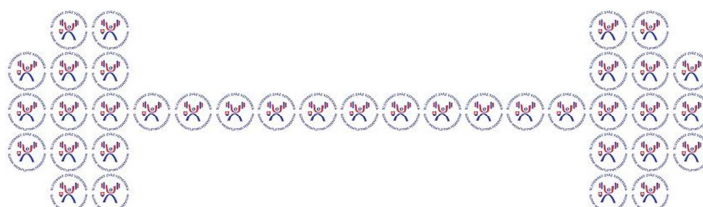


KOLEKTÍV AUTOROV

VZPIERANIE IV.

-UČEBNÉ TEXTY PRE TRÉNEROV-



2016
BRATISLAVA

Recenzenti:

Mgr. Ľubica Böhmerová, PhD.

Mgr. Peter Schickhofer, PhD.

Zostavovateľ:

Mgr. Gabriel Buzgó, PhD.

Publikáciu podporili:

VZPIERANIE IV.

-UČEBNÉ TEXTY PRE TRÉNEROV-

© Kolektív autorov

Vydal: ICM AGENCY
Mlynarovičova 5, 851 03 Bratislava

Vytlačil: ABL Print,

Za odbornú, terminologickú a jazykovú úpravu jednotlivých príspevkov zodpovedajú autori.

*Rozsah 89 strán, prvé vydanie, náklad 100 výtlačkov,
vydané v Bratislave v roku 2016.*

ISBN 978-80-89257-71-3
EAN 9788089257713

OBSAH

1 BIOLOGICKÉ ASPEKTY ŠPORTOVÉHO TRÉNINGU VO VZPIERANÍ

*Tomáš Staško - Gabriel Buzgó - Barbora Bartolčíčová -
Adrián Novosád*

1.1 Kineziológia hlbokého drepu I.6

Milan Kováč, ml. - Eugen Laczo

1.2 Využitie kreatinkinázy na regulovanie tréningového zaťaženia vo vzpieraní27

2 ŠPORTOVÝ TRÉNING VO VZPIERANÍ

Peter Keszegh - Gabriel Buzgó - Adrián Novosád - Jakub Chudý

2.1 Vzťah maximálnej izometrickej a dynamickej sily v hlbokom drepe v závislosti od pohybovej skúsenosti38

Radoslav Ivan - Gabriel Buzgó - Adrián Novosád - Matej Halaj

2.2 Rozdiely v silovom zaťažení nad 90% z aktuálneho výkonu z hľadiska veľkosti odporu62

*Matej Halaj - Adrián Gajdoschík - Lucia Mištinová - Gabriel Buzgó -
Adrián Novosád*

2.3 Vplyv rozložených sérií na vybrané tréningové ukazovatele pri rozvoji rýchlostno-silových schopností71



1 **BIOLOGICKÉ ASPEKTY ŠPORTOVÉHO TRÉNINGU** **VO VZPIERANÍ**



1.1 KINEZIOLÓGIA HLBOKÉHO DREPU I.

**Bc. Tomáš STAŠKO^{*1}, Mgr. Gabriel BUZGÓ, PhD.^{*1,3},
Mgr. Barbora BARTOLČIČOVÁ, PhD.^{*1}, Mgr. Adrián NOVOSÁD, PhD.^{*2}**

^{*1} Fakulta telesnej výchovy a športu Univerzity Komenského v Bratislave,
Katedra športovej kinantropológie

^{*2} Fakulta telesnej výchovy a športu Univerzity Komenského v Bratislave,
Katedra atletiky

^{*3} Komisia vzdelávania SZV

ÚVOD

V práci sme sa zaoberali jedným z najbežnejších posilňovacích cvičení dolných končatín, pohybovým vzorom a testom posturálnej stabilizácie, funkčnej mobility a stability kĺbov (členkového, kolenného a bedrového). Vychádzame z nejednotnosti názorov, čo nám umožňuje jednotlivých autorov konfrontovať, neskôr analyzovať a získané poznatky syntetizovať. Predkladaný príspevok formou prehľadovej štúdie syntetizuje poznatky o vykonaní hlbokého drepu z hľadiska kineziológie človeka. Primárnym cieľom bolo analýzou dostupnej odbornej literatúry zistiť v súčasnosti prevládajúce názory a odporúčania týkajúce sa vykonania hlbokého drepu. Po vytvorení teoretických východísk sme sa snažili overiť stanoviská odbornej obce a porovnať názory s vedecky overenými zisteniami. Kompiláciou platných publikácií z vybranej problematiky chceme prispieť k validným záverom pre možnosti uplatnenia hlbokého drepu v praxi.

Kľúčové slová:

kineziológia, drep, rozsah pohybu, kinematický reťazec, femoro-tibiálny pohyb

PROBLÉM

Podľa McGinnis (2013) by z podstaty termínu kineziológia mohla vychádzať definícia štúdie pohybu, ale v súčasnosti je skôr definovaná ako skúmanie ľudského pohybu. Určuje kedy je pohyb normálny (optimálny, fyziologický) a kedy (a v akej miere) sa od normy odchyľuje. Sleduje pohybové poruchy, ktoré sú dôsledkom anomálií (deformít) a patologických stavov pohybového ústrojenstva, prípadne sú vyvolané postihnutím nervovo-svalovej, alebo kĺbovo-svalovej zložky. Obecná kineziológia vychádza, podľa Dylevského (2007), z evolúcie štruktúr a nimi generovaných pohybových aktivít, z pohybu na molekulárnej úrovni, z mikrokineziológie tkanív a orgánov. V druhej rovine uvádza definíciu špeciálnej kineziológie, ktorá analyzuje



pohyby jednotlivých telesných segmentov. Prostredníctvom toho prispieva k pochopeniu stereotypových, vzorových pohybových aktivít.

Ponúkaný príspevok stavia poznatky z anatómie a funkčnej anatómie do roviny základných predpokladov správnej interpretácie výsledkov práce a záverov. Drep je charakterovo viackĺbové telesné cvičenie, vzhľadom na charakter publikácie však uvedieme len osobitosti kolenného kĺbu, ktorý je najviac analyzovaným kompartmentom dolnej končatiny v súvislosti s hlbokým drepom.

FUNKCIA A CHARAKTERISTIKA KOLENNÉHO KĽBU

„Kolenný kĺb umožňuje prispôbiť dĺžku končatiny potrebám lokomócie, meniť vzdialenosť trupu od terénu, po ktorom sa pohybujeme. Zároveň plní dve protichodné požiadavky - umožňuje stabilitu pri súčasnej mobilite, a preto je zložitý a komplikovaný“ podľa Véle (2006). Kolář et al. (2012) uvádzajú, že „kolenný kĺb (articulatio genus) je najväčší a najzložitejší kĺb v ľudskom tele“. Podľa Neumann (2010), koleno pozostáva z laterálnych a mediálnych častí tibiofemorálneho kĺbu a patelofemorálneho kĺbu. V tibiofemorálnom kĺbe je možná pohyblivosť v dvoch rovinách: flexia a extenzia v sagitálnej rovine a interná a externá rotácia v transversálnej rovine (za predpokladu, že koleno je aspoň v minimálnej flexii). Pri flexii stabilizujú pohyb kolena skrížené väzy, ktoré bránia nežiaducim posuvným pohybom (Kolář et al., 2012). Podľa Kapandji (1987) je počas flexie koleno nestabilné a väzy s meniskami sú najviac náchylné zraneniam v rotačných pohyboch. Stabilita kĺbu nie je zabezpečovaná tesným priliehaním kostí, ale silami a fyzickou kontrolou, ktoré sú zabezpečené svalmi, väzmi, kĺbovým puzdrom, meniskami a telesnou hmotnosťou (ťažou). Kolář et al. (2012) uvádza, že spevňujúcu funkciu má predovšetkým ligamentózny aparát. Sú to postranné kolaterálne väzy (l. collaterale mediale a laterale). Tieto ligamentá sa napínajú pri extenzii v kolene a sú uvoľnené vo flexii. Skrížené väzy (ligamenta cruciata) majú obmedzujúci význam. Obmedzujú flexiu, extenziu a vnútornú rotáciu, neobmedzujú však vonkajšiu rotáciu.

Kinematika kolenného kĺbu

Patelo-femorálny kĺb je styčnou plochou medzi artikulárnou časťou pately a jabĺčkovou plochou femuru. Patelo-femorálny kĺb je bežne vystavený veľkej kompresnej sile. Podľa Kolář et al. (2012) sa patela pri flexii kĺže distálne, pri extenzii proximálne. Neumann (2010) uvádza, že počas femoro-tibiálnych pohybov (ako napríklad pri zaujatí pozície drepu), jabĺčková plocha femuru sa posúva k fixovanej patele. Patela je udržiavaná na mieste primárne prostredníctvom jej spojenia s tibiou patelárnym väzom. Rozsah pohybu je rozličný, v závislosti od veku a pohlavia, ale vo všeobecnosti zdravé koleno sa pohybuje v rozsahu od 130 do 150 stupňov do flexie, približne -5 až -10 stupňov do extenzie (od 0 stupňov - vystretá pozícia). Kolář et al. (2012) dodávajú, že je možné maximálne do 140 stupňov, kedy do seba zapadnú svalové hmoty stehna



a lýtka a pohyb nemôže aktívne pokračovať. Zostávajúcich 10 stupňov flexie sa dá vykonať pasívne, napríklad pri drepe, kedy hmotnosť tela stlačí svalovú hmotu. Napätie oboch skrížených väzov a pôsobenie zadných rohov oboch meniskov má vplyv na obmedzenie flexie iba u osôb so slabo vyvinutým svalstvom. Hyperextenzia je obmedzená hlavne napätím väzov (Kolář et al., 2012). Podľa Véle (2006) je uzamknutie kolenného kĺbu v ľahkej hyperextenzii dôležitým stabilizačným mechanizmom, ktoré je dané morfológiou kĺbových štruktúr a zároveň podporovaný aktivitou flexorov kolena, ktoré zvyšujú stabilitu a pevnosť uzamknutia kolenného kĺbu v stoji.

Pri vzpriamení, napr. zo sedu, keď sa vystiera koleno pomocou m. rectus femoris a mm. vasti femoris sa súčasne aktivujú aj flexory kolena, ktoré by však mali podľa zásady recipročnej inervácie extenzii kolena brániť. Obe svalové skupiny sú dvojkĺbové, preto m. rectus femoris extenduje koleno a flektuje bedrový kĺb a flexory flektujú koleno a extendujú bedrový kĺb. Ich funkcia by sa mala vlastne vzájomne rušiť, ale aj napriek tomu sa podporujú a dochádza k vzpriameniu. Tento fenomén sa popisuje ako Lombardov paradox. Kokontrakcia agonistov s antagonistami je dôležitým stabilizačným mechanizmom riadeným centrálnou a pri ich zlyhaní sa kolenná automaticky podlamujú.

Dylevský (2009) popisuje flexiu v kolennom kĺbe v niekoľkých fázach. „Začínajúca flexia (prvých 5 stupňov) je sprevádzaná tzv. počiatkovou rotáciou. Vonkajší kondyl femuru sa skutočne otáča, vnútorný sa posúva. V tejto fáze pohybu sa kolenný kĺb tzv. odomkne. Nasleduje valivý pohyb, kedy sa femur valí po tibií a oboch meniskoch. V záverečnej fáze flexie sa stále znižuje kontakt femuru s tibiou a menisky sa posúvajú po píšťale dozadu, ide o tzv. kĺzavý pohyb. Flexia v kolennom kĺbe sa dokončuje v meniskotibiálnom spojení, pričom posun vonkajšieho menisku po píšťale je omnoho väčší než posun vnútorného“. Podľa Neumann (2010) sa pri femoro-tibiálnej extenzii, napr. pri postavení sa z pozície hlbokého drepu, femorálne kondyly súčasne rolujú vpred a kĺžu dozadu po povrchu píšťaly. Quadriceps femoris vedie rolovanie femorálnych kondylov a stabilizuje menisky proti horizontálnemu šmyku spôsobenému kĺzajúcim sa femurom. Muskulárna potreba nevyhnutná na kontrolu femoro-tibiálnych pohybov je vo všeobecnosti väčšia a komplexnejšia než tá, ktorá je potrebná na kontrolu najbežnejších tibio-femorálnych pohybov kolenného kĺbu. V kontexte s touto myšlienkou sa hodnotia atribúty cvičení v otvorených a zatvorených kinematických reťazcoch.

LIMITÁCIE POHYBU PRI VYKONÁVANÍ DREPU Z HĽADISKA ANATOMICKÝCH OSOBITOSTÍ DOLNEJ KONČATINY

Vychádzajúc z praxe by sme mohli limitácie komplexných pohybov dolných končatín (v našom prípade drepu) deliť podľa príčin do štyroch základných kategórií:

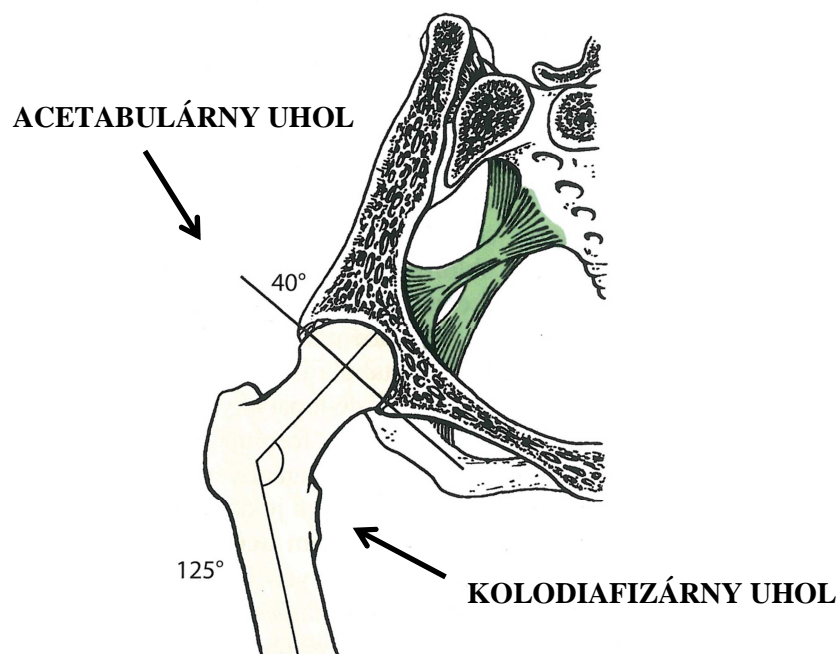
- limitácia pohybu na základe vrodených osobitostí opornej sústavy (anomálie pohybového ústrojenstva),
- limitácia pohybu na podklade existujúcich svalových dysbalancií,



- limitácia pohybu následkom akútnych úrazov a chronických ochorení,

- limitácia pohybu ako následok zlých pohybových návykov.

Z hľadiska správnej pohybovej funkcie dolných končatín sú často analyzovanými funkčnými ukazovateľmi v oblasti panvy a bedrového kĺbu kolodiafizárny, anteverzný a acetabulárny uhol. Dylevský (2009) uvádza, že odchýlky kolodiafizárneho uhla (uhol medzi rovinou krčka stehennej kosti a rovinou dlhej osi tela stehennej kosti, ktorého referenčné hodnoty sú uvádzané 125°), môžu byť príčinou valgózneho, resp. varózneho postavenia dolnej končatiny. Anteverzný uhol (uhol medzi dlhou osou krčka s frontálnou rovinou kondylov stehennej kosti) dosahuje hodnoty medzi 7-15 stupňov. Hodnoty anteverzného uhla ovplyvňujú rozsah rotačných pohybov v bedrovom kĺbe (Dylevský, 2009). Anatomická rovina určená okrajom acetabula (tzv. acetabulárny uhol) zvierá s transverzálnou rovinou uhol 40-45 stupňov a s frontálnou rovinou uhol asi 35 stupňov.



Obrázok 1: Acetabulárny a kolodiafizárny uhol
(podľa Dylevský, 2009)

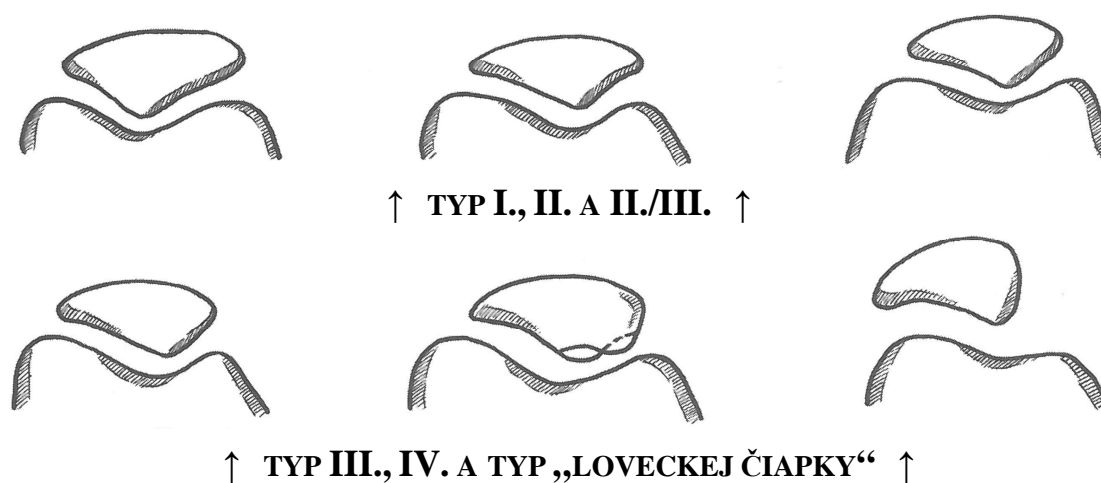
Dylevský (2009) označuje tzv. Q- uhol (quadriceps angle) ako pomerne ostrý uhol medzi osou ťahu kontrahujúceho sa štvorhlavého svalu, ktorá smeruje na predkolení ľahko mediálne a osu lig. patellae, odklonenú mierne laterálne. Patela má pri kontrakcii m. quadriceps femoris tendenciu k laterálnemu posunu (efekt napätého luku). Ak je Q- uhol väčší ako 20 stupňov (dysbalancia štvorhlavého svalu pri atrofii m. vastus medialis), je patela ťahaná silou prekračujúcou možnosť stabilizátorov jabĺčka a dochádza až k subluxácii vo femoropatelárnom sklbení.

Zaujímavým ukazovateľom a možným prediktorom limitácie pohybu v kolennom kĺbe, resp. vysokej voľnosti kĺbových štruktúr je Insall-Salvatiho



index hodnotiaci podiel dĺžky patelárnej šľachy a najväčšieho rozmeru jabĺčka v bočnej projekcii (Višňa et al., 2006). Podľa autora sa pohybujú referenčné hodnoty ukazovateľa v rozmedzí 0,8 do 1,2. V prípade nižšej hodnoty ako 0,8 sa uvádza diagnóza „patella baja“, v prípade vyššej ako 1,2 „patella alta“. Obe diagnózy môžu byť príčinou limitácie pohybu tak v smere rozsahu, ako aj v smere funkčnosti pohybu.

Osobitnou oblasťou sledovania z hľadiska správnej činnosti kolenného kĺbu je tvar najväčšej sezámskej kosti v ľudskom tele. Višňa et al. (2006) uvádzajú podľa Wibergovej klasifikácie 6 typov tvaru jabĺčka (obrázok 2). Uvádza, že jabĺčka typu I a II sa považujú za stabilné, kým ostatné kategórie sú viac náchylné k lateralizácii.



Obrázok 2: Wibergova klasifikácia tvaru pately
(Višňa et al., 2006)

Ďalšia oblasť možných príčin limitácie pohybu dolných končatín sa týka práve výskytu svalových dysbalancií. Boyle (2003) považuje drepy s vlastnou telesnou hmotnosťou (bez doplnkovej záťaže) za prostriedok testovania flexibility alebo pohyblivosti v bedrových aj členkových kĺboch, flexorov kolenného kĺbu a všeobecnej sily dolných končatín. Podľa Boyle (2012) športovci so skrátenými vonkajšími ischiokrurálnymi svalmi dosiahnu koniec rozsahu pohybu vo vonkajšej časti zadných stehien skôr než vykonajú hlboký drep. Pri snahe dostať femur rovnobežne s podlahou, vytvorí skrátená vonkajšia časť zadných stehien tlak na panvu, ktorá začne rotovať posteriorne. Véle (2006) poukazuje na rozsah pohybu v bedrovom kĺbe, ktorý sa deje aj pri vykonávaní drepu, ako relatívne často obmedzený kvôli tendencii flexorov bedrového kĺbu ku skráteniu pri iritácii okolia bedrového kĺbu.

Detailnejší rozbor traumatológie dolnej končatiny v kontexte s limitáciou pohybu dolných končatín je rozsahovo presahujúca možnosti príspevku. Bežne sa však vyzdvihujú problémy chondromalácie jabĺčka, poškodenie kĺbovej plochy jabĺčka, limitácie pohybov členku v dôsledku opakovaných distorzií, atď..



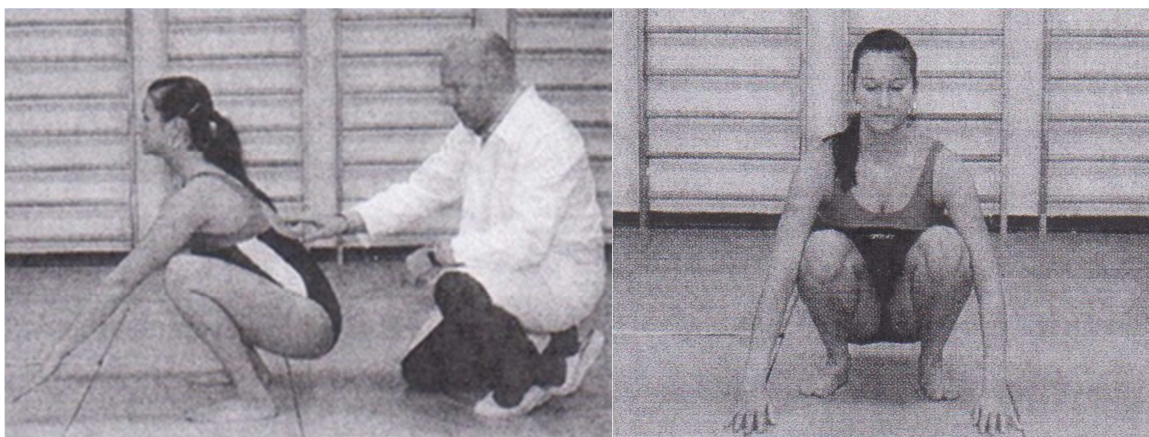
SVALOVÉ SLUČKY A POHYBOVÉ REŤAZCE V KONTEXTE VYKONÁVANIA KOMPLEXNÝCH POHYBOV

Podľa Véle (2006) väčšina bežných pohybov neprebíha v základných rovinách alebo testovaných smeroch, ale najčastejšie diagonálne a vo viac segmentoch súčasne. Spojenie svalov do jednoduchých slučiek alebo zložitejších reťazcov integruje ich funkciu. Preto je nutné pri analýze pohybu vychádzať nielen z jednotlivých svalov pôsobiacich priamo na segment podľa svalového testu, ale aj zo svalových reťazcov pôsobiacich zároveň na viac segmentov určujúcich konečný priebeh pohybu, do ktorého je sledovaný sval začlenený. Richter - Hebgen (2011) uvádzajú, že mozog nepozná jednotlivé svaly, ale iba funkcie. Svalovú slučku tvorí skupina dvoch svalov upínajúcich sa na dve vzdialené pevné miesta (*punctum fixum*). Medzi obomi svalmi je včlenený pohyblivý kostný segment (*punctum mobile*), ktorého poloha je vyvažovaná ťahom oboch svalov. Je to voľnejší druh spojenia kostných segmentov než bežný kĺb. Svalový reťazec vzniká vzájomnou fyzikálnou aj funkčnou väzbou niekoľkých svalov alebo slučiek prepojených medzi sebou fasciálnymi, šľachovými aj kostnými štruktúrami do reťazca tvoriaceho samostatný zložitý útvar, ktorého funkcia je programovo riadená z CNS (Véle, 2006).

MOŽNOSTI UPLATNENIA DREPU V RÔZNYCH OBLASTIACH TERAPIE A ROZVOJA VÝKONNOSTI

Fyzioterapia a klinická prax

Prostredníctvom techník dynamickej neuromuskulárnej stabilizácie (DNS) ovplyvňujeme funkciu svalu v jeho posturálnej lokomočnej funkcii (Kolář a Šafářová, 2012). Autori dodávajú, že pri rozvoji sily svalu sa nedá vychádzať len z jeho odstopu a úponu, ale aj z jeho začlenenia do biomechanických reťazcov. Poloha hlbokého drepu je využívaná pri vyšetrení ako aj pri nácviku hlbokkej posturálnej stabilizácie chrbtice.



Obrázok 3: Ukážka využitia hlbokého drepu v klinickej praxi (Kolář et al. 2012)



Osar (2012) uvádza, že pohybový vzor drepu je nutnosťou pre jednotlivcov, ktorí rehabilitujú po lumbo-pelvo-bedrových kĺbových poraneniach. Cook et al. (2010) uvádzajú drep ako prostriedok na testovanie bilaterálnej, symetrickej, funkčnej mobility a stability bedrových, kolenných, aj členkových kĺbov. Liebenson (2014) považuje drep za ideálne cvičenie na tréning koaktívácie medzi bránicou a panvovým dnom.

Vytváranie pohybovej gramotnosti človeka

Kolář et al. (2012) uvádzajú, že v 4. trimenone sa u dieťaťa objavuje vertikalizácia do stoja. Tá sa pripravuje už v 8. a na začiatku 9. mesiaca ná krokom v polohe na štyroch, z ktorej sa dieťa vzpriamuje do opory o dlane a prednú stranu oboch chodidiel. Nasleduje prechod do hlbokého drepu a stoja, ktorý realizuje v období okolo 12. mesiaca. Možno to považovať za dôkaz prirodzenosti drepu ako pohybu, respektíve pohybového vzoru. Posturálnym vývojom jedinca sa zaoberá vývojová kineziológia. Zároveň vysvetľuje funkčné vzťahy svalových synergií (Mihálik, 2011). Veľká časť vedeckej a odbornej obce sa venovala vplyvu vykonávania drepu na rozvoj pohybovej a športovej výkonnosti. Mihálik (2011) uvádza, že cvičenia, ktoré kopírujú pohybové vzory (pohybové vzory vyvíjajúce sa po narodení sú základnými vzormi) reflexne zapájajú svaly v správnom „timingu“ a tým dochádza k optimálnemu zaťaženiu muskulo - skeletálneho systému. S problematikou významu správneho vykonania pohybu sa zaoberali napr. práce autorov Buzgó et al. (2014). Sledovali pozitívny vplyv pohybovej skúsenosti v podobe kvalitnejšej realizácie vybraného tréningového prostriedku (drep). Predpokladali nárast izometrickej sily (ISOmax) pri rôznych uhloch pokrčenia v kolennom kĺbe, gradientu sily (RFD) v intervale 0-200ms a parametrov výkonu pri dynamickom vykonaní pohybu následkom absolvovania tréningového mikrocyklu nácviku drepu. Výsledky výskumu sa potvrdili vo väčšine sledovaných parametrov. Potvrdil sa aj pozitívny vplyv krátkodobého pohybového programu nácviku hlbokého drepu na sledované parametre silových schopností.

Rozvoj pohybovej a športovej výkonnosti prostredníctvom tréningového prostriedku drepu

Veľká časť vedeckej a odbornej obce sa venovala vplyvu vykonávaniu drepu na rozvoj pohybovej a športovej výkonnosti. Mnohí známi kondiční tréneri využívajú drep vo svojom tréningovom programe (Boyle, 2003, 2010; Verstegen, 2014; John, 2013, Durkin, 2010; Vanderka, 2013; Mihálik, 2011). Boyle (2003) upozorňuje, že drepy považuje za bezpečné, ak sú vykonávané technicky správne. Podľa Cook et al. (2010) je pohybový vzor hlbokého drepu súčasťou mnohých funkčných pohybov. Demonštruje plne koordinovanú mobilitu končatín a „core stability“, pričom bedrá a ramená fungujú v symetrických pozíciách. Hoci úplný hlboký drep sa často nevyskytuje v dnešnom živote, pri všeobecnom cvičení a pohyboch pri športe, aktívni jednotlivci stále potrebujú základné komponenty hlbokého drepu. Mobilita



končatín, posturálna kontrola, ‘core stability’ sú zastúpené v pohybovom vzore hlbokého drepu. Ak sa vykonáva správne, hlboký drep je pohyb, ktorý stimuluje kompletnú mechaniku tela a neuro-muskulárnu kontrolu. V našich podmienkach boli publikované významné práce, ktoré sledovali možnosti uplatnenia drepu v kondičnej príprave športovcov a doplnili východiská pre potreby praxe (Vanderka, 2013; Titurus, 2014; Sillík, 2014, Longová, 2014, Ivan, 2015, Keszegh, 2014, 2016 a ďalší).

SYNTÉZA ODPORÚČANÍ PRE SPRÁVNE VYKONANIE DREPU

Švub (2013) vo svojom príspevku uvádzanom v odbornom časopise primárne určeného pre odbornú a laickú verejnosť popisuje dva druhy vykonávania drepu. Drep so stehnami rovnobežnými s podlahou (polodrep) a hlboký drep. Dodáva, že pre hlboké drepy musí jedinec disponovať určitou úrovňou pružnosti a že drep je viac orientovaný na sedacie svaly, naproti tomu pri polodrepe sa zapája vo väčšej miere m. quadriceps femoris. Jednoznačné odporúčania ako ani plnohodnotný záver v smere odporúčaní tento príspevok neponúka.

Kolář - Valouchová (2012) popisujú drep, hlboký drep v rovine vyšetrovacej metódy, modifikovanej polohy pre nácvik hlbkej stabilizácie chrbtice a ako prostriedok vyšetrenia posturálnej stabilizácie. Uvádzajú správne vykonanie pohybu, počas ktorého testovaný stojí s dolnými končatinami mierne širšie ako je šírka ramien. Spúšťa sa kontrolovane dole do hlbokého drepu. Ramená a kolena nesmú pri pohybe presiahnuť rovinu vymedzenú prednou časťou nohy (špičky). Pri správnom vykonaní drepu zostáva napriamená chrbtica, t.j. nedochádza k jej kyfotizácii, resp. lordotizácii. Drieková časť chrbtice je v centrovanom postavení - panva sa nepreklápa do anteverzie ani do retroverzie. Stred kolena smeruje nad pozdĺžnu os tretieho metatarzu počas celej doby drepu. Opora nohy je rovnomerne rozložená na celé chodidlo a prsty. Autori zdôrazňujú zásadnú chybu v podobe extenzie v oblasti krčnej chrbtice a zvýšeného napätia v extenzoroch krčnej chrbtice.

Cook et al. (2010) v rozpore so stanoviskom Koláňa uvádzajú, že pri správnom vykonaní drepu by mala byť šírka postoja identická ako šírka ramien, bez vytočenia špičiek. Proband by sa pri vykonaní pohybu mal púšťať dole, najhlbšie ako dokáže, s päťami na zemi. Prejavy nesprávneho vykonania pripisujú limitovanej mobilite dolných končatín, vrátane zlého zadného kinetického reťazca, dorziflexie členka alebo slabému ohýbaniu v kolennom a bedrovom kĺbe (valgózne postavenie kolien). Vo svojich odporúčaní konštatujú, že pohybový vzor hlbokého drepu je súčasťou mnohých funkčných pohybov. Demonštruje plne koordinovanú mobilitu končatín, pričom bedrá a ramená fungujú v symetrických pozíciách.

Boyle (2010) pripúšťa variabilitu postavenia dolných končatín. Odporúča postavenia chodidiel približne na šírku ramien, zľahka vytočené smerom von (10 - 15°). Pri nedostatočnej flexibilitate uvádza možnosť rozšírenia postoja. Vzhľadom na rozsah pohybu uvádza limitáciu dolnej úvrate paralelným



postavením stehenných kostí s podlahou. Jeho odporúčania sa týkajú vykonania drepu nie v plnom rozsahu. Kolená sú tlačené laterálne. Ako kľúčové vidí pri učení správneho drepu, využívanie sedacích svalov. Považuje drepy vpredu za menej náročné na pohybový aparát ako drepy vzadu. Odôvodňuje to vertikálnejším postavením trupu pri drepoch vpredu, menším tlakom na sakroiliakálne skĺbenie, používaním menších odporov a väčším zapojením vystieračov kolenného kĺbu do pohybu. Ďalej uvádza vyššiu aktivitu brušných svalov (pri kaudálnom postavení hrudníka) a redukcii rizika poškodenia krčných stavcov. Pri porovnávaní drepu s prostriedkami lokálneho posilňovania považuje predkopávanie za viac namáhajúce cvičenie na patelofemorálny kĺb ako samotný drep. Ďalej uvádza, že nenachádza dôkaz o tom, že vzpieracké vykonávanie drepu má negatívny vplyv na kolenný kĺb. Naproti tomu uvádza, že pri maximálnom rozsahu v kolene pri drepe môže dochádzať k poškodzovaniu postranných väzov a zadného rohu menisku. Boyle (2003) rozdeľuje jedincov vykonávajúcich drepy na členkovo-dominantných a koleno-dominantných. Podľa autora podkladanie piety nepoškodzuje kolená, čo nedokazuje žiadna štúdia.

Osar (2012) uvádza, že zatiaľ čo drep je považovaný za vzor, pri ktorom dominuje pohyb v kolene, ak je vykonaný správne, je jedným z najefektívnejších vzorov záťaže, okrem trupu aj primárnych uvádzačov pohybu ako aj stabilizátorov lumbo-pelvo-bedrovo kĺbového komplexu. Pripúšťa drep aj pre kategóriu seniorov, so zmenou hĺbky a zachovania úrovne stability. V prípade zdravého jednotlivca považuje možnosť posunutia kolien cez úroveň špičiek za vhodnejšiu. V otázke hĺbky vykonania drepu uvádza, že čím je väčší rozsah pohybu, tým je väčšia aktivácia agonistov (konkrétne m. gluteus maximus), a súčasne upozorňuje, že športovec dokáže vykonať správne drep len do vtedy, pokiaľ môže udržať ideálne postavenie a centrovanie všetkých kĺbov chrbtice, panvy a dolného kinetického reťazca. Konštatuje, že hlboký drep je vhodný prostriedok na aktiváciu sedacích svalov u jedinca s ideálnym rozsahom a správnou stabilizáciou. Dodáva však, že môže mať negatívny dopad na spodnú časť chrbta, panvu a kolená u človeka s neadekvátnym rozsahom v bedrovom a členkovom kĺbe.

Verstegen (2014) sa prikláňa k stanovisku Boyle (2010) a v rozsahu sa obmedzuje vykonávaním pohybu po paralelné postavenia roviny stehenných kostí. Naproti tomu Durkin et al. (2010) uvádzajú maximálny rozsah pohybu pri drepe. John (2013) odporúča použiť na zistenie šírky postoja tri za sebou nasledujúce vertikálne výskoky, na základe čoho určuje postavenie chodidiel počas drepu.

Podľa Liebersona (2014) je vhodný postoj na šírku bedrových kĺbov. Chrbtica a panva sú v neutrálnej polohe. Koleno by sa nemalo posúvať vpred. Ako veľmi dôležitú inštrukciu uvádza nádych smerom dole do spodnej a laterálnej časti trupu a dole smerom k panvovému dnu. Medzi najčastejšie chyby považuje intra rotáciu v bedrovom kĺbe, hyperkyfotické resp. hyperlordotické postavenie chrbtice, nádychové postavenie hrudníka a ramená v protrakcii alebo zdvihnuté nahor.



Myer et al. (2014) uvádzajú pri drepoch s náčiním funkčné deficity a technické faktory, ktoré limitujú výkonnosť. Odporúčajú postoj na šírku ramien s miernym vytočením špičiek von (10°). Počas excentrickej fázy sa hmotnosť prenáša z celých chodidiel prevažne na laterálnu časť chodidiel a päty. Nedostatočná dorzálna flexia členkových kĺbov je spôsobená tuhosťou Achillovej šľachy a skrátenými lýtkovými svalmi. Nedosiahnutie pozície stehnových kostí pod paralelné postavenie spôsobujú skrátené adduktory a zadný reťazec. Kolená sa pohybujú v smere špičiek. Neprimeraná ohybnosť zadného reťazca vedie k valgóznemu postaveniu kolien. Neuspokojivú pohyblivosť v kolenných kĺboch v sagitálnej rovine autori identifikujú v slabom rozsahu lýtkových svalov. Nedostatočný rozsah v bedrových kĺboch pripisujú flexorom bedrového kĺbu. Trup by mal byť v rovnobežnom postavení s predkolením, v opačnom prípade sú slabé svaly stredu tela, vrátane extenzorov chrbtice a sedacích svalov. Postavenie hlavy je v miernej extenzii, v neutrálnej pozícii. Autori poukazujú na štúdiu Branta (2010), v ktorej sa skúmalo optimálne postavenie krčnej chrbtice počas drepu vzadu a zistili, že pri pohľade smerom dole dochádzalo k výraznejšej flexii bedrových kĺbov a potenciálnemu predklonu trupu, čo môže mať za následok väčší tlak na chrbticu.

Odporúčania autorov Buzgó-Novosád (2013), pri správnej realizácii techniky drepu sú uvádzané v tzv. „desatore školy drepu“. Pri vykonávaní pohybu má byť snaha o pomalý, vedený pohyb bez švihových momentov, s neustálou kontrolou svalovej činnosti a minimalizáciou silových špičiek. Pri vykonaní pohybu sa predpokladá vytváranie čo najmenších momentov síl bez dominancie pohybu jedného segmentu tela so súčasnou minimalizáciou posunu stredov otáčania od zvislej ťažnice tela. Počas pasívnej (excentrickej) fázy realizácie pohybu by sa mala zachovať dominancia pohybu priečnej osi bedrového kĺbu vo vzťahu k osi ramenného kĺbu, kým v aktívnej (koncentrickej) fáze dominanciu pohybu osi ramenného kĺbu vo vzťahu k osi bedrového kĺbu (prebieha paralelné vystieranie dolných končatín a chrbta). pri vykonaní drepu sa chodidlá nachádzajú celým povrchom na zemi, zaťaženie chodidiel je rovnomerné, Špičky chodidiel sú mierne vytočené von (do 40°), kolená smerujú v smere špičiek, (týmto spôsobom je zabezpečená aktívna práca sedacích svalov pri stabilizácii panvy). Stehnová kosť sa nachádza v jednej rovine s píšťalou, resp. s predkolením, nad úrovňou 3. metatarzu. Odporúčania sa týkajú zachovania prirodzenej lordózy driekovej časti chrbtice (tzv. neutrálnej polohy chrbta), za nestálej opory brušného svalstva. Varujú pred podsadením panvy a extrémnym rozsahom pohybu. Pri zachovaní správneho dýchania odporúčajú rešpektovať cielenosť cvičenia (stabilizácia, rozvoj pohybových schopností). V koncepcii postupnosti odporúčajú dodržať odporúčanú postupnosť pri nácviku techniky ako aj postupnosť pri dávkovaní zaťaženia v procese rozvoja výkonnosti (drep s vlastným telom s odľahčením a dopomocou - drep s vlastným telom - variácie drepov s vlastným telom v sťažených podmienkach - drep s náčiním v zľahčených podmienkach, s dopomocou - drep s voľnou „olympijskou“ činkou - drep s doplnkovou záťažou). Ako záverečnú myšlienku uvádzajú, že iba technicky dokonale zvládnutý tréningový prostriedok môže byť



použitý v procese rozvoja pohybových schopností a pri zvyšovaní výkonnosti športovca.

OVERENIE ODPORÚČANÍ PRE SPRÁVNE VYKONANIE DREPU PROSTREDNÍCTVOM VÝSLEDKOV VÝSKUMOV

V predchádzajúcej časti sme uvideli názory popredných odborníkov o vykonávaní drepu a hlbokého drepu s cieľom komparácie stanovísk. V pokračovaní sa pokúsime analýzou výsledkov vedeckých prác zo sledovanej problematiky overiť tvrdenia predstaviteľov odbornej obce a zaujať stanovisko k prevládajúcim názorom o hlbokom drepe, ktoré sú často výsledkom trénerskej praxe a prevzatých odporúčaní bez podpory výsledkov vedeckých prác.

Pri komparácii odporúčaní autorov badať významnú nezhodu názorov týkajúcich sa rozsahu pohybu, miery pokrčenia dolných končatín, šírky postavenia chodidiel, smeru postavenia chodidiel, rozsahu posunutia kolena cez úroveň chodidiel, dýchania počas realizácie pohybu.

Rozsah pohybu z hľadiska adekvátneho zaťaženia nosných kĺbov

Williams et al. (2003) a Johal et al. (2005) analyzovali pohyb v kolennom kĺbe štandardným MRI vyšetrením kolena. Snímky tejto vyšetrovacej metódy vykonali každých 10° ohnutia a na základe sumarizácie záberov sa snažili priblížiť reálny pohyb v „živom“ kolene za neutrálnej rotácie tibie. Pohyb a zmenu postavenia kĺbových plôch uvádzame v tabuľke 1. Na základe výsledkov analýzy MRI záberov bolo zistené postavenie laterálneho kondylu femuru do zadnej subluxácie. Zároveň sa potvrdila už známa následnosť čiastkových pohybov v kolene v zmysle rotačného, valivého a kĺzavého pohybu. Vysvetlenie vzniku čiastkových pohybov sa opiera o nerovnosť a odlišný tvar kĺbových plôch, čoho dôsledkom je, že pohyb sa nerealizuje po jednej osi otáčania. Výsledky prác zároveň vyvrátili vznik nadmerného zaťaženia skrížených väzov počas flexie kolena. Toto zistenie svojou prácou potvrdil aj Schoenfeld (2010). Pri interpretácii výsledkov však treba zohľadniť osobitosti štúdie, ktoré vychádzajú z malej početnosti súboru (n=10), z neutrálnej rotácie tibie (ktorá nie je v súlade s prirodzeným nastavením počas drepu), z unilaterálneho sledovania len vybranej dolnej končatiny a z podmienok sledovania pravdepodobne fixovaného predkolenia. Analýza pohybu „živého“ kolena približuje pohyb kĺbu ako celku ako aj jeho kompartmentov. Pri vysvetlení pohybu v kolennom kĺbe pri odporúčanom vykonávaní drepu nám však ponúkajú len čiastkové vysvetlenie.



Tabuľka 1: Pohyby kondylov femuru pri rôznych uhloch pokrčenia kolena (podľa Williams et al., 2003; Johal et al., 2005)

Pohyb laterálneho kondylu femuru			
Rozsah pohybu [°]	Smer pohybu	Veľkosť pohybu [mm]	Smerodajná odchýlka
(-)5° - 120°	↓ (vzad)	21,1	SD ± 4,7
120° - 140°	↓ (vzad)	9,8	SD ± 2,1
<i>*subluxácia laterálneho kondylu femuru</i>			
Pohyb mediálneho kondylu femuru			
Rozsah pohybu [°]	Smer pohybu	Veľkosť pohybu [mm]	Smerodajná odchýlka
(-)5° - 30°	↑ vpred	1,7	SD ± 1,3
(-)5° - 90°	↑ vpred	2,2	SD ± 1,5
90° - 120°	↓ (vzad)	3,6	SD ± 2,0
120° - 140°	↓ (vzad)	8,4	SD ± 2,1

Fry et al. (2003) skúmali u 7 rekreačných športovcov vplyv postavenia kolenného kĺbu počas drepu s činkou vzadu na tlaky v kolennom a bedrovom kĺbe. Cieľom výskumu bolo zistiť, či je výhodnejšie postavenie kolena nad úrovňou chodidla (špičky), alebo cez jeho úroveň. Probandi boli natáčení kamerovým systémom, vykonávali dve variácie drepu (koleno cez špičku a koleno obmedzené po úroveň špičky). Postoj mali na šírku ramien, špičky vytočené laterálne (15° až 30°). Drep končil pri paralelnom postavení stehnových kostí s podlahou. Zistilo sa, že vertikálnejšia pozícia tibie (pozícia – bez posunutia špičiek) bola efektívna pri znižovaní nárokov na koleno (momenty síl), v porovnaní s účastníkmi, ktorých kolena sa mohli neobmedzene pohybovať vpred. U účastníkov, u ktorých pohyb kolien bol obmedzený, bola zaznamenaná zvýšená námaha na bedrové kĺby a spodnú časť chrbta. Obmedzenie kolien pri pohybe vpred môže byť realizovateľnou stratégiou na znižovanie nárokov na koleno u klientov s bolesťami kolena. Avšak, táto stratégia zvýši tlak na ich driekovú časť chrbta a na bedrové kĺby. Pohyb kolena vpred podporil svojim článkom aj Schoenfeld (2010).



Tabuľka 2: Momenty síl v kolennom a bedrovom kĺbe pri paralelnom drepe s obmedzením a bez obmedzenia pohybu kolien (podľa Fry et al. 2003)

Paralelný drep s neobmedzeným pohybom kolien	
Moment sily v kolennom kĺbe [Nm]	150,1
Smerodajná odchýlka	SD ± 50,8
Moment sily v bedrovom kĺbe [Nm]	28,2
Smerodajná odchýlka	SD ± 65,0
Paralelný drep s obmedzeným pohybom kolien	
Moment sily v kolennom kĺbe [Nm]	117,3
Smerodajná odchýlka	SD ± 34,2
Moment sily v bedrovom kĺbe [Nm]	302,7
Smerodajná odchýlka	SD ± 71,2

Podobný výskum robili aj Lorenzetti et al. (2012), pričom prišli k mierne odlišným výsledkom hodnôt sledovaných parametrov, ale podobným záverom. Porovnávali uhly a momenty síl v kolenných a bedrových kĺboch pri drepoch s obmedzeným a neobmedzeným pohybom kolien vpred. 20 probandov vykonávalo drepy s činkou vzadu (so záťažou rovnajúcou sa 0%, 25% a 50% ich telesnej hmotnosti). Postoj bol stanovený na šírku ramien s mierne vytočenými špičkami smerom von. Podľa predpokladov stúpali momenty síl v kolennom kĺbe s narastajúcou záťažou a uhlom ohnutia v kolene. Aj keď väčší moment síl v kolennom kĺbe bol nameraný pri drepe s neobmedzeným rozsahom pohybu kolien ako pri obmedzenom, momenty síl pri rovnakom ohnutí v kolennom kĺbe boli porovnateľné. Najväčšie hodnoty flexie bedrového kĺbu boli podobné v oboch druhoch vykonania. Ďalej zaznamenali, že došlo k menšiemu namáhaniu bedrových kĺbov a pravdepodobne aj spodnej časti chrbta počas drepu s neobmedzeným rozsahom pohybu kolien.



Tabuľka 3: Maximálne momenty síl v kolennom a bedrovom kĺbe a uhly v sagitálnej rovine počas drepu s obmedzením a bez obmedzenia pohybu kolien (podľa Lorenzetti et al. 2012)

HLBOKÝ DREP S NEOBMEDZENÝM POHYBOM KOLIEN			
Parametre	Bez záťaže	So záťažou (25% tel. hm.)	So záťažou (50% tel. hm.)
Uhol pokrčenia v kolennom kĺbe [°]	103 (SD ± 11)	108 (SD ± 11)	108 (SD ± 9)
Uhol pokrčenia v bedrovom kĺbe [°]	100 (SD ± 9)	99 (SD ± 9)	96 (SD ± 9)
Moment sily v kolennom kĺbe [Nm]	64 (SD ± 17)	80 (SD ± 23)	95 (SD ± 25)
Moment sily v bedrovom kĺbe [Nm]	41,4 (SD ± 12,4)	63 (SD ± 18)	83 (SD ± 25)
HLBOKÝ DREP S OBMEDZENÝM POHYBOM KOLIEN			
Parametre	Bez záťaže	So záťažou (25% tel. hm.)	So záťažou (50% tel. hm.)
Uhol pokrčenia v kolennom kĺbe [°]	82 (SD ± 11)	86 (SD ± 11)	89 (SD ± 13)
Uhol pokrčenia v bedrovom kĺbe [°]	98 (SD ± 8)	99 (SD ± 9)	98 (SD ± 10)
Moment sily v kolennom kĺbe [Nm]	50 (SD ± 15)	61 (SD ± 17)	71 (SD ± 19)
Moment sily v bedrovom kĺbe [Nm]	45 (SD ± 13)	70 (SD ± 19)	95 (SD ± 25)

Drinkwater et al. (2012) porovnávali kinetiku pohybu počas polodrepu a hlbokého drepu. Cieľom výskumu bolo diagnostikovať vplyv hĺbky drepu na rozličné parametre silových schopností (mechanická práca, mechanický výkon, rýchlosť pohybu a pôsobiace sily). Sledovania sa zúčastnilo 10 tréovaných mužov, ktorí vykonávali polodrepy a drepy v plnom rozsahu pohybu po 5 (83% z 1RM), respektíve 10 opakovaní (67% z 1RM). Rýchlosť pohybu nebola špecifikovaná. Výsledky boli vyhodnocované optickým kódovačom. Autori práce došli k záverom, že v prípade produkcie vonkajších síl a mechanického výkonu (cez skrátený rozsah pohybu), sú vhodné polodrepy. Ak je cieľom



zmena kompozície tela, je potrebné sa zamerať na celkovú prácu, v takomto prípade sa za optimálne zdajú byť drepy v plnom rozsahu. Najvyššie rýchlosti pohybu boli namerané pri 10 opakovaní hlbokých drepov. Práca nevykazuje žiadne rozpoznatelné výhody polodrepov pri 10 opakovaní oproti ostatným skúmaným možnostiam.

Bryanton et al. (2012) skúmali najmä účinky záťaže a hĺbky vykonania drepu na extenzory bedrového a kolenného kĺbu a flexory členkového kĺbu. Cieľom výskumu bolo určiť relatívne svalové úsilie (RME). RME sa vysvetľuje ako pomer momentu pôsobiacej vonkajšej sily a maximálnej hodnoty momentu svalovej sily pri konkrétnom uhle ohnutia kolena. Skúmali zároveň vzťah medzi maximálnou izometrickou silou a uhlom ohnutia pre tieto svaly. Sledovania sa zúčastnilo 10 trénovaných žien, ktoré vykonávali drep s činkou s 50-90% z 1RM. Aktivita extenzorov kolenného kĺbu stúpala s hĺbkou vykonania, nie však so záťažou. Pri flexoroch členkového kĺbu došlo k presne opačným výsledkom. Na RME extenzorov bedrového kĺbu sa zdá byť účinná aj zvýšená hĺbka vykonania aj zvyšovanie vonkajšieho odporu. Zvýšenú aktivitu extenzorov bedrového kĺbu potvrdzuje aj štúdia Caterisano et al. (2002). V rámci tohto výskumu porovnávali EMG aktivitu svalov v troch rôznych úrovniach drepu (podrep, paralelne postavenie stehnových kostí, hlboký drep).

Zmeny postavenia dolných končatín z hľadiska adekvátneho zaťaženia nosných kĺbov

Escamilla et al. (2001a) analyzovali účinky rôznych druhov postavenia chodidiel počas drepu a tlaku nohami (legpress) na biomechaniku kolenného kĺbu. Výskumu sa podrobilo 10 skúsených, športujúcich probandov. Cieľom bolo kvantifikovať tlaky na koleno a mieru svalovej aktivity v okolí kolena pri vykonávaní drepu a tlaku nohami. Pohyb sa vykonával za bežných podmienok drepu, pričom rozsah pohybu v kolennom kĺbe bol 5-95°. Autori porovnávali dva druhy postoja, široký a úzky. Ďalej chceli zistiť, či je výhodnejšie mať chodidlá rovnobežne alebo vytočené smerom von (30°). Neboli však zistené rozdiely v svalovej aktivite (prostredníctvom EMG) a tlakov v kolene medzi rozdielnym postavením špičiek (rovnobežne a smerom von). Počas drepu s úzkym postojom sa zistila vyššia aktivita m. gastrocnemius ako pri širokom postoji. Nepotvrdila sa žiadna ďalšia významná diferenciacia v ostatných meraných svaloch (m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, vnútorných a vonkajších svaloch zadného stehna). Výsledky práce popisujú väčšie kompresné sily pri širokom postoji tak v patelofemorálnom ako aj v tibiofemorálnom spojení. Zároveň popisujú väčšiu aktivitu svalov počas extenzii kolena. Súčasne sa v práci nevyskytli vysoké nároky na predné skrížené väzy, takže možno odporúčať obe varianty drepu. Za cieľom minimalizovania nárokov na zadné skrížené väzy je preferovaný drep na úzko. Je potrebné však vziať do úvahy, že štúdia sa nevenovala rozsahu pohybu, ktorý je typický pre hlboký drep, ale polodrep, čo môže viesť k neúplnému objasneniu problematiky.

Schoenfeld (2010) vo svojom článku uvádza, že počas vykonávania drepu na široko, v porovnaní s drepom na úzko, bola nameraná zvýšená aktivita



extenzorov a adduktorov bedrového kĺbu, podľa štúdií Ninos et al. (1997), Paoli et al. (2009), Escamilla et al. (2001b) a McCaw – Melrose (1999). V súvislosti s pohybom v oblasti drierkovej časti chrbtice autor spomína, že keď sa neudržalo neutrálne postavenie počas drepu, výrazne sa zvýšili torzné sily pri ohnutí drierkovej chrbtice. Tlakové sily v drierkovej časti sa zvyšovali s narastajúcim predklonom. Preto sa zdá byť správne snažiť sa minimalizovať predklon trupu. Schoenfeld (2010) podľa štúdie McGill et al. (1990) uvádza, že probandi, ktorí počas pohybu smerom dole pri drepe zadržali dych, mali nielen vyšší intraabdominálny tlak, ale aj výrazne nižšiu záťaž na drierkovú časť chrbtice. Autor v tejto súvislosti uvádza aj štúdiu Miyamoto et al. (1999), v ktorej zaznamenali, že zvýšený intraabdominálny tlak počas zdvíhania záťaže spôsobuje väčšie spevnenie v oblasti trupu a tým dochádza k lepšej stabilizácii chrbtice.

V programe MuscleandMotion nachádzame porovnávanie postavenia špičiek nasmerovaných von a rovnobežného postavenia chodidiel pri úzkom postoji. Počas vykonávania hlbokého drepu s činkou vzadu došlo pri postavených špičkách smerom von k miernemu posunu panvy do anteverzie, zatiaľ čo pri rovnobežnom, úzkom postoji sa panva posunula do podsadenia (tzv. retroverzie). Program uvádza ako agonistov m. quadriceps femoris a m. gluteus maximus. Za synergistov sú považované adduktory bedrového kĺbu, ischiokrurálne a lýtkové svaly. Medzi svaly stabilizačné patria vzpriamovače chrbtice, m. quadratus lumborum, m. gluteus medius, m. gluteus minimus, horná časť m. trapezius, brušné svaly, ‘core muscles’ a vonkajšie rotátory bedrového kĺbu.

ZÁVERY

Cieľom tejto kompilačnej práce bolo objasniť problematiku týkajúcu sa hlbokého drepu. Zamerali sme sa na objasnenie východísk pre vykonanie a využitie drepu v tréningovom procese, či terapii. Zistili sme, že názory odborníkov sa líšia, pokiaľ ide o optimálne vykonávanie, ale zhodnú sa na tom, že drep má svoje nezastupiteľné miesto v tréningu. Na základe získaných poznatkov môžeme konštatovať, že ak je drep vykonávaný technicky správne a nie sú nájdené žiadne vrodené indispozície, môže byť drep prospešným nielen ako prostriedok na zlepšenie športového výkonu, ale môže mať aj pozitívny vplyv na pohybový aparát. Výsledky prác vyvrátili preťažovanie skrížených väzov a iných kĺbových štruktúr počas vykonávania drepu. Okrem posilňovania hlavných svalov (agonistov), ktoré sú v tomto prípade m. gluteus maximus a m. quadriceps femoris, sa počas drepu významne zapájajú svaly, ktoré majú stabilizačnú funkciu v kolennom, bedrovom kĺbe ako aj v oblasti panvy a chrbtice.

Odporúčania v smere rozsahu pohybu pri drepe sú rozdielne a nie vždy sa považuje hlboký drep za optimálny. Vo väčšine prípadov sa však názory zhodujú v alternatíve zohľadňovania individuálnych dispozícií jednotlivca podľa ich úrovne flexibility a miery stabilizácie kĺbov. Treba však zdôrazniť, že sme



nenali publikáciu, ktorá by uprednostňovala podrepy (140°), či polodrepy (90°). V štúdiu Drinkwater et al. (2012) dokonca konštatovali, že polodrepy pri 10 opakovaníach by nemali žiadne opodstatnenie v zmysle silových prírastkov oproti hlbokému drepu. Ďalej bolo dokázané, že aktivita extenzorov kolenného a bedrového kĺbu bola vyššia pri väčšej hĺbke drepu. S hĺbkou zároveň klesala aktivita lýtkových svalov. Problematike presahovania špičiek cez kolená pri drepe sa venovalo viacero prác. Nazdávame sa, že pri zdravých jedincoch (bez problémov s kolennými kĺbmi) je lepšie riešenie neobmedzovania pohybu kolien vpred, kvôli menším tlakom na bedrový kĺb a driekovú chrbticu. Pri postavení chodidiel (miery vytočenia špičiek) sa nezistili významné rozdiely v svalovej aktivite ani tlakoch na kolenné kĺby pri drepoch do paralelného postavenia stehnových kostí s podlahou. Nemožno to ale považovať za nepodstatné. Pri hlbokom drepe môže vytočenie špičiek laterálne výrazne zmeniť postavenie panvy a driekovej časti chrbtice. Považujeme za podstatné udržať neutrálne postavenie panvy a prirodzené zakrivenie driekovej časti chrbtice počas celej dráhy pohybu. Bolo by nekomplexné, odvíjať sa len od miery zapájaných svalov. Potrebné je mať na zreteli aj zdravotné hľadisko vykonávaného pohybu.

Prikláňame sa k názoru, že je prospešné zaraďovať hlboký drep do tréningu, ako aj prostriedkov hodnotenia pohybu. Zdôrazňujeme však potrebu technicky korektného vykonania pohybu. V prípade, že nie je udržané prirodzené (neutrálne) postavenie panvy a nastavenie ostatných segmentov, tento pohybový vzor nie je pre optimálny, vhodný. V tom prípade sú potrebné kompenzačné cvičenia, kým sa vzor nenapraví.

So správnym vykonaním hlbokého drepu sa v najväčšej miere stotožňujeme s Myer et al. (2014), Osarom (2012), Liebensonom (2014) a Kolárom (2012). Postoj je na šírku ramien, prípadne mierne širší, špičky sú vytočené mierne von (približne 15°). Počas excentrickej fázy sa hmotnosť prenáša z celých chodidiel prevažne na laterálnu časť chodidiel a päty. Päty ostávajú počas celej doby trvania drepu v stálom kontakte s podložkou. Stred kolena smeruje nad pozdĺžnu os tretieho metatarzu. Kolená môžu presahovať úroveň špičiek (v kontexte s individuálnymi dispozíciami). Panva sa nevychyľuje zo stredovej osi. Postavenie trupu je takmer vodorovné s predkolením, snažíme sa obmedzovať predklon, chrbtica je napriamená počas celého pohybu (v neutrálnom postavení). Nedochádza k jej kyfotizácii, ani lordotizácii. Počas koncentrickej fázy prebieha paralelné vystieranie dolných končatín a chrbta. Pohľad smeruje vpred, teda krčná chrbtica je v miernej extenzii. Podstatný je nádych smerom dole do spodnej a laterálnej časti trupu a udržiavanie výdychového postavenia hrudníka. Pohyb je stále pod kontrolou a končí pri, resp. pred zrušením neutrálneho postavenia panvy, centrovaného postavenia chrbtice, alebo nastavenia kolenných a bedrových kĺbov. Pomer excentrickej a koncentrickej fázy pohybu je minimálne 2:1 podľa Myer et al. (2014). Medzi najčastejšie chyby považujeme intra rotáciu v bedrovom kĺbe, hyperkyfotické resp. hyperlordotické postavenie chrbtice, nádechové postavenie hrudníka, výrazný predklon trupu, nadmerný rozsah pohybu, pri ktorom



dochádza k retroverzii panvy, odliepanie päty od podložky a ramená v protrakcii alebo zdvihnuté nahor.

Záverom predpokladáme, že ponúkaný príspevok môže slúžiť ako vhodný návod na správne vykonávanie drepu a zároveň prispieva k objasneniu sledovanej problematiky. Ponúka teoretické východiská, sumarizuje názory popredných odborníkov a konfrontuje odporúčania s výsledkami vedeckých publikácií. Musíme však konštatovať, že charakter príspevku nám nedovolí problematiku analyzovať do úplných detailov. Vidíme viacero nedoriešených oblastí, týkajúcich sa hlbokého drepu, preto naznačujem pokračovanie príspevku v druhej časti.

POUŽITÁ LITERATÚRA

BOYLE, M., 2003. *Functional training for sports*. USA: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-4681-7

BOYLE, M., 2010. *Advances in functional training: Training techniques for coaches, personal trainers and athletes*. California: On Target Publications. ISBN 978-1-931046-01-5

BRYANTON, M. A., M. D. KENNEDY, J. P. CAREY a L. Z. F. CHIU, 2012. Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol. 26, No. 10, pp. 2820-2828

BUZGÓ, G., P. KESZEGH, A. NOVOSÁD, D. ČIERNA, 2014. *The influence of a one-week deep squat skill training programme on strength and power parameters*. Bratislava: European Journal of Sport Studies. 2:122, ISSN 2282-5673

BUZGÓ, G. a A. NOVOSÁD, 2013. Škola drepu I. - drep, komplexný tréningový prostriedok pohybovej a kondičnej prípravy. In KOLEKTÍV AUTOROV *Vzpieranie II. Učebné texty pre trénerov*. Bratislava : ICM Agency, 2013, v tlači
ISBN 978-80-89257-56-0

CATERISANO A., R. MOSS, T. K. PELLINGER, K. WOODRUFF, V. C. LEWIS, W. BOOTH, T. KHADRA, 2002. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol. 16, No. 3, pp. 428-432

COOK, G., L. BURTON, K. KIESEL, G. ROSE a M. F. BRYANT, 2010. *Movement: Functional movement systems: screening, assessment and corective strategies*. California: On Target Publications. ISBN 978-1-931046-72-5

DRINKWATER, E. J., N. R. MOORE a S. P. BIRD, 2012. Effects of changing from full range of motion to partial range of motion on squat kinetics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol. 26, No. 4, pp. 890-896

DURKIN, T., A. BORNSTEIN a M. ZIMMERMAN, 2010. *The impact! : Body plan*. Rodale, USA 2010. ISBN 13 978-1-60961-001-2



DYLEVSKÝ, I., 2007. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada publishing.
ISBN 978-80-247-1649-7

DYLEVSKÝ, I., 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada publishing.
ISBN 978-80-247-1648-0

ESCAMILLA, R. F. et al., 2001a. Knee Biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Vol. 33, No. 1, 2001, pp. 127–141

ESCAMILLA, R. F, G. S. FLEISIG, T. M. LOWRY, S. W. BARRENTINE A J. R. ANDREWS, 2001b. A three – dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Vol. 33, No. 6, 2001, pp. 984–998

FRY, A. C., J. C. SMITH a B. K. SCHILLING, 2003. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol. 17, No. 4, pp. 629-633

IVAN, R. 2015. *Rozdiely v silovom zaťažení nad 90 % aktuálneho výkonu z hľadiska veľkosti odporu*. Diplomová práca. Bratislava : FTVŠ UK. 54 s.

JOHAL, P., A. WILLIAMS, P. WRAGG, D. HUNT a W. GEDROYC, 2005. Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using ‘interventional’ MRI. *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, pp. 269-276

JOHN, D., 2013. *Intervention: Course correctins for the athlete and trainer*. California: On Target Publications. ISBN 978-1931046176

KAPANDJI, I. A., 1987. *The Physiology of the Joints: Volume two – Lower limb*. Edinburgh: Churchill Livingstone. ISBN 0-443-03618-7

KESZEGH, P. 2014. : *Vplyv krátkodobého pohybového programu nácviku hlbokého drepu na parametre silových schopností*. Bakalárska práca. Bratislava : FTVŠ UK, 2014. 60 s.

KESZEGH, P. 2016. : *Vzťah maximálnej izometrickej a dynamickej sily v hlbokom drepe v závislosti od pohybovej skúsenosti maximálnej* . Diplomová práca. Bratislava : FTVŠ UK, 2016. 80 s.

KOLÁŘ, P., et al., 2012. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
ISBN 978-80-7262-657-1

KOLÁŘ, P. a M. ŠAFÁŘOVÁ, 2012. Dynamická neuromuskulární stabilizace. In KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, s. 233-246. ISBN 978-80-7262-657-1

LIEBENSON, C., 2014. *Functional training: Handbook*. China: Wolters Kluwer Health.
ISBN 978-1-58255-920-9

LONGOVÁ, K. 2014. *Rozvoj silových schopností s intezitou nad 90 % maximálního výkonu pri rozdielnom vonkajšom odpore a odlišnom systéme zvyšovania zaťaženia*. Dizertačná práca. Bratislava : FTVŠ UK. 111 s.



- LORENZETTI, S., T. GULAY, M. STOOP, R. LIST, H. GERBER, F. SCHELLENBERG a E. STUSSI, 2012. Comparison of the angles and corresponding moments in the knee and hip during restricted and unrestricted squats. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol. 26, No. 10, pp. 2829-2836
- MCGINNIS, P.M., 2013. *Biomechanics of sport and exercise*. USA: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-7966-2
- MIHÁLIK, T., 2011. Kineziológia hlbokého drepu. In: *Vzpieranie pre rozvoj sily a kondície*. Bratislava: ICM AGENCY, 2011, s. 80. ISBN 978-80-89257-34-8
- MULTIFITONLINE, 2001. MUSCLE AND MOTION. Full squat. Israel: MultifitOnLine. 2011 [06.01.2015] <http://www.muscleandmotion.com/muscleandmotion.aspx>
- MYER, G. D. et al., 2014 The back squat: a proposed assesment of functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength and conditioning journal*, Vol. 36, No. 6
- NEUMANN, D., 2010. *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation*. Mosby elsevier, Missouri 2010. ISBN 978-0-323-03989-5
- OSAR, E., 2012. *Corrective exercise solutions to common hip and shoulder dysfunction*. Lotus Publishing and On Target Publications. ISBN 978-1-905367-26-9
- RICHTER P. a E. HEBGEN, 2011. *Spouštěcí body a funkční svalové řetězce v osteopatii a manuální terapii*. Praha: PRAGMA
- SCHOENFELD, B. J., 2010. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol. 24, No. 12, pp. 3497-3506
- SILLÍK, G. 2014. *Zaťaženie v zóne nad 90 % z výkonového maxima z hľadiska veľkosti odporu*. Bakalárska práca. Bratislava: FTVŠ UK. 46 s.
- ŠVUB, J., 2013. Metodika: Jak hluboko? In Muscle and Fitness- czech and slovak edition: Bratislava: Muscle and Fitness. február 2013. 139s
- TITURUS, M., 2014. *Závislosť parametrov rýchlostno-silových schopností na spôsobe vykonania drepu*. Diplomová práca. Bratislava: Univerzita Komenského, 2014. 54 s
- VALOUCHOVÁ, P. a P. KOLÁŘ, 2012. Vyšetření posturálních funkcí. In KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, s. 56. ISBN 978-80-7262-657-1
- VANDERKA, M., 2013. *Silový tréning pre výkon*. Bratislava: Slovenská vedecká spoločnosť pre telesnú výchovu a šport. ISBN 978-80-89075-40-9
- VERSTEGEN, M. a P. WILLIAMS, 2014. *Every day is game day: The proven system of elite performance to win all day, every day*. USA: Penguin group. ISBN 978-1-101-59926-6
- VÉLE, F., 2006. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vydání, Praha: TRITON. ISBN 80-7254-837-9



VIŠŇA, P., R. HART et al., 2006. *Chrupavka kolena*. Maxdorf. ISBN 80-7345-084-4

WILLIAMS A. a M. LOGAN, 2003. Understanding tibio-femoral motion. *Elsevier*, Vol. 12, No. 4, pp. 81-88



1.2 VYUŽITIE KREATINKINÁZY NA REGULOVANIE TRÉNINGOVÉHO ZAŤAŽENIA VO VZPIERANÍ

Mgr. Milan KOVÁČ, ml.^{*1}, prof. PhDr. Eugen LACZO, PhD.^{*1}

^{*1} Fakulta telesnej výchovy a športu Univerzity Komenského v Bratislave,
Katedra atletiky

Kľúčové slová:

kreatinkináza, športová forma, súťažné obdobie, mikrociklus, regulácia tréningového zaťaženia

Vo výkonnostnom a vrcholovom športe zaraďujeme problematiku rozvoja a stabilizácie športovej formy medzi kľúčové otázky. Športová forma je stav optimálnej pripravenosti športovca, ktorá mu umožňuje dosahovať maximálne športové výkony na úrovni jeho trénovanosti. Športová forma je vyššou kvalitou trénovanosti a je podmienená príslušnou úrovňou trénovanosti a má určité špecifické črty a zákonitosti. Základným predpokladom na skvalitnenie športovej formy je dlhodobá adaptácia organizmu na vyššie požiadavky štruktúry tréningového a súťažného zaťaženia. V súčasnosti sa možnosti hľadania nových tréningových prostriedkov špeciálnej kondičnej prípravy veľmi znížili. Rezervy môžeme nájsť v riadení špecifického tréningového vplyvu zaťaženia ako jedinej cesty k zvyšovaniu účinnosti tréningu vo vrcholovom športe.

Retrospektívna analýza športovej výkonnosti viacerých súťaží v minulosti nám poukázala na fakt, že športová forma nekulminovala na najdôležitejšej súťaži sezóny, ale v inom časovom úseku. Tento negatívny stav neumožnil športovcom prezentovať svoje osobné maximum, resp. jeho zlepšenie na vrcholnej súťaži. V niektorých prípadoch dokonca aj testové a tréningové ukazovatele signalizovali vyššiu úroveň trénovanosti. Takéto situácie nás nútia hlbšie sa zamyslieť nad ich príčinou, nad komplexom faktorov ovplyvňujúcich riadenie tréningového zaťaženia v období ladenia športovej formy. O úspešnom doladení individuálnej športovej formy rozhoduje každý detail, preto je potrebný erudovaný prístup celého realizačného tímu. Toto obdobie najčastejšie označuje 4-6 týždňov pred vrcholnou súťažou. Problematika zameriavacích mikrocyklov (MiC) je vysoko individuálna.

V zameriavacích mikrocykloch v období ladenia športovej formy ide o komplex opatrení začínajúc správnu metodikou a výberom tréningových prostriedkov (dynamika dávkovania), cez optimálnu intenzitu zaťaženia, stravovacieho a pitného režimu až po využívanie dovolených podporných prostriedkov na ovplyvnenie regeneračných procesov, ako aj využívanie psychoregulačných procesov na zvýšenie mentálneho sebavedomia športovca.

Zmeny obsahu, metód a prostriedkov tréningovej (súťažnej) činnosti sa nerealizujú mechanicky vzhľadom na kalendár, ale na základe hodnotenia



plnenia postupných kvalitatívnych čiastkových cieľov a adaptácie organizmu športovca na súťaženie. Kvalitatívne zmeny sa prejavujú v motoricko-fyziologických funkciách so zvýšenou mobilnosťou organizmu, vo vysokej efektívnosti nervovo-svalovej koordinácie s ekonomizáciou všetkých funkcií, ktorá sa prejavuje v spotrebe energie a v rýchlej a kvalitnej regenerácii. Z psychologického hľadiska športovec postupne skvalitňuje vysokú stabilitu nervových procesov, ktorá je podmienená optimálnou reguláciou emocionálnych stavov. Zvyšuje sa rozsah vôľového úsilia pri realizácii stresových tréningov resp. dôležitých súťaží.

Zisťovanie objektívnych informácií o aktuálnom stave organizmu z hľadiska vnútorného prostredia nám umožňuje optimalizovať vzťah katabolických a anabolických procesov v kratších, stredne dlhých časových úsekoch. Jednotlivé obdobia športovej prípravy v rámci ročného tréningového cyklu iné úlohy a ciele, vzhľadom k nim je aj stav vnútorného prostredia variabilný. V období ladenia športovej formy je snaha o minimalizovanie katabolických procesov v organizme, hlavnou úlohou je čo najlepšie využitie oneskoreného kumulatívneho tréningového efektu. V súčasnosti sa stretávame v športe s interdisciplinárnym prístupom, využívaním metód a postupov diagnostiky z iných vedných odborov, napríklad z medicíny. Vo vrcholovom športe ide o intraindividuálne sledovanie jedinca v čase, o čo najlepšie poznanie stavu pripravenosti organizmu na tréningové (súťažné) zaťaženie. Sledovanie biochemických ukazovateľov sa javí ako dobrý nástroj na posudzovanie stavu vnútorného prostredia resp. indikátor vplyvu vonkajšieho podnetu na zmeny stavov vnútorného prostredia.

Podľa viacerých štúdií sa ukazuje ako relatívne vhodný biochemický parameter kreatínkináza (ďalej len CK). Hladina tohto enzýmu kostrového svalu slúži ako ukazovateľ stavu funkčnosti svalových tkanív a je rozdielna v patologických a fyziologických podmienkach. Zvýšenie CK v krvi môže reprezentovať tzv. index bunkovej nekrózy alebo poškodenia tkaniva vplyvom akútneho alebo chronického svalového zranenia (Szumilak et al. 1998, Mokuno et al. 1987). U zdravých ľudí, športovcov sa hladina CK mení vplyvom fyzických aktivít, pričom závisí od druhu pohybovej aktivity hlavne objemu a intenzity zaťaženia.

Ako uvádza Vohánka (2012) kreatínkináza je dôležitý enzým energetického metabolizmu buniek. Katalyzuje premenu kreatinu na kreatínfosfát pomocou adenosin trifosfátu (ATP), ktorý sa následne mení na adenosin difosfát (ADP), a opačne. Kreatínfosfát slúži ako energetická zásoba, najmä v tkanivách s vyššími energetickými nárokmi (napr. kostrový sval, srdcový sval, nervové tkanivo, ...) Vohánka (2012). Cytoplazmatickú CK poznáme v 3 izoformách (podľa tkaniva): CK – BB (mozgový izoenzým), CK – MB (izoenzým srdcového svalu), CK – MM (svalový izoenzým). Okrem spomínaných nukleárne kódovaných izoenzýmov existuje aj mitochondriálna CK v dvoch izoenzýmoch (Vohánka 2012, Koch et al. 2014). Okinaka v roku 1959 použil ako prvý meranie hladiny CK na diagnostiku svalového poškodenia, v súčasnej dobe je hladina CK považovaná za najcitlivejší laboratórny marker



svalového resp. neuromuskulárneho poškodenia (Okinaka 1959, Vohánka 2012, Koch et al. 2014). Banfi et al. (2012) vo svojej práci prezentujú, že v prípade bežnej populácie má CK referenčné hodnoty pomerne nízke (do 200 UI) a zvýšená hladina môže byť ako následok rôznych chorôb (napr. rôzne svalové dystrofie).

Zvýšená hladina CK môže byť aj patologický stav, ktorý môže indikovať viacero ochorení (rôzne druhy dystrofií). Fyziologicky stav s prejavom zvýšenej hladiny CK je spôsobený náročným cvičením/fyzickým zaťažením svalového tkaniva, pri ktorom dochádza k deštrukcii štruktúry svalovej bunky na úrovni sarkolemy a Z-disku. Pri malom alebo strednom zaťažení nepozorujeme zmeny membránovej permeability bunky, až pri nadhraničnej intenzite sa zmení membránová permeabilita a enzýmy sa uvoľnia do intersticiálnej tekutiny, ktorá sa pomocou lymfatického systému dostávajú až do krvného riečiska. Čas vyplavenia a vyčistenia CK z plazmy závisí od úrovne trénovanosti, typu zaťaženia, intenzity a objemu/dĺžky zaťaženia. Ako Hurley et al. (1995) a Serrao et al. (2003) vo svojich prácach uvádzajú, že v prípade silového tréningu (hypertrofického zamerania) hladina CK sa zdvojnásobila oproti bazálnemu stavu/vrcholila po ôsmich hodinách. Zvýšenie hladiny CK pri excentrickom cvičení je spojené so svalovými zraneniami/s mikrotraumami svalového tkaniva, pri ktorom sa môže zvýšená hladina CK v organizme udržať 2-7 dní po cvičení (Serrao et al. 2003). Po väčšej pohybovej aktivite je hlavným dôvodom zvýšenej hladiny CK narušenie celistvosti/rovnovážneho stavu v svalovej bunke. Extrémne pôsobenie na svalovú bunku má za následok niekoľkonásobné prekročenie hornej hranice referenčných hodnôt. Príkladom môže byť extrémne vytrvalostné zaťaženie (maratón a podobne) alebo v prípade silového tréningu využívaním excentrického prekonávania vysokého odporu, pri ktorom dochádza až desaťnásobnému zvýšeniu hladiny. Vyplavovania CK po excentrickom cvičení má vrchol približne 96h po cvičení. Pri dlhšom cvičení je viditeľné zvýšenie CK do 24 hodín od zaťaženia ak subjekt odpočíva, avšak ak subjekt zaradí ďalšiu tréningovú jednotku zvýšená hladina môže ostať zvýšená až 48 hodín po zaťažení. Viac intenzívnych tréningov za sebou ako napríklad dvojfázový futbalový tréning má za následok signifikantné zvýšenie CK v štvrtý deň, pričom tento stav poklesne medzi 4-10 dňom, pravdepodobne ako následok adaptácie na zaťaženie (Helers et al. 2002).

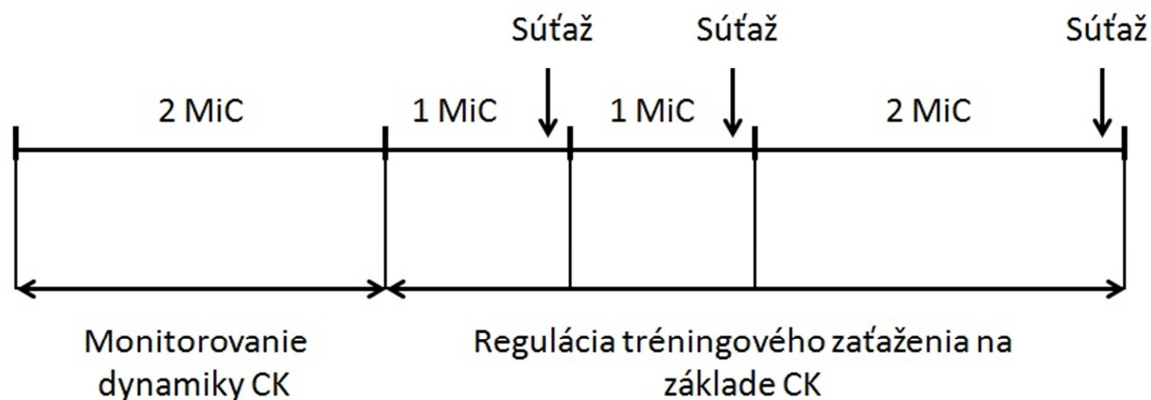
Pre zisťovanie bazálnej hladiny CK v krvi sa v praxi odporúča dodržať 72 hodinové obdobie bez pohybovej aktivity. Jednorazové meranie hladiny CK nemá pre športovú prax význam, dlhodobejšie pravidelné sledovanie zmien hladiny CK nám v súvislosti s tréningovým zaťažením vie ukázať veľkosť vyvolanej reakcie – narušenia homeostázy v organizme vplyvom špecifických tréningových podnetov. Pri opakovanom sledovaní v tréningu má tréner nástroj na objektívne sledovanie stavu organizmu. Pri zvýšenej frekvencii tréningového zaťaženia vidíme ako vplyvom kumulácie únavy stúpa hladina CK v krvi, čím tréner vie operatívne meniť tréningové zaťaženie. Zaradenie tejto metodiky do diagnostiky trénovanosti má opodstatnenie hlavne v období ladenia športovej formy pred súťažou.



Športovci majú pokojovú úroveň CK zvýšenú oproti nešportujúcej populácii, príčinou môže byť väčší objem svalov a pravidelné zaťažovanie (Koch et al. 2014, Vohánka 2012, Fallon et al. 1999, Hortobágyi a Denhan 1989). Po tréningové hodnoty sú závislé na úrovni trénovanosti, tak ako športovci pociťujú väčšiu svalovú bolestivosť než netrénovaní, pričom ale hladina CK je na nižšej úrovni (Vincent a Vincent 1997). Netrénovaní športovci majú vzostup hladiny CK výrazne vyšší (Maxwell a Bllor 1981). Niektorí autori to pripisujú adaptácii na tréningové zaťaženie, identifikovali vzťah medzi maximálnym výkonom a vyplavovaním CK, pričom športovci s nízkym výkonom mali vyššiu hladinu CK (Helers et al. 2002). Určitým indikátorom preťaženia resp. pretrénovania organizmu môže byť nadmerné zvýšenie hladiny CK vplyvom nízkeho tréningového zaťaženia (Hartman a Mester 2000), taktiež aj pri dlhodobo niekoľkonásobne zvýšenej hladine CK.

Cieľom príspevku je poukázať na možnosti využitia pravidelného monitorovania hladiny kreatinkinázy na regulovanie tréningového zaťaženia v období ladenia športovej formy vo vzpieraní.

Naše sledovanie pozostávalo z 6-týždňového (obr. 1) intraindividuálneho sledovania raných hodnôt hladiny CK analýzou kapilárnej krvi pomocou diagnostického prístroja REFLOTRON PLUS (Roche) v období ladenia športovej formy vo vzpieraní. Obr. 1 znázorňuje, že sledované obdobie pozostávalo z 2-týždňového monitorovania dynamiky CK a 4-týždňovej regulácie tréningového zaťaženia na základe CK.



Obrázok 1: Schéma sledovaného obdobia (6 týždňov)

Sledovaný proband M.K. – výkonnostná úroveň, telesná hmotnosť – 86-87 kg, telesná výška – 178 cm, športový vek (v špecializácii) – 16 (12) rokov, viacnásobný medailista na MSR, MMČR, vysokoškolský reprezentant SR (2012, 2014), osobné maximá (trh 131 kg, nadhod 161 kg, dvojboj 292 kg), Sinclairove body - 350b.

Sledovaný proband (bazálne hodnoty CK v stave bez pohybovej aktivity sú v norme) každé ráno nalačno v čase medzi 7:00 – 7:30 absolvoval odber



kapilárnej krvnej vzorky, ktorá bola ihneď podrobená analýze. Kapilárna krv z prsta na ruke pomocou špeciálneho testovacieho prúžku bola ihneď po odobratí vložená do prístroja REFLOTRON PLUS (pred testovaním bol prístroj nastavený pomocou CK kalibračného prúžku), analýza má trvanie 3 minúty, následne prístroj vytlačí hodnotu CK. REFLOTRON PLUS je reflexný fotometer – meranie reflektancie pomocou Ulbrichtovej gule s použitím referenčného lúča na kompenzáciu, presnosť merania prístroja je $\leq 0,2\%$ reflektancie.

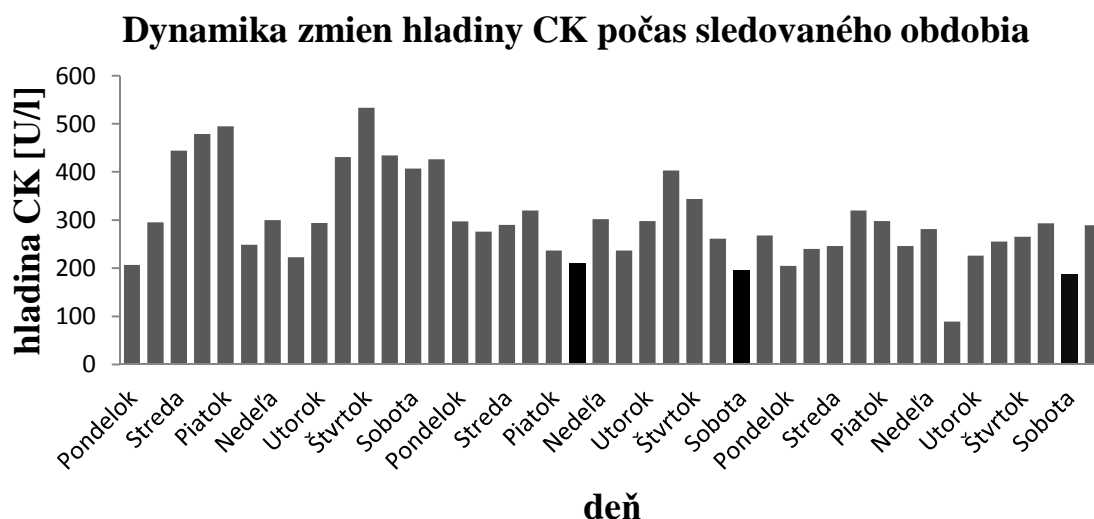
Evidencia tréningového zaťaženia nám umožnila vyhodnotiť všeobecné a špeciálne tréningové ukazovatele. Obsah tréningového zaťaženia sme dávali do súvislosti s jednotlivými meraniami CK. Sledované obdobie pozostávalo zo 6 týždňov, počas ktorých proband absolvoval 30 dní zaťaženia a 32 tréningových jednotiek, 12 dní tréningového voľna, 3 hodiny regenerácie, 3 súťaže, počet dní zdravotných problémov 2. Celkový počet nadvíhaných ton bol 86,646 t. Pomer technických tréningových prostriedkov a silových bol 40:60 z hľadiska objemových charakteristík (počet ton), taktiež kvôli súťažiam bola v priemere pracovná úroveň na nižšej úrovni. Z hľadiska počtu opakovaní tento pomer bol opačný, väčší počet pokusov bol technických (60:40).

Pri spracovaní a vyhodnotení získaných výsledkov sme využívali základné logické postupy, základné matematické operácie a vzťahovú analýzu sme robili pomocou Spearmanovho, Pearsonovho korelačného koeficientu.

Vzťahová analýza medzi hladinou CK a tréningovým zaťažením z predchádzajúceho dňa bolo signifikantné ($r = 0,61$) na 5% hladine štatistickej významnosti počas prvých dvoch týždňov. Vzťahová analýza medzi hladinou CK a tréningovým zaťažením z predchádzajúceho dňa nám vyšlo signifikantné ($r = 0,69$) na 1% hladine štatistickej významnosti počas celého sledovaného obdobia nám teda potvrdzuje naše predpoklady.

Regulácia tréningového zaťaženia prispela k optimalizácii tréningového zaťaženia s využitím oneskoreného kumulatívneho tréningového efektu. Po jednotlivých dňoch sme upravovali obsah tréningového zaťaženia na základe rannej hladiny CK.

Na obr. 2 znázorňujeme dynamiku jednotlivých ranných hodnôt CK v krvi sledovaného probanda. Rozdiel medzi úrovňou hladiny CK v prvých dvoch „monitorovacích“ týždňoch, kedy sme nevstupovali do tréningového procesu. Na základe vyhodnotenia vzťahov sme stanovili tzv. referenčné hodnoty hladiny CK do troch zón: 200-300, 300-400 a 400-500 U/l (jednotka na liter), ktoré slúžili na reguláciu v ďalšom tréningu. Podobne ako Laczo (2005) vo svojej práci upravoval tréningové zaťaženia na základe úrovne hladiny CK v krvi aj nám tieto zóny pomohli upraviť veľkosť tréningového zaťaženia pre nasledujúce obdobie. Ak sa hladina CK pohybovala v rozmedzí 200-300 U/l obsah tréningového zaťaženia bol bez obmedzenia, organizmus bol pripravený znášať submaximálne a maximálne zaťaženie. Pri hladine CK 300-400 U/l bol tréningový obsah upravovaný za účelom zníženia hladiny CK, zaradením ľahšieho technického tréningu hlavne v období ladenia športovej formy tesne pred súťažou. Nad 400 U/l sme sa v 3-6 týždni nedostali.

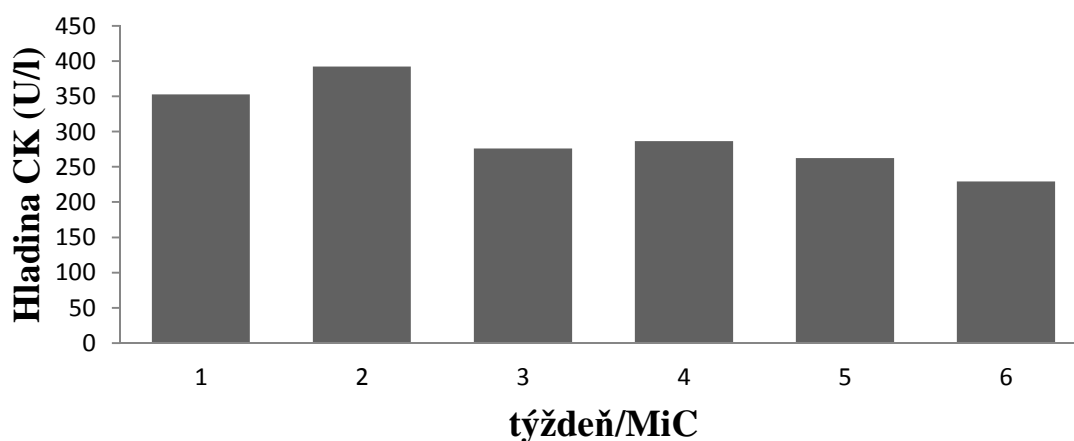


Obrázok 2: Dynamika zmien hladiny CK počas sledovaného 6-týždňového obdobia ladenia športovej formy

Tmavé stĺpce na obr. 2 nám označujú úroveň CK v deň súťaže, úroveň CK v deň súťaže sa pohybovala pri hornej hranici referenčných hodnôt. Vplyvom tréningového zaťaženia hladina CK pri jednodňovom odpočinku klesla na hodnotu hornej hranice referenčných hodnôt, len v jednom prípade zaradenia dvojdnového odpočinku sa dostala úroveň CK na hodnotu 88 U/l. Po následnom znížení tréningového zaťaženia sa hladina CK vie pomerne rýchlo dostať na pôvodnú úroveň.

Obr. 3 nám prezentuje zmeny priemerných hodnôt CK v jednotlivých mikrocykloch (ďalej len MiC) sledovaného obdobia. Prvé dva týždne sa hodnoty pohybovali na vyššej úrovni (min. 223 U/l, max. 533 U/l) ako v ostatných štyroch MiC s regulovaným tréningovým zaťažením.

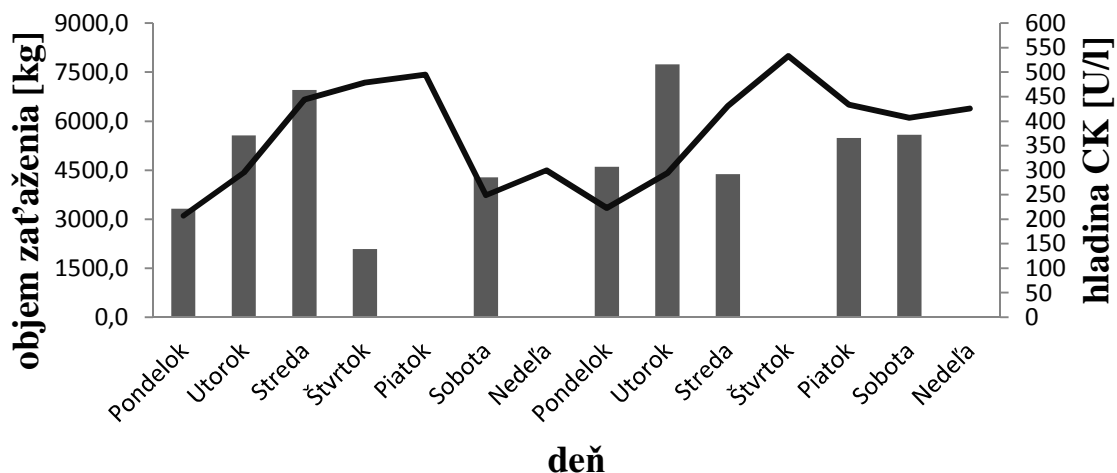
Priemerné hodnoty CK v jednotlivých týždňoch



Obrázok 3: Priemerné hodnoty CK v jednotlivých týždňoch sledovaného obdobia



Dynamika objemu zaťaženia a hladiny CK v súťažnom období vo vzpieraní (1. a 2. MiC)

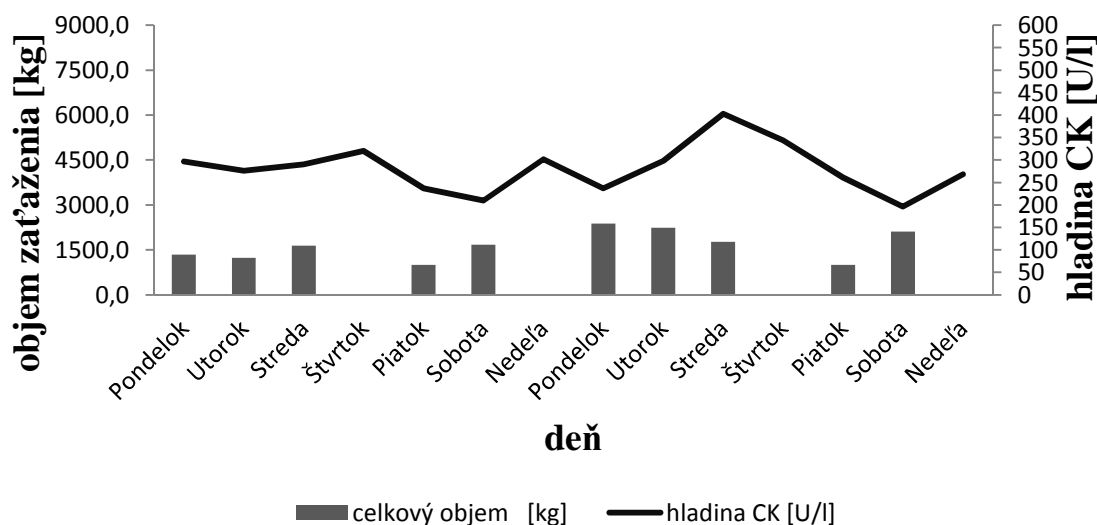


Obrázok 4: Dynamika objemu zaťaženia a hladiny CK v súťažnom období 1. a 2. MiC

Na konci tretieho a štvrtého týždňa proband absolvoval súťaž. Intenzita a objem tréningového zaťaženia bola znížená, za účelom ladenia športovej formy. Kontrolou hladiny CK sme operatívne menili obsahové zameranie tréningového zaťaženia, tak aby proband nedosahoval vysoké hodnoty CK. Na začiatku štvrtého týždňa sme zaradili dva náročnejšie tréningy, ktoré vyvolali zvýšenie CK na hodnotu 403 U/l. Adekvátnym regulovaním tréningového zaťaženia podľa aktuálneho stavu CK v deň súťaže (ráno) bola úroveň CK v referenčných hodnotách. Cieľom 5. a 6. MiC bolo udržať si výkonnosť aj na poslednú súťaž, na ktorej proband dosiahol podobný výkon (trh 130 kg a nadhod 158 kg) ako na hlavnej súťaži v 4. týždni (trh 131 kg a nadhod 161 kg). Dynamika hladiny CK nám znázorňuje v 3. až 6. týždni, že adekvátny obsah zaťaženia vytvoril potenciálne predpoklady na využitie oneskoreného tréningového efektu vo forme zvýšenia športového výkonu. V súlade so zisteniami Helers et al. (2002), Maxwell a Bllor (1981) aj v našom sledovaní sme došli k záveru, že trénovaného športovca nevyvolá extrémne súťažné zaťaženie rapídne zvýšenie hladiny CK.

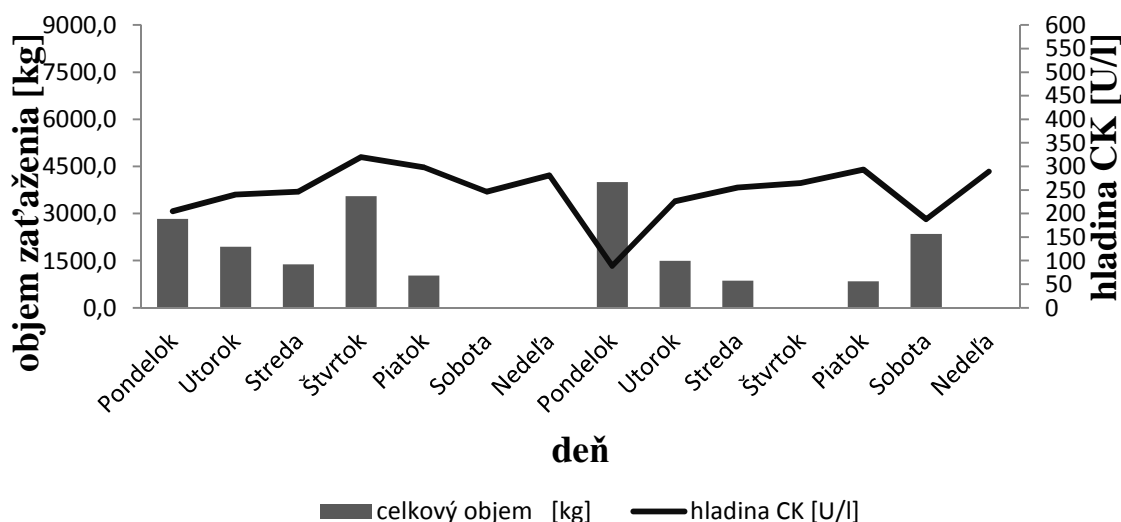


Dynamika objemu zaťaženia a hladiny CK v súťažnom období vo vzpieraní (3. a 4. MiC)



Obrázok 5: Dynamika objemu zaťaženia a hladiny CK v súťažnom období 3. a 4. MiC

Dynamika objemu zaťaženia a hladiny CK v súťažnom období vo vzpieraní (5. a 6. MiC)



Obrázok 6: Dynamika objemu zaťaženia a hladiny CK v súťažnom období v 5. a 6. MiC

ZÁVERY

Náš príspevok prezentuje určité možnosti využitia biochemického ukazovateľa - kreatínkinázy na regulovanie tréningového zaťaženia v období ladenia športovej formy. S cieľom efektívneho využívania oneskoreného tréningového efektu ako predpokladu pre rast športovej výkonnosti.

V období ladenia športovej formy resp. v súťažnom období je dôležité správne dávkovanie tréningového zaťaženia a dodržiavania dostatku odpočinku



na optimálnu regeneráciu. Takéto sledovanie sa hlavne vo vrcholovom športe môže uplatniť ako nástroj na operatívne zmeny tréningového zaťaženia v súťažnom období alebo v čase tesne (2-4 týždne) pred hlavnou súťažou.

Ukazuje sa, že intraindividuálnym sledovaním vrcholových športovcov nielen v období ladenia športovej formy, ale aj v celoročnej športovej príprave môže výrazne zefektívniť riadiace procesy v športovom tréningu.

Nemôžeme považovať sledovanie kreatinkinázy za komplexný ukazovateľ, stále je tu veľa faktorov ovplyvňujúcich športový výkon v súťaži. Nízke hodnoty CK sú len určitý predpoklad na dosiahnutie optimálneho stavu organizmu na podávanie čo najvyšších výkonov. Hladina CK patrí medzi jeden z mála spoľahlivých markerov, ktorý nám pomáha ozrejmiť, čo sa v organizme deje medzi tréningovými jednotkami.

Do istej miery vieme odhaliť aj stav pretrénovania alebo svalového poranenia, ak by sa dostal organizmus do stavu dlhodobo zvýšenej hladiny CK, ktoré je vyvolané aj minimálnym zaťažením.

Korekcia tréningového pôsobenia – inovačná fáza riadenia (na základe aktuálnych, operatívnych zmien stavov) výrazne skvalitňuje účinnosť rozvoja špeciálnych schopností športovcov.

Pokles hladiny CK závisí od dĺžky odpočinkovej fázy, krátka inaktivita môže znížiť transport CK v lymfatickom systéme a vyplavovanie enzýmu zo svalových buniek (Havas et al. 1997). Ukazuje sa aj účinným využitie manuálnej lymfodrenáže po cvičení na zníženie úrovne CK v sére (Schillinger et al. 2006).

Pri systematickom tréningu sa na zníženie svalového poškodenia a hladiny CK využíva suplementácia vo forme aminokyselín s rozvetveným reťazcom (Coombes a McNaughton 2000).

Vzhľadom na variabilitu úrovne CK, ktorú zapríčiňuje tkanivová hypoxia, deplécia srdcového glykogénu, peroxidácia tukov, akumulácia voľných radikálov, mechanické poškodenie kontraktilných elementov a ovplyvňuje celková úroveň trénovanosti, je nevyhnutné sa opierať o jej individuálnu dynamiku, v rôznych časových úsekoch.

Sledovaním ďalších parametrov (hormonálnych, enzymatických, imunitných) v regeneračnej fáze, môžeme komplexnejšie poukázať na aktuálny stav organizmu.)

POUŽITÁ LITERATÚRA

BANFI, G. et al. 2012. Metabolic markers in sports medicine. *Adv Clin Chem.* 2012; 56:1-54.

COOMBES, J.S., MCNAUGHTON, L.R. 2000. Effects of branched-chain amino acid supplementation on serum creatine kinase and lactate dehydrogenase after prolonged exercise. *J Sports Med Phys Fitness.* 2000. 40, 240–246.

FALLON, K.E., SIVYER, G., SIVYER, K., DARE, A. (1999) The biochemistry of runners in a 1600 km ultramarathon. *Br J Sports Med*, 33, 264–269.



- HARTMANN, U., MESTER, J. 2000. Training and overtraining markers in selected sport events. *Med Sci Sports Exerc.* 2000. 31, 209–215.
- HAVAS, E., KOMULAINEN, J., VIHKO, V. 1997. Exercise-induced increase in serum creatine kinase is modified by subsequent bed rest. *Int J Sports Med.* 1997. 18, 578–582.
- HELERS, G.G., BALL, T.E., LISTON, L. 2002. Creatine kinase levels are elevated during 2-A-day practices in collegiate football players. *Athletic Training.* 2002. 37, 151–156.
- HORTOBAGYI, T., DENHAN, T. 1989. Variability in creatine kinase: methodological, exercise and clinically related factors. *Int J Sports Med.* 1989. 10, 69–80
- HURLEY, B. F. et al. 1995. Effects of strength training on muscle hypertrophy and muscle cell disruption in older men. *Int J Sports Med.* 1995. 16, 378–384.
- KOCH, A., PEREIRA, R., MACHADO, M. 2014. The creatine kinase response to resistance exercise. *Journal of musculoskeletal&neuronal interactions.* 2014. 14(1): 68-77.
- LACZO, E. 2005. Obsahové zameranie tréningového zaťaženia v období ladenia športovej formy. [online] [cit. 10-6-2016] Dostupné z: <http://www.sportcenter.sk/stranka/obsahove-zameranie-treningoveho-zatazenia-v-obdobi-ladenia-sportovej-formy>
- MAXWELL, J.H., BLOOR, C.M. 1981. Effects of conditioning on exertional rhabdomyolysis and serum creatine kinase after severe exercise. *Enzyme.* 1981. 26, 177–181.
- MOKUNO, K. et al. 1987. Serum creatine kinase isoenzymes in Duchenne muscular dystrophy determined by sensitive enzyme immunoassay methods. *Muscle Nerve.* 1987. 10, 459–463.
- OKINAKA S, et al. 1959. Serum creatine phosphokinase and aldolase activity in neuromuscular disorders. *Trans Am Neurol Assoc.* 1959; 84: 62–64.
Roche Reflotron Plus. [online] [cit.10-6-2016]
Dostupné z: http://www.roche.sk/home/diagnostics2/oddelenia/npt/reflotron_.html
- SERRA~O, F. V. et al. 2003. Functional changes of human quadriceps muscle injured by eccentric exercise. *Braz J Med Biol Res.* 36, 781–786.
- SCHILLINGER, A. et al. 2006. Effect of manual lymph drainage on the course of serum levels of muscle enzymes after treadmill exercise. *Am J Phys Med Rehabil.* 2006. 85, 516–520.
- SZUMILAK, D. et al. 1998. Rhabdomyolysis: clinical features, causes, complications and treatment. *Przegl Lek.* 1998. 55, 274–279.
- VOHÁŇKA, S. 2012. Zvýšená hladina kreatinkinázy. *Interní Med.* 2012; 14(8 a 9): 322–326
- VINCENT, H.K., VINCENT, K.R. 1997. The effect of training status on the serum creatine kinase response, soreness and muscle function following resistance exercise. *Int J Sports Med.* 1997. 18, 431–437.



2 **ŠPORTOVÝ TRÉNING VO VZPIERANÍ**



2.1

VZŤAH MAXIMÁLNEJ IZOMETRICKEJ A DYNAMICKEJ SILY V HLBOKOM DREPE V ZÁVISLOSTI OD POHYBOVEJ SKÚSENOSTI

**Mgr. Peter KESZEGH^{*1}, Mgr. Gabriel BUZGÓ, PhD.^{*1,3},
Mgr. Adrián NOVOSÁD, PhD.^{*2}, Bc. Jakub CHUDÝ^{*1}**

^{*1} Fakulta telesnej výchovy a športu Univerzity Komenského v Bratislave,
Katedra športovej kinantropológie

^{*2} Fakulta telesnej výchovy a športu Univerzity Komenského v Bratislave,
Katedra atletiky

^{*3} Komisia vzdelávania SZV

ÚVOD

Silové schopnosti sú neustále predmetom početných výskumných sledovaní v oblasti športu. Zvyšovanie úrovne silových schopností vyžaduje pravidelný a systematický tréning, validnú diagnostiku, ako aj správnu následnosť aplikovaných metód rozvoja. Rozvoj silových schopností je pomerne zložitou problematikou. Vyznačuje sa vysokou variabilitou v závislosti od cieľov prípravy, ako aj ich vzťahu k športovému výkonu, či k pohybovej výkonnosti. Problematické sú otázky periodizácie zaťaženia, výberu správnych tréningových prostriedkov a postupov v smere optimalizácie, ako aj možnosti uplatnenia výsledného efektu v podobe novozískanej úrovne sily v prospech rozvoja športovej, pohybovej výkonnosti. Ciele športovej a pohybovej prípravy sú však rôzne.

V príspevku Buzgó et al. (2014) sme sa venovali sledovaniu vplyvu krátkodobého pohybového programu nácviku hlbokého drepu na úroveň vybraných parametrov silových schopností. Poukázali sme na skutočnosť, že týždňový tréningový mikrociklus nácviku je postačujúci na zvýšenie úrovne sily dolných končatín u probandov s absenciou pohybovej skúsenosti v hlbokom drepe. Príspevok nadväzuje na túto. Sledovanie vzťahu maximálnej izometrickej a dynamickej sily v hlbokom drepe u probandov s rôznou pohybovou skúsenosťou s vykonávaním tréningového prostriedku bolo východiskom pri výbere témy. Výsledky by mali preukázať odlišnú úroveň schopnosti produkcie sily v závislosti od pohybovej skúsenosti a zároveň by mohli doplniť poznatky o rozdieloch a odlišnom časovom horizonte adaptačných zmien.

Kľúčové slová:

hlboký drep, maximálna izometrická sila (ISOmax), maximálna hodnota silovej krivky (Fmax), výkon (Pmean), rozsah pohybu, pohybová skúsenosť



PROBLÉM

Silové schopnosti predstavujú významnú zložku pohybových schopností, ktoré sú charakterizované ako „schopnosť prekonávať alebo udržiavať vonkajší odpor pomocou svalovej kontrakcie“ (Schickhofer, 2003). Dovalil (2002) definuje silové schopnosti ako predpoklady nervovo-svalového aparátu prekonávať, brzdiť alebo udržať odpor svalovou kontrakciou. V štruktúre športového výkonu vystupujú silové schopnosti na rôznych faktorových úrovniach v závislosti od charakteru športového odvetvia. Lehnert - Novosad (2010) uvádzajú, že charakter silovej prípravy vychádza zo špecifik konkrétneho športu. Hamar (2006) uvádza, že už v mladom veku môže správne vedený silový tréning prispieť k zníženiu rizika akútnych úrazov a chronických poškodení organizmu. Vhodná a primeraná pohybová aktivita, ktorej neoddeliteľnou súčasťou sú aj prvky silovej prípravy, podporuje harmonický rozvoj detí a mládeže (Marček et al., 1999). Takáto pohybová aktivita predstavuje formu primárnej prevencie civilizačných ochorení vo vyššom veku, kým rozvoj a udržiavanie úrovne silových schopností vo vyššom veku predstavuje formu intervencie involučných zmien. Okrem iného sa vyzdvihuje význam zvyšovania svalovej sily aj pri znížení rizika pádov (Máček, 2011).

Ľudský organizmus reaguje na (športové) zaťaženie rôznymi zmenami. V podobe akútnych zmien (reakciou orgánových systémov, narušením vnútorného prostredia, ako aj zmien na úrovni bunky, atď.) a dlhodobými zmenami, ktoré sa spájajú pojmom adaptácia. Neumann et al. (2007) chápe adaptáciu, ako stabilný proces zmien orgánových a funkčných systémov, ktoré z časového hľadiska vyžaduje dlhšie obdobie. Autori konštatujú, že zmeny, ktoré nastanú prebiehajú na štyroch stupňoch:

- zmeny v pohybovom programe,
- zvýšenie stupňa energetických zásob,
- optimalizácia činnosti nervovo-svalového aparátu,
- súhra medzi nadradenými funkčnými centrami.

Laczo (2005) uvádza, že adaptačné procesy posúvajú aj hranicu trénovateľnosti, ich pôsobenie sa neobmedzuje len na zvýšenie výkonnostnej kapacity organizmu. Zlepšenie motorických zručností a koordinácie svalových skupín zapojených do činnosti, môžu signifikantne prispieť k rozvoju sily popri zmenám v neuromuskulárnej aktivácii (Zatsiorsky - Kraemer, 2006).

V práci Keszegh et al. (2014) sa skúmal vplyv krátkodobého pohybového programu nácviku hlbokého drepu na parametre silových schopností s predpokladom nárastu izometrickej sily a gradientu sily pri rôznych uhloch pokrčenia v kolennom kĺbe (50° , 90° , 140°) a zvýšenia hodnôt vybraných biomechanických parametrov silových schopností na úrovni najvyššej hodnoty priemerného výkonu (P_{max}), ako aj priemerných hodnôt za celú diagnostickú sériu. Výsledky meraní potvrdili predpoklad zvýšenia maximálnej izometrickej sily a gradientu sily pri 50° a 90° -ovom uhle pokrčenia kolena, predpoklad významných zmien v hodnotách najvyššieho výkonu v DS sa však nepotvrdil. Štatisticky signifikantné zmeny sa však registrovali pri hodnotení rozdielov



medzi vstupnými a výstupnými meraniami celej DS. Výsledky poukázali na pozitívny vplyv krátkodobého pohybového programu nácviku hlbokého drepu na sledované parametre silových schopností a prispeli k potvrdeniu teórií časovej dimenzie adaptácie.

PARAMETRE SILOVÝCH SCHOPNOSTÍ

V súčasnosti tréneri ako aj telovýchovný odborníci kladú veľký dôraz na zistenie aktuálneho stavu trénovanosti športovca, posúdenie úrovne silových schopností. Pri výbere sledovaných parametrov silových schopností sa musí zohľadniť použiteľnosť získanej informácie.

Jednorazové a viacrázové maximum (1RM, XRM)

Schickhofer - Cvečka (2011) uvádzajú, že pre väčšinu športovcov zúčastňujúcich sa silového tréningu predstavuje metóda jednorazového maxima (1RM), najznámejší a spravidla jediný spôsob testovania silových schopností. Tihanyi (1998) definuje 1RM v dvoch rovinách. V prvom prípade predstavuje 1RM hmotnosť, ktorou športovec dokáže vykonať pohyb, ktorú vie zdvihnúť. V druhom prípade sa pod pojmom 1RM chápe veľkosť odporu s ktorým dokáže športovec úspešne vykonať konkrétne cvičenie jeden krát. Vanderka et al. (2012) popisujú aj tzv. viacrázové maximá (6RM alebo 10RM, v prvom prípade 85-95 % z 1RM a v druhom 75-85 % z 1RM. Táto metóda sa väčšinou používa u začiatočníkov, u ktorých je problematické získať objektívne dáta o maximálne silových parametroch pri cvičení drep (Vanderka et al., 2012).

Izometrické maximum (ISOmax)

Maximálna statická alebo izometrická sila sa nerovná veľkosti 1RM. ISOmax je však dôležitým ukazovateľom svalovej výkonnosti (Komadel et al., 1985). Podľa Schickhofer - Cvečka (2011), je dôležité si uvedomiť, že údaje získané pri hodnotení ISOmax sú platné len na konkrétnu pozíciu, na konkrétne postavenie segmentov. Potvrdzuje to aj sledovanie autorov Tihanyi (1998) a Vanderka et al. (2012), ktorí sledovali veľkosť maximálnej izometrickej sily pri rôznych uhloch pokrčenia v kolennom kĺbe a namerali štatisticky významné rozdiely.

Gradient sily (RFD)

Schickhofer - Cvečka (2011) definujú gradient sily ako silu, ktorú jedinec je schopný vyvinúť v stanovenom časovom intervale. Chápe sa aj ako pomer vynaloženej sily za jednotku času preto sa považuje za ukazovateľ rýchlej a výbušnej sily. Jeho hodnota je podľa Vanderku (2013) daná „trvaním, maximálnou silou a strmosťou silovej krivky“. Zistilo sa, že pri strate rovnováhy ako aj pri prevencii pádov sa využíva silový gradient v každodennom živote. Práve od schopnosti nervovo-svalového aparátu človeka vyvinúť silu čo najrýchlejšie závisí, či je človek schopný obnoviť stratu rovnováhy po zakopnutí (Vanderka, 2013 podľa Zemková - Hamar, 2010).



Mechanický výkon (P)

Výkon, ktorý podľa Schickhofera (2003) predstavuje súčin sily a rýchlosti, vyjadruje podľa Tihanyiho (1999) schopnosť rýchlej sily. Zo vzťahu sa javí byť logické, že hodnotu výkonu môžeme meniť zvyšovaním veľkosti odporu alebo zmenou rýchlosti pohybu pri nemennej hmotnosti. Predpokladá sa, že najväčšie hodnoty výkonu nebudú pri najvyšších hodnotách prekonávaného odporu a ani pri najvyššej rýchlosti pohybu. Vanderka - Kampmiller, (2012) uvádzajú, že ak vzťahujeme najvyššiu hodnotu výkonu k dynamickému maximu, môžeme vyčísliť vzťah 50-60 % z 1RM (s poznámkou, že to platí len pre vybrané cvičenia). Tihanyi et al., (2003) tvrdia, že svaly sú schopné vyprodukovať najväčší mechanický výkon pri veľkosti odporu na úrovni 25-40 % maximálnej statickej sily. Túto skutočnosť definoval aj Vanderka (2013) podľa Ehlenza et al. (2003), podľa ktorých sa však úroveň maximálneho výkonu dosiahne približne pri 30-35 % ISOmax. Výsledky autorov Laczo et al. (2012) potvrdzujú tvrdenie Vanderka - Kampmiller (2012), že „čím je cvičenie komplexnejšie a jeho vykonanie si vyžaduje pomerne vysokú rýchlosť, tým viac sa hmotnosť pri Pmax blíži k 1RM“. Laczo et al. (2012) zmapovali špeciálne technické tréningové prostriedky (vrátane súťažných disciplín) a špeciálne silové tréningové prostriedky vo vzpieraní. Dospeli k záverom, že hmotnosť s najvyšším priemerným výkonom sa nachádza pri 89,7-98,3 % z 1RM v prípade špeciálnych technických tréningových prostriedkov, kým v prípade špeciálnych silových disciplín, to bolo v rozmedzí 64,0-72,9 % z nameraného 1RM. Ďalším z faktorov ovplyvňujúcich pozíciu najvyššej hodnoty Pmean je charakter a úroveň trénovanosti športovca.

Okrem spomenutých parametrov silových schopností sa môžeme stretnúť aj s ďalšími (napr. impulz sily, moment sily), ako aj s vyhodnotením rôznych biomechanických parametrov, ktoré ponúkajú doplňujúce informácie (rozsah pohybu, rýchlosť, atď.).

VZŤAH IZOMETRICKEJ A DYNAMICKEJ SILY

Vízek (2005) uvádza, že ľudský kostrový sval dokáže vyvinúť silu 3-4kg na cm² svojho prierezu. Vychádzajúc z veľkého prierezu vybraných svalov je jasné, že niektoré v ľudskom tele dokážu vyvinúť celkom veľkú výslednú silu, napr. veľký sedací sval, ktorý dokáže vyvinúť napätie okolo 1200 kg. Celková sila ťahu, ktorú môžu vyvinúť všetky svaly v tele dospelého človeka, je približne 22000 kg. Stoppani (2008) sprostredkuje odhad v smere schopnosti produkcie maximálnej sily, ktorá je v rozsahu približne 80 % z absolútnej sily, ktorú charakterizuje ako maximálnu možnú úroveň produkcie sily za stavu odstránenia ochranných mechanizmov.

Tihanyi (1998), uvádza, že medzi maximálnou izometrickou silou a veľkosťou 1RM môžu byť rozdiely až 10-40 % v závislosti od cvičenia v prospech izometrie. Predpokladáme teda, že hodnota maximálnej sily v statickom režime bude vždy vyššia, ako hodnota v dynamickom režime, lebo pravdepodobne sa dá zaistiť aktiváciu všetkých motorických jednotiek, teda je



schopnosť všetkých myozínových spojení vyvinúť silu naraz. Z dôvodu skrátenia svalového vlákna v dynamických podmienkach sa to nemôže uskutočniť. Dynamická sila predstavuje 80-85 % z maximálnej izometrickej sily vtedy, keď je odpor presúvaný po krátkej dráhe (Tihanyi, 2003).

Stoppani (2008) v analýze možných prínosov silového tréningu s dominanciou excentrickej a izometrickej kontrakcie svalovej práce uvádza predpoklad vyššej účinnosti pri zvyšovaní sily a objemu v porovnaní s koncentrickou svalovou prácou. Konštatuje však (podľa Fleck a Schutt, 1985), že používanie izometrickej kontrakcie vedie k zvýšeniu sily a objemu, silové prírastky sa však objavujú iba v polohách a uhloch v ktorých bol tréning vykonaný.

Štúdia Thomas - Jones et al. (2015) sledovala vzťah maximálnej izometrickej sily a vertikálneho výskoku ako nositeľa dynamickej sily u vysokoškolských športovcov ($n=20$, priemerný vek 21,3 rokov). Maximálna izometrická sila a jej časové charakteristiky merané v pozícii reťazca vystierania bedrového kĺbu (hip action) vykazovali vysokú koreláciu vo vzťahu k vertikálnemu výskoku a k parametrom výkonu vertikálneho výskoku. Podobná práca McGuigan - Winchester (2010) sledovala vzťah izometrickej sily a dynamickej sily v podobných pohybových štruktúrach u futbalistov ($n=22$, priemerný vek 18,4 rokov). Maximálna izometrická sila a jej časové charakteristiky merané v pozícii reťazca vystierania bedrového kĺbu (hip action) vykazovali vysokú koreláciu vo vzťahu k výkonom v testoch dynamickej sily (1RM v drepe, 1RM v tlaku na lavičke, 1RM premiestnenia činky do polodrepu). Autori zistili vysokú koreláciu izometrickej ťahovej sily v štartovej pozícii výťahov od stredu stehien a testami 1RM. Treba však poznamenať, že vysoká korelácia nebola len pri 1RM v testoch s nižšou rýchlosťou pohybu, ale aj pri technických disciplínach, ktorých úspešnosť je závislá na dosahovaní požadovanej rýchlosti pohybu a výšky výťahu (technické disciplíny).

Cieľom je porovnať úroveň maximálnej izometrickej sily pri hlbokom drepe a maximálnej hodnoty silovej krivky pri dynamickom vykonaní drepu, pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu probandov s rôznou pohybovou skúsenosťou s vykonaním tréningového prostriedku.

Predpokladáme signifikantne väčší rozdiel maximálnej hodnoty silovej krivky pri dynamickom vykonaní drepu ($F_{max_{TH+(0-100\%)}}$) a maximálnej izometrickej sily v hlbokom drepe ($ISO_{max_{50^\circ}}$) v skupine športovcov s pohybovou skúsenosťou s vykonávaním tréningového prostriedku. Maximálnu hodnotu silovej krivky pri dynamickom vykonaní drepu budeme hodnotiť pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu (+0%, +25%, +50%, +75% a +100% z vlastnej telesnej hmotnosti).

Porovnaním rozdielov maximálnej hodnoty silovej krivky pri dynamickom vykonaní drepu a maximálnej izometrickej sily v hlbokom drepe skupiny nedreperov a dreperov chceme posúdiť vplyv pohybovej skúsenosti na schopnosť produkcie sily v dynamickom režime svalovej práce (vzťah



maximálnej izometrickej sily a maximálnej hodnoty silovej krivky pri dynamickom vykonaní drepu).

Splnenie cieľa práce a získanie dát pre overenie predpokladov požaduje realizovať empirický výskum (typ ex post facto), ktorého základom bude komparácia sledovaných premenných. V procese výskumu sledujeme dva nezávislé výbery zostavené zámerným výberom, v prípade ktorých budeme analyzovať vybrané parametre silových schopností.

Objektmi výskumného sledovania boli dva nezávislé výbery športovcov, študentov FTVŠ UK mužského pohlavia. V prípade oboch skupín sa jedná o zámerný výber, kde hlavným výberovým kritériom bola pohybová skúsenosť s vykonávaním tréningového prostriedku hlboký drep. Prvú skupinu ($n=9$) charakterizovala absencia pohybovej skúsenosti s vykonávaním hlbokého drepu, tak v kondičnej príprave ako aj v procese overovania pohybovej a športovej výkonnosti. Táto charakteristika bola výberovým kritériom pri zaradení probandov do súboru. Túto skupinu sme pracovne nazvali ako „nedreperi“ (\emptyset chronologický vek členov súboru nedreperov k dátumu merania bol 21,09 roka ($SD=2,37$), \emptyset telesná výška 179,2 cm ($SD=8,18$) a \emptyset telesná hmotnosť 70,0 kg ($SD=7,38$)). Druhú skupinu ($n=9$) charakterizovala bohatá pohybová skúsenosť s vykonávaním tréningového prostriedku hlboký drep. Pri výbere probandov do súboru bolo výberovým kritériom zaradenie hlbokého drepu do vlastnej kondičnej prípravy. V snahe zabezpečiť vyššiu homogenitu súboru z hľadiska výberových kritérií sme rovnakú mieru pohybovej skúsenosti podporili aj selekciou probandov na základe účasti na spoločnej príprave v rámci povinnej voliteľného predmetu „Vzpieranie“ a „Príprava a vedenie jednotlivca v súťaži vo vzpieraní“, ktoré sa realizujú na FTVŠ UK. Trvanie riadenej prípravy počas spoločného tréningového programu bolo v rozmedzí 3-5 semestrov s frekvenciou tréningových jednotiek 2-krát za týždeň. Do tréningového procesu v rámci predmetov bol zaradený nácvik a zdokonaľovanie špeciálnych technických a silových tréningových prostriedkov s pohybovým základom hlbokého drepu, ako aj samotný hlboký drep. Túto skupinu sme pracovne nazvali ako „dreperi“ (\emptyset chronologický vek členov súboru dreperov k dátumu merania bol 24,00 roka ($SD=1,07$), \emptyset telesná výška 182,1 cm ($SD=4,14$) a \emptyset telesná hmotnosť 81,2 kg ($SD=4,29$)).

Pri realizácii meraní sme vychádzali z postupov použitých pri uskutočnenom experimente, ktorý bol nosnou časťou vlastného výskumu (Keszegh et al., 2014). Výber diagnostických zariadení, testov a analyzovaných parametrov sme upravili na základe výsledkov a odporúčaní, ktoré smerovali k návrhu alternatív ďalších sledovaní načatej problematiky.

Prioritné pri stanovení obsahu meraní bolo vybrať vhodné nástroje diagnostiky silových schopností, ktoré sme mohli použiť aj pri nami vybranom telesnom cvičení hlboký drep do výponu. Do batérie meraní sme zaradili test maximálnej izometrickej sily dolných končatín pri 50°-ovom uhle pokrčenia v kolennom kĺbe a hodnotenie silových parametrov pri dynamickom vykonaní drepu pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu. Test diagnostickej série sme modifikovali na základe vlastných skúseností. Zmeny v porovnaní



so štandardným postupom sa týkali najmä stanovenia veľkosti vonkajšieho odporu, ktoré sme vzťahovali na telesnú hmotnosť probanda a záznamu parametrov pomocou dvoch diagnostických zariadení (izoinerčný dynamometer a dynamometrická platňa).

Probandi v úvodnej časti meraní boli oboznámení so spôsobom vykonania všeobecného a špeciálneho rozcvičenia, ktorý bol záväzný a rovnaký pre každého člena sledovaných súborov. Probandi po rozcvičení postúpili na meranie maximálnej izometrickej sily ($ISO_{max_{50^\circ}}$). V poradí druhý bol test modifikovanej diagnostickej série na 5-ich rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu, ktoré boli stanovené percentuálne z vlastnej telesnej hmotnosti probanda (0-100 % z telesnej hmotnosti).

Test maximálnej izometrickej sily v hlbokom drepe ($ISO_{max_{50^\circ}}$)

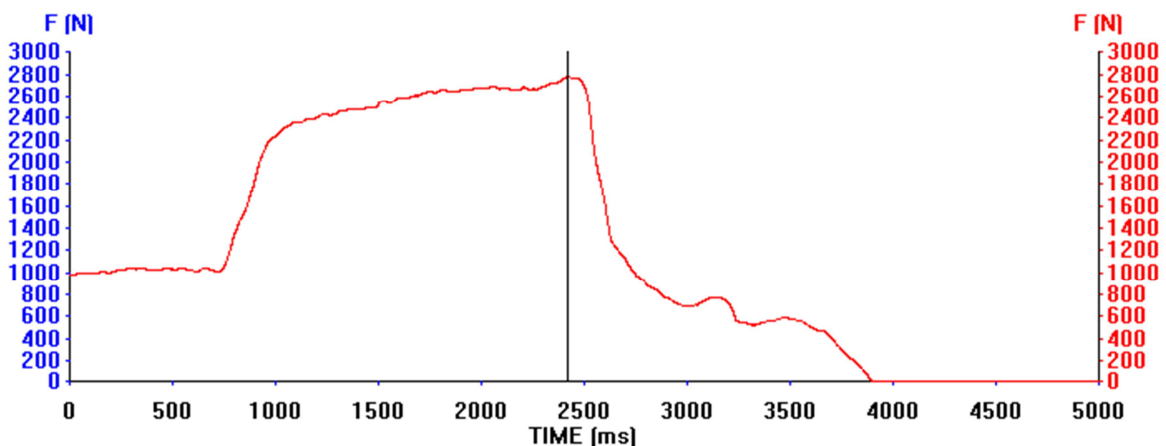
Test maximálnej izometrickej sily sme realizovali so zámerom zistiť schopnosť produkcie sily v izometrickom režime (jej maximálnu úroveň) v pozícií, ktorá je súčasťou dynamického spôsobu realizácie drepu v plnom rozsahu, v našom ponímaní hlbokého. Uhol 50° sme zvolili na základe stanovísk autorov Fehér (2006), Tihanyi (1998) a Vanderka et al. (2012), ktorí uvádzajú „štandardné“ uhly pre jednotlivé verzie drepu. Test sme uskutočnili v špeciálnej konštrukcii. Pre registráciu sily, resp. silovej krivky sme použili diagnostické zariadenie Fitro Force Plate. Schickhofer - Cvečka (2011) uvádzajú, že „dynamometrické platne rôznej konštrukcie s príslušným počítačovým vybavením umožňujú priame meranie a registráciu sily v priebehu celého rozsahu vykonávaného pohybu a výpočet ostatných parametrov“.



Obrázok 1: Konštrukcia pre realizáciu meraní ISO_{max} v hlbokom drepe; realizácia modifikovaného testu diagnostickej série na dynamometrickej platni (Fitro Force Plate)



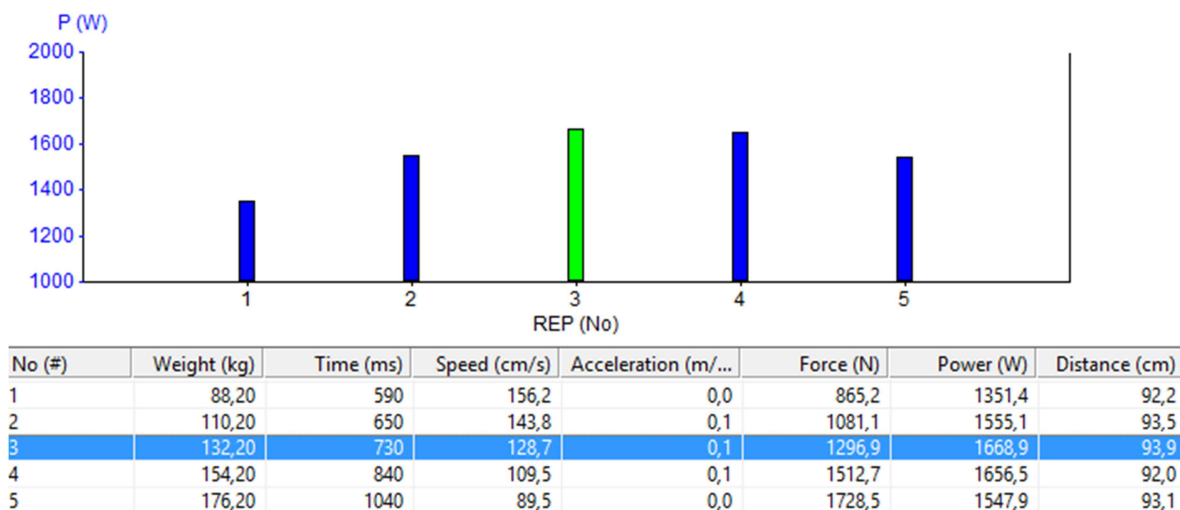
Úlohou probanda pri diagnostike ISOmax_{50°} bolo na vopred dohodnuté pokyny zatlačiť do fixovaného náčinia maximálnym úsilím a vyvinúť tak čo najväčšiu silu. Dôležitým momentom pri vykonaní pokusu bolo dodržanie rovnakých inštrukcií pri zaujatí pozície v stojane, ktoré sa nemohli týkať korekcie postavenia tela a segmentov tela. Postoj probanda nebol korigovaný testujúcimi, dostal však upozornenie, aby sa postavil do konštrukcie spôsobom, ktorý mu zabezpečí najlepší výkon pri vykonaní pokusu. Každý proband mal dva pokusy. Interval odpočinku medzi pokusmi bol 60-90 sekúnd. Samotný pokus trval 4-6 sekúnd. Pri výbere časového intervalu trvania pokusu sme vychádzali z odporúčaní Kampmiller - Vanderka (2007) ktorí tvrdia, že „dosiahnutie maximálnych hodnôt sily trvá od 0,6-1,0 s v dynamickom režime a 3-4 s v statickom režime“.



Obrázok 2: Záznam silovej krivky s hodnotou maximálnej izometrickej sily

Modifikovaný test diagnostickej série pre hlboký drep do výponu

Modifikovaný test diagnostickej série sa realizoval opakovaným vykonaním hlbokého drepu do výponu (bez odlepenia, bez letovej fázy) s postupne sa zvyšujúcou veľkosťou vonkajšieho odporu. Pre potreby výskumu sme použili diagnostické zariadenie Fitro Dyne Premium, ktorého hlavnou súčasťou je snímač rýchlosti a pohybu a je určené na meranie mechanického svalového výkonu, Schickhofer (2010). Novosád (2010) uvádza, že systém na základe známej veľkosti odporu (zadávanej) a zrýchlenia vypočítava okamžitú silu, výkon a polohu a poskytuje základné parametre silového cvičenia. Pri hodnotení kvality pokusu bola sledovaná celá koncentrická fáza pohybu. Okrem registrácie priemerných výkonov (P_{mean}) produkovaných pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu sme prostredníctvom použitého diagnostického zariadenia zaznamenávali údaje o priemernej rýchlosti, rozsahu pohybu ako aj ďalšie kinematické charakteristiky, o ktoré sa oprieme pri prezentácii výsledkov výskumu.



Obrázok 3: Záznam z testu modifikovanej diagnostickej série - diagnostická krivka - s najvyššou hodnotou priemerného výkonu

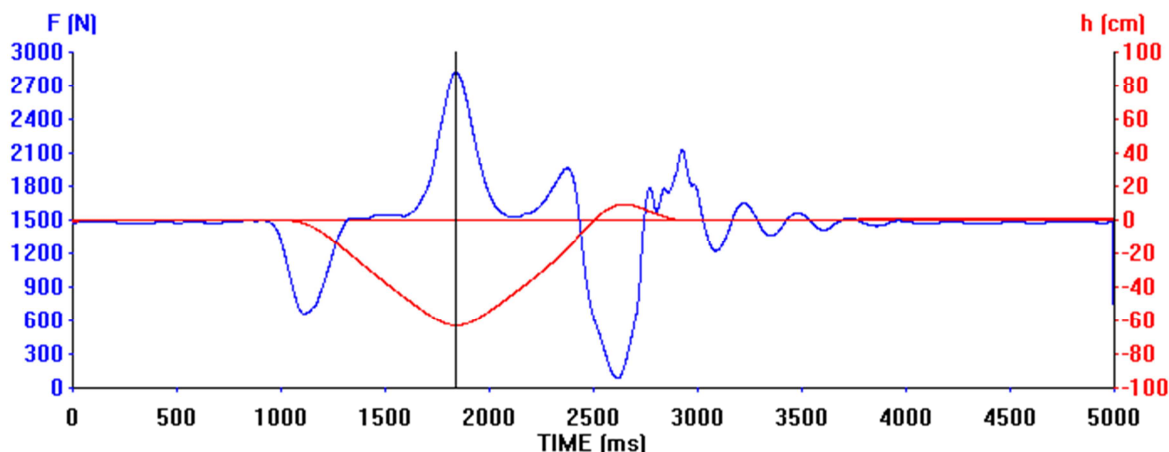
Klasický postup pri zostavovaní diagnostickej krivky predpokladá dosahovanie jednorázového maxima (1RM) alebo výkonového maxima (P_{max}) s postupným progresom odporu. V našom prípade sme však modifikovali postup, ktorý vychádzal jednak z limitácie posledného pokusu (nástup iba po 100 % z vlastnej telesnej hmotnosti) a určením presného počtu opakovaní stanovením veľkostí odporu, ktoré boli odvodené percentuálne z telesnej hmotnosti probanda. Veľkosť vonkajšieho odporu sme určili na 0 %, 25 %, 50 %, 75 % a 100 % z telesnej hmotnosti. Do softvéru zariadenia sme zadávali stanovený odpor spolu s telesnou hmotnosťou probanda. Tento postup odôvodňujeme charakterom vybraného tréningového prostriedku drep, počas ktorého proband dvíha aj vlastné telo. Predmetom diskusie môže byť započítanie hmotnosti predkolenia, argumentov za započítanie však pribúda v prípade realizácie hlbokého drepu do výponu, čo bolo platné aj pre náš výskum. Zväčšenie rozsahu pohybu do výponu na špičky sme umožnili z dôvodu čiastočnej eliminácie prirodzeného brzdenia pohybu na konci koncentrickej fázy. Okrem zabezpečenia rovnakých podmienok z hľadiska počtov opakovaní a zohľadnením hmotnosti vlastného tela bolo výhodou našej modifikácie aj minimalizácia rizík zranenia (vyhýbanie sa hmotnosťami blízkyh 1RM) a možnosť porovnania skupiny začiatočníkov a pokročilých. Uvedomujeme si skutočnosť, že aj napriek snahe zabezpečiť rovnaké podmienky merania je evidentné, že stanovené veľkosti odporov predstavujú iné percentá z 1RM probandov (z dôvodu predpokladu rozdielov športovej výkonnosti probandov). Pri riešení tejto dilemy sme uprednostnili bezpečnostné kritérium a rozhodnutie sme potvrdili aj výsledkom vlastného experimentu, kde sme v záveroch skonštatovali väčší komfort a schopnosť práce maximálnym úsilím pri nižších veľkostiach vonkajšieho odporu v prípade začiatočníkov. Pri nižších odporoch sme predpokladali zachovanie pohybového prejavu a vyššiu kompenzáciu technických nedostatkov súvisiacich s pohybovou neskúsenosťou.

Pri pokusoch boli inštrukcie z hľadiska správneho vykonania pokusu obmedzené iba na postup pri meraní. Postavenie tela a segmentov tela, podobne



ako v prípade merania ISOmax neboli korigované testujúcimi. Excentrickú fázu pohybu vykonávali probandi vlastným tempom, s dôrazom na čo najefektívnejšie zvládnutie protipohybu a koncentrickej fázy pohybu, ktorú museli vykonať maximálnym úsilím.

Musíme však zdôrazniť, že merania na dynamometrickej platni so súčasným meraním prostredníctvom Fitro Dyne Premium (izoinerčný dynamometer) bolo z dôvodu sledovania zachovania rozsahu pohybu pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu a pre potreby posúdenia lepšieho pokusu. Ako kritérium určenia lepšieho pokusu sme zvolili práve hodnotu priemerného výkonu v koncentrickej fáze pohybu (P_{mean}). Predmetom diskusie by mohla byť alternatíva výberu lepšieho pokusu na základe vyššej hodnoty silovej krivky. Tento spôsob by však nereflektoval kvalitu pokusu z hľadiska realizácie koncentrickej fázy, ktorej úspešnosť závisí aj od spôsobu spracovania excentrickej fázy, dolnej úvrate a schopnosti využitia fenoménu protipohybu.



Obrázok 4: Záznam silovej krivky z diagnostického zariadenia Fitro Force Plate s najvyššou hodnotou silovej krivky (F_{max}) v dolnej úvrati pohybu

Vzhľadom na cieľ výskumu bola nosnou metódou meranie diagnostickej série na dynamometrickej platni prostredníctvom Fitro Force Plate. Pri overovaní stanovených hypotéz sme podrobili komparácii parameter z platne. Pomocou záznamu pokusov v dynamickom režime na dynamometrickej platni sme získali údaje o najvyššej hodnote silovej krivky, ktorá bola registrovaná práve v dolnej úvrati pohybu. V najvyššej hodnote silovej krivky sa prejavila sila tiaže, ako aj sila zotrvačnosti, ktorá bola závislá na veľkosti odporu (hmotného bodu) a zmeny rýchlosti pohybu (zrýchlenia), ktoré sú nepriamym ukazovateľom aj silových dispozícií probanda.

Získané údaje sme vyhodnotili postupmi vecne logickej analýzy a matematickej štatistiky, kde sme okrem základných štatistických ukazovateľov použili aj test významnosti rozdielov. Pri výbere vhodného štatistického nástroja pri hodnotení významnosti rozdielov sme volili neparametrickú metódu pre nezávislé súbory, Mann-Whitneyov U test z dôvodu malej početnosti súboru a predpokladu nesplnenia podmienky normality rozdelenia dát. Vo všetkých



sledovaných parametroch sme stanovili kritérium 5 % a 10 %-nej hladiny štatistickej významnosti ($\alpha=0,05$, $\alpha=0,10$).

Výsledky realizovaných meraní prezentujeme so zámerom hodnotenia úrovne silových schopností sledovaných skupín a so zámerom porovnať registrované parametre. V prvej časti hodnotíme parametre silových schopností sledovaných skupín. Následne, v druhej časti hodnotíme, resp. porovnáme úroveň maximálnej izometrickej sily v hlbokom drepe ($ISO_{max_{50^\circ}}$) a silové špičky v dynamickom režime vykonania hlbokého drepu pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu ($F_{max_{TH+(0-100\%)}}$) skupiny nedreperov a dreperov.

HODNOTENIE PARAMETROV SILOVÝCH SCHOPNOSTÍ SLEDOVANÝCH SKUPÍN NEDREPEROV A DREPEROV

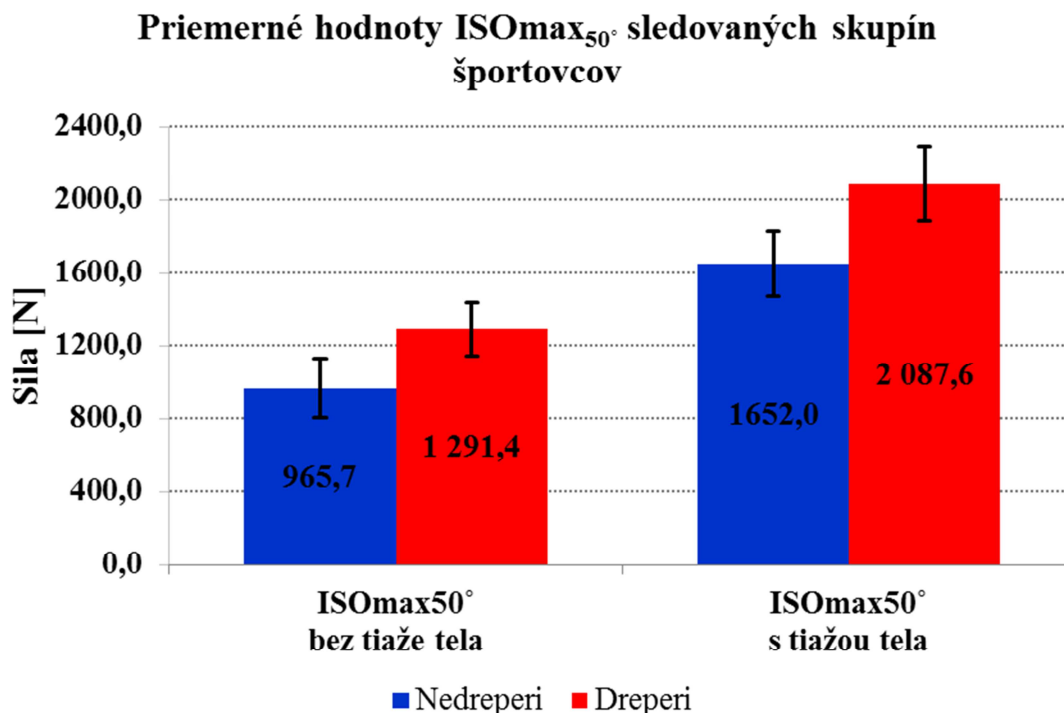
Z výstupov diagnostických zariadení (podrobne rozpísaných v metodickej časti práce), považujeme vzhľadom na sledovanú problematiku analyzovať parametre:

- maximálnu izometrickú silu v hlbokom drepe (s tiažou a bez tiaže tela),
- maximálnu hodnotu silovej špičky v dynamickom režime svalovej práce pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu (v absolútnych a relatívnych jednotkách),
- rozsah pohybu pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu,
- mechanický výkon pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu,
- mechanický výkon na kilogram dvíhanej hmotnosti (vrátane telesnej hmotnosti) pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu.

Výsledky testu maximálnej izometrickej sily v hlbokom drepe ($ISO_{max_{50^\circ}}$) skupiny nedreperov a dreperov

Test maximálnej izometrickej sily v hlbokom drepe sme vykonali prostredníctvom dynamometrickej platne. Výstupy v podobe hodnôt sily boli týmto zariadením priamo merané. V prípade skupiny nedreperov sme namerali priemernú hodnotu ISO_{max} vo zvolenej pozícii hlbokého drepu na úrovni 1652,0 N (vrátane tiaže, bez tiaže 965,7 N). V prípade dreperov dosiahla priemerná hodnota maximálnej izometrickej sily 2087,6 N (vrátane tiaže, bez tiaže 1291,4 N). Rozdiel, pri porovnaní dát vrátane tiaže, medzi skupinou nedreperov a dreperov bol na úrovni 435,6 N, čo predstavuje 20,86% v prospech dreperov. Rozdiel, pri porovnaní dát bez tiaže, medzi skupinou nedreperov a dreperov bol na úrovni a 325,7 N, čo predstavuje 25,22 % v prospech dreperov (obrázok 5).

Hodnoty $ISO_{max_{50^\circ}}$ uvádzame vrátane tiaže tela, ale aj odpočítaním tiaže tela z dôvodu významnejších rozdielov sledovaných skupín v parametri telesnej hmotnosti. Prezentované dáta konštatujú rozdielnú úroveň maximálnej izometrickej sily v hlbokom drepe v prospech skupiny dreperov.



Obrázok 5: Porovnanie priemerných hodnôt maximálnej izometrickej sily (ISOmax_{50°}) sledovaných skupín športovcov

Test modifikovanej diagnostickej série hlbokého drepu skupiny nedreperov a dreperov

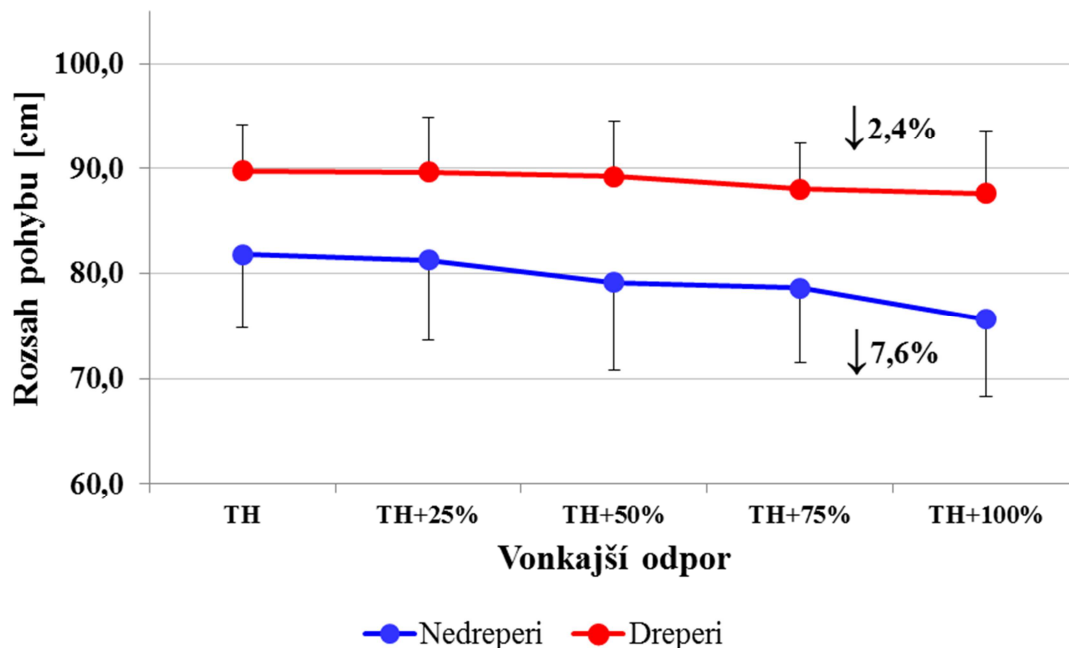
Test modifikovanej diagnostickej série hlbokého drepu sme vykonali pomocou dynamometrickej platne a izoinerčného dynamometra. Prostredníctvom dynamometrickej platne sme získali údaje o maximálnych hodnotách silových kriviek (resp. o priebehu sily) pri dynamickom vykonaní drepu rôznymi veľkosťami vonkajšieho odporu. Izoinerčné zariadenie Fitro Dyne Premium nám umožnil hodnotiť pri rôznych odporoch okrem iného aj rozsah pohybu a parametre mechanického výkonu.

Pri hodnotení rozsahu pohybu sme registrovali odlišné hodnoty, ktoré vychádzali jednak z rozdielov priemerných telesných výšok sledovaných skupín, ako aj z predpokladu vplyvu pohybovej skúsenosti na tento parameter (hlbka drepu). Pri analýze zmien rozsahu pohybu pri prograse veľkosti vonkajšieho odporu sme registrovali v skupine nedreperov pokles rozsahu v priemere o 6,2 cm, čo predstavuje 7,6 %. V prípade dreperov bola táto zmena v priemere 2,2 cm, čo predstavuje 2,4 % (obrázok 6). Rozdielne hodnoty zmien rozsahu pohybu naznačujú väčšiu stabilitu pohybového prejavu probandov skupiny dreperov.

Musíme však konštatovať, že v prípade skupiny nedreperov bol registrovaný výraznejší pokles rozsahu pohybu najmä pri väčších hmotnostiach vonkajšieho odporu.



Priemerné hodnoty rozsahu pohybu (ROM) pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu

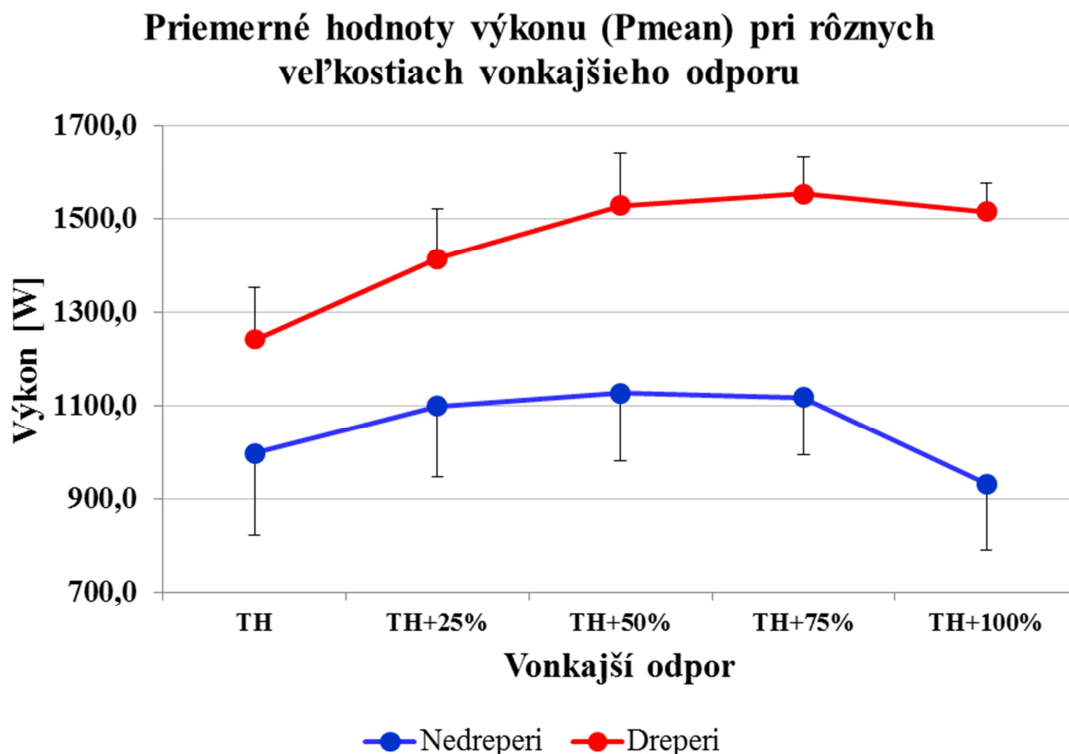


Obrázok 6: Porovnanie priemerných hodnôt rozsahu pohybu (ROM) pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu sledovaných skupín športovcov

Okrem hodnotenia rozsahu pohybu sme mohli prostredníctvom izoinerčného dynamometra hodnotiť aj veľkosť mechanického výkonu pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu. V metodologickej časti práce sme uvideli, že veľkosť vonkajšieho odporu sme stanovili na 0 %, 25 %, 50 %, 75 % a 100 % z telesnej hmotnosti. Do softvéru zariadenia sme zadávali veľkosť odporu a vlastnú telesnú hmotnosť probanda. Opakovane však musíme zdôrazniť, že merania na dynamometrickej platni so súčasným meraním aj prostredníctvom Fitro Dyne Premium (izoinerčný dynamometer) bolo z dôvodu sledovania zachovania rozsahu pohybu pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu a pre posúdenie lepšieho pokusu. Ako kritérium určenia lepšieho pokusu sme zvolili práve hodnotu priemerného výkonu v koncentrickej fáze pohybu (P_{mean}). Tento postup nám umožnil určiť lepší pokus z hľadiska kvality realizácie koncentrickej fázy pohybu, ktorej úspešnosť závisí aj od spôsobu spracovania excentrickej fázy, dolnej úvrate a schopnosti využitia fenoménu protipohybu. Musíme však konštatovať, že stanovené veľkosti odporov predstavujú iné percentá z 1RM probandov (z dôvodu predpokladu rozdielov športovej výkonnosti probandov). Pri analýze výkonov sme zistili, že probandi skupiny nedreperov dosiahli najvyššiu hodnotu výkonu zo sledovaných pokusov v priemere pri pokuse 3,00, kým probandi skupiny dreperov pri pokuse 3,89. Priemer výkonov všetkých započítaných pokusov bol u nedreperov 1055,3 W, kým u dreperov 1451,4 W. Evidovaný rozdiel vytvára predpoklad rozdielov výkonnosti sledovaných skupín, je však zrejmé, že úlohu zohráva aj vyššia priemerná telesná hmotnosť probandov skupiny dreperov, čo tvorilo východisko pri stanovení veľkostí



vonkajšieho odporu (obrázok 7). Z údajov je zrejmé, že výkony oboch skupín pri väčších hmotnostiach klesali, k poklesu však došlo skôr v skupine nedreperov.

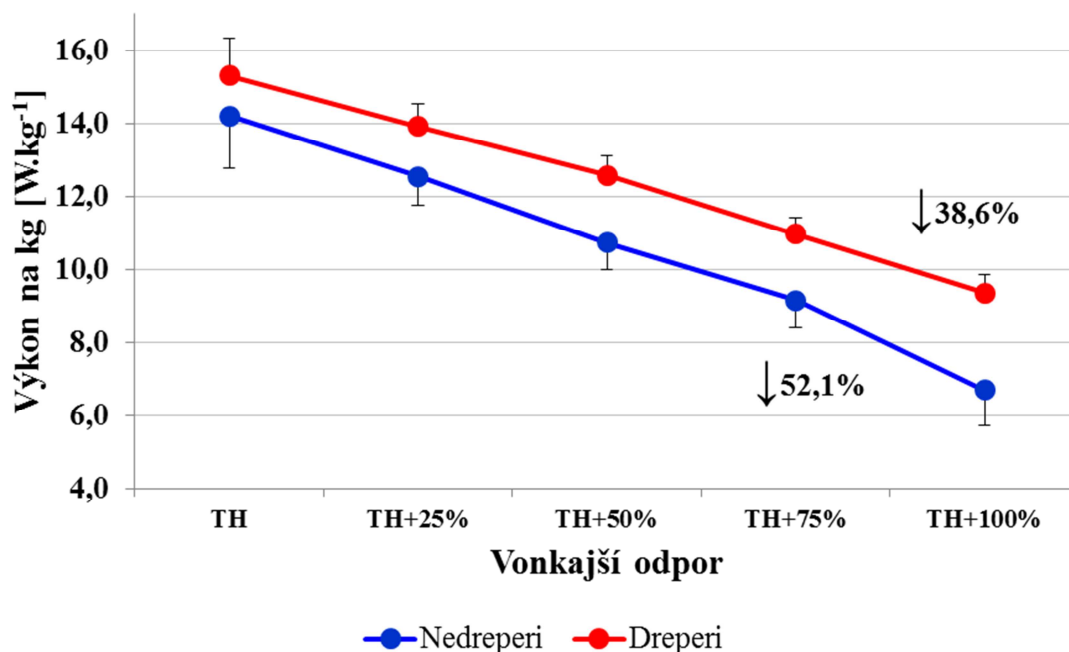


Obrázok 7: Porovnanie priemerných hodnôt výkonu (P_{mean}) v koncentrickej fáze pohybu pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu sledovaných skupín športovcov

Prezentované výsledky (P_{mean}) považujeme za dokresľujúce vzhľadom na výkonnosť sledovaných skupín. Ich výpovedná hodnota je však limitovaná použitým postupom určovania veľkosti vonkajšieho odporu z dôvodu rozdielu priemerných telesných hmotností sledovaných skupín, ako aj intraindividuálnymi rozdielmi výkonnosti probandov. Vzťah zvolených hmotností odporov k 1RM alebo k P_{max} môžu vyznačovať značnú variabilitu a heterogénnosť. V prípade postupu s prepočtom generovaného výkonu na kilogram dvíhanej hmotnosti (vrátane telesnej) sa čiastočne eliminujú spomínané nedostatky. Takáto forma relatívneho výkonu poskytuje nástroj na lepšie porovnanie sledovaných skupín, problematiku odlišnosti percent z P_{max} a 1RM to však nerieši. Pri hodnotení relatívneho výkonu badať pokles u oboch skupín. V prípade skupiny nedreperov klesla hodnota relatívneho výkonu v priemer o 52,1 % ($7,5 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$), v prípade skupiny dreperov bol registrovaný pokles na úrovni 38,6 % ($5,9 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$), (obrázok 8).



Priemerné hodnoty výkonu na kilogram hmotnosti (W.kg^{-1}) pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu



Obrázok 8: Porovnanie priemerných hodnôt „relatívneho“ výkonu (W.kg^{-1}) v koncentrickej fáze pohybu pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu sledovaných skupín športovcov

POROVNANIE ISOmax_{50° A $\text{Fmax}_{\text{TH}+(0-100\%)}$ V HLBOKOM DREPE SKUPINY NEDREPEROV A DREPEROV

Obrázok 9 a 10 prezentuje hodnoty maximálnej izometrickej sily a maximálnej hodnoty silovej krivky pri dynamickom vykonaní drepu (rôznymi veľkosťami vonkajšieho odporu), v absolútnych a v relatívnych jednotkách. Tieto údaje budú východiskom pri overení stanovených hypotéz. Pre správnu interpretáciu dát musíme uviesť, že hodnoty uvedených síl sú vrátane sily tiaže, resp. hmotnosti tela športovca a že relatívne sily sme prepočítali na spoločnú hmotnosť vonkajšieho odporu a tela športovca.

Pri hodnotení absolútnej hodnoty dynamickej sily (Fmax) vo vzťahu k absolútnej hodnote izometrickej sily (ISOmax_{50°) v prípade **nedreperov**, badať nižšie hodnoty len pri drepe s vlastným telom, bez vonkajšieho odporu. Pri poslednej hmotnosti modifikovanej diagnostickej série (t.j. +100 % z telesnej hmotnosti) bolo evidované navýšenie v priemere o 20,44 %. Opačný trend sme zaznamenali pri hodnotení parametrov sily v relatívnych jednotkách. Konštatovali sme pokles relatívnej hodnoty dynamickej sily, ktorá ani v jednom prípade nedosiahla úroveň relatívnej hodnoty maximálnej izometrickej sily. Pokles na úrovni poslednej hmotnosti modifikovanej diagnostickej série (t.j. +100 % z telesnej hmotnosti) bol v priemere o 39,8 % vo vzťahu k relatívnej hodnote maximálnej izometrickej sily.



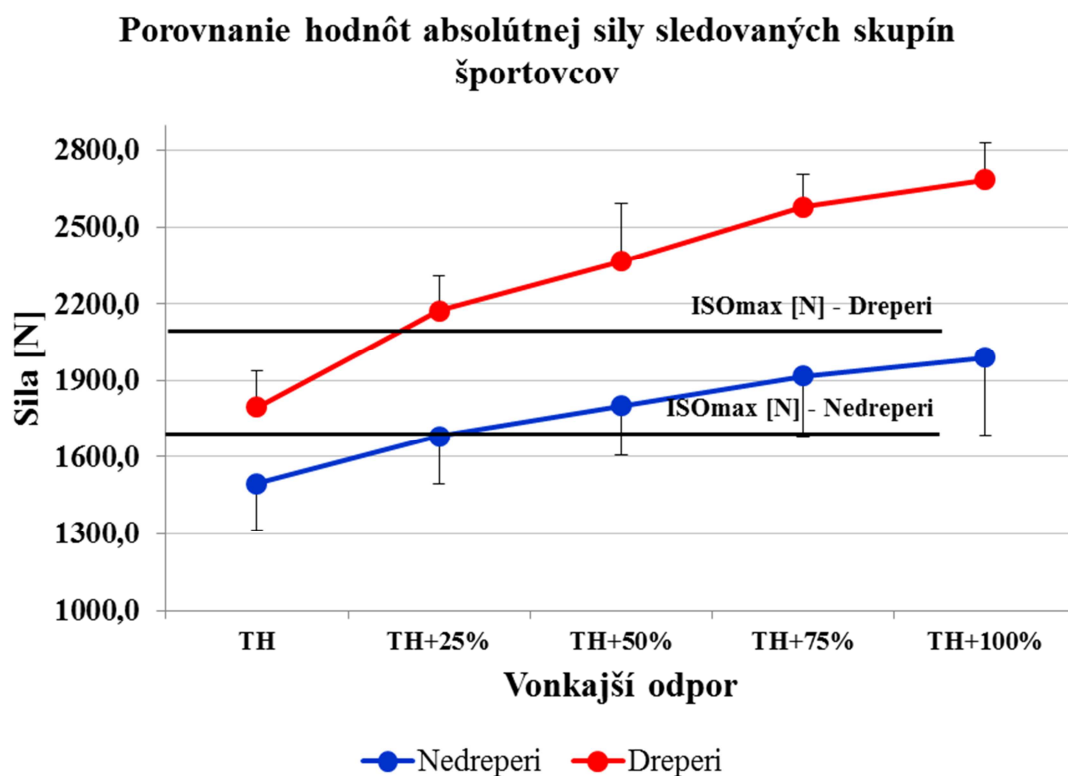
V prípade skupiny **dreperov** sme zaznamenali podobné charakteristiky sledovaných parametrov ako nedreperov. Pri hodnotení dát badať podobný rast absolútnej hodnoty dynamickej sily (F_{max}) ako v prípade nedreperov, ktorá vo vzťahu k absolútnej hodnote izometrickej sily ($ISO_{max_{50^\circ}}$) vykazuje nižšie hodnoty tiež len pri drepe s vlastným telom, bez vonkajšieho odporu. Pri poslednej hmotnosti modifikovanej diagnostickej série (t.j. +100 % z telesnej hmotnosti) bolo evidované navýšenie v priemere o 29,12 %. Podobne opačný trend sme zaznamenali pri hodnotení parametrov sily v relatívnych jednotkách. Konštatovali sme pokles relatívnej hodnoty dynamickej sily, ktorá ani v jednom prípade nedosiahla úroveň relatívnej hodnoty maximálnej izometrickej sily. Pokles na úrovni poslednej hmotnosti modifikovanej diagnostickej série (t.j. +100 % z telesnej hmotnosti) bol v priemere o 35,38 % vo vzťahu k relatívnej hodnote maximálnej izometrickej sily. Opačný priebeh absolútnych a relatívnych hodnôt izometrickej a dynamickej sily naznačuje, že nárast sily je neadekvátny vo vzťahu k dvíhanej hmotnosti (v našom prípade spoločnej hmotnosti vonkajšieho odporu a tela športovca).

Podobné charakteristiky parametrov izometrickej a dynamickej sily skupiny nedreperov a dreperov naznačujú rovnaký trend, ich rozdielne hodnoty však vytvárajú predpoklad rozdielov diferencií izometrickej a dynamickej sily sledovaných skupín.

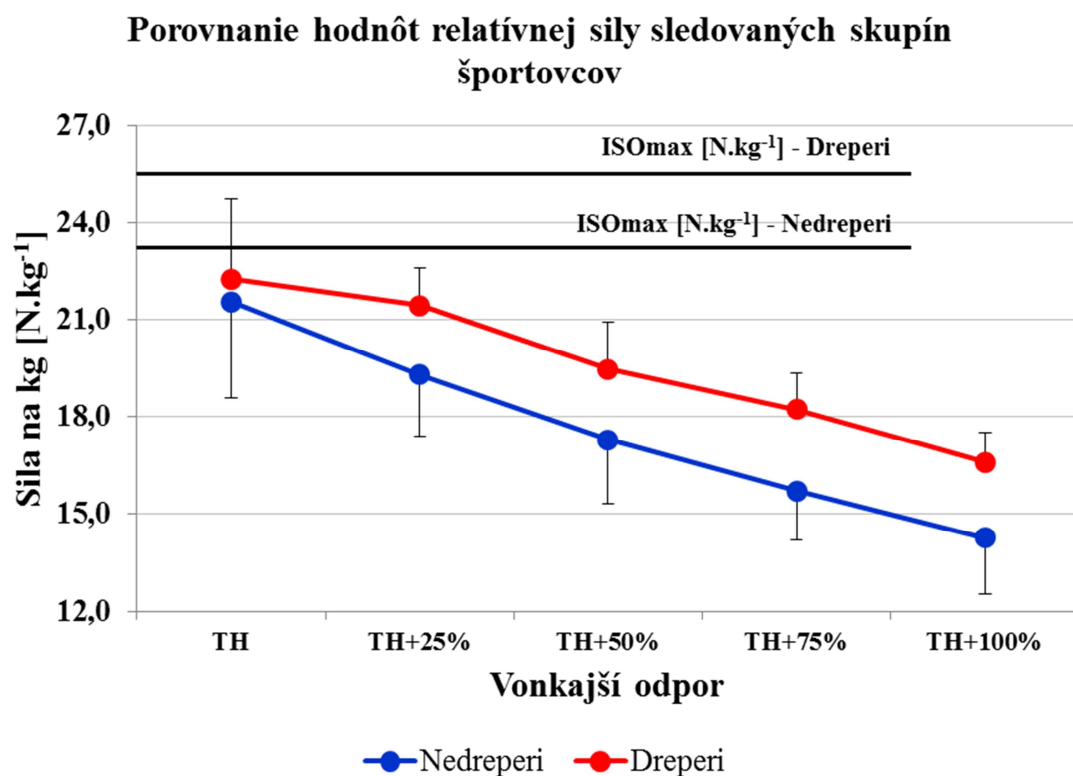
Pri porovnaní veľkosti $ISO_{max_{50^\circ}}$ a veľkosti F_{max} pri rôznych hmotnostiach vonkajšieho odporu registrovať evidentný rozdiel parametrov medzi skupinou dreperov a nedreperov (obrázok 9 a 10). Vyššie hodnoty síl v izometrickom, ako aj v dynamickom režime badať v skupine dreperov. Predmetom nášho výskumu však nebolo hodnotiť len rozdiel výkonnosti sledovaných skupín. Výskumné sledovanie je orientované na hodnotenie vzťahu medzi maximálnou hodnotou izometrickej sily v hlbokom drepe a maximálnymi hodnotami silových špičiek pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu. Cieľom bolo hodnotiť rozdiel diferencií týchto parametrov medzi sledovanými skupinami. Podrobnejšej analýze (ktorá bude podporená hodnotením na úrovni štatistickej významnosti) podrobíme rozdiely diferencií $F_{max_{TH+(0-100\%)}}$ a $ISO_{max_{50^\circ}}$ medzi skupinami dreperov a nedreperov.

Pri overení predpokladu väčšieho rozdielu maximálnej hodnoty silovej krivky pri dynamickom vykonaní drepu ($F_{max_{TH+(0-100\%)}}$) a maximálnej izometrickej sily v hlbokom drepe ($ISO_{max_{50^\circ}}$) v skupine športovcov s pohybovou skúsenosťou s vykonávaním tréningového prostriedku sme sa museli vysporiadať s problematikou výberu vhodného ukazovateľa, čo považujeme za významný moment pri správnej interpretácii výsledkov.

Pre potreby overenia stanovených hypotéz sme sa rozhodli použiť absolútne hodnoty síl (v izometrickom aj dynamickom režime), resp. rozdiely hodnôt absolútnych síl. Ostatné parametre (percentá rozdielov absolútnych hodnôt síl, relatívne hodnoty sily v prepočte na kilogram dvíhanej hmotnosti a percentá rozdielov relatívnych hodnôt síl) môžu slúžiť pre hlbšiu analýzu výsledkov a pre potreby vecnej diskusie.



Obrázok 9: Porovnanie priemerných hodnôt parametrov absolútnej sily sledovaných skupín

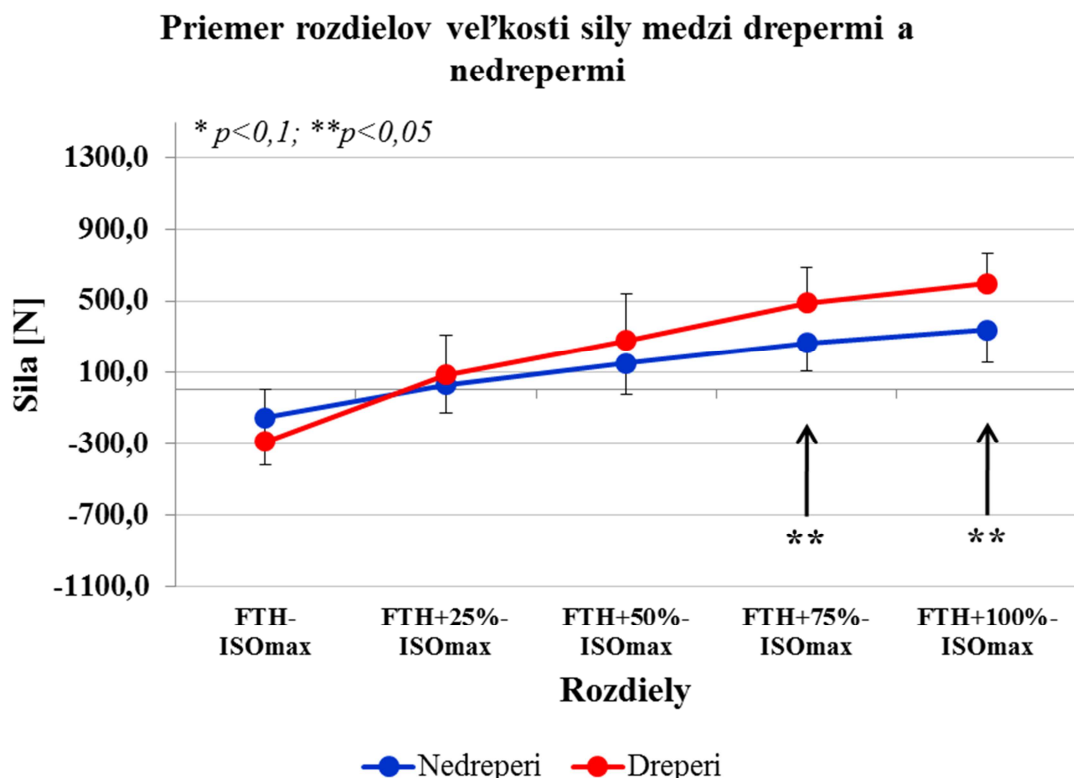


Obrázok 10: Porovnanie priemerných hodnôt parametrov relatívnej sily sledovaných skupín



POROVNANIE ISOmax_{50°} A Fmax_{TH+(0-100%)} SKUPINY NEDREPEROV A DREPEROV V ABSOLÚTNYCH JEDNOTKÁCH

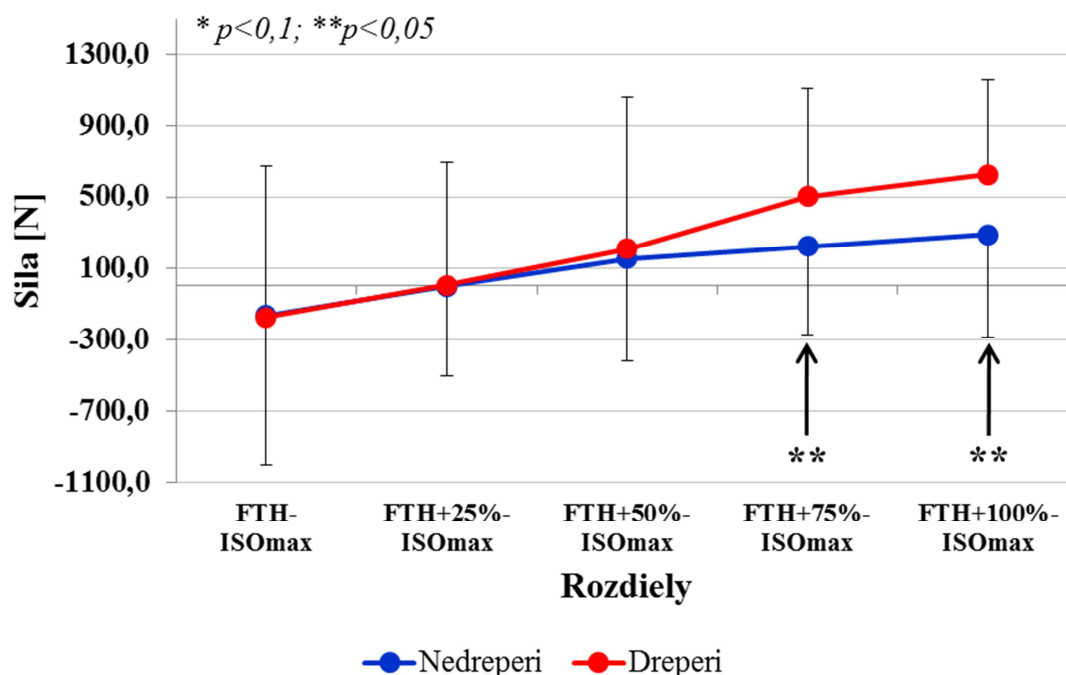
Na obrázku 11 a 12 prezentujeme stredné hodnoty (priemer a medián) rozdielov absolútnych hodnôt Fmax_{TH+(0-100%)} a ISOmax_{50°} sledovaných skupín (nedreperov a dreperov). Konštatovať môžeme, že od veľkosti odporu +25 % z telesnej hmotnosti prevažuje hodnota Fmax nad hodnotou ISOmax (o čom svedčia kladné hodnoty). Na obrázkoch sa zároveň ukazuje trend zmien diferencií sledovaných skupín. Zväčšovanie rozdielov medzi skupinami badať od veľkosti odporu +50 % z telesnej hmotnosti. Túto tendenciu zväčšovania rozdielov počítaných diferencií medzi Fmax a ISOmax s narastajúcou veľkosťou vonkajšieho odporu podporujú aj registrované štatistické významnosti rozdielov pri veľkostiach vonkajších odporov na úrovni +75 % a +100 % z telesnej hmotnosti probandov. Pri týchto hmotnostiach sme registrovali štatistickú významnosť rozdielov na úrovni 5 %. Jednoznačne však treba upozorniť na značnú variabilitu dát, o čom svedčí hodnota variačného rozpätia. Porovnanie rozdielov diferencií Fmax a ISOmax v absolútnych jednotkách [N] uvádzame v tabuľke 1.



Obrázok 11: Porovnanie priemerných hodnôt rozdielov sily skupiny dreperov a nedreperov



Medián rozdielov veľkosti sily medzi drepermi a nedrepermi



Obrázok 12: Porovnanie mediánu rozdielov sily skupiny dreperov a nedreperov

Tabuľka 1: Porovnanie rozdielov diferencií Fmax a ISOmax v absolútnych jednotkách

Základné opisné charakteristiky	Porovnanie rozdielov diferencií Fmax a ISOmax v absolútnych jednotkách				
	Fmax _{TH} - ISOmax _{50°} [N]	Fmax _{TH+25°} - ISOmax _{50°} [N]	Fmax _{TH+50°} - ISOmax _{50°} [N]	Fmax _{TH+75°} - ISOmax _{50°} [N]	Fmax _{TH+100°} - ISOmax _{50°} [N]
Priemer - nedreperi	-156,4	29,3	149,4	265,0	338,5
Priemer - dreperi	-291,2	86,5	278,6	489,1	595,0
Rozdiel priemerov	-134,9	57,2	129,2	224,1	256,5
Medián - nedreperi	-164,2	-1,4	154,0	223,1	290,8
Medián - dreperi	-174,9	5,9	211,3	502,1	622,9
Rozdiel mediánov	-10,7	7,3	57,3	279,0	332,2

Registrovanú významnosť rozdielov absolútnych hodnôt Fmax_{TH+(0-100%)} a ISOmax_{50°} sledovaných skupín pri veľkostiach odporov na úrovni +75 % a +100 % z telesnej hmotnosti probandov v prospech dreperov potvrdzujú aj výsledky meraní uvádzané v predchádzajúcich častiach príspevku.



Pri týchto hmotnostiach odporov (+75 % a +100 % z tel. hm.) sme registrovali:

- výraznejší pokles rozsahu pohybu v prípade nedreperov v porovnaní s drepermi,
- výraznejší pokles mechanického výkonu v prípade nedreperov v porovnaní s drepermi,
- výraznejší pokles relatívnej hodnoty mechanického výkonu v prípade nedreperov v porovnaní s drepermi,
- menšiu mieru navýšenia F_{max} vo vzťahu k ISO_{max} na diagnostickej krivke v prípade nedreperov (+20,44 %) v porovnaní s drepermi (+29,12 %).

Vysvetlenie prezentovaných výsledkov môžeme nájsť v publikácii autorov Zatsiorsky - Kraemer (2014), ktorí podrobnejšie analyzovali mechanické podmienky dosahovania maximálnych hodnôt síl v izometrickom a dynamickom režime v kontexte s vytváraním odporu neprekonateľnej prekážky (v prípade izometrie) a odporu v podobe hmotnosti tela a zotrvačnosti hmotnosti tela (v prípade „dynamiky“). Podobne podrobnú analýzu venovali aj fenoménu reverzibilnej svalovej práce, ktorú poznáme pod pojmom cyklus natiahnutia a skrátenia, alebo SSC (stretch shortening cycle). K efektívnemu využitiu SSC je podmienkou primeraná vlastnosť v smere tuhosti a pružnosti svalov a šliach, ako aj funkcia neurálnych mechanizmov v podobe reflexov. Svalové vretienka (ako receptory myotatického reflexu) reagujú na dĺžku natiahnutia svalu aktívnym skrátením, kontrakciou. Golgiho šľachové telieska (ako receptory inverzného myotatického reflexu) reagujú na napätie navodením útlmu a poklesu svalového napätia. Autori (Zatsiorsky - Kraemer, 2014) však deklarujú, že zásluhou špecifického tréningu sa dá inverzný myotatický reflex potlačiť a športovec je tak schopný reagovať na veľké silové pôsobenie bez zníženia vyvinutej svalovej sily. Z toho vychádzajúc predpokladáme, že rozdiely evidované pri veľkostiach odporov +75 % a +100 % z telesnej hmotnosti medzi sledovanými skupinami športovcov môžu byť pripisované aj lepšej úrovne výkonnosti skupiny dreperov (cez vyššiu pohybovú skúsenosť, ...), čo predpokladá adaptačné zmeny aj na úrovni útlmu „obranných“ reflexov, resp. zvýšenia prahu dráždivosti. Predpokladáme, že odpor +75 % a +100 % predstavovali u nedreperov také silové pôsobenie, ktoré vyvolalo inverziu cez aktiváciu Golgiho šľachových receptorov, čo sa v prípade lepšie trénovaných členov skupiny dreperov nedostavilo. Podobné vysvetlenie registrovaných rozdielov diferencií maximálnej hodnoty silovej krivky pri dynamickom vykonaní drepu ($F_{max_{TH+(0-100\%)}}$) a maximálnej izometrickej sily v hlbokom drepe ($ISO_{max_{50^\circ}}$) medzi sledovanými skupinami športovcov môžeme nájsť aj u autorov Vanderka (2008, 2013), Vanderka - Kampmiller (2012) a Tihanyi (1999).

ZÁVERY

Cieľom príspevku bolo porovnať úroveň maximálnej izometrickej sily pri hlbokom drepe a maximálnej hodnoty silovej krivky pri dynamickom vykonaní



drepu pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu probandov s rôznou pohybovou skúsenosťou s vykonaním tréningového prostriedku. Výskum sme realizovali na dvoch nezávislých výberoch športovcov, študentov FTVŠ UK mužského pohlavia. V prípade oboch skupín sa jednalo o zámerný výber, kde hlavným výberovým kritériom bola pohybová skúsenosť s vykonávaním tréningového prostriedku hlboký drep. Skupinu nedreperov ($n=9$, \bar{X} vek 21,1 r., \bar{X} tel. výš. 179,2 cm, \bar{X} tel. hm. 70,0 kg) charakterizovala absencia pohybovej skúsenosti s vykonávaním hlbokého drepu, tak v kondičnej príprave ako aj v procese overovania pohybovej a športovej výkonnosti. Skupinu dreperov ($n=9$, \bar{X} vek 24,0 r., \bar{X} tel. výš. 182,1 cm, \bar{X} tel. hm. 81,2 kg) charakterizovala bohatá pohybová skúsenosť s vykonávaním tréningového prostriedku hlboký drep. Pri výbere probandov do súboru dreperov bolo výberovým kritériom zaradenie hlbokého drepu do vlastnej kondičnej prípravy. Probandov oboch výberov sme podrobili meraniu úrovne izometrickej sily v hlbokom drepe a meraniu dynamickej sily (zisteniu úrovne maximálnej hodnoty silovej krivky) pri dynamickom vykonaní hlbokého drepu do výponu pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu (0-100 % z telesnej hmotnosti).

Predpokladali sme signifikantne väčší rozdiel maximálnej hodnoty silovej krivky pri dynamickom vykonaní drepu ($F_{\max_{TH+(0-100\%)}}$) a maximálnej izometrickej sily v hlbokom drepe ($ISO_{\max_{50^\circ}}$) v skupine športovcov s pohybovou skúsenosťou s vykonávaním tréningového prostriedku (dreperov). Pri analýze nameraných dát sme zistili evidentné rozdiely v parametroch rozsahu pohybu, mechanického výkonu, relatívnej hodnoty mechanického výkonu, veľkosti izometrickej sily, veľkosti dynamickej sily pri rôznych odporoch a veľkosti relatívnej hodnoty izometrickej a dynamickej sily. Tieto rozdiely referovali o vyššej úrovni parametrov silových schopností skupiny dreperov, čo vytváralo predpoklad lepšej pohybovej výkonnosti a skúsenosti tejto skupiny.

Pre overenie nášho predpokladu sme sa rozhodli použiť absolútne hodnoty síl (v izometrickom aj dynamickom režime), resp. rozdiely hodnôt absolútnych síl.

Analýza rozdielov absolútnych hodnôt $F_{\max_{TH+(0-100\%)}}$ a $ISO_{\max_{50^\circ}}$ sledovaných skupín (nedreperov a dreperov) ukazuje trend zmien rozdielov diferencií sledovaných skupín. Zväčšovanie rozdielov medzi skupinami badať od veľkosti odporu +50 % z telesnej hmotnosti. Túto tendenciu zväčšovania rozdielov počítaných diferencií medzi F_{\max} a ISO_{\max} s narastajúcou veľkosťou vonkajšieho odporu podporujú aj registrované štatistické významnosti rozdielov pri veľkostiach vonkajších odporov na úrovni +75 % a +100 % z telesnej hmotnosti probandov. Pri týchto hmotnostiach sme registrovali štatistickú významnosť rozdielov na úrovni 5 %.

Uvedené výsledky štatistickej analýzy dát vyvrátili predpoklad signifikantne väčšieho rozdielu maximálnej hodnoty silovej krivky pri dynamickom vykonaní drepu pri odporoch +0 %, +25 % a +50 % z telesnej hmotnosti a maximálnej izometrickej sily v hlbokom drepe ($ISO_{\max_{50^\circ}}$) v prípade skupiny dreperov. Medzi sledovanými skupinami pri uvedených



odporoch nebol registrovaný rozdiel na úrovni štatistickej významnosti rozdielov. Potvrdený však bol predpoklad vo vzťahu k významnosti veľkosti rozdielu maximálnej hodnoty silovej krivky pri dynamickom vykonaní drepu pri odporoch +75 %, +100 % z telesnej hmotnosti a maximálnej izometrickej sily v hlbokom drepe (ISO_{max50°) v prípade skupiny dreperov. Medzi sledovanými skupinami pri uvedených odporoch bol registrovaný rozdiel na 5 %-nej hladine štatistickej významnosti rozdielov.

Vysvetlenie výsledku nachádzame vo výsledkoch prác autorov Zatsiorsky - Kraemer (2014) v rovine pôsobenia inverzie cez aktiváciu Golgiho šľachových receptorov pri odporoch +75 % a +100 % v prípade nedreperov, čo absentovalo v prípade skupiny dreperov, pravdepodobne z dôvodu lepšej trénovanosti, pohybovej skúsenosti a kvalitatívne vyšších adaptačných zmien. Vysvetlenie v tejto podobe však uvádzame na úrovni predpokladov. Nevýznamné rozdiely diferencií sledovaných skupín pri nižších veľkostiach vonkajšieho odporu (+0 %, +25 %, +50 %) zároveň potvrdzujú odporúčania v smere výberu nižších veľkostí vonkajších odporov pri rozvoji pohybových schopností (silových).

Záverom konštatujeme rozdielnú výkonnostnú úroveň sledovaných skupín, ktorá sa prejavila rozdielom diferencií ISO_{max50° a F_{max} pri vyšších hmotnostiach odporu. Tento výsledok naznačuje rozdiel v úrovni adaptačných mechanizmov (aj v časovom horizonte) v podobe navodeného útlmu obranných mechanizmov na úrovni inverzného myotatického reflexu (zvýšenia prahu dráždivosti). Nami uvádzané výsledky sú vzhľadom na malú početnosť súborov platné len pre sledovanú vzorku probandov. Pre potreby generalizácie výsledkov považujeme za žiaduce realizovať výskumné sledovanie na väčšej vzorke probandov.

POUŽITÁ LITERATÚRA

BUZGÓ, G., NOVOSÁD, A., CIHOVÁ, I., KESZEGH, P., SILLÍK, G., TITURUS, M. 2014. *ŠKOLA DREPU II. - teoretické východiská uplatnenia drepu v pohybovej a kondičnej príprave*. In KOLEKTÍV AUTOROV *Vzpieranie III. - učebné texty pre trénerov*. 1. vyd. Bratislava : ICM Agency, 2014, s. 6-14. ISBN 978-80-89257-66-9

DOVALIL, J. et al. 2002. *Výkon a tréning ve sportu*. 1.vyd. Praha : Olympia, 2002. 336 s. ISBN 80-7033-760-5.

FEHÉR, T. 2006. *Olympic weightlifting*. 2nd ed. Budapest : Tamas Strength Sport Libri Publishing House, 2006. 307 p. ISBN 963-06-0139-7

HAMAR, D. 2006. Silový tréning u detí a adolescentov. In *Medicina Sportiva bohémica et slovaca*, 2006, vol. 14, no. 1-4, s. 182-188.

KAMPMILLER, T., VANDERKA, M. 2007. Teoretické východiská štruktúry a rozvoja silových schopností. In MORAVEC, R. et al. *Teória a didaktika výkonnostného a vrcholového športu*. Bratislava : FTVŠ UK a SVS pre TVaŠ, 2007, s. 89-107. ISBN 978-80-89075-31-7



KESZEGH, P. 2014. : *Vplyv krátkodobého pohybového programu nácviku hlbokého drepu na parametre silových schopností*. Bakalárska práca. Bratislava : FTVŠ UK, 2014. 60 s.

KESZEGH, P., BUZGÓ, G., NOVOSÁD, A., ČIERNA, D. 2014. *Vplyv krátkodobého nácviku hlbokého drepu na parametre silových schopností*. In *Telesná výchova a šport*, 2014, roč. 24, 2014, č.3, s. 21-28.

KOMADEL, Ľ., HAMAR, D., MARČEK, T. 1985. *Diagnostika trénovanosti*. 1. vyd. Bratislava : Šport, slovenské telovýchovné vydavateľstvo, 1985. 224 s. ISBN 77-041-85

LACZO, E. 2005. Adaptačný efekt - ako výsledok reakcie organizmu na alaktátový a laktátový obsah tréningového a súťažného zaťaženia [online]. In: *Časopis NŠC Šport Revue*, 2011. Updated 2005 [cit. 2016-03-20]. Dostupné na: <http://www.sportcenter.sk/>

LACZO, E. 2012. Tréningové (súťažné) zaťaženie. In KAMPMILLER, T. et al. *Teória športu a didaktika športového tréningu*. Bratislava : ICM Agency, 2012, s. 57-69. ISBN 978-80-89257-48-5

LACZO, E., BUZGÓ, G., KOVÁČ, M.. 2012. Ukazovatele intenzity zaťaženia pri komplexných tréningových prostriedkoch vo vzpieraní. In KOLEKTÍV AUTOROV *Vzpieranie I. - učebné texty pre trénerov*. 1. vyd. Bratislava : ICM Agency, 2012, s. 55-63. ISBN 978-80-89257-56-0

LEHNERT, M., NOVOSAD, J. et al. 2010. *Síla*. In LEHNERT, M., NOVOSAD, J. et al. *Trénink kondice ve sportu*. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2010. s 18-50. ISBN 978-80-244-2614-3

MÁČEK, M. 2011. Pohybová aktivita ve vyšším věku. In MÁČEK, M., RADVANSKÝ, J. et al. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha : Galén, 2011, s. 141-150. ISBN 978-80-7262-695-3

MARČEK, T. et al. 2007. *Telovýchovné lekárstvo*. 1. vyd. Bratislava : Univerzita Komenského v Bratislave, 2007, 268 s. ISBN 978-80-223-2276-8

MCGUIGAN, M., WINCHESTER, J. et al. 2015. *Relationship Between Isometric and Dynamic Strength in Recreationally Trained Men*. *Journal of Strength & Conditioning Research*, Vol.24, Issue 9, pp. 2570-2573.

NEUMANN, G., PFÜTZNER, A., HOTTENROTT, K. 2007. *Trénink pod kontrolou*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 2007. 184 s. ISBN 80-247-0947-3

NOVOSÁD, A. 2012. *Optimalizácia rozvoja silových schopností z hľadiska využitia pružinových systémov pohybového aparátu*. Doktorandská dizertačná práca. Bratislava : FTVŠ UK, 2012. 100 s.

SHICKHOFER, P. 2003. Sila a výkon pri rôznych rýchlostiach svalovej kontrakcie u športovcov vybraných špecializácií. In *Acta facultatis educationis physicae Universitatis Comenianae*, 2003, č. XLVI, s. 79-138. ISBN 80-223-1914-7

SHICKHOFER, P., 2010. *Nové metódy diagnostiky a rozvoja silových schopností*. In KOLEKTÍV AUTOROV *Športová príprava mladých vzpieračov v podmienkach malých štátov*. 1. vyd. Bratislava : ICM Agency, 2010, s. 121-129. ISBN 978-80-89257-26-3



SCHICKHOFER, P., CVEČKA, J. 2011. Diagnostika silových schopností I. In KOLEKTÍV AUTOROV *Vzpieranie pre rozvoj sily a kondície, uplatnenie prostriedkov vzpierania v kondičnej príprave*. 1. vyd. Bratislava : ICM Agency, 2011, s. 58-64. ISBN 978-80-89257-34-8.

STOPPANI, J. 2008. *Velká kniha posilování*. 1.vydanie. Praha: Grada Publishing a.s., 2008. 440 s. ISBN 978-80-247-2204-7

THOMAS, CH., JONES P. et al. 2015.: *An Investigation Into the Relationship Between Maximum Isometric Strength and Vertical Jump Performance*. In: Journal of Strength & Conditioning Research, (Vol. 29, Issue 8, pp. 2176–2185.

TIHANYI, J. 1998. Az izmok élettani és biomechanikai tulajdonságainak változtatási lehetőségei edzéssel. In *Magyar edző*, 1998, č. 2, pp. 4-10.

TIHANYI, J. 1999. Fyziologické a biomechanické základy adaptácie na tréningové zaťaženie. In *Zborník vedeckých prác Katedry atletika FTVŠ UK*, 1999, č. 3, s. 3-12. ISBN 80-968252-0-8

TIHANYI, J., VÁCZI, M., RÁCZ, L. 2003. Izomerő és teljesítmény. In *Magyar Súlyemelés*, 2003, pp. 36-48.

VANDERKA, M.: *Silové a rýchlostno-silové schopnosti v kondičnej príprave športovcov*. 1. vyd. Bratislava : ICM Agency, 2008. 92 s. ISBN 978-80-89257-10-2

VANDERKA, M. 2012. Riadenie športového tréningu. In KAMPMILLER, T. et al. *Teória športu a didaktika športového tréningu*. Bratislava : ICM Agency, 2012, s. 285-302. ISBN 978-80-89257-48-5

VANDERKA, M. 2013. *Silový tréning pre výkon*. 1. vyd. Bratislava : Slovenská vedecká spoločnosť pre telesnú výchovu a šport, 2013. 270 s. ISBN 978-80-89075-40-9

VANDERKA, M., KAMPMILLER, T., 2012. Silové schopnosti a ich rozvoj. In KAMPMILLER et al. *Teória športu a didaktika športového tréningu*. Bratislava : ICM Agency, 2012, s. 113-156. ISBN 978-80 89257-48-5

VANDERKA, M., OLASZ, D., LONGOVÁ, K. 2012. Parametre sily pri cvičení drep v závislosti od veľkosti pokrčenia v kolennom kĺbe. In KOLEKTÍV AUTOROV *Vzpieranie I. - učebné texty pre trénerov*. 1. vyd. Bratislava : ICM Agency, 2012, s. 46-54. ISBN 978-80-89257-56-0

VÍZEK, M. 2005. Vrušivé tkáně: svaly. In Ganong, W. F. *Přehled lékařské fyziologie*. Praha : Galén, 2005, s. 890. ISBN 80-7262-311-7

ZATSIORSKY, V. M., KRAEMER, V. J. 2006. Science and Practice of Strength Training. 2nd ed. Illinois : Human Kinetics, 2006. 264 p. ISBN 978-0-7360-5628-1

ZATSIORSKY, V. M., KRAEMER, V. J. 2014. Silový trénink. Praxe a věda. 1. vyd. Praha : Mladá fronta, Edice Českého olympijského výboru, 2014. s. 352. ISBN 978-80-204-3261-2



2.2

ROZDIELY V SILOVOM ZAŤAŽENÍ NAD 90% Z AKTUÁLNEHO VÝKONU Z HLADISKA VEĽKOSTI ODPORU

**Mgr. Radoslav IVAN^{*1}, Mgr. Gabriel BUZGÓ, PhD.^{*1,3},
Mgr. Adrián NOVOSÁD, PhD.^{*2}, Mgr. Matej HALAJ^{*1}**

^{*1} Fakulta telesnej výchovy a športu Univerzity Komenského v Bratislave,
Katedra športovej kinantropológie

^{*2} Fakulta telesnej výchovy a športu Univerzity Komenského v Bratislave,
Katedra atletiky

^{*3} Komisia vzdelávania SZV

ÚVOD

V súčasnosti existuje mnoho zobrazovacích zariadení, ktoré v procese rozvoja rýchlostno-silových schopností umožňujú zaznamenávať tréningové parametre počas samotného tréningu. Dôležité je tieto parametre správne vyhodnotiť a následne využiť pri inovácii tréningového pôsobenia. Dôležitou súčasťou tréningu je správne nastaviť tréningové premenné v súčinnosti s tréningovými ukazovateľmi a čo najpresnejšie determinovať charakter tréningového zaťaženia.

Kľúčové slová:

drepa-výpon, tréningové premenné, mechanický výkon,
zóna +90 % z výkonového maxima

PROBLÉM

Silový tréning je vo väčšine prípadov významná zložka kondičnej prípravy. Jeho zastúpenie je neodmysliteľnou súčasťou tréningu, na vrcholovej, ako aj na výkonnostnej úrovni. Poznanie a prax smerujú ku komplexnému chápaniu faktorov, ktoré ovplyvňujú športový výkon a celkovú pripravenosť športovca. Tomuto modelu by mala zodpovedať aj metodika silového tréningu. Využitie tréningových prostriedkov pri rozvoji vybranej pohybovej schopnosti predpokladá ich technicky dokonalé vykonanie. Na zabezpečenie efektivity pôsobenia je však nutné správne nastaviť tréningové premenné, medzi ktoré zaradujeme aj výber tréningového prostriedku.

Kritérium, nevyhnutné pri stanovení intenzity zaťaženia rýchlostno-silového charakteru, je mechanický výkon. Mechanický výkon (P) je podľa Kraemera a Newtona (2000) v mnohých športoch najdôležitejším prvkom športovej výkonnosti. Hodnota výkonu je daná:

- rýchlosťou (v) pohyblivých častí tela,
- vonkajším odporom (m),
- vonkajšou silou (F) vyvolanou svalovou činnosťou.



Podľa Ehlenza et al. (2003) je pri 30 – 35 % maximálnej izometrickej sily dosiahnutý maximálny výkon (P_{max}). V prípade, že sa jedná o dynamické maximum je maximálny výkon približne na úrovni 50 – 60 % z jendorázového maxima. Čím je dané cvičenie komplexnejšie a vykonanie si vyžaduje vyššiu rýchlosť, tým bližšie sa P_{max} posúva k 1RM. Napríklad premiestnenie alebo trh vyžadujú určitú minimálnu rýchlosť, pod ktorou sa tieto cvičenia ani nedajú dokončiť. Tu sa P_{max} bude dosahovať až takmer na 100 % 1RM (Vanderka, 2013). To, či sa P_{max} nachádza na úrovni 40 % alebo 80 % z 1RM ovplyvňuje aj tréňovanosť športovca. Športovci maximálne silovo tréňovaní budú dosahovať P_{max} na vyšších percentách z 1RM.

Beneke a Taylor (2010) zistili, že najvyšší mechanický účinok svalovej práce je práve cvičením nad úrovňou 90 % z maximálnej hodnoty výkonu. Z krátkodobého hľadiska tréningom nad úrovňou 90 % z P_{max} sa optimálne stimuluje hypertrofia a aj iné mechanické adaptácie a to najmä v rýchlych svalových vláknach (Kampmiller et al., 2012). Podľa Hennemana (1957 a 1990) so zvyšujúcou sa intenzitou kontrakcie postupne zapájame rýchle oxidatívne a rýchle glykolytické svalové vlákna. Tieto svalové vlákna majú vyšší prah citlivosti, ako pomalé. Závislosť aktivácie svalových vlákien (motorických jednotiek) od intenzity svalovej kontrakcie sa vysvetľuje na princípe veľkosti („size principle“). Pri pohyboch s maximálnou (vysokou) rýchlosťou, čo je možné iba pri malom vonkajšom odpore, Hennemanov princíp veľkosti neplatí. Vtedy dochádza k aktivácii iba rýchlych svalových vlákien, pomalé sa do činnosti nezapájajú (Fleck - Creamer, 2004). Dnes možno konštatovať, že podľa mnohých modelov a experimentálnych prác pre aktiváciu svalových vlákien typu IIX je nevyhnutné, aby intenzita silového zaťaženia dosahovala úroveň vyššiu ako 90 % z P_{max} . Jeden z prvých modelov týkajúcich sa tejto problematiky bol podľa Bosca (1999) model zapájania svalových vlákien.

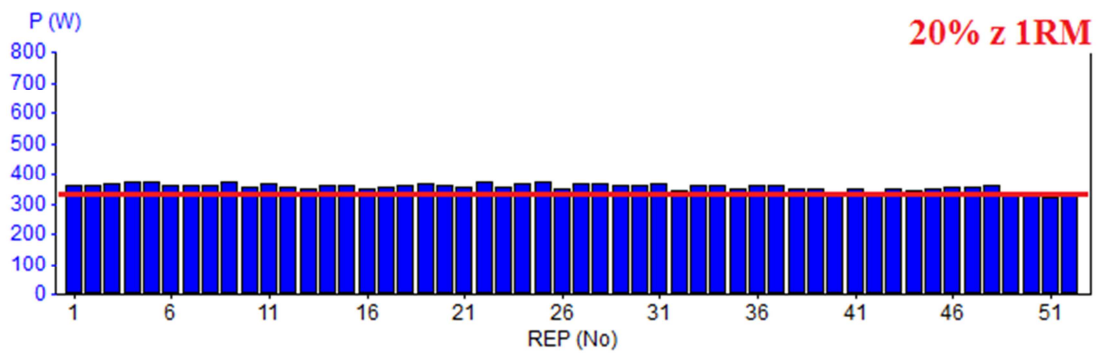
Titurus (2014) so snahou zdôrazniť potrebu koncepčného chápania recipacity a súčinnosti metodotvorných činiteľov sledoval osobitosti mechanického výkonu v závislosti od charakteru tréningového prostriedku. Porovnával tréningové prostriedky podrep-výskok, podrep-výpon, drep-výpon a drep výskok. Zistil, že z pohľadu produkcie výkonu sa javí najvýznamnejší podrep-výskok. Priemer najvyššej hodnoty P_{mean} u sledovanej skupiny bol na úrovni 918,5 W (SD=164,4). Pri tréningovom prostriedku podrep-výpon boli namerané najvyššie hodnoty P_{mean} pri najvyššej hmotnosti. Priemerná hodnota hmotnosti bola 135,8 kg (SD=21,1). Z pohľadu silového prejavu a hmotnosti, ktorá bola v danom cvičení dvihnutá sa javí ako najefektívnejší tréningový prostriedok práve podrep-výpon. Drep-výskok a drep-výpon sa ukázali ako najvýznamnejšie zo skúmaných prostriedkov a to z pohľadu rýchlosti vykonania pohybu s dosiahnutými hodnotami drep-výskok na úrovni 94,11 m.s⁻¹ (SD=9,05). Druhú najvyššiu hodnotu rýchlosti v poradí k najvyššej hodnote priemerného výkonu zistili v tréningovom prostriedku drep-výpon, kde jeho hodnota bola 84,02 m.s⁻¹ (SD=7,96).



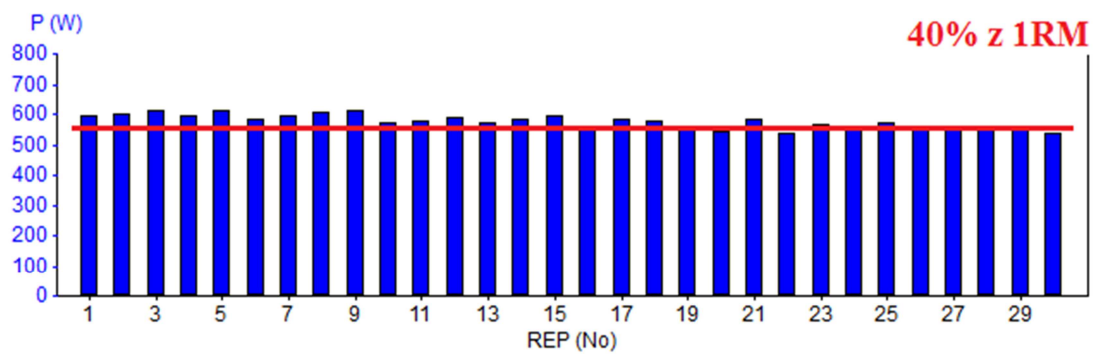
Cieľom je zistiť rozdiely v sledovaných tréningových ukazovateľoch pri cvičení drep-výpon, pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu (20 %, 40 %, 60 %, 80 % z 1RM) v pracovných sériách realizovaných intenzitou nad 90 % z aktuálne najvyššej hodnoty priemerného výkonu. Chceme poukázať na osobitosti, ako aj limitáciu použitia vybraného tréningového prostriedku (drep-výpon) pri rozvoji rýchlostno-silových schopností.

Sledovanie sme realizovali na výbere probandov mužského pohlavia ($n=9$), ktorí sa aktívne venujú rýchlostno-silovým športom. Priemerný decimálny vek probandov bol 23,22 rokov (\emptyset telesná výška 180,6 cm, \emptyset telesná hmotnosť 82,6 kg). Homogenita súboru z hľadiska rovnakej pohybovej skúsenosti bola zabezpečená spoločnou prípravou v rámci povinne voliteľného predmetu (Príprava a vedenie jednotlivca v súťaži - vzpieranie). Trvanie riadenej prípravy počas spoločného tréningového programu bolo v rozmedzí 4-6 semestrov, s frekvenciou 2-krát za týždeň. Obsahom tréningového procesu bol nácvik a zdokonaľovanie špeciálnych silových a špeciálnych technických tréningových prostriedkov vzpierania, rozvoj špeciálnych pohybových schopností tréningovými prostriedkami vzpierania zo značným zastúpením tréningového prostriedku drep a drep-výpon.

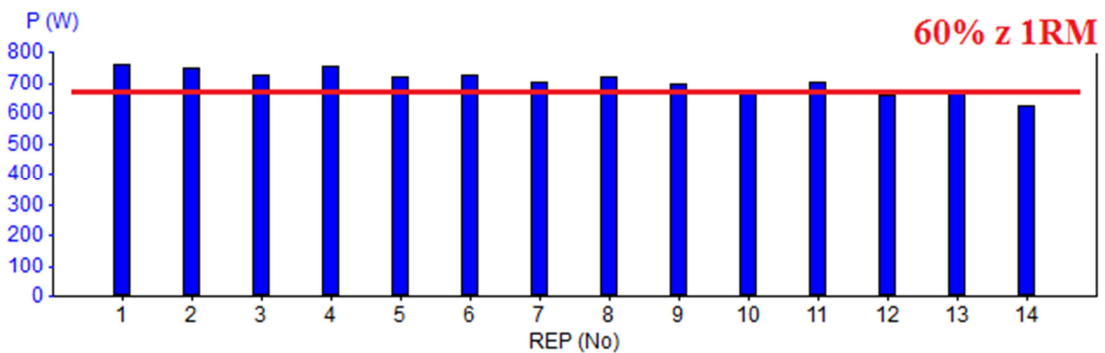
Ako prvé sme vykonali test diagnostickej série (DS) na zistenie jednorázového maxima (1RM), ako aj výkonového maxima (P_{max}). Po absolvovaní diagnostickej série sme vypočítali 20 %, 40 %, 60 % a 80 % z jednorázového maxima. S týmito veľkosťami odporov sme vykonali pracovné série. Proband bol v konkrétnej pracovnej sérii limitovaný v smere počtov opakovaní. Vyhodnocovali sme iba tie opakovania, ktoré bol schopný realizovať výkonom nad 90 % z aktuálne najvyššej hodnoty výkonu v pracovnej sérii. V prípade poklesu výkonu pod 90 % z najvyššej hodnoty výkonu v pracovnej sérii, bol proband v činnosti zastavený. Pri vyhodnocovaní dát sme zohľadnili všetky pokusy vykonané výkonom nad 90 % z najvyššej hodnoty aktuálneho výkonu v PS (obrázok 1-4). Pri vykonávaní pokusov vybraného tréningového prostriedku (drep-výpon) sa koncentrická fáza pohybu vyznačovala tým, že proband nemohol odlepiť špičky od podložky. Pohyb bol vykonávaný bez letovej fázy, ktorá pri dopade mohla predstaviť riziko narušenia vykonania ďalšieho pokusu (nutnosť spracovania dopadu). Proband vykonával pokusy v pracovných sériách oddelene, teda bez nadväzovania na ďalší pokus z dôvodu toho, že úspešnosť nasledujúceho pokusu mohla závisieť od zvládnutia excentrie predchádzajúceho pokusu. Takýmto spôsobom sme eliminovali aj riziko zranenia. Excentrická fáza pohybu s rozsahom platným pre hlboký drep vykonali probandi bez stanovených inštrukcií. Okrem snahy zachovať rozsah pohybu a spôsobu vykonania pohybu boli inštrukcie obmedzené iba na koncentrickú fázu pohybu, ktorú mali vykonať maximálnym úsilím. Proband po vykonaní excentrickej fázy pohybu sa snažil čo najrýchlejšie dostať do pozície výponu na špičkách spôsobom, aby nedošlo k letovej fáze pohybu. Pokus sa považoval za neplatný, ak proband odlepil nohy od podložky a nastala letová fáza.



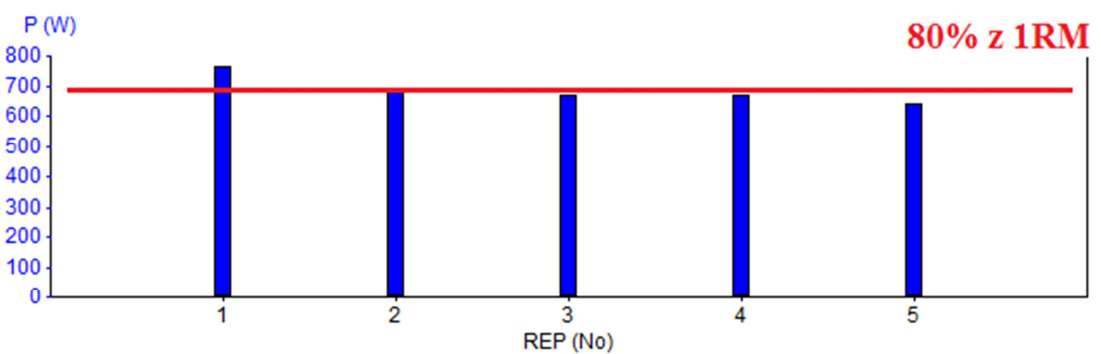
Obrázok 1: Pracovná séria s veľkosťou vonkajšieho odporu 20 % z 1RM



Obrázok 2: Pracovná séria s veľkosťou vonkajšieho odporu 40 % z 1RM



Obrázok 3: Pracovná séria s veľkosťou vonkajšieho odporu 60 % z 1RM



Obrázok 4: Pracovná séria s veľkosťou vonkajšieho odporu 80 % z 1RM

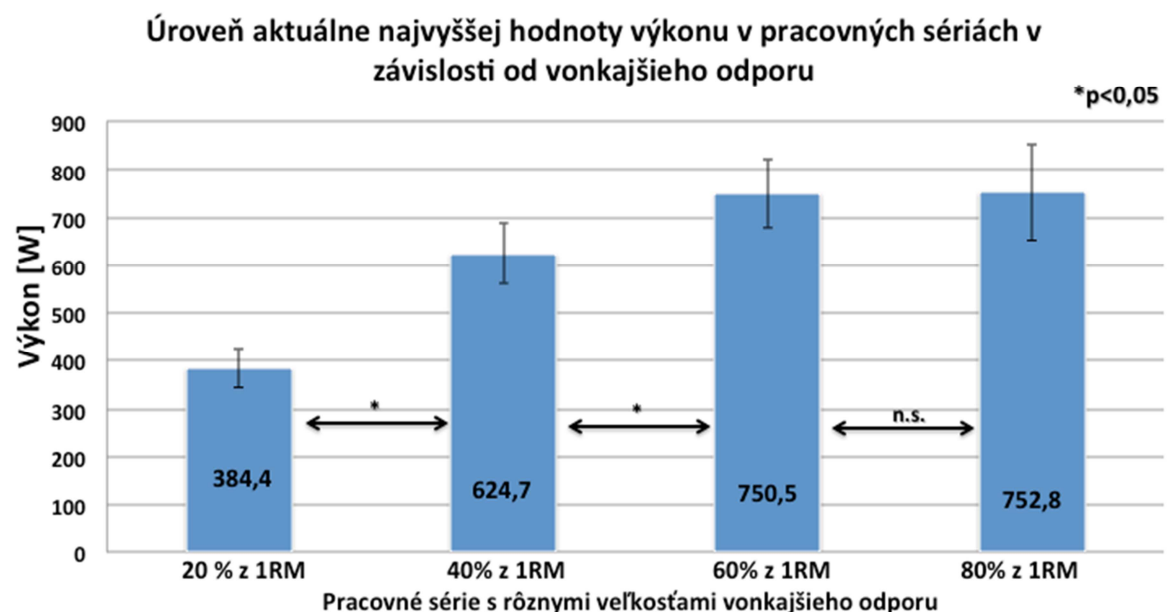


Registrované dáta pre porovnanie pracovných sérií boli okrem parametrov výkonu aj priemerná rýchlosť pohybu v koncentrickej fáze, priemerný rozsah pohybu a samotný počet opakovaní nad 90 % z Pmax v pracovnej sérii.

Na spracovanie a vyhodnotenie nameraných údajov sme použili softvér so zariadením FitroDyne Premium. Pri štatistickej analýze dát sme použili metódy vecne logickej analýzy a matematickej štatistiky. Okrem základných opisných charakteristík sme potrebovali analyzovať rozdiely, štatistickú významnosť rozdielov medzi sledovanými parametrami. Pri štatistickej analýze dát sme použili program QC expert 3.0. Vzhľadom na malú početnosť súboru sme použili neparametrickú metódu testovania významnosti rozdielov pre závislé výbery (párový test).

Pri sledovanej skupine športovcov sme registrovali priemernú hodnotu Pmax v teste diagnostickej série na úrovni 802,3 W (SD=85,5) a priemerné jednorázové maximum 137,8 kg (SD=12,02).

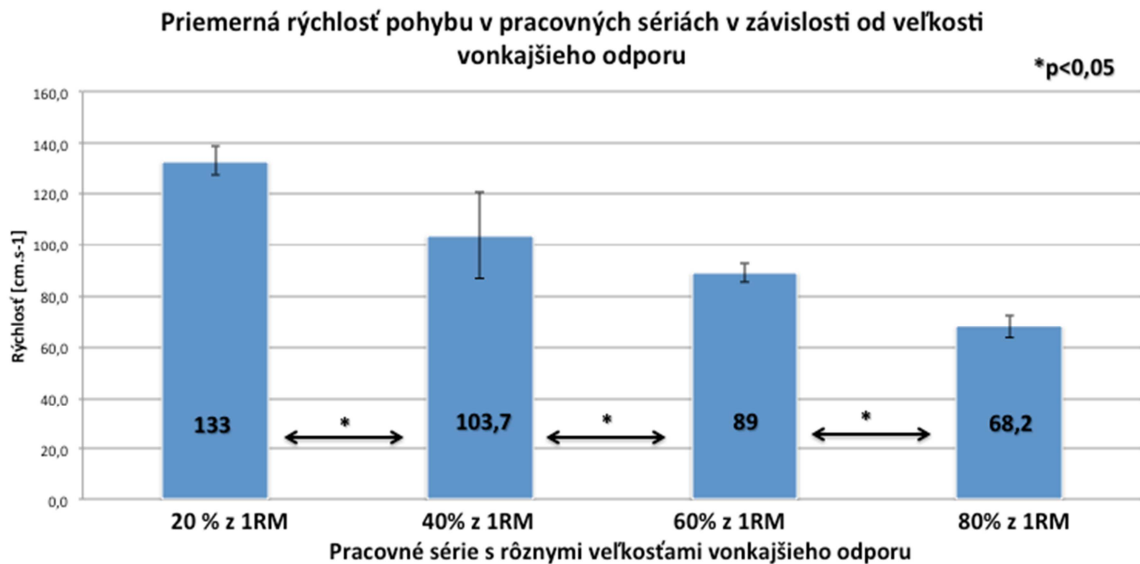
Na obrázku 5 prezentujeme najvyššie hodnoty výkonu v pracovných sériách pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu. Pri 20 % z 1RM sme registrovali 384,4 W, čo predstavovalo 48,0 % z maximálnej hodnoty výkonu v diagnostickej sérii (PmaxDS). V prípade odporu 40 % z 1RM sme namerali v priemere 624,7 W, čo znamenalo 78,0 % z PmaxDS. V prípade 60 % z 1RM bola priemerná hodnota výkonu 750,5 W (93,7 % z PmaxDS), kým v prípade 80 % z 1RM 752,8 W (93,9 % z Pmax DS). Medzi hmotnosťami 60 % a 80 % z 1RM sme neregistrovali štatistickú významnosť rozdielov ani v prípade parametrov výkonu a ani pri percentuálnom vyjadrení vzťahu výkonu k PmaxDS.



Obrázok 5: Najvyššie hodnoty výkonu pri pracovných sériách s rôznymi veľkosťami vonkajšieho odporu

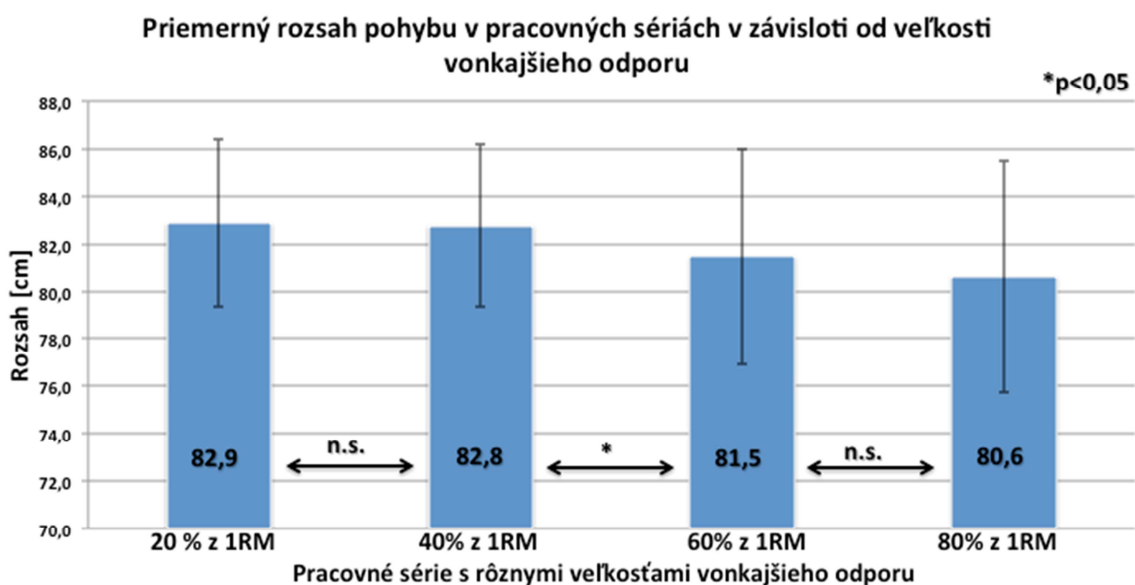


Na obrázku 6 prezentujeme najvyššie hodnoty priemernej rýchlosti koncentrickej fázy pohybu v pracovných sériách pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu. Najvyššie priemerné hodnoty rýchlosti boli na úrovni $133,0 \text{ cm.s}^{-1}$ pri veľkosti vonkajšieho odporu 20 % z 1RM. V poradí druhá najvyššia rýchlosť bola registrovaná pri veľkosti odporu na úrovni 40 % z 1RM ($103,7 \text{ cm.s}^{-1}$), ďalej 60 % z 1RM ($89,0 \text{ cm.s}^{-1}$) a 80 % z 1RM ($68,2 \text{ cm.s}^{-1}$). Rozdiel registrovaných rýchlostí bol signifikantný vo všetkých prípadoch.



Obrázok 6: Najvyššie hodnoty priemerných rýchlostí v koncentrickej fáze pohybu pri pracovných sériách s rôznymi veľkosťami vonkajšieho odporu

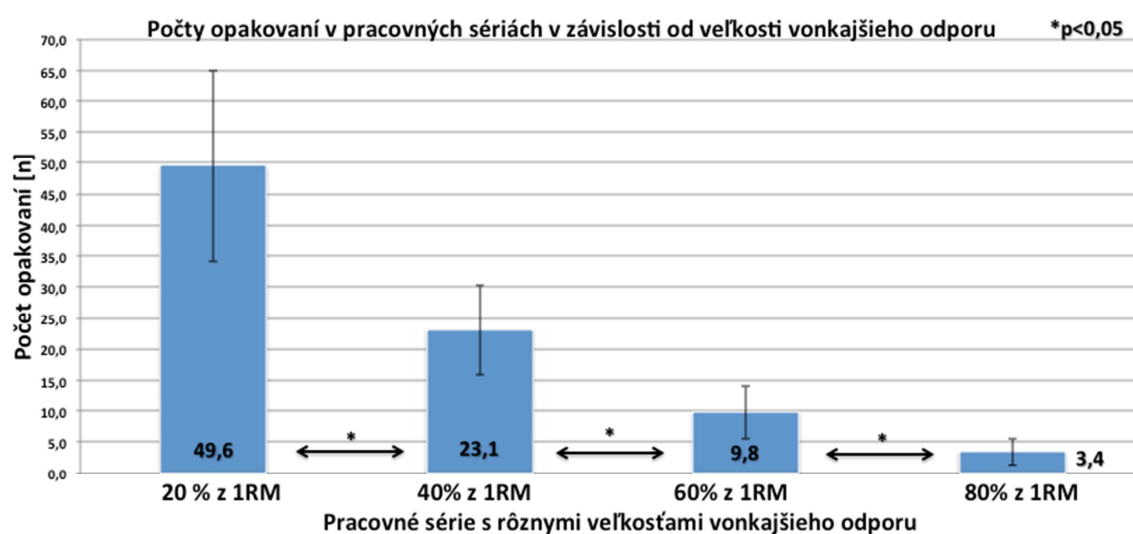
Pri hodnotení rozsahu pohybu, považujeme za nutné pripomenúť, že pri sledovaných odporoch sme registrovali významnosť rozdielov iba medzi 40 % z 1RM a 60 % 1RM (obrázok 7). Celkovo sa nám ukazuje rozsah pohybu ako stabilný parameter v prípade sledovanej skupiny (aj keď s vysokou individuálnou variabilitou).



Obrázok 7: Priemerný rozsah pohybu pri pracovných sériách s rôznymi veľkosťami vonkajšieho odporu



Na obrázku 8 prezentujeme počet opakovaní v pracovných sériách pri sledovaných veľkostiach odporov. Najvyššie priemerné hodnoty počtov opakovaní boli na úrovni 49,6 opakovaní pri veľkosti vonkajšieho odporu 20 % z 1RM. Nasledovala veľkosť odporu na úrovni 40 % z 1RM (23,1 opakovaní), 60 % z 1RM (9,8 opakovaní) a 80 % z 1RM (3,4 opakovaní). Opakovane zdôrazňujeme, že uvádzame počty opakovaní, ktoré boli vykonané výkonom nad 90 % z najvyššej hodnoty výkonu v konkrétnej pracovnej sérii. Pri hodnotení významnosti rozdielov počtov opakovaní medzi jednotlivými veľkosťami vonkajšieho odporu bola zaznamenaná štatistická významnosť na úrovni 5 %.



Obrázok 8: Priemerný počet opakovaní (nad 90 % z Pmax) pri pracovných sériách s rôznymi veľkosťami vonkajšieho odporu

Priemerné počty opakovaní a ich klesanie je zapríčinené hlavne nárastom vonkajšieho odporu. Podľa Tihanyiho (1998) na mieru klesania výkonu počas vykonávaných opakovaní má výrazný vplyv veľkosť odporu. Pri menších hodnotách vonkajšieho odporu je klesanie výkonu menej výrazné. Pri väčších odporoch nastane rýchlejší regres z dôvodu potreby mobilizácie čoraz väčšieho počtu motorických jednotiek.

ZÁVERY

Úroveň vybraných parametrov v štyroch pracovných sériách pri odlišných veľkostiach vonkajšieho odporu sme zisťovali pri tréningovo prostriedku drep-výpon. Tréningový prostriedok sme vybrali na základe častého využitia v silovej príprave pre rozvoj rýchlostno-silových schopností, ako aj pri diagnostike úrovne silových schopností, resp. špeciálnej trénovanosti.

V prípade porovnania výkonov pri pracovných sériách s veľkosťami odporu 60 % z 1RM a 80 % z 1RM boli generované výkony, ktoré naznačujú, že tieto hmotnosti sa nachádzajú v blízkosti hmotnosti, pri ktorej sa dosahuje najvyššia hodnota výkonu v DS. Podľa výsledkov je nám jasné, že tieto



hmotnosti sa „nachádzajú“ v zóne, alebo v tesnej blízkosti zóny +90 % výkonového maxima v DS. Z uvedených vyplýva, že pri rozvoji rýchlostno-silových schopností je výber týchto veľkostí odporov ideálny, tak z hľadiska dosahovania relatívne vysokých rýchlostí pohybu, ako aj z dôvodu vysokej hodnoty generovaných výkonov.

Musíme však zdôrazniť, že pri dávkovaní zaťaženia pri konkrétnom tréningovom prostriedku treba zohľadniť viaceré ukazovatele pre posúdenie použiteľnosti prostriedku. Vďaka poznaniu vzájomnej podmienenosti tréningových premenných je možné odlišiť efekt tréningového pôsobenia pri približne rovnakých parametroch výkonu.

Pri veľkosti odporu medzi 20 % z 1RM a 40 % z 1RM sa dosahujú vysoké rýchlosti pohybu no nie však maximálne. Nami vybraný tréningový prostriedok drep-výpon neumožňuje dosahovať maximálne rýchlosti z dôvodu vynechania letovej fázy pohybu, resp. z dôvodu potreby brzdiť pohyb v závere pohybu. Tento nedostatok stráca prioritu pri väčších odporoch, kde samotná letová fáza (skok) by bol z dôvodu vyššej hmotnosti evidentne menší. Veľkosti odporu 20 % z 1RM a 40 % z 1RM pri prostriedku drep-výpon neumožňujú dosahovať ani vysoké hodnoty výkonu. Pri súhre týchto parametrov a výbere tréningového prostriedku tak chýbajú atribúty činnosti, ktoré sú podmienkou stimulácie rýchlych svalových vlákien, potrebných na rozvoj rýchlostno-silových schopností. Lepšie povedané, výber prostriedku predstavuje limitáciu pri nižších veľkostiach odporov.

Dovoľujeme si vysloviť predpoklad, že pri prostriedku drep-výpon zapríčiní rešpektovanie limitácie pracovných sérií podľa poklesu výkonu v prípade veľkostí odporov 20 % a 40 % z 1RM posun do inej energetickej zóny krytia svalovej práce. Potvrdzujú to aj pomerne veľké počty „platných“ opakovaní v pracovných sériách (20 % z 1RM - 49,6 opakovaní, 40 % z 1RM - 23,1 opakovaní). Domnievame sa, že pri týchto veľkostiach vonkajších odporov (20 % a 40 % z 1RM), ktoré nespádajú do zóny +90 % z Pmax, treba voliť tréningové prostriedky, ktorých pohybová štruktúra disponuje s letovou fázou.

POUŽITÁ LITERATÚRA

BENEKE, R., TAYLOR, M. 2010. What gives bolt the edge - A.V. Hill knew it already! *Journal of Biomechanics*, 2010, Vol. 43, pp. 224 – 43.

BENEKE, R., TAYLOR, M. 2012. What gives bolt the edge-A.V. Hill knew it already! *Journal of biomechanics*, 2010. In: KAMPMILLER et.al. *Teória športu a didaktika športového tréningu*. Bratislava 2012. ISBN 978-80-89257-48-5.

BOSCO, C. 1999. *Strength assessment with the Bosco's Test*. Rome : Italian Society of Sport Sci., 1999, 171p.

EHLENZ, H., GROSSER, M., ZIMMERMANN, E. Kraftraining. 2003. 7 vydanie In: VANDERKA, M. *Silový tréning pre výkon*. Bratislava 2013. ISBN 978-80-89075-40-9.



FLACK, J. S., KRAEMER, J. W. 1997. *Designing resistance training program*. USA : Human Kinetics, 1997. 274 s. ISBN 978-0873225083

HENNEMAN, E. 1957. Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*, Vol. 126, pp. 1345–1347.

HENNEMAN, E. 1990. Comments on the logical basis of muscle control. In: *The Segmental Motor System*, edited by Binder MD and Mendell LM. New York: Oxford University Press, 1990, pp. 7–10.

FLECK S. J., KRAEMER W. J. 2004. *Designing Resistance Training Programs* (3rd Edition). Champaign : Human Kinetics Publishers, 2004. ISBN 0-7360-4257-1.

KAMPMILLER, T. et al. 2012. *Teória športu a didaktika športového tréningu*. Bratislava 2012. ISBN 978-80-89257-48-5.

KRAEMER, W. J., NEWTON, R. U. 2000. Training for muscular power. In : *Scientific principles of Sport Rehabilitation*, vol. 11, 2000, č. 2, s. 341 – 368.

TIHANYI, J. 1998. Az izmok biomechanikai és élettani tulajdonságainak változtatási lehetőségei edzéssel. In : *Magyar edző* 1998, vol. 2, s. 4 – 11

TITURUS, M. 2014. *Závislosť parametrov rýchlostno-silových schopností na spôsobe vykonania drepu*. Diplomová práca. Bratislava: Univerzita Komenského, 2014. 54 s.

VANDERKA, M. 2013. *Silový tréning pre výkon*. Bratislava : 2013. ISBN 978-80- 89075-40-9.

ZATSIORSKY, V., KRAEMER, W. 2006. *Science and Practice of Strength Training* - 2nd Edition, Human Kinetics Publishers. ISBN 0736056289



2.3

VPLYV ROZLOŽENÝCH SÉRIÍ NA VYBRANÉ TRÉNINGOVÉ UKAZOVATELE PRI ROZVOJI RÝCHLOSTNO-SILOVÝCH SCHOPNOSTÍ

**Mgr. Matej HALAJ^{*1}, Mgr. Adrián GAJDOSCHÍK^{*1},
Mgr. Lucia MIŠTINOVÁ^{*1},
Mgr. Gabriel BUZGÓ, PhD.^{*1,3}, Mgr. Adrián NOVOSÁD, PhD.^{*2},**

^{*1} Fakulta telesnej výchovy a športu Univerzity Komenského v Bratislave,
Katedra športovej kinantropológie

^{*2} Fakulta telesnej výchovy a športu Univerzity Komenského v Bratislave,
Katedra atletiky

^{*3} Komisia vzdelávania SZV

ÚVOD

Základným predpokladom pre pohyb človeka je sila. Sila môže byť klasifikovaná ako fyzikálna veličina, ale aj ako pohybová schopnosť. Na silu sa môžeme pozerat' z viacerých hľadísk, ako napríklad z hľadiska prekonávaného odporu, trvania kontrakcie, rýchlosti, typu kontrakcie, špecifickosti a režimu svalovej práce. Vo výkonnostnom a vrcholovom športe sa čoraz viac zdôrazňuje význam silového a rýchlostno-silového tréningu, ako predpoklad dosiahnutia optimálneho športového výkonu (Vanderka, 2013). Význam rozvoja silových schopností v súčasnosti akceptuje väčšina trénerov. Technická dokonalosť pohybu so snahou o čo najrýchlejšie vykonanie pohybovej úlohy, kladie v mnohých športoch veľké nároky na vysokú úroveň silových schopností. Jej dosiahnutie je potrebné z hľadiska priamej väzby na výkon, ako aj z hľadiska prevencie možných zranení (Vanderka, 2013).

V modernej kondičnej príprave sú silové schopnosti nezastupiteľnou súčasťou prípravy výkonnostných aj vrcholových športovcov. Vo veľkej miere sa venuje pozornosť najmä ich rozvoju. V súčasnosti si väčšina trénerov uvedomuje, že rýchlosť a sila spolu úzko súvisia. Miera poznania tohto faktu je priamym indikátorom kvality kondičnej prípravy v súčinnosti s informáciami o jej modelovaní. Metódy zaoberajúce sa silovými a rýchlostno-silovými schopnosťami sú väčšinou orientované na výkon v koncentrickej fáze pohybu (Pmax), obzvlášť sa venuje pozornosť tzv. špeciálnej sile rozvíjajúcej za rovnakých kinematicko-dynamických podmienok pohyb, ktorý je vlastný štruktúre vybranému športu.

Pri rozbere literatúry v rôznych vedeckých časopisoch sa stretávame s metódou rozložených sérií (cluster sets). V príspevku ponúkame overenie teoretických východísk a základných odporúčaní uplatnenia metódy rozložených sérií v rozvoji rýchlostno-silových schopností.



Kľúčové slová:

rýchlostno-silové schopnosti, rozložené série, výrazový tlak z drepu, výkonové maximum (P_{max})

PROBLÉM

Alternatív metód, z ktorých si možno vybrať pri rozvoji silových a rýchlostno-silových schopností je mnoho. Existuje veľké množstvo rôznych princípov rozvoja silových schopností a ich kombinácie. Všeobecne platným zákonom adaptácie je zmena. Pri dlhodobej športovej príprave sa často stáva, že nedochádza k zvyšovaniu úrovne trénovanosti športovca. Vtedy treba siahnuť po nových podnetoch k napredovaniu s možnosťou zvýšenia variability použitia metód.

Z hľadiska štruktúry športového tréningu, špeciálnosť a všeobecnosť rozvoja silových schopností ovplyvňuje výber metód. Rozdielne metódy sa používajú pri rozvoji maximálnej, výbušnej, rýchlej a vytrvalostnej sile (Vanderka, 2013). Podľa Kampmiller et al. (2012) sú metódy a princípy v literatúre rozdelené do šiestich oblastí:

1. všeobecné metódy alebo princípy,
2. metódy vychádzajúce z techniky cvičení,
3. metódy založené na manipulácii s usporiadaním cvičení,
4. metódy založené na manipulácii s intenzitou, veľkosťou odporu, objemom a intervalom odpočinku,
5. metódy založené na základe časového usporiadania dôležitosti a špecializácie,
6. komplexné tréningové metódy vychádzajúce z inštinktívneho tréningu.

Zatsiorsky a Kraemer (2006) tvrdia, že metódy rozvoja silových schopností sa klasifikujú podľa používaných cvičení (izotonické, izometrické, excentrické atď.). Túto klasifikáciu však považujú za taxonómiu cvičení silového tréningu a nie za taxonómiu tréningových metód.

Pri aplikácii tréningových metód sa zvyrazňuje potreba presnej identifikácie tréningových premenných (metodotvorných činiteľov). Základné premenné, ktoré determinujú silový tréning sú: objem, intenzita, tempo, organizácia podnetu, zložitosť, psychická náročnosť, stupeň špecifickosti a simulácia podmienok, frekvencia, opakovanie, séria a cvičenie alebo nástup. (Kampmiller et al., 2012). Stoppani (2008) zaraďuje medzi základné metodotvorné činitele výber cvičení, poradie cvičení, počet sérií, veľkosť odporu, a dĺžku prestávky medzi sériami. Zdôrazňuje však potrebu zohľadnenia aj rýchlosti pohybu, frekvenciu tréningových jednotiek, atď..

Inovatívne metódy rozvoja rýchlostno-silových schopností

Pre potreby moderného športu je žiaduce aplikovať vedecké poznatky do praxe. Ak chceme dosiahnuť požadovaný efekt silového tréningu musíme rozšíriť množstvo používaných metód. (Vanderka, 2013).

Pri rozvoji rýchlostno-silových schopností zohráva obrovskú úlohu



intenzita zaťaženia a nie len v zmysle prekonávaného odporu, ale aj zohľadnením parametrov výkonu. Fleck a Kraemer (2004) tvrdia, že nad úrovňou 90 % z P_{max} sa aktivizujú zväčša rýchle svalové vlákna. Podľa Bosco (1999) je nevyhnutným predpokladom aktivácie rýchlych glykolytických svalových vlákien typu IIX pri silovom tréningu intenzita dosahujúca 90 % z P_{max} . Dá sa teda predpokladať, že tréningom nad hranicou 90 % z P_{max} optimálne stimulujeme hypertrofiu a ďalšie mechanizmy, najmä rýchlych svalových vlákien (Vanderka, 2013).

Na základe týchto zistení sa z hľadiska optimalizácie tréningového zaťaženia pri rozvoji rýchlostno-silových schopností odporúčajú vhodným spôsobom diagnostikovať P_{max} a použiť tento parameter pri riadení silového tréningu, zameraného na rozvoj rýchlostno-silových schopností. Nepriamou metódou jeho stanovenia pri rôznych pohyboch, ako sú drep alebo tlak na lavičke je diagnostická séria (Longová, 2015). Metodika diagnostickej série spočíva v meraní mechanických výkonov opakovaní na určitej hmotnosti, v koncentrickej fáze vykonávaných maximálnym úsilím. Na základe diagnostickej série môžeme určiť P_{max} probanda (Hamar et al., 1998).

Tihanyi (1999) načrtol problematiku zóny výkonového maxima. Tvrdí, že zo zvyšujúcim sa odporom a znižujúcou sa rýchlosťou pohybu sa budeme zlepšovať viac oblasti silovej zložky a naopak pri tréningu z nižšími hmotnosťami a väčšou rýchlosťou sa budeme zlepšovať viac v rýchlostných schopnostiach športovca. Tréningom na úrovni P_{max} však nastane zmena v oboch oblastiach. Podľa Tihanyi (1999) cvičenie intenzitou na úrovni P_{max} prinesie prírastky aj v hodnotách maximálnej sily. Poznanie týchto parametrov (sily, rýchlosti a výkonu) umožňuje objektívne rozvíjať schopnosti športovca.

Mechanický výkon pri optimalizácii rýchlostno-silového zaťaženia sa dá aj stanovením určitých zón. Tieto zóny sa individuálne stanovujú pre každého športovca. Vychádza sa z nameraného P_{max} . Ak teda vychádzame zo zistení o potrebe zachovania intenzity nad 90 % z P_{max} , tak môžeme túto intenzitu dosiahnuť aj s nižšou alebo vyššou hmotnosťou ako je P_{max} (Sillík, 2014). Podľa Sillíka (2014) pri poznaní "hornej" a "dolnej" zóny sa športovec s trénerom môžu jemne pohybovať medzi silovou a rýchlostnou zložkou vzhľadom na charakter športového odvetvia. Podmienkou je, aby intenzita tréningu bola stále nad úrovňou 90 % z P_{max} . Takto môžu tréneri prípravu prispôbiť jednotlivým požiadavkám a športu a zefektívniť ju.

Sillík (2014) na základe zistení Tihanyiho (1998) odporúča, že ak chceme zlepšiť pohybové schopnosti športovca z hľadiska rýchlosti, mali by sme sa pohybovať v tréningu na úrovni spodnej hranici zóny, ktorá nám umožní dosahovať vyššie hodnoty rýchlosti. Ak ale chceme zlepšiť viac silovú zložku športovca, odporúča pohybovať sa na hornej hranici zóny. Takýto postup nám umožňuje produkciu výkonu síce pri nižších hodnotách rýchlosti, ale vyšších hodnotách vonkajšieho odporu.

Používaný odpor s ktorým sú vykonávané opakovania má výrazný vplyv na mieru klesania výkonu. Ak je odpor menší tak aj klesanie výkonu je menej výrazné, no z väčším odporom nastáva rýchlejšie klesanie výkonu z dôvodu



potreby mobilizovania väčšieho počtu motorických jednotiek (Tihanyi, 1998). Tieto tvrdenia sú podporené výskumami od Ivan (2015), ktorý zistili signifikantné zmeny v počtoch opakovaní vykonanými intenzitou nad 90 % z Pmax pri rôznych veľkostiach vonkajšieho odporu (20 %, 40 %, 60 % a 80 % z 1RM).

Metódy uplatňujúce rozložené série (cluster sety)

Existuje mnoho metód pre optimalizáciu rozvoja silových schopností, ktoré sú využívané v praxi. Manipuluje sa v rôznych smeroch z intenzitou, počtom sérií, rôznym počtom opakovaní, výberom rôzneho cvičenia a intervalu odpočinku. Jednou z ďalších metód, ktoré sa využívajú v praxi je metóda cluster setov, alebo IRR z anglického „inter repetition rest“ (interval odpočinku medzi opakovaniami) pri ktorom sa séria rozdeľuje do malých cluster-ov, skupín opakovaní. Táto metóda je špeciálne založená na zvýšenie sily, rýchlosti a celkového výkonu v sérii počas tréningu (Haff, 2012).

Kvôli prehľadnosti tejto problematiky, je na mieste charakterizovať určité pojmy. V zahraničných výskumoch sa stretávame s terminológiou klasických („tradičných“) sérií a rozložených sérií „cluster sets“. Takisto sa cluster sety označujú ako série s vmedzerenými intervalmi odpočinku alebo „intra set rest intervals“ alebo „inter repetition rest intervals“ IRR:

TS	- „traditional sets“- klasické (tradičné) série,
CS	- „cluster sets“ - rozložené série zložené s clustrov,
Cluster	- skupina 1, 2, 3, 4 a viacerých opakovaní (pravidlom je rozdelenie klasickej série),
IRR	- inter repetition rest intervals - vmedzerená pauza medzi opakovaniami,
ISR	- intra set rest interval - vmedzerená pauza medzi určitým počtom opakovaní,
Inter-set rest	- odpočinok medzi sériami.

Haff (2008) uvádza, že klasické série sú všeobecne vhodnejšie pre indukciu hypertrofie, zvýšenie sily a zlepšenia silovej vytrvalosti. Nemusia však byť najlepšou konfiguráciou pre zlepšenie rýchlosti pohybu a výkonu.

Rozložené série, boli vyvinuté ako prostriedok pre zlepšenie celkovej kvality tréningu stanoveného zvýšením rýchlostných a výkonových atribútov pracovnej série. Obvykle „cluster set“ využíva 5-45 sekundový interval odpočinku medzi každým jedným opakovaním, alebo medzi skupinou opakovaní, čo má za následok zvýšenie výkonu, rýchlosti pohybu v porovnaní s klasickými sériami.

Môžu byť vytvorené rôzne cluster série, ale všeobecne poznáme štyri základné varianty. Tieto varianty zahŕňajú štandardný, zvlnený, vlnovitý, a vzostupný cluster set. Štandardné cluster sety zahŕňajú umiestnenie 5-45 sekundového intervalu odpočinku medzi jednotlivými opakovaniami, alebo zoskupeniami opakovaní, zatiaľ čo intenzita (odpor) tréningového zaťaženia sa udržiava konštantná (Haff, 2008).



Haff (2003) skúmal účinky 3 typov rôznych tréningových konfigurácií (clustra, klasických sérií, a zvlnených sérií) na kinematické parametre premiestnenia. Výsledky naznačujú, že sa dosiahli významne vyššie špičky rýchlosti počas cluster setu ($p < 0,016$) v porovnaní s klasickými sériami pri rovnakých intenzitách (kg). Hardee (2012), konštatuje, že IRR (inter-repetition rest) opakovania umožňujú udržanie výkonu v premiestnení do polodrepu počas protokolu s viacerými sériami. Hardee et al. (2013) publikovali výskum, v ktorom hodnotili rozdiely medzi klasickými sériami a cluster sériami vzťahovanými k technike vykonania vzpierackého cvičenia premiestnenie do polodrepu 80 % z 1RM v 6-tich opakovaniach. Zistili, že využitie clustrov viedlo k zachovaniu rovnakých atribútov pohybu počas všetkých sérií. Výsledky ukazujú, že clustrový protokol s nastavenou konfiguráciou 20 a viac sekundovými vmedzerenými opakovaniami (IRR) dokázal udržať vzpierackú techniku na vyššej úrovni než protokol s klasickou sériou. Hansen (2011) robil výskum na protokole drep výskok, kde porovnával tri druhy clustrov s klasickou sériou. Zistil, že vmedzerené intervaly odpočinku (IRR) počas sérií so šiestimi opakovaniami môžu významne zmierniť pokles výkonu a rýchlosti pohybu. Moreno (2014) uvádza, že cluster sety (konkrétne s 10 setmi po dvoch opakovaniach, s 10 sekundovým intervalom odpočinku) prispievajú k väčšiemu zachovaniu výkonu, sily, ako aj rýchlosti výskoku pri plyometrických odrazoch z drepu s vlastnou hmotnosťou, v porovnaní s tradičnými 2 sériami po 10 opakovaniach.

Cieľom je porovnať rôzne tréningové protokoly rozvoja rýchlostno-silových schopností (klasické série a rozložené série) pri tréningovom prostriedku výrazový tlak z drepu vzadu. Na základe výsledkov výskumu by sme chceli posúdiť využiteľnosť tréningovej metódy založenej na nasadení intervalov odpočinku v rámci pracovných sérií pri rozvoji rýchlostno-silových schopností.

V prípade tréningového protokolu s rozloženými sériami v porovnaní s protokolom s klasickými, predpokladáme signifikantne väčší:

- celkový počet opakovaní,
- celkový počet (efektívnych) opakovaní nad 90 % z najvyššej hodnoty výkonu v aktuálnej pracovnej sérii ($P_{maxPS_{1-6}}$),
- celkový počet (neefektívnych) opakovaní pod 90 % z najvyššej hodnoty výkonu v aktuálnej pracovnej sérii ($P_{maxPS_{1-6}}$)
- celkový počet (efektívnych) opakovaní nad 90 % z najvyššej hodnoty výkonu za tréningový protokol (P_{maxTP}),
- celkový počet (neefektívnych) opakovaní pod 90 % z najvyššej hodnoty výkonu za tréningový protokol (P_{maxTP}),
- pokles najvyššej hodnoty výkonu pracovných sérií ($P_{maxPS_{1-6}}$).

Porovnaním tréningových protokolov chceme posúdiť možnosti využitia tréningovej metódy založenej na nasadení intervalov odpočinku v rámci pracovných sérií pri rozvoji rýchlostno-silových schopností.



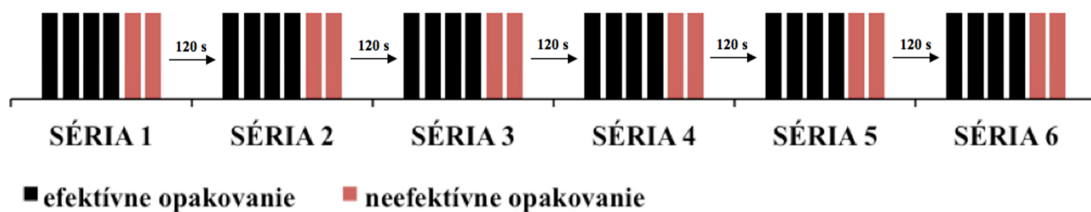
Pre naplnenie vopred stanovených cieľov a overenie predpokladov sme zvolili model časovo nesúbežného experimentu založeného na komparácii dvoch tréningových protokolov pri vybranom tréningovom prostriedku (výrazového tlaku z drepu vzadu). Testovali sme významnosť rozdielov vybraných tréningových ukazovateľov dvoch tréningových protokolov na skupine 9-tich probandov (kontrolný podnet v podobe klasického tréningového protokolu s rovnakými podmienkami udržiavania intenzity zaťaženia a experimentálny podnet v podobe tréningového protokolu s rozloženými sériami). V podmienkach výskumu sme nesledovali efekt tréningového pôsobenia na úroveň pohybových schopností ani na športovú výkonnosť probandov a tiež ani na akútnu odozvu organizmu. Sledovaniu sme podrobili vybrané tréningové ukazovatele, ktoré môžu byť prediktorom účinnosti tréningového pôsobenia (aplikovaných tréningových protokolov).

Súbor tvorila skupina probandov 9-tich (mužov) športovcov s decimálnym vekom 23,13 rokov ($\pm 0,59$), s telesnou výškou 182,0 cm ($\pm 3,0$) a telesnou hmotnosťou 79,4 kg ($\pm 4,7$). V prípade sledovaného súboru sa jedná o zámerný výber, kde výberovým kritériom bola podobná pohybová skúsenosť s vykonávaním tréningového prostriedku drep. Na základe tohto kritéria sme chceli zvýšiť homogenitu súboru z hľadiska výkonnosti probandov. Všetci probandi mali drep a variácie drepu zaradené do vlastnej kondičnej, športovej prípravy a absolvovali PVP Vzpieranie a PVP Príprava a vedenie jednotlivca v súťaži - vzpieranie na FTVŠ UK. Trvanie spoločnej prípravy v podmienkach voliteľných predmetov bolo v rozsahu dvoch za sebou idúcich semestrov s frekvenciou dvoch tréningových jednotiek za týždeň.

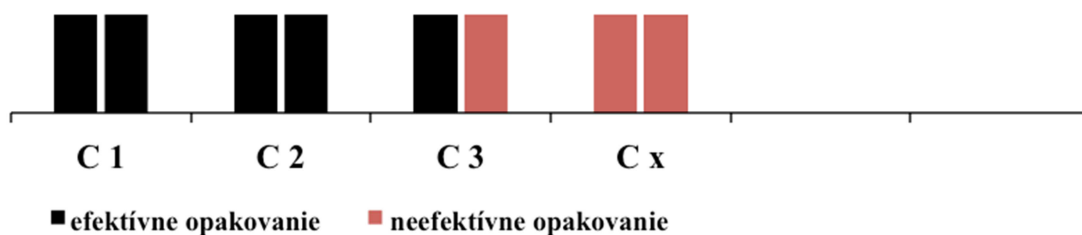
Charakteristika kontrolného a experimentálneho protokolu

Pri kontrolnom a experimentálnom protokole sa dodržiavali rovnaké špecifikácie tréningových premenných v rovine výberu tréningového prostriedku, veľkosti vonkajšieho odporu, počtu sérií, intervalov odpočinku medzi sériami a spôsobu realizácie opakovaní (maximálnym úsilím). Výnimku v prípade experimentálneho protokolu tvorili nasadené intervaly odpočinkov medzi každou dvojicou opakovaní v PS v trvaní 20 sekúnd (obrázok 3). Indikáciou zastavenia série bola dvojica neefektívnych opakovaní - neefektívny cluster (pod úrovňou 90 % z Pmax-u v aktuálnej PS). Tento postup naznačil možný výskyt väčšieho počtu neefektívnych opakovaní v prípade experimentálneho tréningového protokolu s rozloženými sériami.

Pre potreby ilustrácie uvádzame schémy pracovných sérií pre kontrolný a experimentálny tréningový protokol



Obrázok 1: Schéma pracovných sérií kontrolného protokolu s klasickými sériami



Obrázok 2: Schéma pracovných sérií experimentálneho protokolu s rozloženými sériami

ROVNAKÉ TRÉNINGOVÉ PREMENNÉ PRI OBOCH PROTOKOLOCH	
Výber prostriedku:	výrazový tlak z drepu v zadu (back thruster)
Počet sérií:	6
Interval odpočinku medzi sériami:	2 min.
Veľkosť odporu:	hmotnosť z diagnostickej série (Pmax)
Spôsob vykonania opakovaní:	maximálne úsilie
ROZDIELNE TRÉNINGOVÉ PREMENNÉ PRI OBOCH PROTOKOLOCH	
Počet opakovaní:	variabilný - limitovaný poklesom PmaxPS pod 90 %
IO medzi opakovaniami:	20s interval odpočinku po každej dvojici opakovaní - cluster

Obrázok 3: Charakteristika tréningových premenných pri kontrolnom a experimentálnom protokole

Realizácia meraní

Pre potreby realizácie výskumného sledovania sme sa rozhodli uskutočniť predvýskum formou pilotáže, ktorá nám poskytla východiská metodiky. Predvýskum sme zrealizovali zámerne, z dôvodu metodického spresnenia tvorby tréningových protokolov s postupmi, ktoré reflektujú súčasné tréningové odporúčania pre rozvoj rýchlostno-silových schopností a zároveň spĺňajú požiadavky pre realizáciu výskumného sledovania. Pri analýze problematiky rozložených sérií (cluster setov) sme nenašli výskum, ktorý by porovnával neuzavretú skupinu opakovaní (stanovený dopredu fixne). V našom prípade však išlo o limitáciu počtov opakovaní, s kritériom 10 %-ného poklesu výkonu od najvyššej nameranej hodnoty v aktuálnej pracovnej sérii (PmaxPS). Pri výbere postupu sme sa riadili odporúčaniami Novosad et al. (2014) a Ivan (2015).



Všetky merania sa uskutočnili v diagnostickom centre profesora Hamara na FTVŠ UK. Merali sme diagnostickým zariadením FiTROdyne Premium, ktorý pracuje na princípe snímania rýchlosti pohybu náčinia, z ktorej príslušný počítačový program po zadaní hmotnosti náčinia vypočítava parametre ako zrýchlenie, výkon, dráhu pohybu alebo vykonanú prácu. Tihanyi (1998), Kampmiller et al. (2012), Vanderka (2013), Sillík (2014), odporúčajú v procese rozvoja rýchlostno-silových schopností pohybovať sa v pásme intenzity +90 % z aktuálne najvyššej hodnoty výkonu. Rešpektujúc tieto odporúčania sme rozdelili všetky vykonané opakovania do dvoch skupín:

- a., efektívne opakovania (hodnoty výkonu nad hranicou 90 % z Pmax),
- b., neefektívne opakovania (hodnoty výkonu nad hranicou 90 % z Pmax).



Obrázok 4: Schéma realizácie meraní diagnostickej série a následných protokolov (pKS, pRS)

Pri oboch tréningových protokoloch, ako aj pri diagnostickej sérii bola požiadavkou dosiahnuť čo najväčší výkon v koncentrickej fáze pohybu výrazového tlaku z drepu. Rýchlosť excentrickej fázy sme nelimitovali, iba sme inštruovali probanda, aby ju vykonával kontrolovane v rozsahu jeho zaužívaného spôsobu vykonania so snahou vyprodukovať čo najväčšie zrýchlenie v koncentrickej fáze pohybu. Proband vykonával opakovania v pracovných sériách oddelene na impulz examinátora, teda bez nadväzovania ďalšieho opakovania z dôvodu, že úspešnosť nasledujúceho opakovania by mohla závisieť od zvládnutia excentrickej časti predchádzajúceho opakovania. Týmto spôsobom sme sa snažili eliminovať aj riziko zranenia. Tento postup sme volili aj na základe rešpektovania biomechaniky skúmaného tréningového prostriedku (výrazový tlak z drepu).

Diagnosticкую sériu sme vykonali pre stanovenie pracovnej hmotnosti pre obe tréningové protokoly. Volili sme veľkosť vonkajšieho odporu, pri ktorej proband dosiahol najvyššiu hodnotu výkonu (Pmax). Hmotnosť, na ktorej sme namerali Pmax bola záväzná pre obe tréningové protokoly (pKS, pRS).

Pri kontrolnom tréningovom protokole s klasickými sériami absolvoval proband 6 sérií s intervalom odpočinku 2 minúty medzi sériami. Počet opakovaní v pracovných sériách bol limitovaný poklesom hodnoty výkonu v aktuálnej PS. Zastavený v činnosti bol, keď vykonal 2 opakovania pod 90 % z aktuálne najvyššej hodnoty výkonu v pracovnej sérii.

Pri experimentálnom protokole s rozloženými sériami sme zvolili (na základe rozboru výskumov a realizovanej pilotáže) cluster sety s 20



sekundovými vmedzerenými intervalmi odpočinku medzi dvojicou opakovaní. Čas intervalu odpočinku sa púšťal hneď, ako proband spracoval druhé opakovanie v clustry, po ktorom činku položil do stojanov. V 20-tej sekunde intervalu odpočinku začal ďalšiu dvojicu opakovaní. Inštrukcie sme volili tak, aby v 20. sekunde bol proband pripravený vykonať pohyb. Podobne ako pri kontrolnom tréningovom protokole, aj pri experimentálnom bola každá pracovná séria ohraničená variabilným počtom opakovaní a limitovaná poklesom dvoch opakovaní pod 90 % z najvyššej hodnoty výkonu v aktuálnej sérii. Pri protokole z rozloženými sériami sme sledovali dvojicu opakovaní, t.j. clustre, teda medzi samotnými vmedzerenými pauzami. Po ukončení jedného cluster setu nasledovala dvojminútová pauza. Ukončenie série indikoval neefektívny cluster s dvoma opakovaniami pod 90 % z najvyššej hodnoty výkonu v aktuálnej pracovnej sérii.

Pri štatistickej analýze dát sme vzhľadom na malý počet súboru a predpokladu nerovnomernosti normality rozloženia dát použili neparametrický test významnosti rozdielov, Wilcoxonov T-test. Vo všetkých nami sledovaných parametroch sme stanovili kritérium 1 a 5 %-nej hladiny štatistickej významnosti ($\alpha=0,01$, $\alpha=0,05$).

Hodnoteniu sme podrobili parametre, tréningové ukazovatele:

- celkový počet opakovaní za tréningový protokol (TP),
- počet efektívnych opakovaní s výkonom nad 90 % z najvyššieho výkonu v aktuálne meranej pracovnej sérii ($P_{\max PS_{1-6}}$),
- počet neefektívnych opakovaní s výkonom nad 90 % z najvyššieho výkonu v aktuálne meranej pracovnej sérii ($P_{\max PS_{1-6}}$),
- počet efektívnych opakovaní s výkonom nad 90 % z najvyššej hodnoty výkonu za tréningový protokol ($P_{\max TP}$),
- počet neefektívnych opakovaní s výkonom nad 90 % z najvyššej hodnoty výkonu za tréningový protokol ($P_{\max TP}$),
- percentuálny pokles najvyšších hodnôt výkonu v pracovných sériách ($P_{\max PS_{1-6}}$) za tréningový protokol (TP).

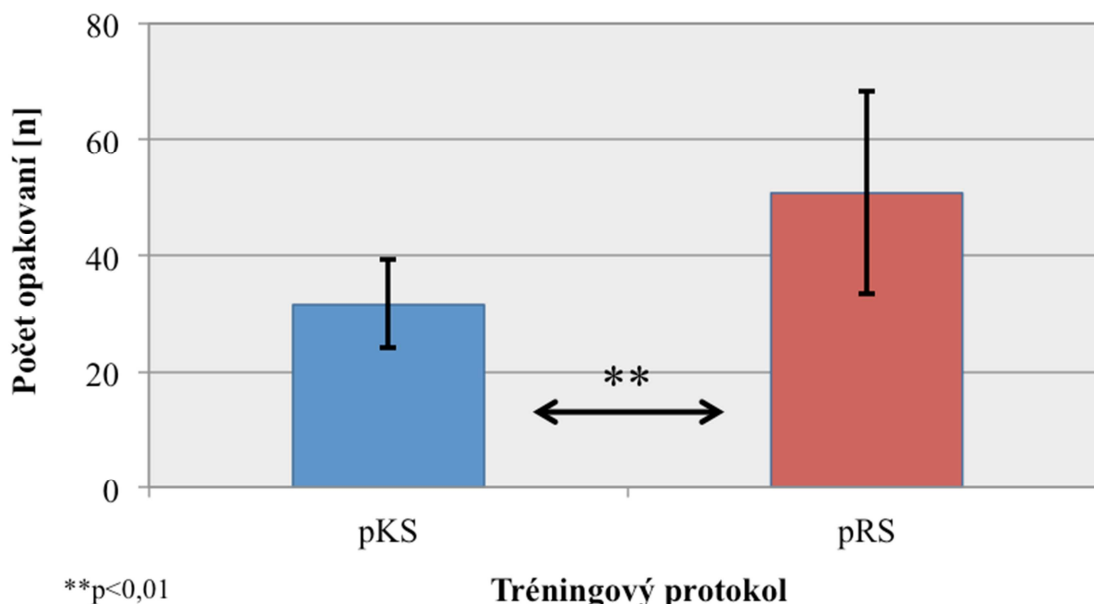
Efektivitu opakovaní sme hodnotili na základe generovaných výkonov, dvomi spôsobmi. V prvom prípade sme rešpektovali hranicu 90 % z najvyššej hodnoty výkonu v aktuálne meranej pracovnej sérii ($P_{\max PS_{1-6}}$). V druhom prípade hranicu 90 % z najvyššej hodnoty výkonu za celý tréningový protokol (TP). V druhom prípade sme mali možnosť hodnotiť tréningový protokol iba ex post.

Celkový počet opakovaní za tréningový protokol (TP)

Pri hodnotení celkového počtu opakovaní sme hodnotili počet opakovaní vykonaných v danom tréningovom protokole, sumár efektívnych a neefektívnych opakovaní. Objemové ukazovatele zaťaženia nám jasne vychádzajú v prospech experimentálneho protokolu s rozloženými sériami s vmedzerenými intervalmi odpočinku (clustrami) a to v priemernom počte 50,78 opakovaní ($\pm 17,41$) za tréningový protokol. Pri kontrolnom protokole s klasickými sériami nám vyšiel priemerný počet 31,67 opakovaní ($\pm 7,45$).



V celkovom počte opakovaní nám vyšiel signifikantný rozdiel ($\alpha=0,01$) medzi protokolom s experimentálnym činiteľom (pRS) a protokolom s kontrolným činiteľom (pKS). Rozdiel priemerov počtov opakovaní medzi protokolmi bol na úrovni 19,11 opakovaní.



Obrázok 5: Celkový priemerný počet opakovaní za tréningový protokol

Predpokladáme, že vyšší počet opakovaní je z dôvodu nasadenia intervalu odpočinku medzi dvojicou opakovaní, na základe ktorej dôjde počas tohto intervalu k určitej, čiastočnej resyntéze energetických zásob. Toto tvrdenie je podporené viacerými výskumami. Harris et al. (1976) zistili, že po vyčerpávajúcej dynamickej svalovej práci, počas resyntézy CP v rýchlych svalových vláknach je 21-22 sekúnd. Toto zistenie potvrdzuje publikácia Plowman-Smith (2014) ktorí tvrdia, že čas potrebný na obnovu polovice ATP-CP systému je približne 20-30 sekúnd. Takisto výskum David et al. (2006) zistili, že počas resyntézy kreatínfosfátu (CP) je 34,7 sekúnd po zaťažení, ktoré vedie k úplnému zlyhaniu, vyčerpaniu svalu. Bain (2012) tvrdí, že po 30 sekundách odpočinku dochádza k 70 %-nej resyntéze fosfátových zdrojov svalu.

Vo výsledkoch týchto publikácií nachádzame vysvetlenie možnosti vykonať väčší objem tréningu na požadovanej (vyššej) úrovni intenzity zaťaženia v rozložených sériách s 20 sekundovými intervalmi odpočinku v porovnaní s klasickými sériami.

Dawson et al. (1997) vo svojom výskume porovnávali hodnoty CP po 1x6 sekundovom šprinte a 5x6 sekundovom šprinte s 3 min intervalmi odpočinku. Zistili, že po 1x6 sekundovom šprinte je koncentrácia CP v 10. sekunde na úrovni 55 %, v 30. sekunde na 69 % a v 180. sekunde na 90 % z hodnoty nameranej pred výkonom. Po 5x6 sekundovom šprinte bola koncentrácia CP v 10. sekunde na úrovni 27 %, v 30. sekunde na úrovni 45 % a v 180. sekunde na úrovni 84 %, z hodnoty nameranej pred výkonom.



Z toho vyplýva, že počet opakovaní, dĺžka trvania opakovania v súčinnosti s tým aj dĺžka trvania série sú dôležitým determinantom miery regenerácie fosfátových zásob.

Počet efektívnych a neefektívnych opakovaní

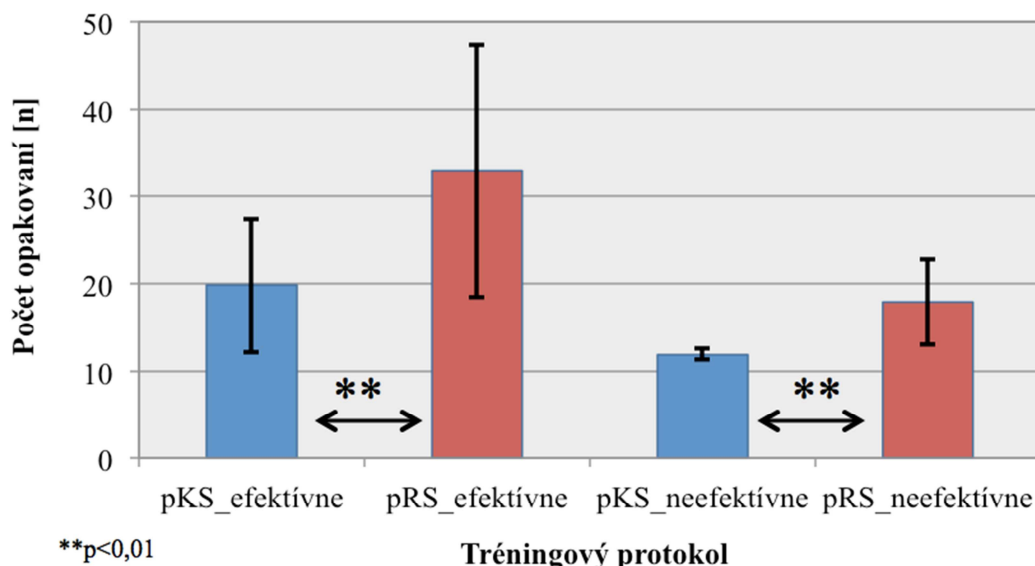
Pri hodnotení intenzity realizovaných opakovaní sme sa zamerali na objemové charakteristiky v zmysle počtu efektívnych opakovaní v kontrolnom protokole (pKS) a experimentálnom protokole (pRS). To isté sme spravili aj pri hodnotení počtu neefektívnych opakovaní medzi spomínanými protokolmi.

Počet efektívnych a neefektívnych opakovaní sme teda vyhodnotili v dvoch rovinách. Pri prvom postupe sme hodnotili počet efektívnych a neefektívnych opakovaní vzťahovaných k hranici 90 % z najvyššieho výkonu nameraného v aktuálne meranej pracovnej sérii ($P_{\max PS_{1-6}}$). Pri druhom postupe sme vyhodnotili spôsobom ex post. Kritériom efektívnosti opakovaní bola hranica 90 %, vzťahovaná k najvyššiemu výkonu nameranému za celý tréningový protokol ($P_{\max TP}$).

Počet efektívnych a neefektívnych opakovaní vo vzťahu k najvyššej hodnote výkonu v aktuálnej pracovnej sérii

Pri hodnotení efektívnych a neefektívnych opakovaní vzťahovaných k najvyššej hodnote výkonu vzhľadom na aktuálnu pracovnú sériu sme zistili, že priemerný počet efektívnych opakovaní pri kontrolnom protokole s klasickými sériami bol 19,78 opakovaní ($\pm 7,66$) oproti 32,89 opakovaniam ($\pm 14,45$) pri experimentálnom protokole s rozloženými sériami. Kontrolný protokol však obsahoval menej neefektívnych opakovaní v pomere 11,89 opakovaní ($\pm 0,6$) ku 17,89 opakovaniam ($\pm 4,88$) pri experimentálnom protokole. Rozdiel priemerov v prípade efektívnych opakovaní medzi týmito dvoma protokolmi bol 13,11 opakovaní v prospech experimentálneho protokolu. Rozdiel priemerov v prípade neefektívnych opakovaní medzi týmito dvoma protokolmi bol 6 opakovaní tiež v prospech experimentálneho protokolu. Štatistická významnosť týchto rozdielov sa nám v oboch prípadoch potvrdila na 1 %-nej hladine významnosti.

Pri hodnotení ukazovateľov o počte efektívnych a neefektívnych opakovaní vzťahovaných k P_{\max} za aktuálnu pracovnú sériu z celkového počtu opakovaní za TP môžeme jasne konštatovať, že počet efektívnych opakovaní z celkového počtu opakovaní za tréningový protokol v prípade pRS je signifikantne vyšší oproti počtu efektívnych opakovaní v pKS. Musíme však dodať, že síce pri pRS bolo viac efektívnych opakovaní, no zároveň sa experimentálny protokol vyznačoval aj väčším počtom neefektívnych opakovaní. Hodnotenie rozdielov neefektívnych opakovaní medzi pKS a pRS nám vyšlo tiež na 1 %-nej hladine štatistickej významnosti.



Obrázok 6: Efektívne a neefektívne opakovania vzťahované k Pmax v aktuálne meranej pracovnej sérii

Predmetom diskusie ostávajú možnosti redukcie neefektívnych opakovaní pre zvýšenie účinnosti tréningového pôsobenia. Zároveň by sme mali zvážiť možnosti korekcie tréningových postupov pri riadení tréningu (včasné ukončenie PS). Predmetom diskusie ostáva aj možnosť uplatnenia rovnakých postupov pri limitácii počtov opakovaní v sérii pri rôznych tréningových protokoloch (pKS aj pRS).

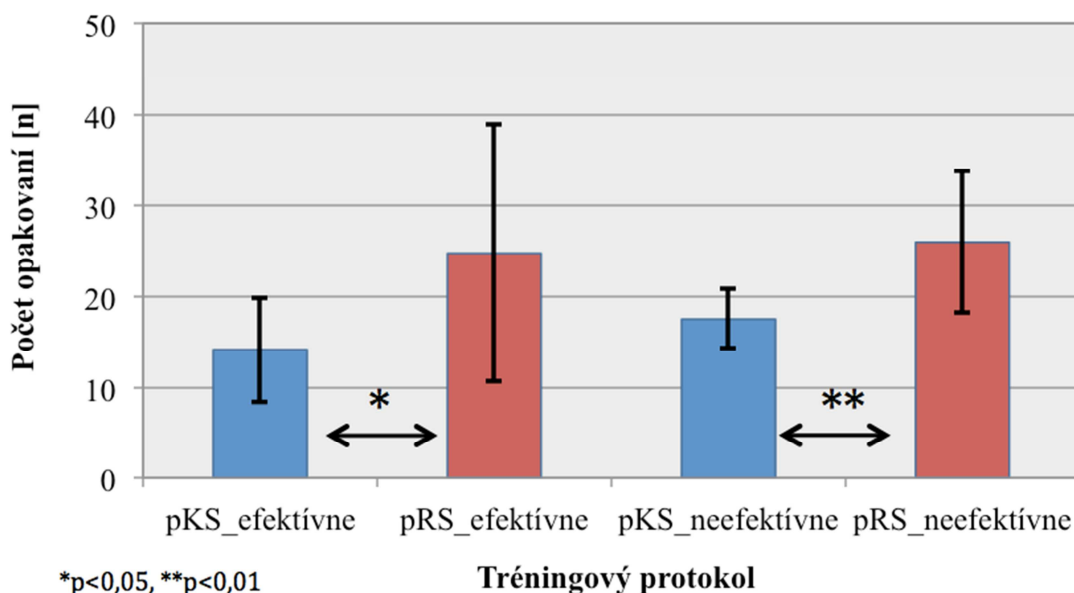
Počet efektívnych a neefektívnych opakovaní vo vzťahu k najvyššej hodnote výkonu za tréningový protokol

Pri hodnotení intenzity realizovaných opakovaní na základe najvyššej hodnoty výkonu za tréningový protokol (TP) sme hodnotili opakovania podobne, ako v prípade hodnotenia intenzity opakovaní vo vzťahu PmaxPS₁₋₆. Tento rozmer výsledkov sme vyhodnocovali takzvané ex post. Kritérium efektívnosti opakovaní bol v tomto prípade opakovanie vykonané nad 90 % z výkonového maxima registrovaného za celý tréningový protokol (TP). Ostatné opakovania boli považované za neefektívne.

Pri hodnotení efektívnych a neefektívnych opakovaní vzťahovaných k najvyššej hodnote výkonu vzhľadom na TP sme zistili, že priemerný počet efektívnych opakovaní pri kontrolnom protokole s klasickými sériami bol 14,11 opakovaní ($\pm 5,73$) oproti 24,78 opakovaniam ($\pm 14,11$) pri experimentálnom protokole s rozloženými sériami. Kontrolný protokol však obsahoval priemerne menej neefektívnych opakovaní (17,56; $\pm 3,24$) v porovnaní s experimentálnym protokolom (26,0; $\pm 7,83$). Rozdiel priemerov v prípade efektívnych opakovaní medzi týmito dvoma protokolmi bol 10,67 opakovaní v prospech experimentálneho protokolu. Rozdiel priemerov v prípade neefektívnych opakovaní medzi týmito dvoma protokolmi bol 8,44 opakovaní, tiež v prospech experimentálneho protokolu. Štatistická významnosť týchto rozdielov sa nám



v prípade efektívnych opakovaní potvrdila na 5 %-nej a v prípade neefektívnych opakovaní na 1 %-nej hladine významnosti. Experimentálny protokol teda aj v tomto prípade obsahoval väčší počet efektívnych a zároveň aj väčší počet neefektívnych opakovaní v porovnaní s kontrolným protokolom.



Obrázok 7: Efektívne a neefektívne opakovania vzťahované k Pmax za TP

Považujeme za dôležité upozorniť na skutočnosť, že v oboch tréningových protokoloch nám hodnoty neefektívnych opakovaní vyskočili nad 50 % z celkového počtu opakovaní. V praxi to znamená, že ak by sme používali v tréningu podobnú metodiku postupu, ex post vyhodnocovali absolvovaný tréning a následne vzťahovali všetky opakovania k PmaxTP, tak viac ako polovica tréningu by bola neefektívna z hľadiska kritérií účinnosti rozvoja rýchlostno-silových schopností. Longová (2014) odporúča nerealizovať opakovania, ktoré sú pod hranicou intenzity 90 % z Pmax. Tvrdí, že neúčinné (v našej terminológii neefektívne) opakovania sú zbytočné, zvyšujúce prejav únavy, čo sa môže neskôr negatívne prejaviť v procese adaptácie. Predmetom diskusie teda ostáva model tréningu, pri ktorom nebudeme vzťahovať efektívnosť opakovaní k PmaxPS, ale budeme od prvej série registrovať zmeny na úrovni PmaxTP. Vzťahovať opakovania budeme k PmaxTP a aktuálne hodnotiť efektívnosť opakovaní.

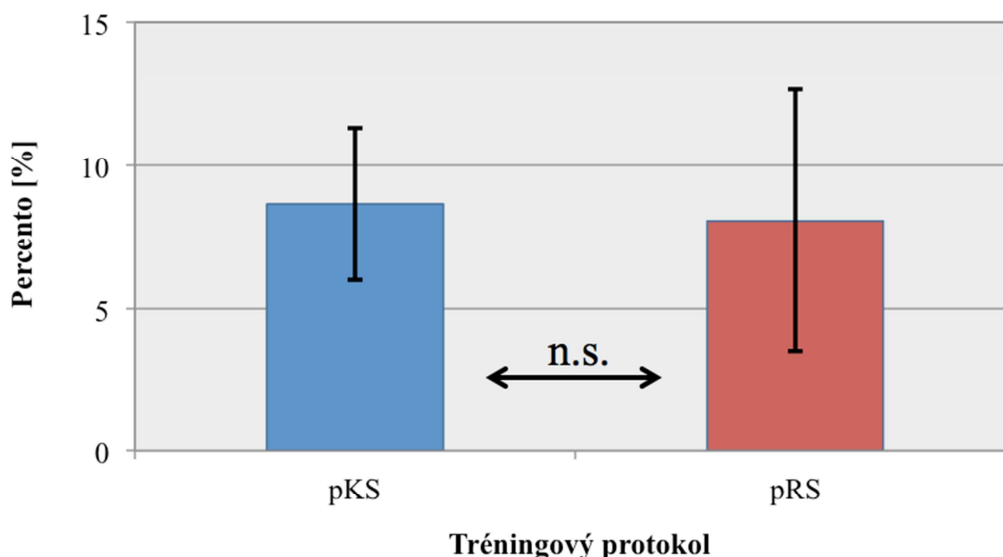
Hodnotenia percentuálneho poklesu výkonu za tréningový protokol

Pri sledovaní percentuálneho poklesu výkonu sme hodnotili 6 najvyšších výkonov z jednotlivých pracovných sérií (PS₁₋₆). Porovnali sme najvyššiu hodnotu PmaxPS₁₋₆ (zároveň PmaxTP) a najnižšiu hodnotu PmaxPS₁₋₆. V oboch protokoloch sme hodnotili rozdiel v percentách, čiže pokles výkonu za TP.

$$[\text{NAJVYŠŠIA HODNOTA Z PmaxPS}_{1-6}] - [\text{NAJNIŽŠIA HODNOTA Z PmaxPS}_{1-6}]$$



Výsledky hodnôt percentuálneho poklesu výkonu ukazujú, že priemerný percentuálny pokles výkonov v kontrolnom protokole s klasickými sériami bol 8,65 % ($\pm 2,65$ %), v experimentálnom protokole s rozloženými sériami 8,07 % ($\pm 4,57$ %). Rozdiel týchto priemerov bol 0,58 % v prospech kontrolného protokolu. Je dôležité zdôrazniť, že vyššie percento poklesu výkonu, značí o väčšom poklese výkonu za TP. Tento rozdiel priemerov nebol signifikantný.



Obrázok 8: Priemerný percentuálny pokles výkonov za TP

ZÁVERY

Výsledky práce potvrdzujú významnosť rozdielov medzi tréningovým protokolom s rozloženými sériami a tréningovým protokolom s klasickými, v celkovom počte opakovaní a v počtoch efektívnych a neefektívnych opakovaní (v oboch rovinách hodnotenia). Významnosť rozdielov sme neregistrovali pri percentuálnom poklese najvyššej hodnoty výkonu pracovných sérií ($P_{maxPS_{1-6}}$).

V dostupných zdrojoch o vplyve rozložených sérií na ukazovatele mechanického výkonu sme nenašli také, ktoré by sa venovali problematike rýchlostno-silových schopností limitáciou opakovaní vzťahovaných k 90 % z aktuálneho P_{max} . Výskumy autorov Hardee et al. (2013), Oliver et al. (2015) a Tufano et al. (2016), ktoré sledovali účinnosť rozvoja silových schopností aplikáciou tréningovej metódy rozložených sérií, narábali s presne stanovenými počtami opakovaní v rámci pracovných sérií. Objemové ukazovatele presných počtov opakovaní predstavovali spoločnú premennú pre kontrolné a experimentálne protokoly. Naša metodika, okrem aplikácie rozložených sérií, bola založená na „otvorených“ sériách bez predbežného určenia počtov opakovaní. Počet opakovaní v pracovných sériách bol limitovaný poklesom intenzity vykonania pokusov v podobe mechanického výkonu. Udržanie intenzity zaťaženia (intenzifikácia tréningového pôsobenia) rešpektuje platné odporúčania účinného rozvoja rýchlostno-silových schopností. Tento postup je podľa Tihanyi (2013), Vanderka (2013) a Kampmiller et al. (2012)



predpokladom rozvoja rýchlostno-silových schopností s vysokou afinitou k hypertrofii rýchlych svalových vlákien, čo predstavuje kvalitné východisko pre športový výkon v rýchlostno-silových športoch.

Z dôvodu rešpektovania aktuálneho stavu športovca sme nevzťahovali výkony (P_{max}) v jednotlivých meraných protokoloch k diagnostickej sérii. Predmetom diskusie ostáva problematika načrtnutá v práci Buzgó et al. (2014), kde hovoria o zóne P_{max} . Je na zvážení a ďalšom preskúmaní tejto problematiky, či neeliminovať možné odchýlky aktuálneho stavu športovca v deň tréningu skrátenou diagnostickou sériou v 90 %-nej zóne P_{max} a následne pokračovať pracovnými sériami už z aktuálne zistenou pracovnou hmotnosťou.

Takisto treba spomenúť pomer intervalu odpočinku medzi sériami k celkovej dĺžke trvania série. Interval odpočinku medzi sériami bol fixný v oboch protokoloch. V experimentálnom protokole sa vyznačoval 20 sekundovými vmedzerenými intervalmi odpočinku. Čas trvania série v pKS bol takmer totožný pri každej sérii. Čas trvania série v pRS bol variabilný, kvôli 20 sekundovým vmedzereným intervalom odpočinku. Prvá séria bola väčšinou najdlhšou sériou. Spomenúť môžeme napríklad jedného z probandov, ktorého prvá séria s celkovým počtom opakovaní 22, trvala 292 sekúnd celkového času. Po odpočítaní 20 sekundových vmedzerených intervalov odpočinku (spolu 200 sekúnd) nám vychádza, že celkový čas vykonávania cvičenia tzv. “time under tension” (ďalej už len TUT), ktorý je podľa Mohamad et al. (2016) zodpovedný za prírastky sily a hypertrofie, bol 92 sekúnd. Každá jeho nasledujúca séria sa v priemere vyznačovala 59,8 sekundovým TUT. Predmetom diskusie teda ostáva, či práve prvá séria nezapríčinila takýto pokles TUT a teda, či v samotnom tréningu nezohľadňovať časový pomer trvania série k následnému intervalu odpočinku. Tieto výsledky však navrhujeme v budúcnosti podrobiť ďalšej analýze.

Vzhľadom na fakt, že náš výskum bol realizovaný na súbore s malým počtom probandov sa vyvarujeme generalizácii záverov. Zistenia prezentované v našej práci platia iba pre nami sledovaný súbor. Na základe našich zistení a rozboru literatúry odporúčame:

- používať pRS, nakoľko sa domnievame, že zvýšený objem práce na kvalitatívne vyššej úrovni intenzity zaťaženia by mohol prispieť k väčšiemu progresu športového výkonu v smere rozvoja rýchlostno-silových schopností,

- jednoznačne redukovať počty neefektívnych opakovaní a tým zabezpečiť vyššiu intenzifikáciu zaťaženia:

- a., redukovať počty neefektívnych opakovaní pri pKS tak, že probanda po jednom neefektívnom opakovaní stopneme vo vykonávaní činnosti,

- b., redukovať počty neefektívnych opakovaní pri pRS tak, že probanda zastavíme v činnosti:

- probanda stopneme po dvoch za sebou nasledujúcich neefektívnych opakovaniach,

- probanda stopneme hneď po výskyte prvého neefektívneho opakovania.



- registrovať PmaxTP v predchádzajúcich PS - počas vykonávania sérií rešpektovať pri redukcii počtov opakovaní aj namerané vyššie výkony v predchádzajúcich PS, nie len v aktuálnej PS,

- overiť aktuálne dispozície športovca na začiatku tréningovej jednotky (skrátenu diagnostickou sériou, redukovanou na predpokladanú zónu 90 % z Pmax) a následne po zistení aktuálneho Pmax z DS pokračovať pracovnými sériami,

- zohľadňovať časový pomer trvania série k následnému intervalu odpočinku.

Problematika rozložených sérií „cluster setov“ je obširna. Naším príspevkom sme chceli prispieť k doplneniu východísk uplatnenia rozložených sérií v rozvoji rýchlostno-silových schopností. Naše postupy sme navrhli v smere limitácie počtu opakovaní poklesom výkonu pod hranicu 90 % z výkonového maxima. Odporúčame ďalším sledovaním tejto problematiky overiť naše výsledky na väčšom počte probandov a navrhnúť taký dizajn výskumnej situácie, ktorý odstráni nedostatky aplikovaných postupov. Ďalej navrhujeme overiť metódu rozložených sérií v procese rozvoja rýchlostno-silových schopností tréningovou štúdiou založenou na pedagogickom experimente. Zároveň potvrdzujeme predchádzajúce odporúčania o používaní diagnostických zariadení počas tréningu pre zabezpečenie kontroly a udržania intenzity zaťaženia.

POUŽITÁ LITERATÚRA

BAIN, J. 2012. *Cluster Training*. <http://www.elitefts.com/author/jamie-bain/> online. 12.05.2016.

BOSCO, C. 1999. *Strength assessment with the Bosco's Test*. Rome : Italian Society of Sport Science. 171 s.

BUZGÓ, G. et al. 2014. Východiská uplatnenia drepu v pohybovej a kondičnej príprave. In: *Strenght Training in Weightlifting, Innovative Approaches in Strength and Performance Improvement*. Bratislava : ICM AGENCY. 30 s. ISBN 978-80-89257-65-2.

DAWSON, B. et al. 1997. Muscle phosphocreatine repletion following single and repeated short sprint efforts. In: *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. Vol. 7, no. 4, pp. 13-206.

FLECK, S. J., KRAEMER, W. J. 2004. *Designing Resistance Training Programs*. 3rd Edition. Champaign : Human Kinetics Publishers. ISBN 0-7360-4257-1.

FRY, A. C., KRAEMER, W. J., VAN BORSELEN, J., LYNCH, J. M., MARSIT, J. L., ROY, E. P., TRIPLETT, N. T., KÄKKINEN, K. 1994. Neuromuscular adaptation during strength training, aging, detraining and immobilization. In: *Critical reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*. Vol. 6, no. 3, pp. 161-198.

HAFF, G. G. et al. 2003 Effects of different set configurations on barbell velocity and displacement during a clean pull. In: *Journal of Strength and Conditioning Research*. Vol. 17, no. 1, s. 95–103.



- HAFF, G. G. *et al.* 2008 Cluster training: a novel method for introducing training program variation. In: *Strength and Conditioning Journal*. Vol. 30, no. 1, pp. 67–76.
- HAFF, G. G. 2012. Current Research: Training for Strength, Power and Speed. In: *Journal of Strength and Conditioning*. Vol. 34, no. 2, pp. 76-78.
- HAMAR, D., GAŽOVIČ, O., SCHICKHOFER, P. 1998. A simple system for strength testing and feedback monitoring of weight training. In: *International conference on weightlifting and strength training*. Jyväskylä : University of Jyväskylä. pp. 169.
- HANSEN, K. T. *et al.* 2011. Does Cluster Loading Enhance Lower Body Power Development in Preseason Preparation of Elite Rugby Union Players In: *Journal of Strength and Conditioning Research*. Vol. 25, no. 8.
- HARDEE, J.P. *et al.* 2012. Effect of interrepetition rest on power output in the power clean. In: *Journal Strenght Cond Res*. Vol. 26, no. 4, pp. 883-889.
- HARDEE, J. P. *et al.* 2013. Effect of cluster set configurations on power clean technique. In: *Journal Sports Science*. Vol. 31, no. 5.
- HARRIS R. C. *et al.* 1976. The time course of phosphorylcreatine resynthesis during recovery of the quadriceps muscle in man. In: *European Journal of Physiology*. Vol. 367, no. 2, pp. 42-137.
- IVAN, R. 2015. *Rozdiely v silovom zaťažení nad 90 % aktuálneho výkonu z hľadiska veľkosti odporu*. Diplomová práca. Bratislava : FTVŠ UK. 54 s.
- KAMPMILLER, T. *et al.* 2012. *Teória športu a didaktika športového tréningu*. Bratislava. ISBN 978-80-89257-48-5.
- LONGOVÁ, K. 2014. *Rozvoj silových schopností s intezitou nad 90 % maximálneho výkonu pri rozdielnom vonkajšom odpore a odlišnom systéme zvyšovania zaťaženia*. Dizertačná práca. Bratislava : FTVŠ UK. 111 s.
- MOHAMAD, I. N. *et al.* 2016. Kinematics and Kinetics of High and Low Velocity Resistance Training Equated by Time Under Tension: Implication for Hypertrophy Training. In: *Regional Conference on Science, Technology and Social Sciences*. pp 475-485.
- MORENO, D. S. 2014. Effect of cluster sets on plyometric jump power. In: *The Journal of Strength and Conditioning Research*. Vol. 28, no. 9, pp. 2424-2428.
- NOVOSAD, A. 2012. *Optimalizácia rozvoja silových schopností z hľadiska využitia pružinových systémov pohybového aparátu*. Dizertačná práca. Bratislava : FTVŠ UK. 100 s.
- NOVOSAD, A. *et al.* 2014. Zóna výkonového maxima nad 90 % pri cvičení polodrep výskok. In: *Kondičný tréning v roku 2014*. Banská Bystrica : Slovenská asociácia kondičných trénerov v spolupráci s Katedrou telesnej výchovy a športu, Filozofickej fakulty Univerzity Mateja Bela. s. 413-422. ISBN 978-80-8141-077-2
- OLIVER, M. J. *et al.* 2015. Velocity Drivers Greater Power Observed During Back Squat Using Cluster Sets. In: *The Journal of Strength and Conditioning Research*. Vol. 30, no. 1.



PLOWMAN, S. A., SMITH, D. L. 2014. *Exercise Physiology for Health Fitness and Performance*. 4 vyd. Baltimore : Lippincott Williams and Wilkins. ISBN-13: 978-0702029349.

SILLÍK, G. 2014. *Zaťaženie v zóne nad 90 % z výkonového maxima z hľadiska veľkosti odporu*. Bakalárska práca. Bratislava: FTVŠ UK. 46 s.

STOPPANI, J. 2008. *Velká kniha posilování*. 1.vydanie. Praha: Grada Publishing a.s., 2008. 440 s. ISBN 978-80-247-2204-7

TIHANYI, J. 1998. Az izmok élettani és biomechanikai tulajdonságainak változtatási lehetőségei edzéssel. In: *Magyar edző*. No. 2, pp. 4-10.

TIHANYI, J. 1999. Fyziológické a biomechanické základy adaptácie na tréningové zaťaženie. In: *Zbierník vedeckých prác Katedry Atletiky FTVŠ UK*. Bratislava : Slov. Ved. Spol pre TV a Š. s. 3-12.

TUFANO, J. J. et al. 2016. Cluster Sets Maintain Velocity and Power During High-Volume Back Squats. In: *International Journal of Sports Physiology and Performance*.

VANDERKA, M. 2013. *Silový tréning pre výkon*. 1. vyd. Bratislava : Slovenská vedecká spoločnosť pre telesnú výchovu a šport. 270 s. ISBN 978-80-89075-40-9.

VANDERKA, M., KAMPMILLER, T. 2012. Kondičná príprava (kondičný tréning). In: *Teória športu a didaktika športového tréningu*. Bratislava : ICM agency. 353 s. ISBN 978-80-89257-48-5.

ZATSIORSKY, V., KRAEMER, W. 2006. *Science and Practice of Strength Training*. 2nd Edition. Human Kinetics Publishers. ISBN 0736056289

