrá – elitní skupina, červená – sub-elitní skupina, fialová – obě skupiny dohromady.

Nicméně, při provedení kopu s nesenou zátěží se součet skóre tak těsně neshodoval a elitní skupina vykazovala ve třetí fázi kopu větší flexi kolena a kyčle. U úhlu kolena byly rozdíly mezi skupinami největší u nesené zátěže WL2 a WL3, zatímco u úhlu boku byl největší rozdíl u WL1. Navíc elitní skupina dosahovala vyšší nárazovou sílu přímého kopu a větší rychlost rozvoje síly během druhé fáze kopu (kontakt s deskou).

Analýza hlavních komponent ukázala, že PC1 vysvětlila vyšší procento individuální variability u elitních probandů se všemi nesenými zátěžemi (Tabulka 4). Rozdíly byly statisticky významné s velkým efektem účinku pro úhel boku ($p = 0,009$, $d = 1,02$) a kontaktní sílu ($p = 0,003$, $d = 1,13$).

Tabulka 4. Průměr v rámci individuální variability vysvětlený hlavními komponentami PC1 a PC2 pro úhel kolena, boku a dynamiku přímého kopu u elitní a sub-elitní skupiny.

		% vysvětlené variability:		
		PC1	PC2	Součet
Úhel kolena	Elitní skupina	98.7 ± 1.1	1.0 ± 1.0	99.8 ± 0.1
	Sub-elitní skupina	98.2 ± 1.0	1.3 ± 0.8	99.5 ± 0.4
	ES (Cohenovo d)	0.54	0.30	0.82*
Úhel boku	Elitní skupina	99.8 ± 0.1	0.2 ± 0.1	100.0 ± 0.0
	Sub-elitní skupina	99.2 ± 0.6	0.6 ± 0.4	99.8 ± 0.2
	ES (Cohenovo d)	1.02*	1.07*	0.71
Nárazová síla	Elitní skupina	99.1 ± 0.6	0.8 ± 0.5	99.8 ± 0.1
	Sub-elitní skupina	96.7 ± 2.4	2.9 ± 2.3	99.6 ± 0.5
	ES (Cohenovo d)	1.13*	1.08*	0.73
Úhel kolena a boku	Elitní skupina	68.9 ± 3.2	30.6 ± 3.1	99.5 ± 0.3
	Sub-elitní skupina	67.0 ± 5.4	32.3 ± 5.4	99.2 ± 0.4
	ES (Cohenovo d)	0.44	0.37	0.80

Legenda: ES = velikost účinku; * = signifikantně rozdílné ($p < 0.05$).

Analýza hlavních komponent byla provedena samostatně pro každého jednotlivce a proměnnou, ale zahrnovala všechny nesené zátěže. Všimněte si, že pro kombinovanou analýzu úhlu kolena a boku se variabilita odvodila jak jednotlivě, tak mezi klouby.

Závěrem lze shrnout, že PC1 vysvětlila více variability úhlu boku a kolena u elitních probandů a rozptyl koeficientu zátěže u PC1 byl také nižší než u sub-elitních probandů (Tabulka 3). Celkově tato pozorování naznačují, že v rámci pohybové strategie používané elitními probandy byla mnohem menší variabilita pohybu ve srovnání s jejich sub-elitními protějšky. Příklad na obrázku 8 ukazuje, že při provedení kopu s NL byla PC1 pro úhel kolena a boku u obou skupin kvalitativně podobná jak u elitních (koleno 95,2 %, bok 99,0 %), tak u sub-elitních subjektů (koleno 93,6 %, bok 98,3). To ukázalo, že v průběhu času existoval základní charakteristický vzor úhlu kolena a boku, který byl mezi oběma skupinami v případě kopu bez nesené zátěže pozoruhodně podobný. Nicméně, skupiny se lišily v rozptylu skóre PC1 (směrodatná odchylka koeficientů zátěže). Jak je vidět na obrázku 8, rozptyl byl větší u sub-elitní skupiny, což naznačuje, že ačkoliv byl pohybový vzor podobný na úrovni skupin,

existovalo u sub-elitních probandů více variací relativní velikosti flexe a extenze kolena a kyčle během pohybu.

Na obrázku 9 jsou změny ve vážených skóre PC1 pro obě skupiny porovnány napříč nesenými zátěžemi. V první fázi kopu (před kontaktem) byly velmi malé rozdíly ve skóre PC1 napříč nesenou zátěží u elitní skupiny, zatímco sub-elitní skupina vykazovala větší maximální flexi kolena s nesenou zátěží. Použijeme-li jazyk teorie dynamických systémů, zdá se, že pro elitní skupinu před kontaktem se stav atraktoru stal natolik silným, že pohybový vzorec je do značné míry neměnný napříč nesenou zátěží, zatímco u sub-elitní skupiny se používá buď jiná strategie pohybu nebo existuje více variací v provedení pohybu. Tento efekt je popsán i v jiných studiích, kde byla například zvýšená nesená zátěž spojena se snížením posturální stability (LaGoy et al., 2020). Nicméně, výjimkou byla nesená zátěž 45 kg (WL4), kde elitní skupina vykazovala větší flexi kolena v první fázi kopu (před kontaktem), což může indikovat méně stabilní výkon než s ostatní nesenou zátěží. Zdá se tedy, že nesená zátěž WL4 donutila elitní probandy ke změně pohybového průběhu kopu a vzhledem ke zjištění, že se maximální i nárazová síla a úhlová rychlost boku snížila při provedení kopu s nesenou zátěží WL4 i u elitních subjektů (viz studie č. 5), může být tato zátěž limitní při provádění přímého kopu. Navíc, je pozoruhodné, že když se pohybový vzor začíná rozpadat v souvislosti s nesenou zátěží, děje se tak u obou skupin podobným způsobem a výkon elitních probandů se podobá sub-elitním subjektům.

Na rozdíl od první fáze kopu (před kontaktem) se ve třetí fázi kopu (po kontaktu) skóre PC1 u obou skupin s nesenou zátěží odchylovalo od provedení s NL. U elitní skupiny to bylo z velké části zvýšením flexe kolena s rozptylem skóre PC1 podobné velikosti jako NL, zatímco u sub-elitní skupiny došlo ke snížení flexe kolene (Obrázek 8). Myšlenku, že obě skupiny používaly po kontaktu různé strategie, podporuje také skóre PC2, které je po kontaktu výrazně odlišné, a to zejména u maximální flexe kolena. Největší rozdíl mezi skupinami byl vidět po kontaktu se siloměrnou deskou u nesené zátěže WL2, kde elitní skupina vykazovala větší flexi kolena, což ukazuje na vyšší úroveň zvládnutí pohybu, kdy elitní skupina kontrolovala průběh kopu i po kontaktní fázi. Tato zjištění jsou i v souladu s výsledky studie č. 5, kde u sub-elitní skupiny došlo od nesené zátěže WL2 k rozdílným kinematickým prediktorům dynamiky přímého kopu ve srovnání s elitní skupinou.

Při provedení přímého kopu bez nesené zátěže (NL) a s nesenou zátěží WL4 byl mezi oběma skupinami zaznamenán nejmenší rozdíl v časové řadě úhlů boku (Obrázek 10), což u nesené zátěže WL4 poukazuje na to, že se technika přímého kopu u elitní skupiny začíná měnit

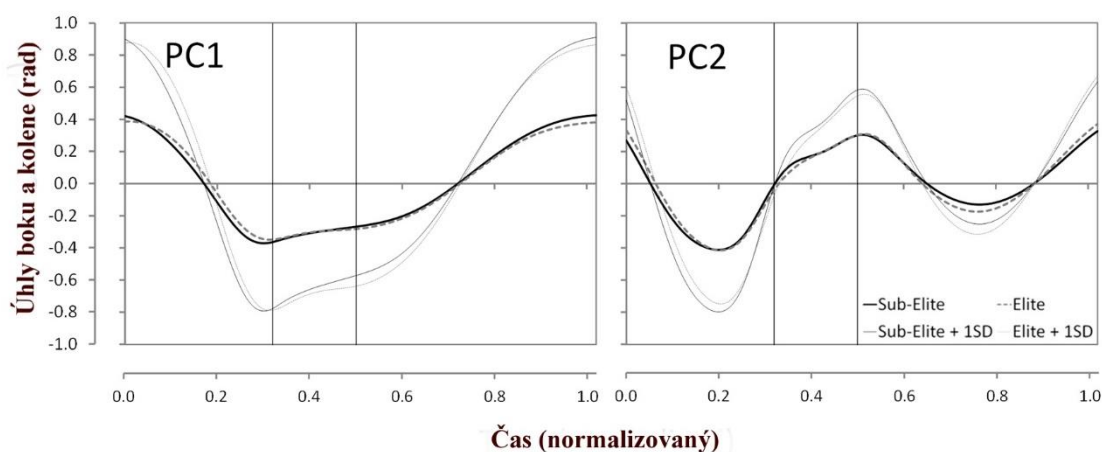
v důsledku hmotnosti nesené zátěže a začíná se přibližovat méně kvalifikovanému výkonu sub-elitní skupiny, u které byla změna techniky pozorována už od nesené zátěže WL2.

V této studii jsme také zadali úhly boku a kolena do stejné analýzy hlavních komponent. Výsledky této analýzy ukázaly, že společná PC1 byla více podobná výsledné časové řadě úhlů boku a PC2 byla podobná časové řadě úhlů kolene (Tabulka 5 a obrázek 11).

Tabulka 5. Intra a inter individuální variabilita vysvětlená hlavními komponentami PC1 a 2 během kopu u elitní a sub-elitní skupiny (úhly kolena a boku).

		n	% Vysvětlené variability:		
			PC1	PC2	Sum
NL	Elitní skupina	8	69.0	29.3	98.3
	Sub-elitní skupina	12	67.7	29.7	97.4
WL1	Elitní skupina	12	69.9	28.3	98.1
	Sub-elitní skupina	10	64.0	32.9	96.9
WL2	Elitní skupina	8	67.5	30.5	98.1
	Sub-elitní skupina	12	64.5	32.4	96.9
WL3	Elitní skupina	12	67.8	30.2	98.0
	Sub-elitní skupina	12	65.5	32.1	97.5
WL4	Elitní skupina	10	66.8	31.1	97.9
	Sub-elitní skupina	12	66.2	31.2	97.4
All	Elitní skupina	50	68.2	29.8	98.0
	Sub-elitní skupina	58	65.5	31.5	97.0

Legenda: NL= bez nesené zátěže; WL1 = 5 kg – vojenské boty 2 kg a samopal 3 kg; WL2 = 15 kg – vojenské boty 2 kg, samopal 3 kg a balistická vesta 10 kg; WL3 = 30 kg – vojenské boty 2 kg a samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 15 kg; WL4 = 45 kg – vojenské boty 2 kg a samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 30 kg.



Obrázek 11. Skóre hlavní komponenty (PC) časové řady úhlů kyčelního a kolenního kloubu vynásobené průměrnými koeficienty zátěže u elitní a sub-elitní skupiny při provedení přímého kopu pro všechny nesené zátěže.

Legenda: Tenké čáry označují PC skóre vynásobené průměrným koeficientem zátěže ± 1 standardní odchylka. Svislé čáry u normalizovaného času = 0,32 a 0,5 označují dobu kontaktu během kopu. Kloubní úhly jsou vycentrovány kolem středu kloubu a kladné hodnoty zobrazují extenzi v kloubu.

Závěrečný souhrn

V důsledku zjištěných výsledků jsme dospěli k závěru, že úhel boku vysvětluje více variability v kinematice než úhel kolena. To lze interpretovat jako pohyb „hnaný“ kyčlí. To je v souladu se skutečností, že došlo k větší variabilitě úhlů kolena než úhlů boku (Obrázek 10). Dále, PC1 vysvětlila více rozptylu u elitních subjektů než u sub-elitních subjektů napříč všemi nesenými zátěžemi (Tabulka 5). To naznačuje, že pohyb boku a kolena je u elitních subjektů více koordinován. Naše zjištění, že kyčle jsou dominantní při provádění přímého kopu je v souladu s předchozím výzkumem naznačujícím, že síla kyčelních svalů je pravděpodobně dominantní pro dosažení výkonu v kopech (Moreira et al., 2021).

5. Vliv silového tréninku na kinematiku a dynamiku přímého kopu

V předchozích studiích (studie č. 1 a 4) bylo zjištěno, že nesená zátěž ovlivňuje nárazové síly přímého kopu a snižuje maximální rychlost boku a ramena na straně dolní končetiny provádějící přímý kop. Bylo také zjištěno, že izokinetická síla flexorů/extenzorů kyčle je schopna z 54 % vysvětlit variabilitu nárazové síly přímého kopu bez nesené zátěže a že ve spojení s kinematickými prediktory vysvětluje variabilitu nárazové síly přímého kopu až z 82 % a s nesenou zátěží až z 80 % (do nesené zátěže 30 kg u elitní skupiny a 15 kg u sub-elitní skupiny).

Při hlubším zkoumání techniky přímého kopu analýzou hlavních komponent, která byla aplikována na časové řady úhlů kyčelního a kolenního kloubu ve všech třech fázích kopu, jsme zjistili, že pohyb kyčle je primární pro dynamiku přímého kopu u elitní skupiny až do nesené zátěže 30 kg a u sub-elitní skupiny do nesené zátěže 15 kg. Při vyšší nesené zátěži se začíná měnit průběh pohybu boku a kolena a tím i technika kopu. U elitní skupiny se změna začne projevovat větší flexí kolene v první a třetí fázi kopu a u sub-elitní skupiny nahrazením pohybu v kyčli pohybem kolena a snížením flexe kolena ve třetí fázi kopu. Zjistili jsme také, že první hlavní komponenta vysvětlila více variability časové řady úhlů kyčelního a kolenního kloubu u elitní skupiny ve srovnání se sub-elitní skupinou.

V této části práce jsme se zaměřili na možnost ovlivnění dynamiky přímého kopu silovým tréninkem, který byl navržen v souvislosti se zjištěnými poznatky v předchozích publikovaných studiích a námi provedených studiích č. 1 až 6. Studie (č. 7) se zúčastnilo 16 profesionálních vojáků (26.8 ± 10.1 let, 84.2 ± 5.4 kg, 181.1 ± 6.4 cm) náhodně rozdělených do dvou skupin. První skupina absolvovala osmi týdenní pohybový program obsahující funkční cviky se zaměřením na svalové jádro a druhá skupina osmi týdenní pohybový program obsahující cviky se zaměřením na dynamickou sílu. Oba programy jsou popsány ve studii č. 7. Výsledky byly zpracovány do dvou samostatných publikovaných článků (studie č. 7 a 8), přičemž studie č. 7 byla zaměřena na zjištění účinnosti navrženého pohybového programu a ve studii č. 8 byl uveden progresivní tréninkový blok tak, aby jej bylo možné postupně aplikovat do pravidelného tréninku boje zblízka nebo jako samostatný trénink podporující výkon přímého kopu.

Podklady k sestavení pohybového programu pro zvýšení účinnosti přímého kopu

Obecné zaměření kondičního tréninku podporujícího výkon v bojových aktivitách zahrnuje flexibilitu, hbitost, rychlost, dynamickou sílu, sílu svalového jádra, svalovou vytrvalost, rovnováhu a koordinaci (Amtmann & Berry, 2003; Bounty et al., 2011; Kamal, 2015; Ratamess, 2011). Navíc by měl být trénink specificky zaměřen na silné boky, trup a svalstvo ramen pro zlepšení hodů, porazů a provádění ničivých úderů a kopů (La Bounty et al., 2011). V předchozích studiích bylo zjištěno, že svaly kyčle představují primární prediktor dynamiky přímého kopu (flexory a extenzory kyčle dolní končetiny provádějící přímý kop a rotátory kyčle stojné dolní končetiny). Z porovnání variability časových řad úhlů kyčle a kolena vyplynulo, že elitní skupina lépe kontroluje kop vyšší maximální flexí kolena v před-kontaktní a post-kontaktní fázi kopu. Dále bylo zjištěno, že rotátory kyčle stojné dolní končetiny při vnitřní a vnější rotaci v koncentrické i excentrické kontrakci přispívají k vysvětlené variabilitě dynamiky přímého kopu. Uvedené poznatky přispěly k navržení dvou pohybových programů, z nichž jeden byl zaměřený na svalové jádro a druhý na dynamickou sílu dolních končetin.

Pohybový program se zaměřením na svalové jádro

Svalové jádro je komplexem svalů bederní páteře, svalů břišní stěny, zadních extenzorů a čtyřhlavého svalu bederního (McGill, 2010). Nicméně, do svalového jádra jsou zahrnuty i široký sval zádový a vzpřimovače páteře, které procházejí jádrem a spojují jej s pánví, nohama, rameny a pažemi. Dobrá technika tak ve většině sportovních a každodenních pohybových činností vyžaduje, aby byla energie účinně přenášena pevným svalovým jádrem. V souvislosti s bojovými sporty přispívá svalové jádro k optimálnímu zrychlení, zpomalení a stabilizaci celého těla. Navíc, trénink svalového jádra dopomáhá účinně rozložit hmotnost, absorbovat sílu a přenášet reakce na zem, což dobře připraveného bojovníka může při boji zvýhodnit (Kamal, 2015).

Pohybový program se zaměřením na dynamickou sílu

V souvislosti s bojovými sporty bylo prokázáno, že trénink maximální a explozivní síly (Tsai et al., 1999) a trénink s expandéry (Jakubiak & Saunders, 2008) zvyšuje účinnost úderových technik. Není tedy pochyb o tom, že je vhodné v bojových sportech rozvíjet i dynamickou sílu. Nicméně, vybrané cviky by měly být zaměřeny na primární svaly používané při provádění bojových technik (svaly zapojené při provádění přímého kopu popisujeme ve studiích č. 7 a 8) a samotné provedení cviku by rovněž mělo být podobné pohybovému průběhu bojových technik. To však ale může vést k přetížení svalových skupin, které jsou zapojené do

pohybu při výcviku boje zblízka a poté i při kondiční přípravě. Proto je v této souvislosti vhodné uvažovat o kompenzaci již během sestavování tréninkového programu a zařazovat cviky s ohledem na svalovou vyrovnanost (Amtmann & Berry, 2003). Jedním z možných způsobů, jak do odporového tréninku zařadit cviky na svalovou vyrovnanost je například využití antagonistické metody tréninku. Prakticky to může znamenat kombinaci cviků na přední a zadní stranu dolních končetin nebo střídání koncentrické a excentrické kontrakce (Petr & Šťastný, 2012; Poliquin, 1997; Stoppani, 2016).

Z výše uvedených poznatků jsme vycházeli při návržení pohybových programů, přičemž bylo zároveň nutné zohlednit i logistické a organizační možnosti výcviku v armádním prostředí. Pravidelný výcvik boje zblízka je nejčastěji praktikován ve skupinách (družstvo, četa), v prostoru venkovního cvičiště nebo úpolové tělocvičny, ve vojenské výstroji a s odporem hmotnosti vlastního těla. I tyto požadavky musely být zohledněny v navržených pohybových programech.

Studie č. 7: Vliv programů silového tréninku na dynamiku a kinematiku přímého kopu

Studie byla publikována v srpnu 2021 v časopise s IF 1,338 Archives of Budo autorským kolektivem: Michal Vágner, Daniel John Cleather, Petr Kubový, Vladimír Hojka a Petr Šťastný (Vagner, Cleather, Kubovy, Hojka & Stastny, 2021). Originál článku je obsahem přílohy č. 7. On-line verze je dostupná z: <https://archbudo.com/view/abstract/id/14458>.

Hlavním cílem studie bylo zjistit vliv dvou osmi týdenních pohybových programů na účinnost přímého kopu. V souladu s předchozím zjištěním, že účinnost přímého kopu souvisí s pohybem boků, byly pohybové programy sestaveny především z cviků podporujících svalové jádro a cviků posilujících svaly kyčle. Při výběru cviků byl kladen důraz i na zlepšení koordinace a stabilizace tělesných segmentů v celém pohybovém řetězci se zaměřením na specifické svaly a koaktivitu antagonistických svalů trupu při zachování specifčnosti pohybového průběhu přímého kopu.

Vojáci účastníci se studie byli náhodně rozděleni do dvou skupin, kde jedna skupina absolvovala osmi týdenní pohybový program zaměřený na svalové jádro (FCE) (Tabulka 6) a druhá skupina osmi týdenní pohybový program zaměřený na dynamickou sílu, nazvaný jako tradiční silová příprava (TSP) (Tabulka 7). Obě skupiny prováděly tréninkové programy sestávající se ze dvou různých střídajících se tréninků 3x týdně (Tabulka 6A a 6B; Tabulka 7A a 7B). Oba tréninkové programy byly prováděny s vlastní hmotností těla nebo s odporem expandéru, přičemž všechny tréninky trvaly přibližně 30 minut.

Před a po obou pohybových programech proběhlo testování přímého kopu (dynamika a kinematika shodná s předchozími studiemi) a izokinetické svalové síly. Každý subjekt provedl pět kopů bez nesené zátěže a se čtyřmi různými nesenými zátěžemi: bez nesené zátěže (NL); s vojenskou obuví a samopalem (5 kg, WL1); s vojenskou obuví, samopalem a balistickou vestou (15 kg, WL2); s vojenskou obuví, samopalem, balistickou vestou a batohem (30 kg, WL3); s vojenskou obuví, samopalem, balistickou vestou a batohem (45 kg, WL4). Při izokinetickém testování byla měřena flexe/extenze kyčle a kolena kopající dolní končetiny a vnitřní/vnější rotace kyčle stojné dolní končetiny.

Přímé kopy byly analyzovány pomocí inverzní dynamiky využitím siloměrné desky (Kistler 9281, Winterthur, Švýcarsko) namontované vodorovně na stěnu pomocí kotevní konstrukce. Cílová oblast byla označena obdélníkem o rozměrech 600 mm × 400 mm pokrytým průmyslově pevným vinylem (tatami 200 mm) a oblast cíle a vzdálenost kopání byly vždy individuálně upraveny. Siloměrná deska byla synchronizována s 3D optickým kamerovým

systemem Qualisys (Qualisys Track Manager 2.10, Qualisys AB, Göteborg, Švédsko). Účinnost přímého kopu vyjadřovala dosažená hodnota maximální síly, impulsní síly a nárazová síly. Maximální síla byla vypočtena jako maximální hodnota čisté síly ze všech tří os (x, y, z). Impulsní síla byla vypočtena podle rovnice č. 1, sečtením sil při interakci chodidla se siloměrnou deskou v čase t_0-t_1 . Nárazová síla byla vypočtena jako podíl vypočteného impulsu (součet sil od počátečního kontaktu do času dosažení maximální síly kopu) a času do dosažení maximální síly.

$$\vec{I}_{net} = \int_{t_0}^{t_1} F(t) dt \quad (\text{Rovnice 1})$$

Tabulka 6. Pohybový program obsahující funkční cviky zaměřené na svalové jádro (FCE).

Tréninková jednotka A					
Trojsérie	Cviky	Opakování	Pauza	Série	Tempo
1	Stoj přednožit skrčmo a vnitřní rotace v kyčli	10 R, 10 L			2212
	Podpor ležmo se zanožením jedné	8 R, 8 L	60 s	2	2122
	Leh na boku s unožením jedné v mírném pokrčení	10 R, 10 L			2112
2	Stoj přednožit pokrčmo a vnější rotace v kyčli	10 R, 10 L			2221
	Most s přednožením jedné	8 R, 8 L	60 s	2	2221
	Podpor na boku a unožit mírně pokrčmo	10 R, 10 L			2112
3	Předklon a zanožit jednu	8 R, 8 L			2121
	Klek na jedné a přednožit povýš	8 R, 8 L	60 s	2	1222
	Leh na břicho a současně zapažit a zanožit protilehlou	10 R, 10 L			2122
4	Leh přednožit pokrčmo a zdvih pánve	10 R, 10 L			2121
	Stoj a vnější rotace boku se zanožením	10 R, 10 L	60 s	2	2211
	Vzpor ležmo a přednožit skrčmo	10			2121
Tréninková jednotka B					
Trojsérie	Cviky	Opakování	Pauza	Série	Tempo
1	Podpor na boku a přednožit pokrčmo spodní	8 R, 8 L			2121
	Leh a přednožit jednu se zapřením paty do země druhou	8 R, 8 L	60 s	2	2212
	Vzpor klečmo unožit pokrčmo	8 R, 8 L			2122
2	Výpad a přitah expandéru k pasu protilehlou rukou k přední noze	8 R, 8 L			1111
	Superman	8 R, 8 L	60 s	2	2122
	Most s přednožením jedné s expandérem okolo kolen	8 R, 8 L			2122
3	Výpad ze stoje a předpažit jednu s expandérem (expandér uchycený vzadu)	8 R, 8 L			1222
	Předklon a zanožit jednu s předpažením protilehlé s expandérem uchyceným na stojné noze	8 R, 8 L	60 s	2	2121
	Leh na boku a unožit pokrčmo	8 R, 8 L			2112
4	Sed a pokrčení kolen k hrudníku	10 R, 10 L			2121
	Leh a zdvih trupu s dotykem lokte protilehlého kolene	20	60 s	2	2121
	Vzpor klečmo a současně zanožit a vzpažit protilehlou	8 R, 8 L			2212

Legenda: R – pravá dolní končetina, L – levá dolní končetina.

Tabulka 7. Pohybový program obsahující cviky zaměřené na dynamickou sílu (TSP)

Tréninková jednotka A					
Dvojsérie	Cviky	Opakování	Pauza	Série	Tempo
1	Stoj přednožit povýš a švihem zanožit	10 R, 10 L	60 s	3	1010
	Podřep a výskok s propnutím dolních končetin	8 R, 8 L			21X1
2	Výpad a střídavé přeskoky	10	60 s	3	12X0
	Stoj a přímý kop s expandérem uchyceným na chodidle	8 R, 8 L			1210
3	Stoj a výstup s přednožením pokrčmo	8 R, 8 L	60 s	3	10X0
	Stoj a kop vzad s expandérem uchyceným na chodidle	12 R, 12 L			22X2
4	Dřep a výpon na špičkách	12	60 s	3	2101
	Stoj a střídavé výpady vzad	10			2111
Tréninková jednotka B					
Dvojsérie	Cviky	Opakování	Pauza	Série	Tempo
1	Stoj na jedné a dřep	5 R, 5 L	60 s	3	31X1
	Stoj a zanožit jednu	8 R, 8 L			2111
2	Vzpor klečmo a zanožení jedné pokrčmo	8 R, 8 L	60 s	3	1021
	Stoj a výpon na vyvýšené podložce	10			2111
3	Stoj a přednožit skrčmo s protlačení boku vpřed s expandérem okolo kolene	10 R, 10 L	60 s	3	2121
	Rumunský mrtvý tah s expandérem	12			3112
4	Sumo dřep	12	60 s	3	2121
	Laterální chůze v podřepu s expandérem okolo nártů	8 R, 8 L			1111

Legenda: R – pravá dolní končetina, L – levá dolní končetina.

Kinematická data byla získána pomocí šesti kamerového systému analýzy pohybu Qualisys (Qualisys AB, Göteborg, Švédsko). Reflexní markery byly umístěny na ramenech (akromioklavikulární kloub), bocích (přední horní trn kyčelní kosti), kolenech (laterální epikondyl stehenní kosti) a kotnících (laterální malleolus). Rychlost každého markeru byla použita k identifikaci maximální rychlosti kotníku ($V_{\text{kotník}}$), kolena (V_{koleno}), kyčle (V_{bok}) a ramena (V_{rameno}). Kromě toho byla zaznamenána maximální úhlová rychlost kyčelního (AV_{bok}) a kolenního (AV_{koleno}) kloubu jako změna úhlového posunu.

Testování izokinetické síly bylo provedeno pomocí dynamometru (Humac Norm; CSMi Stoughton, MA, USA). Flexe/extenze kyčle byla měřena při úhlové rychlosti 120°/s a flexe/extenze kolena při 60°/s u kopající dominantní končetiny. Koncentrická a excentrická vnější a vnitřní rotace kyčle nedominantní stojné dolní končetiny (stojná dolní končetina při provedení kopu) byla měřena při úhlové rychlosti 30°/s.

Komparativní analýza byla provedena pomocí Friedmanovy ANOVA (dynamika nebo kinematika kopu × nesené zátěže × čas kopu) samostatně pro obě skupiny. Wilcoxonův test byl použit k porovnání izokinetické síly, dynamiky a kinematiky přímého kopu před a po pohybovém programu zvlášť pro obě skupiny a mezi skupinami. Cohenovo d bylo použito pro zjištění velikost účinku.

Průběh přímého kopu byl dále podroben analýze hlavních komponent (PCA), podle stejné metodiky naší předchozí studie č. 6. Každý kop byl rozdělen do tří fází: před-kontaktní, kontaktní a post-kontaktní fáze. Časové řady úhlů kyčelního a kolenního kloubu a kontaktní síly byly normalizovány na průměrné délky jednotlivých fází kopu pro oba pohybové programy zvlášť (FCE nebo TSP), a to před a po pohybovém programu. Všechny nesené zátěže (NL, WL1 až WL4) byly analyzovány společně. Pro vytvoření časové řady v pravidelných intervalech 0,01 byly interpolovány úhly kolena, kyčle a kontaktní síly. Nakonec byla provedena samostatná PCA pro každou skupinu před a po pohybovém programu. Kromě toho byly zadány úhly kyčle a kolena pro každou skupinu před a po pohybovém programu do stejného PCA pro analýzu spojeného pohybu kolena a kyčle. Hlavními výstupy analýzy PCA byly: variabilita vysvětlená hlavní komponentou (PCs), časové řady skóre každého PC a koeficienty zátěže, které popisují transformaci nezpracovaných dat do nového souřadnicového systému popsání novou PC. V níže uvedených výsledcích je PC skóre vynásobené průměrným koeficientem zatížení ± 1 směrodatná odchylka.

Výsledky

Rozdíly po absolvování pohybového programu FCE

Hlavní rozdíly v dynamice a kinematice přímého kopu po absolvování FCE byly zjištěny u impulsní síly, času kontaktu chodidla se siloměrnou deskou a maximální rychlosti boku (Tabulka 8 a 9, obrázek 12-A, 12-B a 12-E).

Friedmanův test odhalil, že existují rozdíly při provedení přímého kopu mezi nesenými zátěžemi v impulsních silách před a po pohybovém programu ($p \leq 0,001$), kde Wilcoxonův test ukázal, že po absolvování FCE byly vyšší impulsní síly u přímých kopů s NL a WL1 až WL4 ($p = 0,049$, $d = 0,51$; $p = 0,011$, $d = 0,81$; $p = 0,011$, $d = 1,36$; $p = 0,011$, $d = 1,35$ a $p = 0,017$, $d = 1,50$, respektive, (Obrázek 12-A). Průměrné zvýšení impulsních sil po FCE bez nesené zátěže (NL) a se zátěží 5 kg (WL1) bylo 18 N.s a s vyšší nesenou zátěží (WL2 až WL4) o 38 N.s.

Dále byl zaznamenán po absolvování FCE u všech nesených zátěží (NL až WL4) delší čas kontaktu se siloměrnou deskou ($p = 0,036$, $d = 1,01$; $p = 0,011$, $d = 1,50$; $p = 0,017$, $d = 1,49$; $p = 0,017$, $d = 0,68$; $p = 0,012$, $d = 0,97$; respektive (Obrázek 12-B). Celkový průměrný nárůst času kontaktu byl po FCE 10 %. Po absolvování FCE byl zjištěn také rozdíl u maximální síly přímého kopu, která se významně zvýšila pouze při provedení kopu bez nesené zátěže ($p = 0,012$, $d = 0,89$).

Friedmanův test také odhalil, že existují rozdíly mezi provedenými kopy s nesenými zátěžemi u V_{bok} po absolvování FCE ($p \leq 0,001$), kde Wilcoxonův test ukázal, že se zvýšila V_{bok} po FCE s nesenou zátěží WL2 a WL3 ($p = 0,017, d = 0,43$ a $p = 0,017, d = 0,90$, respektive).

Rozdíly po absolvování pohybového programu TSP

Hlavní rozdíly byly zjištěny u maximální síly přímého kopu a úhlové rychlosti kolena označené jako AV_{koleno} .

Friedmanův test odhalil, že existují rozdíly v rámci NL a WL1 až WL4 v maximální síle přímého kopu po absolvování pohybového programu TSP ($p = 0,043$), kde Wilcoxonův test ukázal, že maximální síla po TSP byla významně vyšší u WL1 a WL3 než před pohybovým programem ($p = 0,025, d = 1,19$ a $p = 0,05, d = 0,79$, respektive) (Obrázek 12-C). K nejvyššímu zvýšení maximální síly přímého kopu došlo po absolvování TSP u NL (o 1993 N), zatímco k nejnižšímu zvýšení u nesené zátěže WL4 (o 301 N). Celkové průměrné zvýšení maximální síly kopu napříč nesenými zátěžemi bylo o 20 %. Kromě vyšší maximální síly se také prodloužil čas kontaktu pro dosažení maximální síly u nesené zátěže WL1, WL3 a WL4 ($p = 0,012, d = 0,83$; $p = 0,05, d = 1,0$ a $p = 0,017, d = 1,46$, respektive).

V souvislosti s maximální úhlovou rychlostí kolena AV_{koleno} Friedmanův test odhalil, že existují významné rozdíly po absolvování pohybového programu TSP ($p = 0,002$), kde Wilcoxonův test ukázal vyšší AV_{koleno} s nesenou zátěží WL2, WL3 a WL4 ($p = 0,025, d = 0,60$; $p = 0,012, d = 1,18$ a $p = 0,036, d = 1,07$, respektive) (Obrázek 12-F). Celkové průměrné zvýšení AV_{koleno} po absolvování TSP bylo o 13 %.

Výsledky analýzy hlavních komponent

První hlavní komponenta (PC1) vysvětlila více než 80 % variability (křivky síla-čas), více než 90 % variability časové řady úhlů kyčle a více než 79,6 % variability časové řady úhlů kolena (Obrázek 13). Rozdíl vysvětlené variability křivky síly-čas pomocí PC1 se zvýšil u skupiny FCE o 8,0 %, ale naopak snížil u skupiny TSP o 5,7 %. U časové řady úhlů kyčle a kolena došlo po FCE k malému snížení vysvětlené variability pomocí PC1 (1,7 % a 0,4 %, respektive), ale ke zvýšení vysvětlené variability po TSP (2,3 % a 6,8 %, respektive; Obrázek 13).

Když byly oba úhly kyčle a kolena zadány do stejné PCA, PC1 byl ve všech případech podobný kyčli, zatímco PC2 byl podobný kolenu (Obrázek 14). Rozptyl vysvětlený PC1 se snížil po FCE o 3,3 %, ale zvýšil se nepatrně po TSP o 0,8 %. Rozptyl vysvětlený PC2 se zvýšil po FCE i TSP.

Tabulka 8. Dynamika přímého kopu před a po pohybovém programu FCE a TSP.

Dynamika přímého kopu skupiny absolvující pohybový program se zaměřením na funkční svalové jádro											
		Bez zátěže (NL)		Zátěž 5 kg (WL1)		Zátěž 15 kg (WL2)		Zátěž 30 kg (WL3)		Zátěž 45 kg (WL4)	
Test	Medián	25–75 percentil	Medián	25–75 percentil	Medián	25–75 percentil	Medián	25–75 percentil	Medián	25–75 percentil	
Maximální síla (N)	Pre-test	4865*	3785–6049	4747	4494–5488	5005	4215–5318	4855	4705–5029	4593	4083–4658
	Post-test	6028*†	4882–7106	4780†	4062–5799	4732†	4021–5857	5054	3800–5945	4245†	3779–4699
Čas dosažení MS (s)	Pre-test	0,011	0,009–0,014	0,009	0,006–0,013	0,007*	0,006–0,009	0,008	0,007–0,01	0,008*	0,007–0,01
	Post-test	0,011	0,01–0,012	0,011	0,009–0,012	0,011*	0,01–0,013	0,011	0,009–0,011	0,011*	0,009–0,012
Čas kontaktu (s)	Pre-test	0,119*†	0,111–0,124	0,135*†	0,122–0,14	0,148*	0,14–0,161	0,173*	0,161–0,187	0,181*	0,163–0,185
	Post-test	0,127*†	0,124–0,136	0,148*	0,141–0,157	0,170*	0,156–0,183	0,184*	0,175–0,201	0,200*	0,182–0,237
Impuls (N·s)	Pre-test	146,4*†	123,2–165,7	171,6*†	137,8–186,8	179,3*†	161,5–196,3	196,9*†	185,8–202,9	204,0*	196,5–212,6
	Post-test	170,8*†	142,9–177,3	182,7*†	164,3–205	220,3*	201,1–234,7	225,7*	206,6–247,8	247,7*	232,2–281,1
Nárazová síla (N)	Pre-test	2674*	1977–3013	3181	2927–3761	3131	2924–3452	3259	3053–3456	2984	2817–3072
	Post-test	3042*	2446–3401	3140	2568–3737	3141	2576–3451	3268	2370–3477	2659†	2309–2836
Dynamika přímého kopu skupiny absolvující pohybový program se zaměřením na zvýšení dynamické síly											
Maximální síla (N)	Pre-test	5085	4209–6655	5443*	4907–5879	5163	4784–6825	5254*	4464–6304	5283	4476–5996
	Post-test	7018†	5608–8183	6058*†	5776–6831	6306†	5304–6454	6390*	5292–6674	5584†	5137–5990
Čas dosažení MS (s)	Pre-test	0,011	0,008–0,014	0,008*	0,006–0,011	0,008	0,006–0,01	0,009*	0,007–0,01	0,009*	0,007–0,01
	Post-test	0,011	0,008–0,011	0,010*	0,009–0,012	0,011	0,01–0,012	0,011*	0,01–0,013	0,012*	0,011–0,014
Čas kontaktu (s)	Pre-test	0,145†	0,138–0,149	0,144†	0,135–0,165	0,170	0,145–0,18	0,184	0,164–0,201	0,203	0,186–0,215
	Post-test	0,148†	0,131–0,184	0,154	0,133–0,168	0,160	0,145–0,18	0,175	0,163–0,215	0,203	0,18–0,214
Impuls (N·s)	Pre-test	193,7†	158,8–220,1	203,5†	192,9–236,8	231,6†	206,8–271,5	238,7†	209,4–286	240,5	222,4–314,7
	Post-test	198,0†	175,3–219	205,5†	187,9–223,4	229,1	216,9–256,1	243,3	223,2–261	261,2	239,9–283
Nárazová síla (N)	Pre-test	2989	2319–3613	3474	3131–3973	3444	3371–4275	3415*	3027–3929	3173	2986–3794
	Post-test	3797	2940–4141	3811	3397–4145	3654	3328–4103	3822*	3300–4253	3295†	3117–3789

Legenda: Pre – testování před pohybovým programem, Post – testování po pohybovém programu, NL – bez nesené zátěže; WL1 – 5 kg (vojenská obuv 2 kg a samopal 3 kg); WL2 – 15 kg (vojenská obuv 2 kg, samopal 3 kg a balistická vesta 10 kg); WL3 – 30 kg (2 kg vojenská obuv, samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 15 kg); WL4 – 45 kg (2 kg vojenská obuv, samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 30 kg).

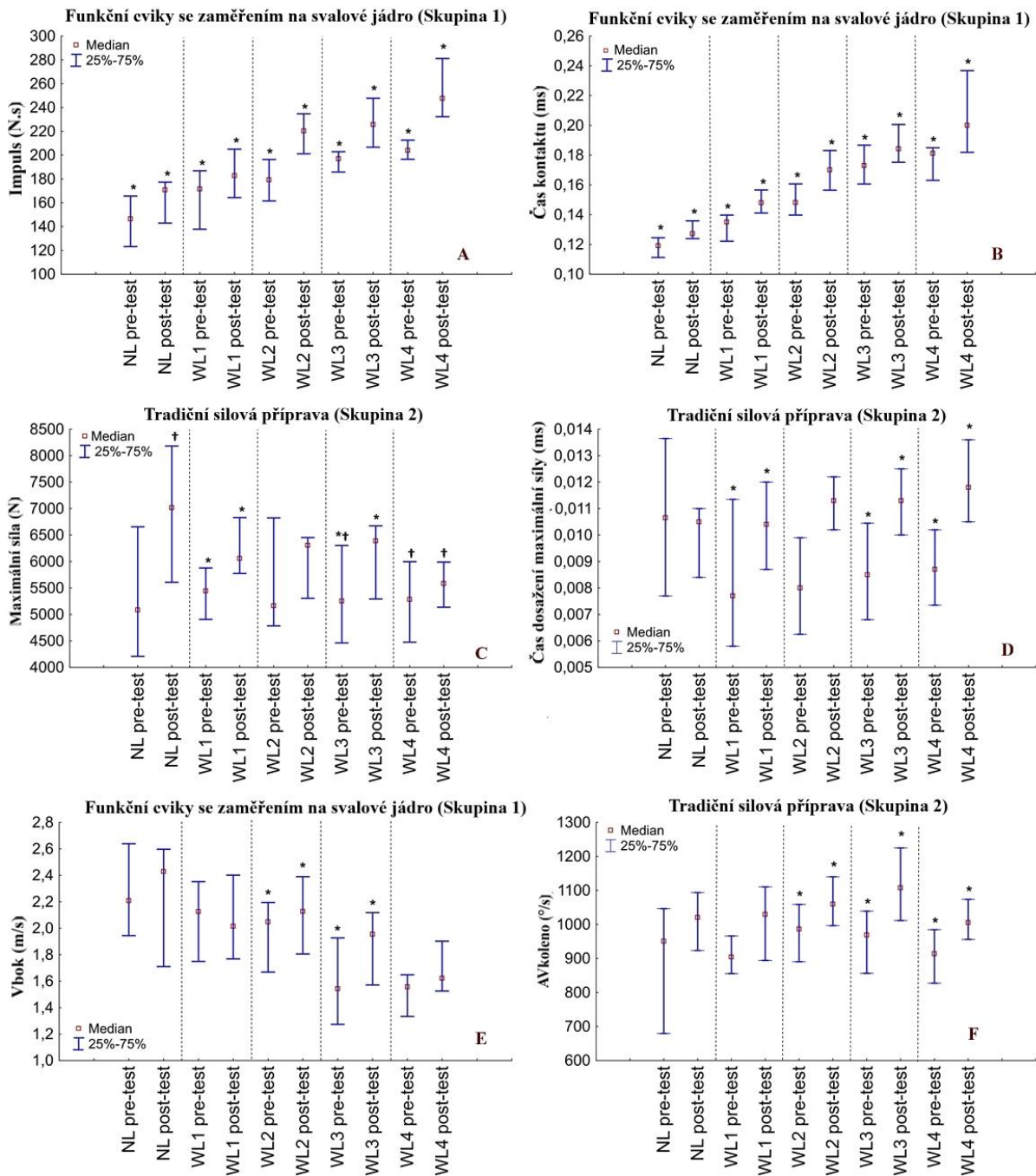
Výsledky jsou vyjádřené v mediánech a 25–75 percentilem, * Signifikantní rozdíly mezi pre a post testem, $P \leq ,05$; † Signifikantní rozdíly mezi skupinami $P < ,05$.

Tabulka 9. Kinematika přímého kopu před a po pohybovém programu FCE a TSP.

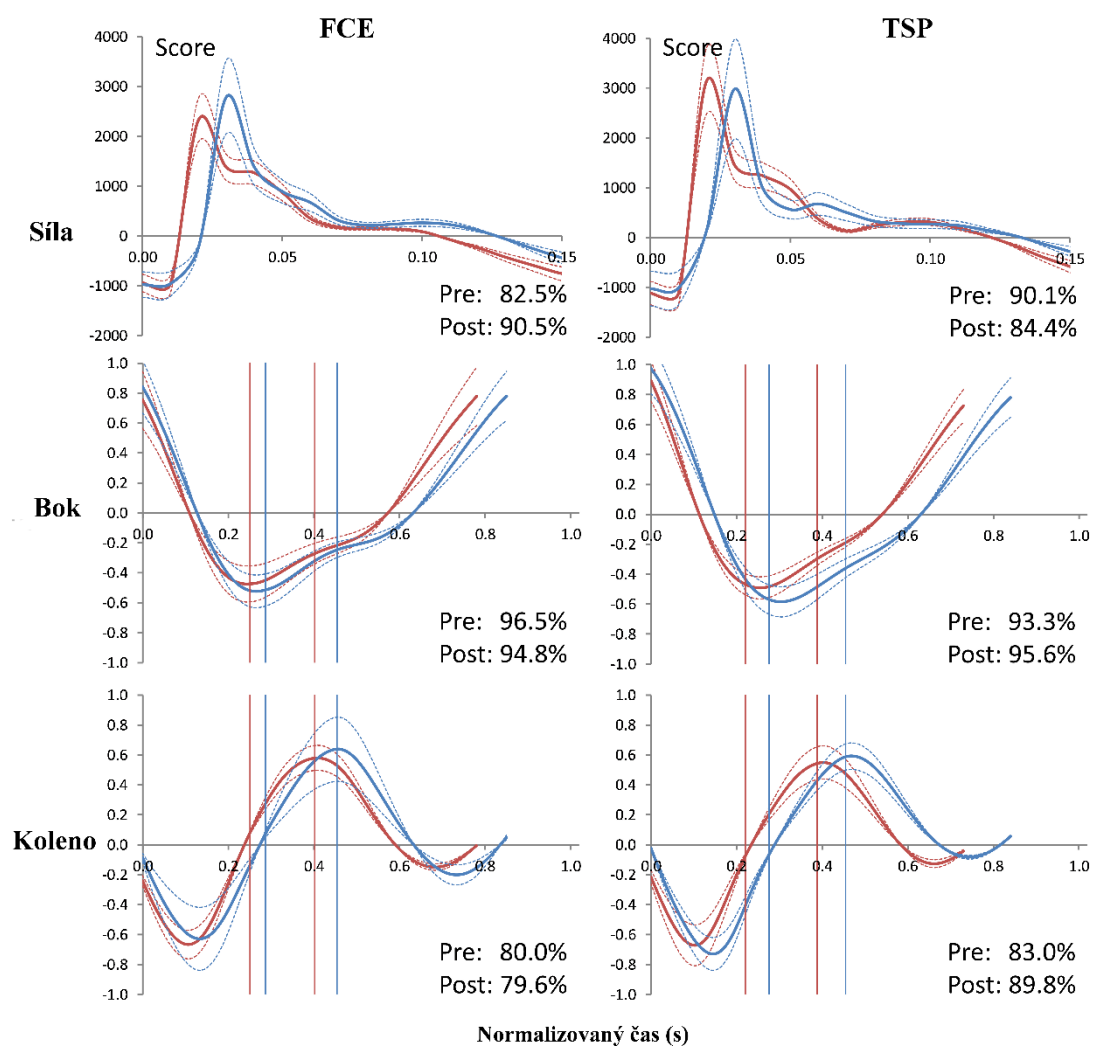
Kinematika přímého kopu skupiny absolvující pohybový program se zaměřením na funkční svalové jádro											
		No load (NL)		Load 5kg (WL1)		Load 15kg (WL2)		Load 30kg (WL3)		Load 45kg (WL4)	
Session		Median	25th-75th percentile	Median	25th-75th percentile	Median	25th-75th percentile	Median	25th-75th percentile	Median	25th-75th percentile
V _{kotník} (m/s)	Pre-test	7,694†	6,438–9,155	7,726†	7,234–8,307	7,794†	7,019–8,932	7,974†	7,375–8,272	8,077*	7,009–8,84
	Post-test	7,449†	6,951–7,844	7,445†	6,226–7,775	7,096†	6,695–7,588	7,881†	6,767–8,214	7,365*†	6,283–7,748
V _{koleno} (m/s)	Pre-test	4,857†	4,534–5,261	4,764†	4,253–5,442	4,649†	4,215–5,407	4,457†	4,082–4,973	4,713*†	3,619–5,311
	Post-test	4,976†	4,604–5,55	4,925†	4,794–5,214	4,900†	4,547–5,158	5,070	4,616–5,532	4,957*†	4,428–5,278
V _{bok} (m/s)	Pre-test	2,208	1,944–2,639	2,125	1,749–2,352	2,048*	1,668–2,195	1,542*†	1,273–1,927	1,556†	1,333–1,648
	Post-test	2,428	1,71–2,597	2,014	1,768–2,401	2,127*	1,805–2,39	1,954*	1,571–2,118	1,622	1,525–1,902
V _{rameno} (m/s)	Pre-test	1,356†	1,132–1,491	1,308†	1,175–1,525	1,300	1,015–1,418	1,156†	0,944–1,325	1,070†	0,841–1,187
	Post-test	1,381	1,129–1,802	1,511	1,035–1,575	1,289†	1,098–1,35	1,271	1,052–1,415	1,251	0,981–1,329
AV _{koleno} (rad/s)	Pre-test	885,2	819,5–989,1	865,3	837,1–957,4	921,6	851,6–964,6	891,5	867,9–937,3	948,6	896,1–1005,7
	Post-test	909,6	798,8–1016,3	821,2	790,1–945,9	865,7	725,5–1100,2	951,1†	868,6–1015,7	913,4	773,7–1016,4
AV _{bok} (rad/s)	Pre-test	503,8	450,5–573,4	500,9	466,2–615,9	514,5	456,6–572,9	468,6	424–481,1	488,8†	404,5–522,9
	Post-test	518,3	443,9–613,4	491,3	443,1–562,1	478,6	435,4–552,6	439,5†	414,4–486,3	451,2	381,9–506,7
Kinematika přímého kopu skupiny absolvující pohybový program se zaměřením na zvýšení dynamické síly											
V _{kotník} (m/s)	Pre-test	9,290†	8,81–10,03	9,800†	8,69–10,375	9,820†	8,75–10,42	10,190†	8,485–11,245	9,530	8,19–10,95
	Post-test	9,940†	9,19–10,35	9,035†	8,675–9,63	9,590†	8,575–9,865	9,190†	8,6–9,905	9,445†	8,305–9,845
V _{koleno} (m/s)	Pre-test	5,585*†	5,13–5,74	5,675†	5,3–5,865	5,995†	5,485–6,115	5,970†	5,105–6,16	5,895†	5,2–6,025
	Post-test	6,005*†	5,735–6,35	5,700†	5,555–6,015	5,955†	5,565–6,235	6,050	5,71–6,16	5,990†	5,67–6,265
V _{bok} (m/s)	Pre-test	2,305	1,91–2,855	2,420	2,005–2,555	2,325	1,905–2,5	2,075†	1,835–2,39	1,945†	1,655–2,225
	Post-test	2,180	2–2,58	2,185	1,945–2,515	2,100	1,87–2,475	1,725†	1,57–2,345	1,690	1,58–2,205
V _{rameno} (m/s)	Pre-test	1,575†	1,405–1,645	1,650†	1,445–1,795	1,550	1,395–1,825	1,405	1,325–1,53	1,415†	1,225–1,475
	Post-test	1,610	1,485–1,77	1,625	1,47–1,84	1,515†	1,385–1,815	1,400	1,3–1,645	1,275	1,215–1,395
AV _{koleno} (rad/s)	Pre-test	950,6	679,4–1046,5	904,3	855,6–966,2	986,4*	890,6–1058,9	968,9*	856,4–1039	913,7*	827,4–984,4
	Post-test	1020,4	923,1–1093,5	1029,6	894,1–1110	1059,8*	996,4–1140,3	1108*†	1011,3–1224,9	1005,2*	955,9–1073,5
AV _{bok} (rad/s)	Pre-test	644,6	586,9–665	674,9	601,9–710,2	656,9	614,8–703,5	599,3	555,6–647,4	603,5†	578,8–638,1
	Post-test	600,7	559,6–652	608,1	535,9–688	587,1	538,2–647,5	596,5†	539,8–620,9	547,8	498,6–596,2

Legenda: Pre – testování před pohybovým programem, Post – testování po pohybovém programu, NL – bez nesené zátěže; WL1 – 5 kg (vojenská obuv 2 kg a samopal 3 kg); WL2 – 15 kg (vojenská obuv 2 kg, samopal 3 kg a balistická vesta 10 kg); WL3 – 30 kg (2 kg vojenská obuv, samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 15 kg); WL4 – 45 kg (2 kg vojenská obuv, samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 30 kg).

Výsledky jsou vyjádřené v mediánech a 25–75 percentilem, * Signifikantní rozdíly mezi pre a post testem, $P \leq ,05$; † Signifikantní rozdíly mezi skupinami $P < ,05$.

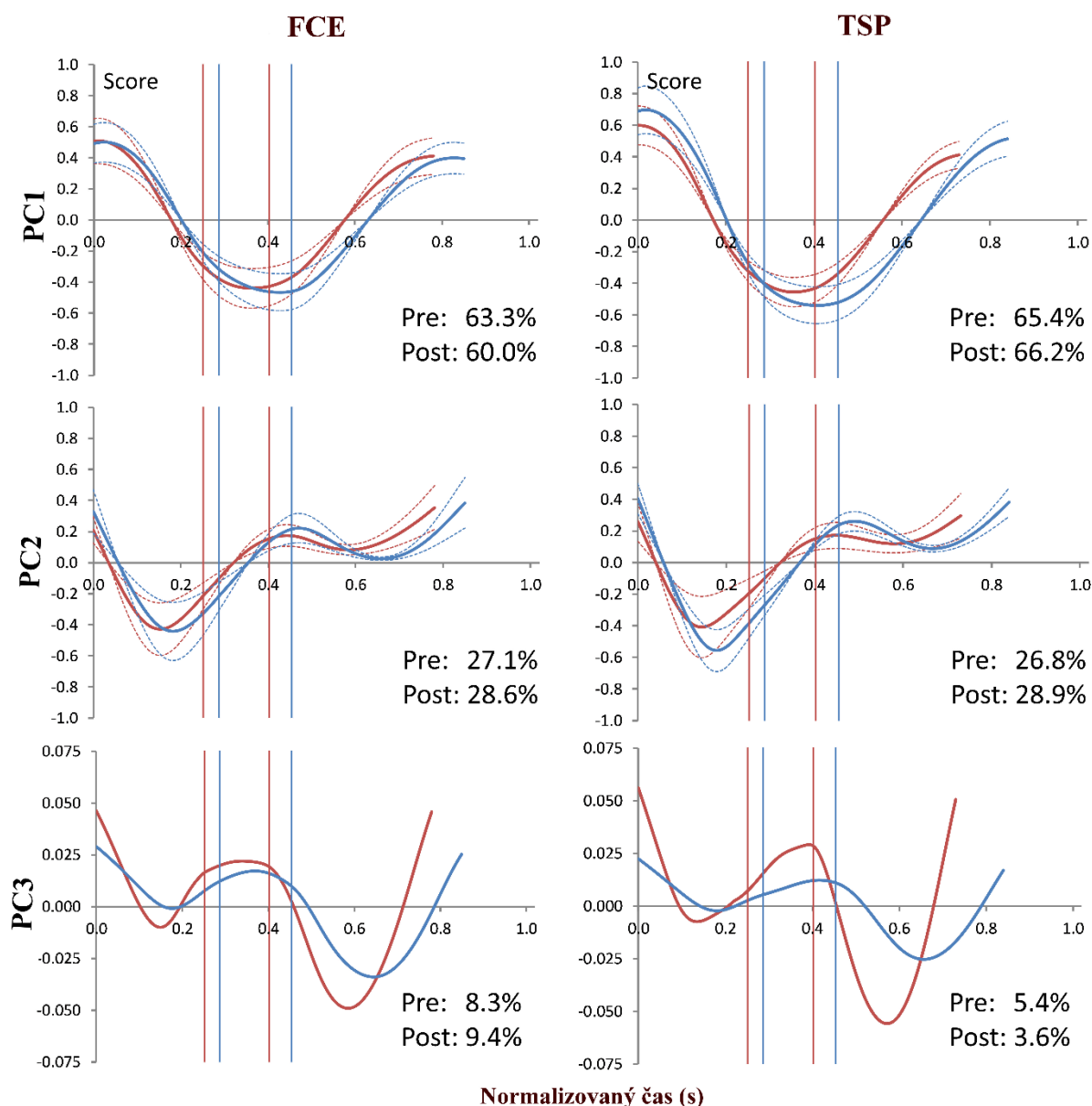


Obrázek 12. Vybrané rozdíly v dynamice a kinematice přímého kopu u dvou tréninkových programů. Legenda: AV_{koleno} – maximální úhlová rychlost kolena; NL – bez nesené zátěže; WL1 – 5 kg (vojenská obuv 2 kg a samopal 3 kg); WL2 – 15 kg (vojenská obuv 2 kg, samopal 3 kg a balistická vesta 10 kg); WL3 – 30 kg (2 kg vojenská obuv, samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 15 kg); WL4 – 45 kg (2 kg vojenská obuv, samopal 3 kg, balistická vesta 10 kg a batoh 30 kg); *významné rozdíly mezi hodnotami před a po pohybovém programu, $p \leq 0,05$; † významné rozdíly mezi hodnotami bez nesené zátěže a nesenou zátěží, $p \leq 0,05$.



Obrázek 13. Skóre pro první hlavní komponentu přímého kopu před (červená) a po (modrá) pohybovém programu FCE a TSP.

Legenda: Pre – testované kopy před intervencí; Post – testované kopy po intervencí; Procenta představují množství variability popsané první hlavní komponentou. Tečkované čáry označují 1 standardní odchylku od průměru. Svislé čáry pro kyče a koleno představují dobu kontaktu se siloměrnou deskou během kopu.



Obrázek 14. Analýza hlavních komponent (PCA) pro časové řady úhlů kyčle a kolena (úhly kyčle i kolena byly vloženy do stejné PCA) při provedení přímého kopu před a po pohybovém programu FCE a TSP. Legenda: Pre: testované kopy před intervencí; Post: testované kopy po intervencí; Procenta představují množství variability popsané první hlavní komponentou. Tečkové čáry označují 1 standardní odchylku od průměru. Svislé čáry představují dobu kontaktu se siloměrnou deskou během kopu. PC_x je x-tá hlavní komponenta.

Ze zjištěných výsledků vyplývá, že oba tréninkové programy podpořily pozitivní změny ve výkonu přímého kopu. Po pohybovém programu FCE došlo ke zvýšení impulsní síly a prodloužení času kontaktní fáze kopu a po pohybovém programu TSP se zvýšila maximální síla kopu a maximální úhlová rychlost AV_{koleno} .

Zlepšení impulsní síly po FCE bylo pozorováno navzdory nevýznamné změně izokinetické síly (Tabulka 10). To by mohlo naznačovat, že skupina FCE byla schopna použít efektivnější strategii kopání (Błaszczyszyn et al., 2019), ve které by zvýšení síly svalového jádra mohlo podporovat stabilitu při dopředném pohybu kopu s pozitivním dopadem na celkový

impuls síly přenesený na cíl. Tento účinek pohybového programu FCE je zcela zřejmý, protože zvýšení impulsní síly kopu bylo pozorováno napříč všemi nesenými zátěžemi. Po pohybovém programu FCE byly hodnoty impulsních sil přibližně o 16–48 (N.s) vyšší napříč nesenými zátěžemi (Tabulka 8). Doba kontaktní fáze kopu měřená před pohybovým programem byla podobná jako v předchozích studiích 0,166 – 0,212 s (studie č. 6) a 0,150 – 0,166 s (studie č. 5), přičemž se zvýšila po absolvování pohybového programu FCE.

Tabulka 10. Izokinetický moment síly vnější a vnitřní rotace kyčle, flexe a extenze kyčle a kolena.

Moment síly	Test	Skupina 1 (FCE)			Skupina 2 (TSP)				
		Průměr ± SD	KI _{dolní}	KI _{horní}	KS	Průměr ± SD	KI _{dolní}	KI _{horní}	KS
Vnější rotace kyčle Konc 30°·s ⁻¹	Pre	49 ± 11	40	59	0,20	45 ± 6	40	50	0,2
	Post	42 ± 3†	40	45	0,13	49 ± 7†	43	55	0,2
Vnitřní rotace kyčle Konc 30°·s ⁻¹	Pre	47 ± 11	37	56	0,2	42 ± 6	36	48	0,2
	Post	41 ± 5	37	45	0,2	46 ± 13	35	57	0,2
Vnější rotace kyčle Exc 30°·s ⁻¹	Pre	54 ± 14	42	66	0,2	54 ± 10	47	63	0,2
	Post	46 ± 9†	39	53	0,09	58 ± 8†	44	66	0,083
Vnitřní rotace kyčle Exc 30°·s ⁻¹	Pre	51 ± 9	43	58	0,2	50 ± 9	43	58	0,2
	Post	45 ± 7†	38	51	0,05	55 ± 13†	44	66	0,2
Flexe kolena Konc 60°·s ⁻¹	Pre	109 ± 24	89	129	0,2	99 ± 21	81	116	0,2
	Post	92 ± 16	79	106	0,2	106 ± 22	88	124	0,017
Extenze kolena Konc 60°·s ⁻¹	Pre	197 ± 30	172	222	0,19	194 ± 23	175	214	0,2
	Post	165 ± 31	139	192	0,2	185 ± 34	157	214	0,2
Flexe kyčle Konc 120°·s ⁻¹	Pre	166 ± 21*	148	183	0,04	151 ± 29	127	175	0,2
	Post	146 ± 15*	133	159	0,02	157 ± 31	131	183	0,2
Extenze kyčle Konc 120°·s ⁻¹	Pre	239 ± 63	186	291	0,09	214 ± 30*	189	239	0,2
	Post	211 ± 43	176	247	0,12	258 ± 67*	202	314	0,2

Konc = koncentrický, Exc = excentrický, SD = směrodatná odchylka, KS = Kolmogorov-Smirnov test, KI = interval spolehlivosti, * Významný rozdíl před a po testu v jedné skupině $p < 0,05$. † Významný rozdíl mezi skupinami $p < 0,05$. Rotátory kyčle jsou uvedeny u stejné dolní končetiny při kopu, flexe a extenze v kyčli a kolena jsou uvedeny u dolní končetiny provádějící přímý kop.

Rozdíly v kinematice po pohybovém programu FCE byly zjištěny v rychlosti jednotlivých segmentů, kde došlo ke zvýšení maximální rychlosti V_{koleno} a V_{bok} a ke snížení u $V_{\text{kotník}}$ při provedení kopů s nesenou zátěží. To mohlo být způsobeno zvýšenou stabilitou postoje během přímého kopu a tím umožněním většího využití svalů kyčle ke zvýšení rychlosti boku a následně kolena. Nicméně, rychlost kotníku se snížila. Při srovnání rychlosti měřených segmentů $V_{\text{kotník}}$, V_{koleno} a V_{bok} se skupinou TSP bylo zjištěno, že V_{bok} byla nižší, a naopak $V_{\text{kotník}}$ byla vyšší po pohybovém programu TSP a u obou skupin se zvýšila rychlost V_{koleno} . Pohyb kolena může na jedné straně souviset s lepším technickým provedením přímého kopu, protože první fáze kopu je charakterizována zrychlením kolena až do jeho nejvyšší polohy (Sørensen et al., 1996; Wąsik et al., 2015). Na druhou stranu, vyšší rychlost kolena s nižší rychlostí kyčle byla charakteristická pro nižší úroveň provádění přímého kopu u sub-elitních jedinců, a to především s rostoucí nesenou zátěží (viz studie č. 5).

U skupiny, která absolvovala pohybový program TSP, došlo k významnému zvýšení maximální síly kopu (například o 1933 N v případě NL). Dosažená průměrná maximální síla přímého kopu (7018 N) po absolvovaném pohybovém programu TSP je v horním rozsahu uvedené maximální síly kopu (1170 – 7790 N) u jedinců praktikujících bojová umění (Dworak et al., 2005; Ramakrishnan et al., 2018) a nad rozsahem (5201 – 5604 N), který byl zjištěn v našich předchozích studiích č. 2, 5 a 6. Dále u skupiny absolvující pohybový program TSP došlo ke zvýšení maximální úhlové rychlosti AV_{koleno} a maximální rychlosti V_{koleno} bez zvýšení maximální rychlosti V_{bok} . Ačkoliv jsme nepozorovali zvýšenou maximální rychlost V_{bok} , tak došlo při analýze hlavních komponent k pozitivním změnám v časové řadě úhlů kyčle v průběhu provedení přímého kopu. Celkově můžeme konstatovat, že pohybový program TSP, zaměřený na specifické svaly a jejich antagonisty, měl pozitivní vliv na zlepšení maximální síly přímého kopu.

Vliv pohybových programů na variabilitu pohybu

Zjištěné výsledky pomocí analýzy hlavních komponent byly mezi absolvovanými pohybovými programy výrazně odlišné. U skupiny absolvující pohybový program FCE se zvýšila vysvětlená variabilita časové řady kontaktní síly v první hlavní komponentě (PC1), což lze interpretovat jako snížení variability pohybu a tím dosažení vyšší kontaktní síly přímého kopu. Naproti tomu se vysvětlená variabilita u PC1 snížila u časové řady úhlů kyčle a kolena. Rozdílný pohybový průběh byl pozorován po pohybovém programu TSP, kde byla zjištěna vyšší vysvětlená variabilita v časových řadách úhlů kyčle a kolena, ale nižší vysvětlená variabilita časové řady kontaktní síly. Podobný trend byl zjištěn i při analýze spojených časových řad úhlů kyčle a kolena. Zjistili jsme také, že přibližně dvojnásobná variabilita byla vysvětlena úhlem kyčle (PC1) než úhlem kolena (PC2), což bylo v souladu se zjištěnými výsledky v předchozí studii č. 6.

Ačkoliv se změna v koordinaci pohybu, která byla pozorována u FCE a TSP, může zdát podivná, je v souladu se současnými myšlenkami řízení motoriky (Bernstein, 1967; Rosenblatt et al., 2014), tj. větší variabilita pohybu (úhly kyčlí a kolen) mohou vést k lepšímu výsledku. V případě FCE došlo ke zvýšení variability pohybu, což vedlo ke snížení vysvětlené variability kontaktní síly, zatímco u TCP došlo ke snížení variability pohybu, což vedlo ke zvýšení vysvětlené variability kontaktní síly. Jedním z vysvětlení může být to, že zvýšení stability středu těla při provedení přímého kopu, které bylo podporováno pohybovým programem FCE, mohlo umožnit tuto větší variabilitu v kinematice pohybu. Naopak, ačkoliv byla vyšší maximální síla kopu po pohybovém programu TSP, nepromítlo se to do větší variability pohybu

kvůli nedostatku kontroly síly středu těla. Tato diskuse je samozřejmě spekulativní a je zde důležité upozornění, že se uvedené výsledky týkají relativně krátkodobé pohybové intervence a nemusí nutně odrážet dlouhodobý výsledek. Například TSP může způsobit snížení variability pohybu, když se sportovec naučí využívat svou zvýšenou silovou kapacitu, a tato variabilita se může vrátit s dalším cvičením. Takový proces by byl také v souladu s navrhovaným „uvolněním“ a „zmrazením“ stupňů volnosti, ke kterým může dojít během získávání dovedností (Bernstein, 1967).

Závěrečný souhrn

Výsledky této studie ukazují, že pohybový program zaměřený na svalové jádro (FCE) by mohl podporovat zvýšenou stabilitu postoje při provádění přímého kopu, která prodlužuje čas kontaktní fáze kopu a zvyšuje impulsní síly při kopu do pevného cíle. Pohybový program zaměřený na explozivní a dynamickou sílu (TSP) by mohlo mít za následek vyšší úhlovou rychlost v kolenním kloubu a zvýšení maximální síly kopu při zasažení pevného cíle. Ačkoli každý program (TSP, FCE) vede ke specifickým kinematickým změnám, oba programy se zdají být prospěšné pro přímý kop a měly by být kombinovány v blokových periodách při výcviku boje zblízka.

Studie č. 8: Funkční trénink založený na podkladech pro zlepšení techniky, rychlosti a produkce síly přímého kopu

Studie byla akceptována v srpnu 2021 a publikována v červnu 2022 v časopise s IF 2,490 *Strength & Conditioning Journal* autorským kolektivem: Michal Vágner, Vladan Oláh, Daniel John Cleather a Petr Šťastný (Vagner, Olah, Cleather & Stastny, 2021). Originál článku je obsahem přílohy č. 8. On-line verze je dostupná z:

https://journals.lww.com/nsca-scj/Citation/2022/06000/Evidence_Based_Functional_Training_to_Improve.6.aspx

Předložená studie si kladla za cíl sestavení progresivního periodického tréninkového programu pro zvýšení účinnosti přímého kopu na základě znalosti zapojení primárních svalů do pohybu při provádění přímého kopu (Vences Brito et al., 2014; Wang et al., 2013), primárních prediktorů izokinetické síly a kinematiky v souvislosti s dynamikou přímého kopu u sub-elitních a elitních jedinců (viz studie č. 4 až 6) a sestavených pohybových programů pro zvýšení účinnosti přímého kopu (viz studie č. 7). Sestavené pohybové programy byly zaměřeny na funkční cviky posilující svalové jádro a na specifické svaly a jejich antagonisty pro rozvoj explozivní a dynamické síly. V této studii byly oba pohybové programy sestaveny tak, aby mohly být blokově zařazeny do pravidelného výcviku boje zblízka.

Z pohledu motoriky je přímý kop charakterizován proximálně-distálním pohybem (Estevan et al., 2013; Putnam, 1993; Sorensen et al., 1996). To znamená, že hluboký stabilizační systém (DSS) středu těla představuje důležitý prvek pro úspěšný přenos energie do cíle. Trénink by proto měl být zaměřen na posílení DSS v kombinaci s primárními svaly k provedení přímého kopu. Toho lze dosáhnout funkčními cviky s hlavním důrazem na svalové jádro (Kamal, 2015; Santana & Fukuda, 2011). Takový trénink může zlepšit stabilitu a funkci DSS a přispět ke zlepšení držení těla, a to zejména během kontaktní fáze kopu vedoucí k jejímu prodloužení včetně zvýšení impulsní síly (viz studie č. 7).

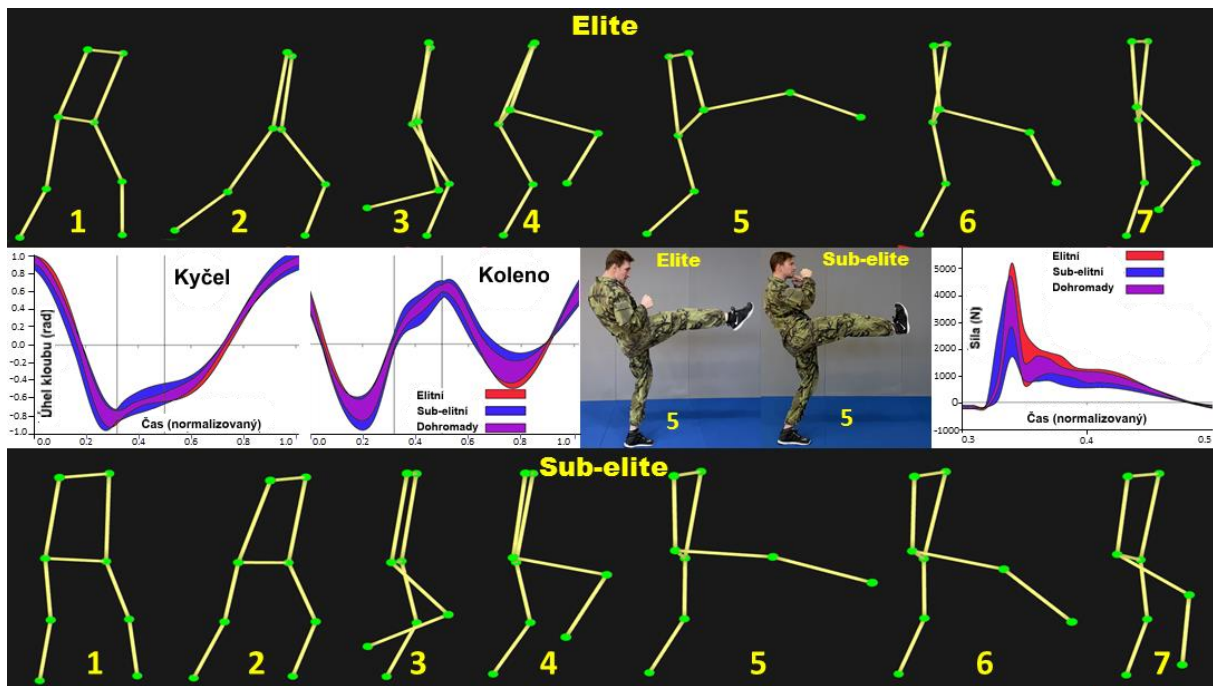
Technické provedení přímého kopu do značné míry odlišuje zkušené bojovníky od začátečníků. Začátečníci obvykle postrádají výraznější zapojení pohybu pánve do přímého kopu, čímž se snižuje přenos sil ze středu těla do kontaktní plochy (viz studie č. 5). Začátečníci se proto musí naučit, jak zaklonit trup vzad se současným kontralaterálním přetočením kyčle kopající dolní končetiny vpřed ve směru kopu. Tento způsob techniky vede k vyšší úhlové rychlosti při extenzi kyčle a přispívá k lepšímu přenosu vynaložené síly do cíle (Vences Brito et al., 2014). S ohledem na tento účel je kladen důraz na funkční cvičení zaměřující se na flexi, extenzi a rotaci kyčle (pánve). Tréninkové programy by tedy měly zahrnovat funkční pohybové fáze podobné přímému kopu a ne pouze posilování středu těla v nesespecifických pohybech

(Cook & Fields, 1997). Není překvapením, že trénink, který je zaměřen pouze na cviky DSS nerefluktující průběh pohybu kopu, nemůže zaručit dlouhodobé zlepšení výkonu. Pokročilá kondiční příprava by tedy měla zahrnovat i trénink maximální a explozivní síly (Tack, 2013), trénink s elastickým odporem (Jakubiak & Saunders, 2008) nebo nekonvenční tréninkové metody (Santana & Fukuda, 2011).

Technika přímého kopu

Technické provedení přímého kopu bylo analyzováno pomocí kinematické analýzy elitního a sub-elitního vojenského personálu (viz studie č. 5 a 6) a u sportovců (Gordon & Ferris, 2007; Pozo et al., 2011). Kop by měl začínat z optimální výchozí polohy ve stoji, kdy je trup mírně předkloněn a více tělesné hmoty je soustředěno na opěrnou/stojnou (přední) dolní končetinu (viz obrázek 15, rozdíly v 1. pozici elitních a sub-elitních jedinců). Dále následuje současná flexe v kyčli a koleni doprovázená posunem boku kopající dolní končetiny vpřed. Sub-elitní jedinci během této fáze často posouvají celou pánev vpřed bez kontralaterálního přetočení kyčle, což ohrožuje přenos síly přes kyčelní kloub (viz pozice 3 a 4 na obrázku 15). V této fázi je také nutné mírně předklonit trup vpřed pro lepší pozici těla před kontaktem s cílem (pozice 4 u elitních jedinců na obrázku 15). Závěrečná před-kontaktní fáze kopu před dopadem na cíl je charakterizována rychlým švihem holeně vpřed a pokračujícím pohybem kyčle kopající dolní končetiny vpřed s mírným záklonem trupu vzad (pozice 5 u elitního příkladu, obrázek 15). Před koncem této fáze by mělo být koleno kopající dolní končetiny mírně pokrčené a ihned po dosažení cíle protaženo. Nicméně, pokud jedinec není schopen přetočit kyčel kopající dolní končetiny vpřed před dopadem na cíl, tak je obtížné udržet dopředný pohyb během kontaktu (pozice 5 sub-elitního příkladu, obrázek 15). To obvykle vede k brzkému propnutí kopající dolní končetiny a tím i nižší nárazové síle, přičemž při vysoké rychlosti kopu může dojít i ke zranění (James, 2014) (viz pozice 5, rozdíly mezi elitním a sub-elitním příkladem, obrázek 15).

V post-kontaktní fázi kopu by mělo nejprve dojít k flexi v koleni kopající dolní končetiny a poté návratu zpět do výchozí pozice. Elitní výkon je charakterizován okamžitým rychlým návratem holeně po kontaktní fázi, přičemž je kontrolována stabilita těla a pozice trupu s doprovodnou flexí v kyčelním kloubu (pozice 6 a 7 elitního příkladu, obrázek 15). Sub-elitní jedinci často vracejí mírně pokrčenou dolní končetinu do výchozí pozice, místo postupné flexe v kolenním kloubu a poté vrácení dolní končetiny do výchozí pozice (srovnání pozice 6 a 7 elitního a sub-elitního příkladu, obrázek 15).



Obrázek 15. Klíčové kinematické fáze při provedení přímého kopu (Elitní a sub-elitní provedení kopu).
 Legenda: Elite – příklad provedení kopu elitním jedincem, Sub-elite – příklad provedení kopu mírně pokročilým jedincem.

Zapojení svalů během provedení kopu

Technika kopů vyžaduje kombinaci flexe kyčle a extenze kolena, což vytváří rychlou excentrickou akci hamstringu (James, 2014), přičemž síla kyčle a pohyb kyčle dominují při účinném provedení kopu (Gordon et al., 2002; Pozo et al., 2011; VencesBrito et al., 2014). Klíčovým aspektem doporučené techniky kopání je udržení proximálně-distálního pohybu, který spojuje dynamickou sekvenci trupu, kyčle, kolena, kotníku a chodidla a přenáší energii z kyčle do chodidla (Błaszczyszyn et al., 2019). Moment síly flexe kyčle během kopu je generován přímým stehenním a bedro-kyčelním svalem, které zrychlují pohyb stehna. Poté se zpomaluje pohyb stehna a dochází k prudkému zrychlení holeně. Před dopadem chodidla na cíl ovlivňují svaly hamstringu zrychlení a rychlost pohybu dolní končetiny, což ilustruje důležitost mezi-segmentových spojení při produkci maximální síly kopu (Sørensen et al., 1996; VencesBrito et al., 2014). Stabilita kyčle je důležitá pro udržení polohy těla před extenzí kolena, což přispívá k vyšší impulsní síle kopu. Z toho vyplývá, že DSS může napomoci k lepšímu výkonu při provedení kopu, a proto by měl trénink pro zlepšení účinnosti přímého kopu obsahovat cviky podporující sílu a stabilitu kyčle.

Posilovací cviky pro zlepšení účinnosti přímého kopu

Výběr cviků pro zlepšení účinnosti přímého kopu by měl zahrnovat funkční cviky zaměřené na DSS a na posilování primárních svalů k provádění přímého kopu. Cviky uvedené níže úzce souvisí s jednotlivými fázemi přímého kopu. Zaměřením cviků na zlepšení DSS je možné zlepšit impulsní síly kopu a udržet stabilní pozici před a během kontaktní fáze kopu. Pro dosažení vyšší maximální síly a rychlosti kopu je však nutné zařadit i cviky zaměřené na dynamickou sílu.

Funkční cviky pro hluboký stabilizační systém

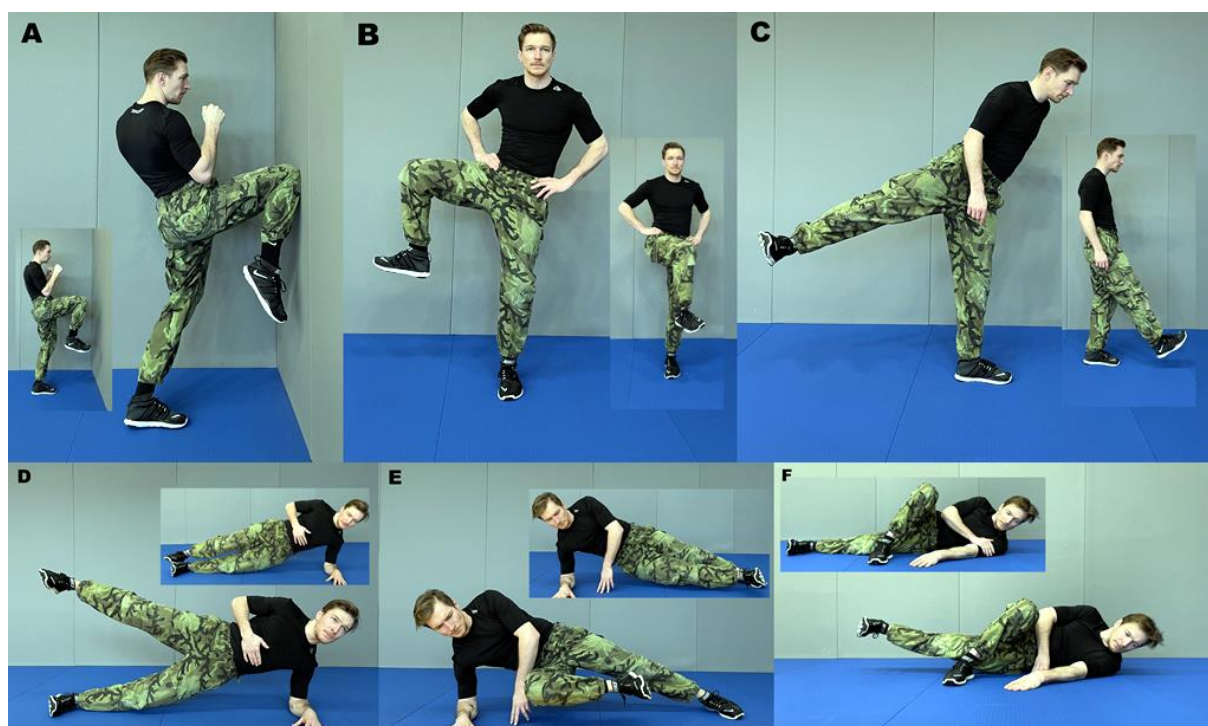
Výše bylo uvedeno, že začátečníci často provádí kop bez přetočení kyčle kopající dolní končetiny vpřed a s nižší polohou kolena (Obrázek 15). Cvikem pro zlepšení této fáze kopu může být pohyb chodidla vpřed bez provedení kopu, kde se soustředíme pouze na dopředný pohyb kyčle (Obrázek 16-A a 16-B). Tento pohyb je podporován stabilitou stojné dolní končetiny a kyčelními svaly. Cviky, které mohou tento pohyb zlepšit, zahrnují „Podpor ležmo a zanožit jednu“ a „Most a přednožit jednu“ (Obrázek 16-C a 16-D).



Obrázek 16. Funkční cviky zaměřené na hluboký stabilizační systém pro jednotlivé fáze přímého kopu.

Pro dosažení vyšší polohy kolena před následným pohybem holeně vpřed směrem k cíli je vhodné zařadit pohyb, kde dochází k flexi v koleni s chodidlem ve výšce nad překážkou (Obrázek 16-E). Cviky, které mohou zlepšit tento pohyb, jsou „Podpor ležmo a střídavě přednožit skrčmo“, „Vzpor klečmo a současně zanožit a vzpažit protilehlou“ a „Klek na jedné a přednožit povýš“ (Obrázek 16-F, 16-G a 16-H). Pro zlepšení stabilní pozice po kontaktní fázi kopu je vhodné provádět krátkou výdrž s umístěním kopající nohy na pevném terči (Obrázek 16-I). Další cviky, které zlepšují stabilitu a sílu při předozadním pohybu těla, jsou „Leh a přednožit jednu se zapřením paty do země druhou“ a „Předklon a zanožit jednu“ (Obrázek 16-J a 16-K).

Vzhledem k tomu, že rotátory kyčle jsou důležité pro stabilitu kyčle a tím i provádění kopů, měla by být specifická cvičení rotátorů, zobrazená na obrázku 3, chápána jako cvičení pro zlepšení stability a podporu primárních svalů k provedení přímého kopu. Cviky, které zlepší funkci a sílu rotátorů kyčle, zahrnují „Stoj přednožit skrčmo a vnitřní rotace v kyčli“, „Stoj přednožit pokrčmo a vnější rotace v kyčli“ a „Stoj a vnější rotace boku se zanožením“ (Obrázek 17-A, 17-B a 17-C). Další soubor cviků zaměřující se na sílu ad/abdukce kyčle, obsahuje „Podpor na boku a unožit“, „Podpor na boku a přednožit pokrčmo spodní“ a „Leh na boku přednožmo skrčit dovnitř a přinožit dovnitř spodní“ (Obrázek 17-D, 17-E a 17-F).



Obrázek 17. Cviky zaměřené na rotátory a ab/adduktory kyčle.

Funkční cviky pro zvýšení explozivní síly

Klíčovým zaměřením těchto cvičení je zvýšení funkční síly, rychlosti a úhlové rychlosti kyčle a kolena. Během první fáze kopu dochází k zahájení pohybu na stojné dolní končetině s následným pohybem kopající dolní končetiny. Cvičení, která mohou zlepšit tuto fázi kopu, jsou „Dřep s výskokem“, „Výpad a střídavé přeskoky“ a „Výstup a přednožit skřemě povýš“ (Obrázek 18-A, 18-B a 18-C).



Obrázek 18. Funkční cviky zaměřené na explozivní sílu.

V závěru před-kontaktní fáze kopu by mělo dojít k dopřednému pohybu holeně s nárazem chodidla do cíle. Typický méně kvalifikovaný přímý kop se projevuje pohybem holeně bez výrazného zapojení kyčle (Obrázek 15). V této fázi kopu tak u začátečníků nedochází k získání rychlosti proximálně-distálním pohybem spojením kyčle, kolena a kotníku, ale spíše rychlým švihem holeně. Cviky, které lze použít ke zlepšení této fáze, jsou „Stoj a přímý kop s expandérem uchyceným na chodidle“ a „Stoj a přednožit skrčmo s protlačení boku vpřed s expandérem okolo kolena“ (Obrázek 18-D a 18-E). Třetí fáze kopu (post-kontaktní) je typická rychlým návratem kopající dolní končetiny do výchozí pozice. Tuto fázi by měla provázet současná flexe kyčle a kolena. Cviky zlepšující tuto fázi, jsou „Stoj přednožit povyš a švihem zanožit“ a „Stoj přednožit skrčmo a kop vzad s expandérem uchyceným na chodidle“ (Obrázek 18-F a 18-G).

Posilovací programy pro rozvoj přímého kopu

Tréninkový plán složený z výše uvedených cviků by se měl lišit pro začátečníky a pokročilé jedince. Pro začátečníky doporučujeme blokovaný tréninkový program s oddělenými tréninky svalového jádra a silovým tréninkem primárních svalů kopu (Tabulka 11 a 12) a pro pokročilé jedince tréninky zahrnující oba tréninkové programy dohromady (Tabulka 13). Navíc, pro zajištění přenosu do výkonu přímého kopu by měly být tréninkové programy kombinovány s nácvikem techniky přímého kopu. V prvních čtyřech týdnech by měly být tréninkové programy zařazeny dvakrát týdně a od pátého týdne třikrát týdně v kombinaci s minimálním provedením třiceti přímých kopů během výcviku boje zblízka.

Začátečníci by měli zařadit cvičení DSS (Tabulka 11) během prvních čtyř týdnů. Tento blokovaný tréninkový program by měl být prováděn dvakrát týdně. Následovat by měl blok složený z cviků, které se zaměřují na dynamickou a explozivní sílu (Tabulka 12). I tento tréninkový blok by měl trvat čtyři týdny, ale zároveň prováděn souběžně se cviky zaměřenými na DSS, které jsou zařazovány v jiné tréninkové dny. Tento blokovaný tréninkový program by měl být aplikován s postupně se zvyšujícím počtem cviků a opakování v sérii.

Pro pokročilé jedince je určen tréninkový program kombinující oba tréninkové programy (Tabulka 13), přičemž tohoto kombinovaného tréninku mohou po absolvování předchozích programů využít i začátečníci. Cviky jsou v tomto tréninkovém bloku poskládány do super sérií zahrnující cviky na explozivní pohybový projev i hluboký stabilizační systém. Cviky jsou vždy kombinovány tak, že jeden podporuje koncentrickou a druhý excentrickou kontrakci.

Tabulka 11. Blokovaný tréninkový program obsahující funkční cviky zaměřené na hluboký stabilizační systém (1. až 4. týden).

	Cviky	Opakování	Pauza	Série	Tempo
Týden 1 (2 x týdně)					
1	Stoj přednožit skrčmo a vnitřní rotace v kyčli	6 R, 6 L			2212
	Podpor ležmo a zanožit jednu	6 R, 6 L	60 s	2	2122
	Leh na boku přednožmo skrčit dovnitř pravou a přinožit dovnitř levou	6 R, 6 L			2112
Týden 2 (2 x týdně)					
1	Stoj přednožit skrčmo a vnitřní rotace v kyčli	8 R, 8 L			2212
	Podpor ležmo a zanožit jednu	8 R, 8 L	60 s	2	2122
	Leh na boku přednožmo skrčit dovnitř pravou a přinožit dovnitř levou	8 R, 8 L			2112
2	Stoj přednožit pokrčmo a vnější rotace v kyčli	6 R, 6 L			2221
	Most a přednožit jednu	6 R, 6 L	60 s	2	2221
	Podpor na boku a unožit	6 R, 6 L			2112
Týden 3 (2 x týdně)					
1	Stoj přednožit skrčmo a vnitřní rotace v kyčli	8 R, 8 L			2212
	Podpor ležmo a zanožit jednu	8 R, 8 L	60 s	2	2122
	Leh na boku přednožmo skrčit dovnitř pravou a přinožit dovnitř levou	8 R, 8 L			2112
2	Stoj přednožit pokrčmo a vnější rotace v kyčli	8 R, 8 L			2221
	Most a přednožit jednu	8 R, 8 L	60 s	2	2221
	Podpor na boku a unožit	8 R, 8 L			2112
3	Předklon a zanožit jednu	6 R, 6 L			2121
	Klek na jedné a přednožit povýš	6 R, 6 L	60 s	2	1222
	Leh na břicho a současně zapažit a zanožit protilehlou	6 R, 6 L			2122
Týden 4 (2 x týdně)					
1	Stoj přednožit skrčmo a vnitřní rotace v kyčli	10 R, 10 L			2212
	Podpor ležmo a zanožit jednu	10 R, 10 L	60 s	2	2122
	Leh na boku přednožmo skrčit dovnitř pravou a přinožit dovnitř levou	10 R, 10 L			2112
2	Stoj přednožit pokrčmo a vnější rotace v kyčli	10 R, 10 L			2221
	Most a přednožit jednu	10 R, 10 L	60 s	2	2221
	Podpor na boku a unožit	10 R, 10 L			2112
3	Předklon a zanožit jednu	8 R, 8 L			2121
	Klek na jedné a přednožit povýš	8 R, 8 L	60 s	2	1222
	Leh na břicho a současně zapažit a zanožit protilehlou	8 R, 8 L			2122
4	Stoj a vnější rotace boku se zanožením	8 R, 8 L			2211
	Podpor ležmo a střídavě přednožit skrčmo	8	40 s	2	2121
5	Leh na boku přednožmo skrčit dovnitř a přinožit dovnitř spodní	6 R, 6 L			2121
	Leh a přednožit jednu se zapřením paty do země druhou	6 R, 6 L	40 s	2	2212

Jedna série se skládá ze dvou (4–5) nebo tří (1–3) cviků provedených za sebou bez pauzy; Tempo cvičení vymezuje čas provedení excentrické, izometrické, koncentrické a počáteční fáze pohybu; P – pravá dolní končetina, L – levá dolní končetina.

Po minimálně osmi týdenním provádění tréninkových programů mohou pokročilí jedinci zvýšit tréninkové úsilí přidáním externí zátěže. K tomuto účelu je možné použít zátěžovou vestu, kettlebell, sandbag, gymnastický míč, expandéry, popř. netradiční tréninkové pomůcky jako pneumatiku, batoh nebo balistickou vestu (Obrázek 19). Příklad kompletního tréninkového programu pro vysoce pokročilé jedince je uveden v tabulce 14.

Tabulka 12. Blokovaný tréninkový program obsahující funkční cviky zaměřené na dynamickou sílu (1. až 4. týden).

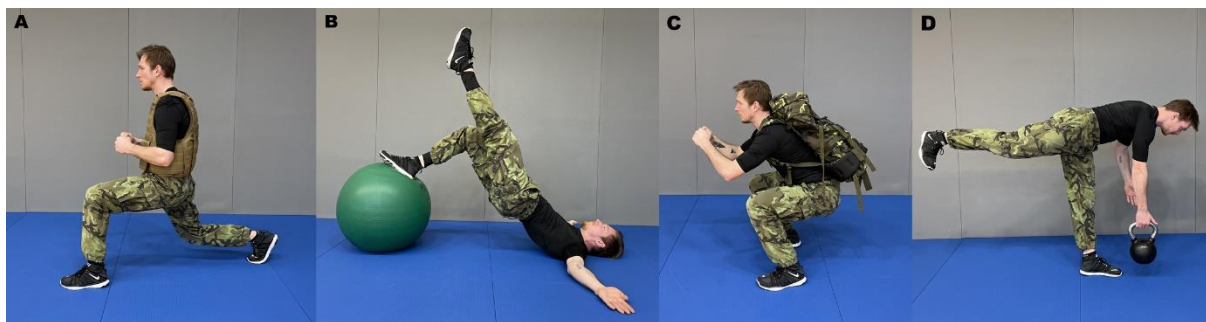
	Cviky	Opakování	Pauza	Série	Tempo
Týden 1 (2 x týdně)					
1	Stoj přednožit povýš a švihem zanožit Dřep s výskokem	6 R, 6 L 8	40 s	2	1010 21X1
Týden 2 (2 x týdně)					
1	Stoj přednožit povýš a švihem zanožit Dřep s výskokem Stoj a přímý kop s expandérem uchyceným na chodidle	8 R, 8 L 10 6 R, 6 L	60 s	2	1010 21X1 1210
Týden 3 (2 x týdně)					
1	Stoj přednožit povýš a švihem zanožit Dřep s výskokem	10 R, 10 L 12	40 s	2	1010 21X1
2	Výpad a střídavé přeskoky Stoj a přímý kop s expandérem uchyceným na chodidle	8 8 R, 8 L	40 s	2	12X0 1210
Týden 4 (2 x týdně)					
1	Stoj přednožit povýš a švihem zanožit Dřep s výskokem	10 R, 10 L 12	40 s	2	1010 21X1
2	Výpad a střídavé přeskoky Stoj a přímý kop s expandérem uchyceným na chodidle	10 10 R, 10 L	40 s	2	12X0 1210
3	Výstup a přednožit skrčmo povýš Stoj přednožit skrčmo a kop vzad s expandérem uchyceným na chodidle	8 R, 8 L 8 R, 8 L	40 s	2	10X0 22X2

Jedna série se skládá ze dvou cviků provedených za sebou bez pauzy; Tempo cvičení vymezuje čas provedení excentrické, izometrické, koncentrické a počáteční fáze pohybu; P – pravá dolní končetina, L – levá dolní končetina.

Tabulka 13. Tréninkový program zaměřený na funkční cviky pro hluboký stabilizační systém a dynamickou sílu (5. až 8. týden; 3x týdně).

	Cviky	Opakování	Pauza	Série	Tempo
Přípravná část					
	Stoj přednožit povýš a švihem zanožit	10 R, 10 L			1010
	Stoj přednožit skrčmo a vnitřní rotace v kyčli	10 R, 10 L	40 s	2	1010
	Stoj a vnější rotace boku se zanožením	10 R, 10 L			1111
Hlavní část tréninku					
1	Výpad a střídavé přeskoky Podpor ležmo a zanožit jednu Most a přednožit jednu Dřep s výskokem	12 10 R, 10 L 10 R, 10 L 12	60 s	2	12X0 2122 2222 21X1
2	Klek na jedné a přednožit povýš Podpor ležmo a střídavě přednožit skrčmo	10 R, 10 L 12	60 s	2	1222 2121
3	Stoj a přímý kop s expandérem uchyceným na chodidle Leh a přednožit jednu se zapřením paty do země druhou Předklon a zanožit jednu	10 R, 10 L 8 R, 8 L 8 R, 8 L	60 s	2	1210 2212 2121
4	Výstup a přednožit skrčmo povýš Leh na boku přednožmo skrčit dovnitř pravou a přinožit dovnitř levou Leh na břicho a současně zapažit a zanožit protilehlou	10 R, 10 L 10 R, 10 L 10 R, 10 L	90 s	2	10X0 2121 2122
5	Stoj přednožit skrčmo a kop vzad s expandérem uchyceným na chodidle Stoj přednožit pokrčmo a vnější rotace v kyčli	8 R, 8 L 10 R, 10 L	40 s	2	22X2 2212
6	Podpor na boku a unožit Leh na boku přednožmo skrčit dovnitř pravou a přinožit dovnitř levou	12 R, 12 L 12 R, 12 L	40 s	2	2112 2112

Jedna série se skládá ze dvou (5–6) nebo tří (1–4) cviků provedených za sebou bez pauzy; Tempo cvičení vymezuje čas provedení excentrické, izometrické, koncentrické a počáteční fáze pohybu; P – pravá dolní končetina, L – levá dolní končetina.



Obrázek 19. Funkční cviky zaměřené na hluboký stabilizační systém a dynamickou sílu s přidanou zátěží.

Tabulka 14. Vysoce pokročilý tréninkový program (začátek od 8. týdne, 2x týdně).

	Cviky	Opakování	Pauza	Série	Tempo
Přípravná část					
	Stoj přednožit povýš a švihem zanožit se zátěží (1 kg) ^a	10 R, 10 L			1010
	Stoj přednožit skrčmo a vnitřní rotace v kyčli se zátěží (1 kg) ^a	10 R, 10 L	40 s	2	1010
	Stoj a vnější rotace boku se zanožením se zátěží (1 kg) ^a	10 R, 10 L			1111
Hlavní část tréninku					
	Výpád a střídavé přeskoky se zátěžovou vestou (12 kg)	12			12X0
1	Podpor ležmo a zanožit jednu ^b	10 R, 10 L	60 s	2	2122
	Most a přednožit jednu (pata na gymnastickém míči)	10 R, 10 L			2222
	Dřep s výskokem se sandbagem (10 kg)	12			21X1
2	Klek na jedné a přednožit povýš se zátěží (2 kg)	10 R, 10 L	60 s	2	1222
	Podpor ležmo a střídavě přednožit skrčmo s batohem (10 kg)	12			2121
	Stoj a přímý kop s expandérem uchyceným na chodidle	10 R, 10 L			1210
3	Leh a přednožit jednu se zapřením paty do země druhou se sandbagem (10 kg)	8 R, 8 L	60 s	2	2121
	Předklon a zanožit jednu s kettlebellem (3 kg)	10 R, 10 L			2212
	Výstup a přednožit skrčmo povýš s jednoručními činkami (5 kg)	10 R, 10 L			10X0
4	Podpor na boku a přednožit pokrčmo spodní s expandérem ^c	8 R, 8 L	90 s	2	2121
	Leh na břiše a současně zapažit a zanožit protilehlou s expandérem ^c	10 R, 10 L			2122
	Stoj přednožit skrčmo a kop vzad s expandérem uchyceným na chodidle	8 R, 8 L	40 s	2	22X2
	Stoj přednožit pokrčmo a vnější rotace v kyčli	10 R, 10 L			2212
	Podpor na boku a unožit s expandérem ^c	12 R, 12 L			2112
6	Leh na boku přednožit skrčmo dovnitř pravou a přinožit dovnitř levou se zátěží (1 kg) ^a	12 R, 12 L	40 s	2	2112

Jedna série se skládá ze dvou (5–6) nebo tří (1–4) cviků provedených za sebou bez pauzy; Tempo cvičení vymezuje čas provedení excentrické, izometrické, koncentrické a počáteční fáze pohybu; P – pravá dolní končetina, L – levá dolní končetina; ^azátěžový pás na kotník nebo vojenská bota, ^bexpandér umístěný nad kotníky, ^cexpandér umístěný nad koleny.

Na základě individuální úrovně je také možné zvýšit hmotnost použité externí zátěže. Maximální přidaná hmotnost by však neměla překročit 30 % maxima jednoho opakování, aby byl zachován explozivní pohybový projev.

Závěrečný souhrn

Trénink zaměřený na DSS je vhodný pro udržení stabilní silné pozice postoje během provedení přímého kopu, a to především v kontaktní fázi, kde přispívá ke zlepšení účinnosti přímého kopu. Trénink složený z explozivních cviků může zlepšit rychlost a úhlovou rychlost přímého kopu a tím zvýšit i maximální sílu kopu. Začátečníci by se proto měli zaměřit nejprve na DSS a potom na trénink explozivní síly. Pokročilí jedinci by měli provádět kombinovaně oba tréninkové programy v rámci stejného tréninkového bloku. Jedinci s nejpokročilejší výkonnostní úrovní by měli trénovat s postupně se zvyšující hmotností externí zátěže (zátěžová vesta, sandbag, expandér, kettlebell, balistická vesta a batoh se zátěží). Trénink se nejlépe aplikuje v blokových periodách, a to individuální nebo skupinovou formou.

6. Závěrečný souhrn a doporučení

Předložený komentovaný souhrn studií se zabýval dynamikou, kinematikou a následně technickým provedením přímého kopu bez nesené zátěže a s externí vojenskou zátěží 5 kg, 15 kg, 30 kg a 45 kg. V souvislosti s analýzou přímého kopu byl zjišťován i možný vztah s izokinetickou silou flexorů/extenzorů kyčle a kolena dolní končetiny provádějící přímý kop a rotátorů kyčle stojné dolní končetiny. Pro lepší pochopení technického provedení kopu byla využita analýza hlavních komponent. V závěrečných studiích práce byl zjišťován vliv dvou silových pohybových programů na účinnost přímého kopu, které byly následně předloženy jako progresivní periodický trénink.

V průběhu práce byly postupně předloženy studie, které se zabývaly vlivem balistické a zátěžové vesty na dynamiku přímého kopu (studie č. 1), vlivem vojenské obuvi na dynamiku přímého kopu (studie č. 2), vlivem izokinetické síly svalů kyčle na dynamiku přímého kopu (studie č. 3), vlivem nesené balistické vesty a batohu na maximální rychlost a dynamiku přímého kopu (studie č. 4), kinematickými prediktory v souvislosti s dynamikou přímého kopu s nesenou zátěží (studie č. 5), kinematickou analýzou průběhu přímého kopu využitím analýzy hlavních komponent (studie č. 6), vlivem silových pohybových programů na dynamiku a kinematiku přímého kopu s nesenou zátěží (studie č. 7) a sestavením progresivního periodického pohybového programu se zaměřením na funkční cviky svalového jádra a explozivní a dynamickou sílu pro zvýšení účinnosti přímého kopu (studie č. 8).

Vliv nesené zátěže na dynamiku přímého kopu

Ve studii č. 1 byla zjištěna vyšší maximální síla kopu o 17 % při nesené zátěži 15 kg ve srovnání s přímým kopem bez nesené zátěže. Podobný rozdíl byl zjištěn i ve studii č. 5 u sub-elitních i elitních vojáků a při měření před pohybovým programem ve studii č. 7 u sub-elitní skupiny vojáků. Při zvýšení nesené zátěže na 30 kg a 45 kg se již u sub-elitní ani elitní skupiny vojáků maximální síla kopu nezvýšila. V souvislosti s nárazovou silou došlo k jejímu zvýšení s nesenou zátěží 15 kg v rozsahu 10–31 % u sub-elitní skupiny (studie č. 1, 5 a 7) a o 21 % u elitní skupiny vojáků (studie č. 5). Při provedení kopu s nesenou zátěží 30 kg a 45 kg došlo napříč studii ke zvýšení nárazové síly o 12–21 % a 6–15 %, respektive u sub-elitní skupiny a o 12 % a 4 %, respektive u elitní skupiny vojáků. Rozdílný průběh s postupně zvyšující se nesenou zátěží při provedení přímého kopu byl zaznamenán u impulsních sil, kde se impulsní síly zvyšovaly s každou přidanou nesenou zátěží u sub-elitní skupiny v rozsahu 23–31 % a u elitní skupiny vojáků o 13 % (srovnání kopu bez nesené zátěže s nesenou zátěží 45 kg).

Celkově bylo možné pozorovat, že se při změně pohybového průběhu kopu v důsledku nesené zátěže přestala významně zvyšovat maximální a nárazová síla přímého kopu. S každou přidanou zátěží se ale také zvyšoval čas kontaktu chodidla se siloměrnou deskou a impulsní síla, přičemž k nejvyššímu nárůstu kontaktního času kopu došlo s nesenou zátěží 45 kg. Tento efekt byl znatelný u sub-elitní skupiny vojáků už od nesené zátěže 30 kg. Pro komplexní zhodnocení bylo dále přínosné hlouběji analyzovat průběh provedení kopu s cílem popsat změny techniky kopu v rámci nesené zátěže, popř. rozdíl mezi sub-elitní a elitní skupinou.

Vliv nesené zátěže na kinematiku přímého kopu

Při porovnání maximální rychlosti kotníku, kolena, boku a ramena při provedení přímého kopu dosahovala elitní skupina vyšší rychlosti přibližně o 11,5 %, 14 %, 15 % a 23 %, respektive ve srovnání se sub-elitní skupinou napříč nesenými zátěžemi (studie č. 5). V souvislosti s nesenou zátěží byly zjištěny významné rozdíly u maximální rychlosti boku a ramena, kde se při zvýšení nesené zátěže postupně snižovala jejich maximální rychlost. Maximální rychlost boku a ramena byla o 39 % a 40 %, respektive vyšší u sub-elitní skupiny a o 27 % a 7 %, respektive vyšší u elitní skupiny při kopu bez nesené zátěže ve srovnání s kopem s nesenou zátěží 45 kg (studie č. 5). K výraznému zpomalení boku došlo u sub-elitní skupiny už od nesené zátěže 30 kg (o 33 %, rozdíl mezi nesenou zátěží 15 kg a 30 kg, studie č. 4). Při porovnání maximální úhlové rychlosti v kyčelním a kolenním kloubu bylo zjištěno, že došlo k postupnému zrychlování maximální úhlové rychlosti v kolenním kloubu, a naopak ke zpomalování maximální úhlové rychlosti v kyčelním kloubu napříč zvyšující se nesenou zátěží. Maximální úhlová rychlost v kolenním kloubu byla s nesenou zátěží 45 kg v rozsahu o 7–23 % vyšší u sub-elitní skupiny a o 18 % vyšší u elitní skupiny (studie č. 5 a 7) ve srovnání s kopem bez nesené zátěže. Naopak maximální úhlová rychlost v kyčelním kloubu byla bez nesené zátěže v rozsahu o 5–33 % vyšší u sub-elitní skupiny a o 28 % vyšší u elitní skupiny ve srovnání s kopem s nesenou zátěží 45 kg.

Ke zhodnocení průběhu všech fází přímého kopu (před-kontaktní, kontaktní a post-kontaktní) byly analyzovány časové řady úhlů kyčelního a kolenního kloubu pomocí analýzy hlavních komponent (studie č. 6 a 7). V první fázi kopu (před-kontaktní) vykazovala sub-elitní skupina větší maximální flexi kolena ve srovnání s elitní skupinou napříč nesenými zátěžemi. V důsledku nesené zátěže 45 kg došlo u elitní skupiny ke zvýšené flexi kolene v před-kontaktní fázi ve srovnání s nižší nesenou zátěží (Obrázek 9). To může indikovat méně stabilní výkon. Tento efekt podporuje i zjištění, že se v této fázi významně snížila i maximální rychlost boku a ramena, přičemž maximální rychlost kolena a kotníku se výrazně neměnila, a to i přes to, že se

zvyšující se nesenou zátěží došlo i ke zvýšení maximální úhlové rychlosti v kolenním kloubu, což pravděpodobně kompenzovalo sníženou maximální úhlovou rychlost v kyčelním kloubu. To by částečně mohlo souviset i se snížením maximální a nárazové síly, které se od nesené zátěže 30 kg začaly snižovat (v porovnání s nesenou zátěží 5 kg a 15 kg).

Na rozdíl od první fáze kopu (před-kontaktní) se ve třetí fázi kopu (post-kontaktní) skóre PC1 u obou skupin s nesenou zátěží odchylovalo od provedení kopu bez nesené zátěže. U elitní skupiny to bylo z velké části zvýšením flexe v kolenním kloubu, zatímco u sub-elitní skupiny došlo ke snížení flexe v kolenním kloubu (Obrázek 8). Myšlenku, že obě skupiny používaly po kontaktu různé strategie, podporuje také skóre PC2, které bylo po kontaktu výrazně odlišné, a to zejména u maximální flexe v kolenním kloubu a také u vypočtených kinematických prediktorů dynamiky přímého kopu (studie č. 5). Pro elitní skupinu se pohyb boku (V_{bok} a AV_{bok}) ukázal jako hlavní rozlišovací prediktor, což bylo zjištěno i při zadání časových řad úhlů kyčle a kolena do stejné analýzy hlavních komponent (Obrázek 11 a 14). Predikce pro elitní skupinu byly nalezeny až do nesené zátěže 30 kg, zatímco pro sub-elitní skupinu se s rostoucí nesenou zátěží snižovala možnost najít vhodný regresní model. Od nesené zátěže 15 kg se u sub-elitní skupiny ukazovala změna pohybu nahrazením prediktoru boku prediktorem pohybu kolena. Nicméně, nesená zátěž 45 kg měla za následek nepředvídanou maximální a nárazovou sílu u obou výkonnostních skupin.

Zdá se tedy, že nesená zátěž 45 kg donutila i elitní skupinu ke změně pohybového průběhu kopu a vzhledem ke zjištění, že se snížila maximální i nárazová síla, maximální rychlost boku a ramena a maximální úhlová rychlost boku včetně změny technického provedení kopu, může být tato zátěž limitní při provádění přímého kopu. Navíc, je pozoruhodné, že když se pohybový vzor začíná rozpadat v souvislosti s nesenou zátěží, děje se tak u obou výkonnostních skupin podobným způsobem a výkon elitních probandů se podobá sub-elitním probandům.

Vliv prediktorů izokinetické síly na dynamiku přímého kopu

Při analýze izokinetické síly dolních končetin bylo zjištěno, že flexory a extenzory kyčle dolní končetiny provádějící přímý kop mohou být primárními prediktory dynamiky přímého kopu bez nesené zátěže (Obrázek 2). Při provedení kopu s nesenou zátěží se u sub-elitní skupiny na zvýšení vysvětlené variability dynamiky přímého kopu podílela především koncentrická flexe/extenze kyčle (Tabulka 1). Navíc, u obou skupin, ale především u elitní skupiny, se na zvýšení vysvětlené variability dynamiky přímého kopu podílely vnitřní/vnější rotátory kyčle při excentrické kontrakci.

Při spojení kinematických prediktorů, pomocí kterých nebylo možné najít významný regresní model v souvislosti s nesenou zátěží 45 kg, s prediktorem izokinetické síly vnějšího rotátoru kyčle při excentrické kontrakci $90^{\circ}\cdot s^{-1}$ se zvýšila vysvětlená variabilita o 23 % u maximální síly kopu a o 33 % u nárazové síly kopu (Tabulka 2).

Celkově je možné doporučit, že maximální a rychlá síla vnitřních a vnějších rotátorů stejné dolní končetiny a explozivní a rychlá síla flexorů/extenzorů kyčle kopající dolní končetiny patří mezi prediktory, které je třeba vzít v úvahu pro zvýšení dynamiky přímého kopu.

Vliv silových pohybových programů na dynamiku přímého kopu

Sestavené pohybové programy obsahovaly funkční cviky zaměřené na svalové jádro (FCE) a na specifické svaly a jejich antagonisty pro rozvoj dynamické síly (TSP). Na základě provedené analýzy přímého kopu a již publikovaných studií a literatury související s kondiční přípravou v bojových sportech byla pozornost zaměřena na cviky zaměřující se na explozivní sílu dolních končetin generovanou kyčelními svaly a cviky posilující vnější a vnitřní rotátory kyčle s důrazem na koncentrické i excentrické kontrakce. Specifický výběr cviků byl spojen s pohybovým průběhem jednotlivých fází přímého kopu.

Ze zjištěných výsledků vyplynulo, že u obou pohybových programů došlo k pozitivním, ale rozdílným změnám ve výkonu přímého kopu. Po pohybovém programu FCE došlo ke zlepšení impulsní síly a prodloužení času kontaktní fáze kopu a po pohybovém programu TSP se zvýšila maximální síla kopu a úhlová rychlost ($AV_{\text{kolenó}}$). Po pohybovém programu FCE byly hodnoty impulsních sil vyšší o 17 %, 6 %, 23 %, 15 % a 22 % (NL, WL1, WL2, WL3 a WL4). Nicméně, kromě provedeného kopu bez nesené zátěže nedošlo k výraznému zvýšení maximální a nárazové síly kopu. Kontaktní fáze kopu měřená před pohybovým programem byla podobná jako v předchozích studiích 0,166 – 0,212 s (studie č. 6) a 0,150 – 0,166 s (studie č. 5), přičemž po absolvování pohybového programu FCE se zvýšila o 7 %, 10 %, 15 %, 6 %, 11 % (NL, WL1, WL2, WL3 a WL4). U skupiny, která absolvovala pohybový program TSP, došlo ke zvýšení maximální síly kopu o 28 %, 10 %, 23 %, 22 %, 6 % (NL, WL1, WL2, WL3 a WL4). Nicméně, i po absolvovaném pohybovém programu je z výsledků zřejmé, že k nejnižšímu zvýšení maximální síly kopu došlo s nesenou zátěží 45 kg. Dosažená maximální síla přímého kopu bez nesené zátěže (7018 N) po absolvovaném pohybovém programu TSP je v horním rozsahu uvedené maximální síly kopu (1170 – 7790 N) u jedinců praktikujících bojová umění (Dworak et al., 2005; Ramakrishnan et al., 2018) a nad rozsahem (5201 – 5604 N), který byl zjištěn ve studiích č. 2, 5 a 6. Dále u skupiny absolvující

pohybový program TSP došlo ke zvýšení úhlové rychlosti AV_{koleno} o 7 %, 14 %, 8 %, 14 %, a 10 % (NL, WL1, WL2, WL3 a WL4).

Nakonec byly vybrané cviky sestaveny do progresivního blokového tréninkového programu, který je v prvních čtyřech týdnech zaměřen na trénink svalového jádra (Tabulka 11), po kterém následuje čtyřtýdenní tréninkový program se zaměřením na explozivní sílu (Tabulka 12). Pro pokročilé jedince byl sestaven blokový program kombinující oba tréninkové programy dohromady (Tabulka 13), na který navazuje tréninkový program s přidanou externí zátěží v podobě vojenské výstroje a dalších tradičních i netradičních pomůcek pro kondiční přípravu (Tabulka 14).

Doporučení

V práci byl představen kazuistický přístup k analýze pohybové dovednosti (přímého kopu) s následným doporučeným tréninkovým programem sestaveným na základě zjištěných výsledků a aktuální publikované literatury. Z výsledků této práce lze vybrat následující teoretická a praktická doporučení:

- Nesená zátěž ovlivňuje dynamiku i kinematiku přímého kopu. Proto by začátečníci měli provádět nácvik pouze v polní ústroji bez nesené externí zátěže a kombinovat výcvik s pohybovým programem sestaveným z funkčních cviků zaměřených na svalové jádro a k nesené zátěži 15 kg se přibližovat v kombinaci s pohybovým programem zaměřeným na explozivní sílu; vojáci pravidelně praktikující výcvik boje zblízka mohou provádět přímý kop s nesenou zátěží 15 kg a k nesené zátěži 30 kg se přibližovat pouze v kombinaci s praktikováním pohybového programu kombinujícího funkčních cviky zaměřené na svalové jádro a explozivní sílu; elitní instruktoři boje zblízka se mohou přiblížit k nesené zátěži 45 kg v kombinaci s praktikováním pokročilého pohybového programu s externí zátěží, přičemž si plně uvědomovat, že provedení přímého kopu s touto zátěží narušuje techniku a snižuje účinnost přímého kopu a může dojít ke zranění v souvislosti se změnou pohybového průběhu přímého kopu a proto se provádění přímého kopu s touto zátěží nedoporučuje.
- Při nácviku přímého kopu zaměřit pozornost v před-kontaktní fázi na zvýšení úhlové rychlosti při flexi v kyčelním kloubu se současným dopředným pohybem boku kopající dolní končetiny vpřed a v post-kontaktní fázi kopu na současnou flexi v kyčelním kloubu s flexí v kolenním kloubu.

- Při použití zátěžové vesty místo balistické vesty, o hmotnosti 12 kg, nebyl shledán významný rozdíl v dynamice přímého kopu, a proto může být v případě nedostupnosti balistických vest vhodnou levnější variantou.
- Diagnostika izokinetické síly přispěla k odhadu primárních prediktorů dynamiky přímého kopu a tím i k výběru cviků, kde by měla být pozornost zaměřena na flexory/extenzory kyčle dolní končetiny provádějící přímý kop a vnitřní a vnější rotátory kyčle s koncentrickou i excentrickou kontrakcí u stojné dolní končetiny.
- Pohybový osmi týdenní program, s využitím vlastní hmotnosti obsahující funkční cviky se zaměřením na svalové jádro, může dopomoci ke zvýšení impulsních sil přímého kopu a maximální rychlosti boku a kolena dolní končetiny provádějící přímý kop.
- Pohybový osmi týdenní program, s využitím vlastní hmotnosti obsahující funkční cviky se zaměřením na explozivní sílu, může dopomoci ke zvýšení maximální síly přímého kopu a maximální úhlové rychlosti kolena dolní končetiny provádějící přímý kop.
- Vysvětlená variabilita časové řady úhlů kyčelního a kolenního kloubu v průběhu přímého kopu využitím analýzy hlavních komponent může dopomoci ke zjištění rozdílů mezi technickými rozdíly mezi sub-elitní a elitní skupinou.
- Analýza hlavních komponent může být použita ke zjištění, zda se jedná o proximálně-distální pohybový projev a k hlubší analýze změny pohybového průběhu při změně vnějších podmínek (nesená vojenská zátěž).
- Analýza dynamiky a kinematiky je komplikovaným ale přínosným nástrojem pro zjištění účinnosti a technického provedení kopu. Nicméně, zjištěné výsledky mají přínosný ale pouze doporučující charakter k sestavení tréninkových programů podporujících účinnost přímého kopu, popř. dalších základních technik boje zblízka. Proto by zjištěné výsledky měly být vždy spojeny s expertním posouzením v daném sportovním či profesním prostředí.

Použitá literatura

- Aandahl, H., vonHeimburg, E., & vanDenTillaar, R. (2018). Effect of postactivation potentiation induced by elastic resistance on kinematics and performance in a roundhouse kick of trained martial arts practitioners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(4). <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001947>
- Abraham, C., Kingman, J., & Dyson, R. (2001). Maximum velocity of the striking leg during the martial arts front, side and turning kicks and the relationship to technique duration. *19 International Symposium on Biomechanics in Sports*, 158–161. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/3801/3521>
- Alvares, J. B. de A. R., Rodrigues, R., de Azevedo Franke, R., da Silva, B. G. C., Pinto, R. S., Vaz, M. A., & Baroni, B. M. (2015). Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Physical Therapy in Sport*, 16(1), 59–65. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.04.004>
- Amtmann, J., & Berry, S. (2003). Strength and conditioning for reality fighting. *Strength and Conditioning Journal*, 25(2), 67–72. <https://doi.org/10.1519/00126548-200304000-00012>
- Barnamehei, H. (2020). Motor learning and training strategy effect on motor control; Comparison between Taekwondo and Karate front kick (Ap Chagi and Mae Geri). *International Journal of Martial Arts*, 6, 48–65. <https://www.researchgate.net/publication/347263558>
- Bernstein, N. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. Pergamon Press.
- Betzler, N. F., Monk, S. A., Wallace, E. S., & Otto, S. R. (2012). Variability in clubhead presentation characteristics and ball impact location for golfers' drives. *Journal of Sports Sciences*, 30(5), 439–448. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.653981>
- Błaszczyszyn, M., Szczesna, A., Pawlyta, M., Marszałek, M., & Karczmit, D. (2019). Kinematic Analysis of Mae-Geri Kicks in Beginner and Advanced Kyokushin Karate Athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(17), 1–10. <https://doi.org/10.3390/ijerph16173155>
- Bounty, P. La, Campbell, B. I., Galvan, E., Cooke, M., & Antonio, J. (2011). Strength and Conditioning Considerations for Mixed Martial Arts. *Strength and Conditioning Journal*, 33(1), 56–67. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3182044304>
- Bradshaw, E. J., Maulder, P. S., & Keogh, J. W. L. (2007). Biological movement variability during the sprint start: Performance enhancement or hindrance? *Sports Biomechanics*, 6(3), 246–260. <https://doi.org/10.1080/14763140701489660>
- Branco, M. A. C., Vencesbrito, A. M. V., Rodrigues-Ferreira, M. A., Branco, G. A. C., Polak, E., Cynarski, W. J., & Jacek, W. (2019). Effect of Aging on the Lower Limb Kinematics in Karate Practitioners: Comparing Athletes and Their Senseis. *Journal of Healthcare Engineering*, 2019. <https://doi.org/10.1155/2019/2672185>
- Brown, L. E. (2000). *Isokinetics in Human Performance*. Human Kinetics.
- Busko, K. (2016). Power-Velocity Characteristics and Jumping Abilities in Male Combat Athletes. *Human Movement*, 17(3), 181–184. <https://doi.org/10.1515/humo-2016-0019>
- Cleather, D. J., Goodwin, J. E., & Bull, A. M. J. (2013). Intersegmental moment analysis characterizes the partial correspondence of jumping and jerking. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(1), 89–100. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31825037ee>
- Cook, G., & Fields, K. (1997). Functional training for the torso. *Strength and Conditioning Journal*, 19, 14–19.
- Cynarski, W., Waśnik, J., Szymczyk, D., & Vences de Brito, A. (2018). Changes in foot pressure on the ground during mae-geri kekomi (front kick) in karate athlete - case study. *Physical Education of Students*, 22(1), 12. <https://doi.org/10.15561/20755279.2018.0102>
- Daffertshofer, A., Lamoth, C. J. C., Meijer, O. G., & Beek, P. J. (2004). PCA in studying coordination and variability: a tutorial. *Clinical Biomechanics*, 19(4), 415–428. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2004.01.005>
- Dworak, L. B., Oziewicz, K., & Mlczynski, J. (2005). Characteristics of kinematics and kinetics of strokes in karate-biomechanical approach. In *ISBS - Conference Proceedings Archive*. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/848>
- Ervilha, U. F., Fernandes, F. de M., Souza, C. C. de, & Hamill, J. (2018). Reaction time and muscle activation patterns in elite and novice athletes performing a taekwondo kick. *Sports Biomechanics*, 19(5), 665–677. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1515244>
- Estevan, I., Falco, C., Silvernail, J. F., & Jandacka, D. (2015). Comparison of Lower Limb Segments Kinematics in a Taekwondo Kick. An Approach to the Proximal to Distal Motion. *Journal of Human Kinetics*, 47(1), 41. <https://doi.org/10.1515/HUKIN-2015-0060>
- Estevan, I., Jandacka, D., & Falco, C. (2013). Effect of stance position on kick performance in taekwondo. *Journal of Sports Sciences*, 31(16), 1815–1822. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.803590>
- Fleisig, G., Chu, Y., Weber, A., & Andrews, J. (2009). Variability in baseball pitching biomechanics among various levels of competition. *Sports Biomechanics*, 8(1), 10–21.

- <https://doi.org/10.1080/14763140802629958>
- Fuchs, P., Lindinger, S., & Schwameder, H. (2018). Kinematic analysis of proximal-to-distal and simultaneous motion sequencing of straight punches. *Sports Biomechanics*, 17(4).
<https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1365928>
- Gianino, C. (2010). Physics of Karate. Kinematics analysis of karate techniques by a digital movie camera. *Lat. Am. J. Phys. Educ.*, 4(1), 32–34.
- Goethel, M. F., Ervilha, F. U., Moreira, S. P. V., Silva, V. de P., Bendillati, A. R., Cardozo, C. A., & Gonçalves, M. (2019). Coordinative intra-segment indicators of karate performance. *Arch of Budo*, 15(1), 203–211.
- Goldman, R., & Kampmann, B. (2007). *Handbook on clothing: biomedical effects of military clothing and equipment systems*.
- Gordon, A. T., Ambegaonkar, J. P., & Caswell, S. V. (2013). Relationships between core strength, hip external rotator muscle strength, and star excursion balance test performance in female lacrosse players. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(2), 97–104.
- Gordon, K. E., & Ferris, D. P. (2007). Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton. *Journal of Biomechanics*, 40(12), 2636–2644. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.12.006>
- Grymanowski, J., Glinska-Wlaz, J., Ruzbarsky, P., Druzbecki, M., & Przednowek, K. (2019). Analysis of time-space parameters of the front kick using the example of an athlete training in Muay Thai. *Ido Movement for Culture*, 19(1S), 107–110. <https://doi.org/10.14589/ido.19.1S.17>
- Hoelbling, D., Baca, A., & Dabnichki, P. (2020). Sequential action, power generation and balance characteristics of a martial arts kick combination. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 20(5), 766–781. <https://doi.org/10.1080/24748668.2020.1774730>
- Hwang, I. (2008). Analysis of the kicking leg in taekwondo. *ISBS - Conference Proceedings Archive*, 39–47. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/1500>
- Jakubiak, N., & Saunders, D. H. (2008). The Feasibility and Efficacy of Elastic Resistance Training for Improving the Velocity of the Olympic Taekwondo Turning Kick. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(4), 1194–1197. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816d4f66>
- James, L. P. (2014). Injury Prevention Strategies for Mixed Martial Arts. *Strength and Conditioning Journal*, 36(5), 88–95. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000086>
- Jung, H. C., Lee, S., Seo, M. W., & Song, J. K. (2017). Isokinetic assessment of agonist and antagonist strength ratios in collegiate taekwondo athletes: a preliminary study. *Sport Sciences for Health*, 13(1), 175–181. <https://doi.org/10.1007/s11332-016-0337-2>
- Kamal, O. (2015). Effects of core strength training on karate spinning wheel kick and certain physical variables for young female. *Science, Movement and Health*, 15(2), 504–509.
<https://pdfs.semanticscholar.org/cbfb/8aa9c73f136dd265dae19f3b4a39a58749e5.pdf>
- Kim, Y. K., Kim, Y. H., & Im, S. J. (2011). Inter-joint coordination in producing kicking velocity of Taekwondo kicks. *Journal of Sports Science and Medicine*, 10(1), 31–38.
- Knapik, J. J., Harman, E. A., Steelman, R. A., & Graham, B. S. (2012). A Systematic Review of the Effects of Physical Training on Load Carriage Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(2), 585–597. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182429853>
- Kotrljanovic, A., Atanasov, D., Veljovic, D., & Drid, P. (2016). An isokinetic profile in senior female and male karate athletes national team level. *Archives of Budo*, 12, 203–210.
- Kuragano, T., & Yokokura, S. (2012). Experimental Analysis of Japanese Martial Art. *Journal of Research*, 7(1), 40–45.
- La Bounty, P., Campbell, B. I., Galvan, E., Cooke, M., & Antonio, J. (2011). Strength and Conditioning Considerations for Mixed Martial Arts. *Strength and Conditioning Journal*, 33(1), 56–67.
<https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3182044304>
- LaGoy, A. D., Johnson, C., Allison, K. F., Flanagan, S. D., Lovalekar, M. T., Nagai, T., & Connaboy, C. (2020). Compromised dynamic postural stability under increased load carriage magnitudes. *Journal of Applied Biomechanics*, 36(1), 27–32. <https://doi.org/10.1123/JAB.2018-0473>
- Larsen, B., Netto, K., Skovli, D., Vincs, K., Vu, S., & Aisbett, B. (2012). Body armor, performance, and physiology during repeated high-intensity work tasks. *Military Medicine*, 177(11), 1308–1315.
<https://doi.org/10.7205/MILMED-D-11-00435>
- Loverro, K. L., Brown, T. N., Coyne, M. E., & Schiffman, J. M. (2015). Use of body armor protection with fighting load impacts soldier performance and kinematics. *Applied Ergonomics*, 46(Part A), 168–175.
<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2014.07.015>
- McGill, S. (2010). Core Training : Evidence Translating to Better Performance and Injury Prevention. *Strength & Conditioning Journal*, 32(3), 33–46. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181df4521>
- Milošević, M., Mudrić, R., & Mudrić, M. (2012). The biomechanical analysis of the karate kick (mae geri) in the function of defining educational training aims and methods. *Sport – Science & Practice*, 2(4), 5–14.
<https://www.researchgate.net/publication/313879017>

- Moreira, P. V., Falco, C., Menegaldo, L. L., Fagundes Goethel, M., Vinhas De Paula, L., & Gonçalves, M. (2021). Are isokinetic leg torques and kick velocity reliable predictors for competitive success in taekwondo athletes? *PLoS ONE*, *16*(6), 1–20. <https://doi.org/10.1101/2020.06.19.161158>
- Moreira, P. V., Franchini, E., Fernandes Ervilha, U., Goethel, M. F., Cardozo, A. C., & Gonçalves, M. (2018). Relationships of the expertise level of taekwondo athletes with electromyographic, kinematic and ground reaction force performance indicators during the dollyo chagui kick. *Archives of Budo*, *14*, 59–69.
- Newell, K. M., Broderick, M. P., Deutsch, K. M., & Slifkin, A. B. (2003). Task Goals and Change in Dynamical Degrees of Freedom with Motor Learning. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *29*(2), 379–387. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.29.2.379>
- Olsen, P. D., & Hopkins, W. G. (2003). The effect of attempted ballistic training on the force and speed of movements. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *17*(2), 291–298. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2003\)017<0291:TEOABT>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2003)017<0291:TEOABT>2.0.CO;2)
- Ortenburger, D., Wasik, J., & Gora, T. (2016). Selected dimensions of the self-esteem and a kinematic effect of the intentional target at taekwondo athletes. *Archives of Budo Science of Martial Arts and Extreme Sports*, *12*(1), 117–121.
- Øvretveit, K., & Tøien, T. (2018). Maximal strength training improves strength performance in grapplers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *32*(12), 3326–3332. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002863>
- Petr, M., & Štátný, P. (2012). *Funkční silový trénink*. Univerzita Karlova v Praze.
- Polcyn, A. F., Bensek, C. K., Harman, E. A., Obusek, J. P., Pandorf, C., & Frykman, P. (2002). *Effects of Weight Carried by Soldiers: Combined Analysis of Four Studies on Maximal Performance, Physiology, and Biomechanics*. <https://apps.dtic.mil/sti/citations/ADA400722>
- Poliquin, C. (1997). *Poliquin Principles: Successful Methods for Strength and Mass Development*. In *Dayton Publications & Writers Group*.
- Portela, B. S., Barbosa, M. R., Cavazzotto, T. G., & Tartaruga, M. P. (2014). Kinematics analysis of the front kick with and without impact on traditional karate. *Archives of Budo*, *10*, 47–51.
- Pozo, J., Bastien, G., & Dierick, F. (2011). Execution time, kinetics, and kinematics of the mae-geri kick: Comparison of national and international standard karate athletes. *Journal of Sports Sciences*, *29*(14), 1553–1561. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.605164>
- Probst, M. M., Fletcher, R., & Seelig, D. S. (2007). A Comparison of Lower-Body Flexibility, Strength, and Knee Stability between Karate Athletes and Active Controls. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *21*(21), 451–455. <https://doi.org/doi:10.1519/R-19125.1>
- Putnam, C. A. (1993). Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: Descriptions and explanations. *Journal of Biomechanics*, *26*(1), 125–135. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90084-R](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90084-R)
- Ramakrishnan, K. R., Wang, H., Shankar, K., & Fien, A. (2018). A new method for the measurement and analysis of biomechanical energy delivered by kicking. *Sports Engineering*, *21*(1), 53–62. <https://doi.org/10.1007/s12283-017-0244-z>
- Ratamess, N. A. (2011). Strength and Conditioning for Grappling Sports. *Strength and Conditioning Journal*, *33*(6), 18–24. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e31823732c5>
- Richter, C., O'Connor, N. E., Marshall, B., & Moran, K. (2014). Comparison of discrete-point vs. dimensionality-reduction techniques for describing performance-related aspects of maximal vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, *47*(12), 3012–3017. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.07.001>
- Robertson, D., Fernando, C., Hart, M., & Beaulieu, F. (2002). Biomechanics of the Karate Front-kick. *Fourth World Congress of Biomechanics*, *1*. https://www.researchgate.net/publication/235504006_Biomechanics_of_the_karate_front_kick/citations
- Rosenblatt, N. J., Hurt, C. P., Latash, M. L., & Grabiner, M. D. (2014). An apparent contradiction: Increasing variability to achieve greater precision? *Experimental Brain Research*, *232*(2), 403–413. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3748-1>
- Santana, J. C., & Fukuda, D. H. (2011). Unconventional methods, techniques, and equipment for strength and conditioning in combat sports. *Strength and Conditioning Journal*, *33*(6), 64–70. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e318230ff5d>
- Sbriccoli, P., Camomilla, V., Di Mario, A., Quinzi, F., Figura, F., & Felici, F. (2010). Neuromuscular control adaptations in elite athletes: The case of top level karateka. *European Journal of Applied Physiology*, *108*(6), 1269–1280. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1338-5>
- Scholz, J. P., & Schöner, G. (1999). The uncontrolled manifold concept: Identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research*, *126*(3), 289–306. <https://doi.org/10.1007/s002210050738>
- Scholz, J. P., Schöner, G., & Latash, M. L. (2000). Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Experimental Brain Research*, *135*(3), 382–404. <https://doi.org/10.1007/s002210000540>
- Schöner, G., Zanone, P. G., & Kelso, J. A. S. (1992). Learning as change of coordination dynamics: Theory and

- experiment. *Journal of Motor Behavior*, 24(1), 29–48. <https://doi.org/10.1080/00222895.1992.9941599>
- Schorer, J., Baker, J., Fath, F., & Jaitner, T. (2007). Identification of interindividual and intraindividual movement patterns in handball players of varying expertise levels. *Journal of Motor Behavior*, 39(5), 409–421. <https://doi.org/10.3200/JMBR.39.5.409-422>
- Seidler, R. D. (2010). Neural correlates of motor learning, transfer of learning, and learning to learn. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 38(1), 3–9. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e3181c5cce7>
- Seifert, L., Leblanc, H., Herault, R., Komar, J., Button, C., & Chollet, D. (2011). Inter-individual variability in the upper-lower limb breaststroke coordination. *Human Movement Science*, 30(3), 550–565. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.12.003>
- Sørensen, H., Zacho, M., Simonsen, E. B., Dyhre-Poulsen, P., & Klausen, K. (1996). Dynamics of the martial arts high front kick. *Journal of Sports Sciences*, 14(6), 483–495. <https://doi.org/10.1080/02640419608727735>
- Sorensen, H., Zacho, M., Simonsen, E., Dyhre-Poulsen, P., & Klausen, K. (1996). Dynamics of the martial arts high front kick. *Journal of Sports Sciences*, 14(6), 483–495. <https://doi.org/10.1080/026404196367615>
- Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869–888. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>
- Stoppani, J. (2016). *Velká kniha posilování*. Grada.
- Svoboda, M., Soukup, J., Jelen, K., & Kubový, P. (2016). Measurement of force impact taekwondo athletes, assessing the possibility of injury of human head. *Procedia Engineering*, 136, 211–215. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2016.01.199>
- Swain, D. P., Onate, J. A., Ringleb, S. I., Naik, D. N., & Demaio, M. (2010). Effects of training on physical performance wearing personal protective equipment. *Military Medicine*, 175(9), 664–670. <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-09-00198>
- Tack, C. (2013). Evidence-Based Guidelines for Strength and Conditioning in Mixed Martial Arts. *Strength & Conditioning Journal*, 35(5), 79–92. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3182a62fef>
- Tsai, Y., Liu, G., Chen, C., & Huang, C. (1999). The effect of different plyometric-squat training on taekwondo power development in the lower extremity. *ISBS - Conference Proceedings Archive*, 413–416. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/4232>
- Vasconcelos, B. B., Protzen, G. V., Galliano, L. M., Kirk, C., & Del Vecchio, F. B. (2020). Effects of High-Intensity Interval Training in Combat Sports: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(3), 888–900. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003255>
- Vecchio, L., Stanton, R., Davis, P., & Reaburn, P. (2017). Body mass and kicking velocity is significantly correlated to front kicking, but not roundhouse kicking performance in amateur male kick boxers. *J. Aust. Strength Cond.*, 25(2), 13–20.
- Vences Brito, A. M., Branco, M. A. C., Fernandes, R. M. C., Ferreira, M. A. R., Fernandes, O. J. S. M., Figueiredo, A. A. A., & Branco, G. (2014). Characterization of kinesiological patterns of the frontal kick, mae-geri, in karate experts and non-karate practitioners. *Revista de Artes Marciales Asiáticas*, 8(2), 451–465.
- Wang, H. C., Li, J. Da, Chien, H. L., Hsieh, F. H., & Lu, T. W. (2013). Muscle recruitment patterns and consistency, and their correlation with motor time during a karate front kick. *Biomedical Engineering - Applications, Basis and Communications*, 25(6). <https://doi.org/10.4015/S1016237213500592>
- Wąsik, J., Czarny, W., Małolepszy, E., & Drozdek-Małolepsza, T. (2015). Kinematics of taekwon-do front kick. *Arch Budo Sci Martial Arts Extrem Sports*, 11(23), 23–28.
- Wąsik, J., Mosler, D., Ortenburger, D., & Góra, T. (2021). *Stereophotogrammetry measurement of kinematic target effect as speed accuracy benchmark indicator for kicking performance in martial arts*. December. <https://doi.org/10.37190/ABB-01926-2021-06>
- Wasik, J., Ortenburger, D., & Gora, T. (2019). Studies of kicking of three targets – does sex differentiate the velocity of the taekwondo front kick? *Baltic Journal of Health and Physical Activity*, 11(1), 76–82. <https://doi.org/10.29359/bjhp.11.1.08>
- Wąsik, J., Ortenburger, D., Góra, T., Shan, G., Mosler, D., Wodarski, P., & Michnik, R. A. (2018). The influence of gender, dominant lower limb and type of target on the velocity of taekwon-do front kick. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 20(2), 133–138. <https://doi.org/10.5277/ABB-01085-2018-02>
- Wilk, S. R., McNair, R. E., & Feld, M. S. (1983). The physics of karate. *Citation: American Journal of Physics*, 51, 783. <https://doi.org/10.1119/1.13498>
- Wilson, C., Simpson, S., Van Emmerik, R., & Hamill, J. (2008). Coordination variability and skill development in expert triple jumpers. *Sports Biomechanics*, 7(1), 2–9. <https://doi.org/10.1080/14763140701682983>
- Zatsiorsky, V., & Kraemer, W. (2014). *Silový trénink – Praxe a věda*. Mladá fronta.