

ANALÝZA SPECIFICKÝCH POSILOVACÍCH CVIČENÍ PRO SOFT-BALLOVÝ NADHOZ POMOCÍ SEMG

ANALYSIS OF THE SPECIFIC STRENGTHENING EXERCISES FOR THE SOFTBALL PITCHES USING SURFACE ELECTROMYOGRAPHY

P. Pravečková,¹ P. Matošková,² V. Süß¹ & R. Jebavý³

¹Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Katedra sportovních her

²Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Katedra sportů v přírodě

³Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Katedra atletiky

ABSTRACT

The aim of this paper is to compare selected strengthening exercises with softball pitches using two methods - surface electromyography (MEGAWIN 6000) and 3D kinematic analysis (Qualisys). This is a case study of a descriptive type, the proband was the player at the top level from the Czech major league and the Czech national team. The measurements were aimed at examining the similarities and differences in strengthening exercises (specific leap, lunge, long lunge and outputs) in relation to softball pitches. The basic method was triangulation of these methods. As kinematic parameter we chose the speed of movement in space: free variables - the tip of the foot, ankle and knee. For comparison of the size of the EMG activity of observed muscles we were used a comparison with the target motion (pitch), where the results were indicated by 100 %. We used the percentage intensity using MVC only for comparing of the intensity of muscle involvement during pitch. Selected strengthening exercises (lunge, long lunge and outputs) meet the requirements for preventive strengthening in terms of reducing the risk of injury. At the same time it can also positively influence the performance of pitch and so we classify them into general strength exercises. "Exercise specific jump" can be recommended as a specific strengthening exercises of high intensity, the use of which is governed by rules for training explosive strength.

Keywords: 3D kinematic analysis; surface electromyography; general and specific strengthening exercises; softball pitches

SOUHRN

Cílem příspěvku je porovnat vybrané posilovací cviky se softballovým nadhozem pomocí dvou metod – povrchové elektromyografie (MEGAWIN 6000) a kinematické analýzy 3D (Qualisys). Jedná se o případovou studii deskriptivního charakteru, kdy probandem byla vrcholová hráčka extraligy a reprezentace ČR. Při měření byla zkoumána podobnost/rozdíly ve čtyřech posilovacích cvičeních (specifický skok, výpad, dlouhý výpad a výstupy) ve vztahu k softballovému nadhozu. Základní metodou byla triangulace uvedených metod. Kinematickým parametrem jsme zvolili rychlost pohybu v prostoru a to ve třech proměnných – špičce nohy, kotníku a kolenu. Pro porovnání velikosti elektromyografické aktivity sledovaných svalů jsme použili srovnání s cílovým pohybem (nadhoz), kde výsledky byly označeny 100 %. Pouze pro porovnání intenzity zapojení svalů při nadhozu jsme použili procentuální vyjádření intenzity pomocí MVC. Vybrané posilovací cviky (výpad, dlouhý výpad a výstupy) splňují předpoklady pro preventivní posilování z pohledu snížení rizika zranění. Současně mohou i pozitivně ovlivňovat výkon při nadhozu a řadíme je do obecných posilovacích cvičení. Cvik „specifický skok“ lze doporučit jako specifické posilovací cvičení vysoké intenzity, jehož použití se řídí pravidly pro trénink výbušné síly.

Klíčová slova: kinematická analýza 3D; povrchová elektromyografie; obecná a specifická posilovací cvičení; softballový nadhoz

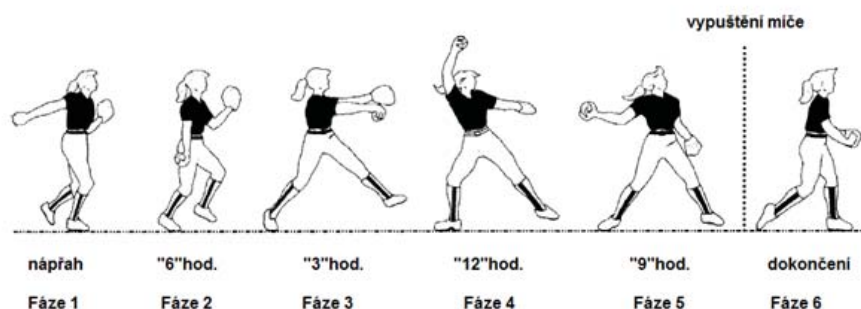
Úvod

Softballový nadhazovač je často považován za stěžejní postavu v obraně, která tvoří až 75 % výkonu v utkání. Na úrovni účinnosti jeho výkonu v utkání závisí nejen účinnost útočné hry soupeře, ale i spolehlivost obrany vlastního družstva. Pravdou je, že bez dobrého nadhazovače nelze vyhrávat. Nadhazovač je první hráč z družstva polařů, který má možnost vyřadit pálkaře ze hry. Nevyautuje-li ho přímo třemi dobrými nadhozy, pak mu alespoň znesnadní odpal tak, že se stane „kořistí“ některého dalšího spoluhráče. Ovládání přesně umístěných, rychlých a různě měněných nadhozů je technickým předpokladem taktické hry nadhazovače. Různost technického provedení nadhozu, popř. různé držení míče při nadhozu umožňují též hod s různou křivkou letu i s rozmanitým chováním míče při letu. Základní podmínkou ale je, aby byl nadhoz dostatečně rychlý. Požadavek taktického umístění míče do zóny, nebo někdy též těsně mimo ní, vyžaduje dobrou spolupráci nadhazovače se zadákem. Jakmile nadhazovač provede nadhoz, stává se stejně platným hráčem v poli jako kterýkoliv jiný hráč.

Analýzou softbalového nadhozu se zabývá poměrně hodně autorů z pohledu popisu nadhozu směřovaného ke zvyšování efektivity nadhozu (Maffet et al., 1997; Anderson & Elliot, 1999; Remaley et al., 2015; Oliver & Plummer, 2011), ale také z pohledu prevence k možným zraněním a zdravotním rizikům (Wang, Lin & Huang, 2001; Werner et al., 2005; Werner, Jones, Guido & Brunet, 2006; Guido, Werner & Meister, 2009; Royas et al., 2009). Maffet et al. (1997) rozděluje nadhoz do 6 fází na základě pohybu nadhazovací paže. Strukturu fází ukazujeme na obrázku 1, který jsme upravili na základě Royas et al. (2009).

Obrázek 1./ Figure 1.

Struktura nadhazovacích fází (upraveno podle Royas et al., 2009)./ Structure of pitching phases (adapted by Royas et al., 2009).



Z pohledu analýzy činnosti dolních končetin (DK) je důležité provedení zejména ve fázích 2 – 6. Dobu trvání jednotlivých fází s ohledem na typ nadhozu uvádí Remaley et al. (2015), výsledky jeho studie uvádíme v tabulce 1. Werner et al (2005) v rozboru techniky softballových nadhazovaček v průběhu OH v Atlantě (1996) uvádějí dobu mezi vrcholem náprahu ke kontaktu výkročné nohy se zemí 50 ± 16 ms a dobu mezi kontaktem výkročné nohy a vypuštěním míče 100 ± 17 ms.

Tabulka 1./ Table 1.

Doba trvání fází nadhozu (upraveno podle Remaley et al., 2015)./ Duration of the pitching phases (adapted by Remaley et al., 2015).

fáze/typ	1	2	3	4	5	6
Riseball [ms]	17,56	15,63	12,85	11,03	8,96	33,97
Fastball [ms]	16,85	16,19	12,61	11,16	8,59	34,59
Change-up [ms]	15,94	14,92	12,42	12,36	10,34	34,04
Dropball [ms]	16,42	15,92	12,72	11,86	8,59	34,59
Curveball [ms]	25,94	13,92	11,66	10,42	7,57	30,49
Screwball [ms]	17,2	15,38	12,43	11,67	9,42	33,9

Alderson a Elliot (1999) uvádí reakční síly při odrazu stojné DK ve vertikálním směru 0,3 % tělesné hmotnosti (TH) a 170 % TH ve směru horizontálním. Před vypuštěním míče se zapojují extenzory kotníku a kolene, dochází k extenzi kolene a kotníku a tím k zastavení rotace těla, a dále k přenesení energie dolní poloviny těla do nadhazovací paže (Wang, Lin & Huang, 2001). Při dopadu na výkročnou nohu absorbují negativní energii z 14,7 % kotník, 17,9 % kyčel a tedy z 67,4 % koleno (Wang, Lin & Huang, 2001), na rozdíl od běžné chůze, kde nejvyšší podíl je v kotníku (44 %) a v kolenu (34 %) (Devita & Skelly, 1992). Na absorpci negativních sil v kolenním kloubu se podílí z 89 % extenzory a z 11 % flexory kolenního kloubu. Guido, Werner & Meister (2009) sledovali reakční síly při dopadu na výkročnou nohu při nadhozu. Ukazují, že ve směru vertikálním dosahoval vrchol reakční síly v průměru 139 % TH, ve směru předozadním 24 % TH a ve směru mediálním 42 % TH. Autoři konstatují velmi vysoké zatížení dolní končetiny. Cílem studie Olivera & Plummera (2011) bylo najít korelační vztah mezi reakční silou při dopadu výkročné nohy a aktivací vybraných svalů vzhledem k rychlosti nadhozu. Ve vertikálním směru dosáhl vrchol reakční síly hodnoty 179 % TH. Výsledky 10 nadhazovačů ukazují na významný vztah mezi reakční silou při dopadu a rychlostí nadhozu ($r = 0,758$) i mezi aktivací *m. gluteus maximus* ($r = 0,851$), *m. gluteus medius* ($r = 0,760$) a rychlostí nadhozu. Royas et al. (2009) porovnávali pomocí povrchové elektromyografie a kinematické analýzy (Qualisys, 120 Hz) zapojení *m. biceps brachii* v průběhu softbalového nadhozu a hodů horním obloukem. Ukazují, že v softbalovém nadhozu je vyšší intenzita zapojení *m. biceps brachii* ve fázi před vypuštěním míče než při hodu horním obloukem. Remaley et al. (2015) porovnávali pomocí povrchové elektromyografie a kinematické analýzy systémem „EagleMotion” s frekvencí 200 Hz zapojení svalů předloktí v různých typech nadhozu (riseball, dropball, screwball, change – up, curveball a fastball). Zapojení svalů předloktí porovnávají v šesti fázích nadhozu pomocí srovnání s maximální volní kontrakcí (MVC) vybraných svalů. Nejvyšší intenzity dosahuje *m. pronator teres* (až 500 % MVC) u stoupavého nadhozu (riseball). Naopak nejnižší intenzity dosahuje *m. flexor carpi ulnaris* (120 %) u téhož nadhozu.

Podstatou analýzy našeho výzkumu bylo sledování míry zapojení svalů vybraného svalového řetězce při hodu spodním obloukem (softballovém nadhozu) pomocí povrchové elektromyografie a porovnání se čtyřmi vybranými posilovacími cviky zaměřenými na rozvoj síly a dynamiky dolních končetin. Vše doplněno o vnější popis pomocí kinematické analýzy 3D.

Popis posilovacích cviků:

- Specifický skok

V základním postoji je odrazová DK položená na podložce a švihová DK mírně pokrčená vzad v kolenu. Pohyb začíná vykývnutím pokrčené švihové DK vpřed a následně vzad – pohyb vychází z kyčelního kloubu. Obě paže jsou v průběhu vykývnutí DK stále v souhlasném postavení jako švihová DK. Po druhém vykývnutí odrazová DK provádí aktivní pohyb (odraz) vedený z přední části chodidla, kdy dochází u švihové DK k 100 % extenzi a přednožení. Současně při odrazu a přednožení dochází k rotaci celého těla o 90° do bočního postavení. Odrazová DK končí v extenzi v kyčelním, kolenním i hlezenním kloubu, kdy špička odrazové DK od okamžiku odrazu neopustí podložku a kopíruje směr švihové DK. Trup i hlava jsou po celou dobu ve vzpřímeném postavení, boky se protlačují vpřed, aby se těžiště těla dostalo nad švihovou DK. V okamžiku odrazu švihová HK jde do předpažení a nadhazovací paže provádí nadhoz.

- Výstup

V základním postoji je odrazová DK položená na podložce a oporová DK na bedýnce (lavici). Paže jsou v průběhu cviku vůči DK neustále v protilehlém postavení podobně jako při běhu. Odrazová DK provádí aktivní pohyb (odraz) vedený z přední části chodidla, kdy dochází u oporové DK v krajní poloze k 100 % extenzi (včetně výponu v hlezenním kloubu). Odrazová DK končí ve flexi v kyčelním, kolenním i hlezenním kloubu, kdy stehno je vodorovně se zemí. Trup i hlava jsou po celou dobu ve vzpřímeném postavení, boky se protlačují vpřed, aby se těžiště těla dostalo nad oporovou DK. Pohyb zpět do základní pozice je proveden bez brzdící excentrické kontrakce.

- Výpad vpřed

Základní postoj začíná ve stoji s chodidly postavenými na šířku boků. Cvik zahajuje odrazová DK aktivním pohybem vpřed, kdy stehno odrazové DK je v době extenze oporové DK v nejvyšší

pozici vodorovně se zemí a směrem k zemi provádí mírné vykývnutí bérce. Došlap odrazové DK je přes patu na celé chodidlo. V krajní poloze je těžiště těla směřováno rovnoměrně mezi obě DK, které v kolenních kloubech při došlapu svírají hodnoty blízké pravému úhlu. Koleno zadní oporové DK se nedotýká země a je zastaveno cca 5 cm od země. Paže jsou buď po celou dobu v bok, za hlavou nebo konají tzv. běžecký pohyb (před tělem je vždy protilehlá HK oproti DK). Trup i hlava jsou při došlapu odrazové DK ve vzpřímeném postavení. Návrat do základního postoje zahajuje aktivní odraz chodidla přednožené odrazové DK. Průběh pohybu zpět do základního postoje je obdobný jako dopředu, jen se zpětným provedením.

- **Dlouhý výpad**

Základní postoj je shodný jako krajní poloha při výpadech vpřed, tedy obě DK se blíží pravému úhlu a koleno zanožené odrazové DK je cca 5 cm od země. Odrazová DK provádí aktivní pohyb vpřed, během kterého dochází u oporové DK k 100 % extenzi včetně výponu (aktivně zapojíme i hlezenní kloub). Paže jsou obdobně jako při výpadech vpřed buď po celou dobu v bok, za hlavou nebo konají tzv. běžecký pohyb (před tělem je vždy protilehlá HK oproti DK). Odrazová DK se přemísťuje dále do krajní polohy obdobně jako při výpadu vpřed. Průběh pohybu zpět do základního postoje je obdobný jako dopředu jen se zpětným provedením.

Cílem naší studie byla analýza výše vybraných posilovacích cviků pomocí SEMG a 3D kinematické analýzy směřujících k softballovému nadhozu, z pohledu zvyšování výkonu v nadhazování i snižování zdravotních rizik vznikajících zejména při dopadu po doskoku.

Design výzkumu

Výzkum měl charakter kazuistické studie popisného charakteru. Jednalo se o detailní studium jednoho případu, jednoho jedince. Šlo o zachycení složitosti případu, o popis vztahů v jejich celistvosti (Hendl, 2005). Jednotlivé hody byly měřeny v sériích po 2 - 5 opakováních, které probíhaly v rozmezí od 10 do 20 s. Při jednotlivých cvicích/hodech bylo dbáno jak na techniku, tak i na co možná maximální úsilí v jejich provedení. Měření probíhalo v laboratoři – centru PDS UK FTVS, za teploty 25°C a trvalo necelé 4 hodiny. Pohybové dovednosti probandky byly na velmi vysoké úrovni.

Charakteristika sledovaného souboru

Vzhledem k charakteru výzkumu jsme nepracovali s náhodným výběrem, sledovaným souborem byla hráčka extraligového týmu žen a současně reprezentace ČR. Lze tedy říci, že pro výzkum jsme použili vrcholovou hráčku softballu, která disponovala vysokou mírou koordinace a pevnou fixací pohybového stereotypu při všech prováděných cvicích. Sledovali jsme hráčku ve věku 19 let (výška 187 cm, váha 81 kg), která nebyla omezena zraněním ani jakoukoli jinou indispozicí. Probandka házela pravou rukou.

Charakteristika použitých metod a sledovaných proměnných

Základní metodou byla triangulace metod povrchové elektromyografie a 3D kinematické analýzy. Při kinematické analýze (3D) byl použit systém Qualisys s natáčecí frekvencí 200 Hz. Snímání bylo zajištěno 3 kamerami umístěnými do rovnoramenného trojúhelníku, v jehož těžišti byl sledovaný prostor. Kalibrace byla s přesností 0,8-1,1 mm. K vyhodnocení kinematických veličin byl použit program Qualis track manager 2.10. Markery na těle probandky byly umístěny v souladu s metodikou podle Robertsona (2009). Sledovanými body byly špička nohy, kotník, koleno a bok, symetricky na obou DK.

Povrchová elektromyografie (EMG) byla snímána pomocí přístroje MEGAWIN 6000. Pro nalepení elektrod jsme použili doporučení NORAXON. Kůže byla před nalepením elektrod ošetřena čistým alkoholem pro zajištění reliability měření. Test maximální volní kontrakce (MVC) byl u sledovaných svalů proveden 3× s přestávkou mezi pokusy 2 minuty. Testy byly vybrány podle doporučení Véleho (2006) a provedeny zaškoleným fyzioterapeutem. Vyhodnocení výsledků bylo v programu Megawin 3.1. Hodnoceny byly – poloha lokálních extrémů, nástup EMG potenciálů metodou prahování (20 % maxima) a procentuální míra intenzity EMG potenciálu vzhledem k MVC (nadhoz) a u posilovacích cviků vzhledem k max.intenzitě EMG potenciálu při nadhozu jako cílové dovednosti.

Sledované svaly

Byl vyšetřován níže uvedený svalový řetězec s těmito svaly (vždy na levé i pravé straně). Svaly, jejichž činnosti jsme sledovali a měřili, byly vybrány na základě jejich funkce, jak je uvádí Čihák (2001), Janda (1996), Javůrek (1986) a Věle (2006): *m. gastrocnemius – caput laterale*, *m. gastrocnemius – caput mediale*, *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, *m. biceps femoris*, *m. tibialis anterior*.

Výsledky a diskuse

A. Kinematická podobnost cviků

K porovnání jednotlivých posilovacích cviků z pohledu kinematických rozdílů v provedení v okamžiku odrazu ze země jsme vybrali tři proměnné na pravé (odrazové) dolní končetině (DK), (špička nohy, kotník a koleno). Kinematickým parametrem jsme zvolili rychlost pohybu bodu v prostoru. Jako srovnávací pohyb jsme zvolili nadhoz, ke kterému vztahujeme podobnost či rozdíly v rychlosti sledovaných bodů. Souhrnné výsledky uvádíme v tabulce 2. Pro porovnání švihové činnosti levé DK jsme použili parametr rychlost pohybu levého kolene. Časovou analýzu vztahujeme k okamžiku, kdy dochází k odrazu pravé špičky ze země, kdy rychlost špičky nohy (7,6 m/s) je maximální. Toto definování počátku souřadného systému jsme zvolili i v analýze dalších dovedností. Záporné znaménko u časové hodnoty tedy znamená, že skutečnost nastala před odrazem špičky nohy ze země. Odrazu při nadhozu předchází švihová práce levé DK, kdy nadhazovačka využívá švihů pokrčenou DK ke zvýšení efektivity odrazu (Alderson & Elliot, 1999), v našem případě dosahuje koleno levé DK maximální rychlosti (6,3 m/s) v čase 0,265 s před odrazem. Odraz ze špičky nohy zahajuje nadhazovačka pohybem v kotníku, maximální rychlosti (tab. 2) dosahuje v průměru 0,12 s před odrazem. K efektivnímu odrazu pomáhá i předcházející pohyb pravého kolene vzhůru, které dosahuje maximální rychlosti 0,04 s před odrazem.

Tabulka 2./ Table 2.

Rychlost sledovaných bodů na pravé dolní končetině./ Speed of monitored points on the right lower extremity.

Činnost	Nadhoz		Specifický skok		Výstupy		Výpad		Dlouhý výpad	
bod	max.		max.		max.		max.		max	
	rychlost	čas [s]	rychlost	čas [s]	rychlost	čas [s]	rychlost	čas [s]	rychlost	čas [s]
	[m/s]		[m/s]		[m/s]		[m/s]		[m/s]	
Špička P	7,6	0,00	4,9	0,00	2,9	0,00	3,3	0,00	4,5	0,00
Kotník P	6,5	-0,12	5,6	-0,10	3,1	0,00	2,9	0,03	4,1	0,03
Koleno P	4,1	-0,04	4,5	0,02	2,9	0,01	0,3	-0,17	4,5	0,04

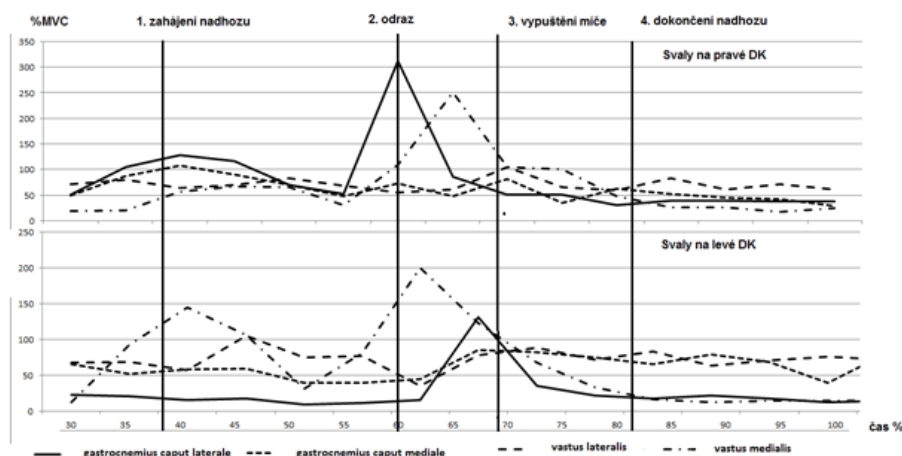
Z pohledu kinematiky v okamžiku odrazu je podobné nadhozu posilovací cvičení s názvem „specifický skok”. Odrazu ze špičky DK předchází časově švih pokrčenou pravou DK (k maximální rychlosti kolene dochází 0,445 s před odrazem) a kinematika kotníku je totožná s činností při nadhozu. Rozdílným se ukazuje činnost odrazové DK v pohybu kolene. Rozdíl od nadhozu v dosažení maximální rychlosti (tab. 1) je 0,006 s. Z pohledu kinematiky sledovaných bodů na pravé DK jsou velké rozdíly ve sledovaných proměnných (tab.1) u cviků výstupy, výpad a dlouhý výpad. Rozdíly jsou patrné v načasování zapojení jednotlivých segmentů do odrazu, ale také ve velikosti dosahovaných rychlostí jednotlivých sledovaných bodů. Rychlost levého kolene u těchto cviků se pohybuje v intervalu 0,5 – 0,8 m/s. Tyto cviky z pohledu kinematiky odrazu tedy řadíme do obecných posilovacích cvičení (Süss, 2006) a cvik „specifický skok” splňuje kritéria kinematické podobnosti a je tedy specifickým posilovacím (Süss, 2006) cvikem pro nadhoz v softballu. Nižší velikosti rychlostí sledovaných bodů lze vysvětlit rozdílným výchozím postojem v průběhu obou činností. U nadhozu se jedná o stoj rozkročný na širší ramen (Süss, 2003), s hmotností těla rozloženou na obě DK, kdy při zahájení činnosti přenáší nadhazovačka hmotnost těla více na levou DK. U „specifického skoku” se jedná o stoj na pravé DK, na které je celá hmotnost těla.

B. Elektromyografická analýza

Pro porovnání velikosti elektromyografické aktivity sledovaných svalů jsme použili srovnání s cílovým pohybem (nadhoz), kde výsledky byly označeny 100 %. Vzhledem ke skutečnosti, že jsme měření prováděli v průběhu 4 hodin a nedocházelo k přelepení elektrod, je možné toto porovnání uskutečnit (Clarys & Cabri, 1993; De Luca, 1993). Pouze pro porovnání intenzity zapojení svalů při nadhozu jsme použili procentuální vyjádření intenzity pomocí MVC (graf 1)

Graf 1./ Graph 1.

EMG aktivita vybraných svalů při nadhozu./ EMG activity in selected muscles during pitch.



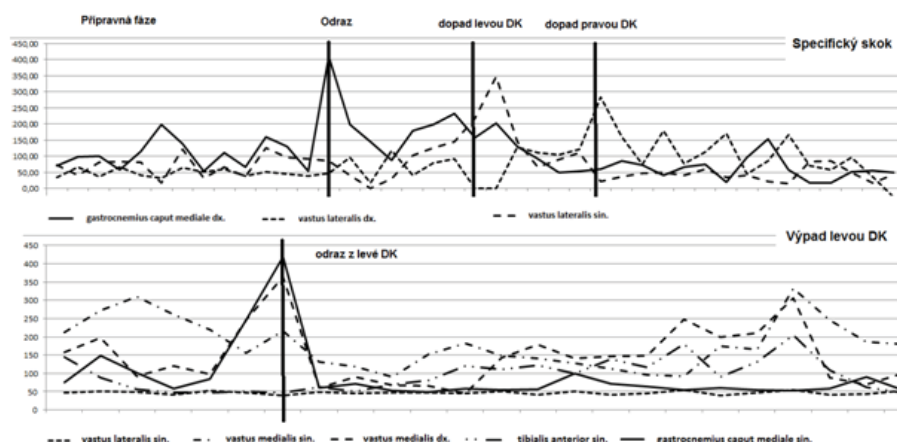
Činnost svalů na odrazové DK: V průběhu druhé fáze se zvyšuje zatížení svalů *mm. gastrocnemii, caput laterale* (graf 1) (127,7 % MVC), respektive *m. caput mediale* (107,3 % MVC), což je způsobeno přenesením hmotností těla (HT) na pravou DK a následně před odrazem odlehčením, které je způsobeno švihem levé dolní končetiny. V průběhu odrazu se maximálně zvyšuje aktivita *m. gastrocnemius caput laterale*, který je převážně zapojen do odrazu (vrchol aktivity 311,9 % MVC), po dopadu jeho aktivita prudce klesá. Průběh zatížení extenzorů kolene (*m. vastus medialis* a *lateralis*) je ve druhé fázi podobný jako u předešlého svalu s nižší intenzitou EMG aktivity (107,3 %, resp. 66,7 % MVC). V průběhu odrazu je zapojení *m. vastus medialis* průměrné intenzity (72,4 % MVC), naopak se zvyšuje intenzita *m. vastus lateralis*, která vrcholí při dopadu odrazové nohy a podílí se na amortizaci reakční síly při dopadu extenzí v kolenním kloubu (251,4 % MVC). Z průběhu činnosti svalů na levé (švihové) DK je zajímavá činnost extenzorů kolenního kloubu ve druhé fázi nadhozu, kde se podílí na švihové práci levé DK extenzí v kolenním kloubu (zejména *m. vastus medialis* 145,4 % MVC, resp. 107,5 % MVC, *m. vastus lateralis*) (graf 1). Důležitou roli hraje *m. vastus medialis* v okamžiku dopadu výkročné nohy. V souladu s názory Wang, Lin & Huang (2001) se podílí na amortizaci reakční síly a následné extenzi v kolenním kloubu (graf 2). EMG aktivita vybraných svalů při specifickém skoku a výpadu (202,2 % MVC). Následně v okamžiku vypuštění míče se aktivuje *m. gastrocnemius, caput laterale* a dosahuje hodnoty 122,8 % MVC.

Výše uvedené výsledky korespondují s názory Aldersona & Elliota (1999) o významu extenzorů kotníku při odrazu ze stojné DK v průběhu nadhozu. Výsledky také ukazují význam zapojení extenzorů kolenního kloubu z pohledu nejen zvyšování výkonu hráčky, ale zejména z pohledu prevence zranění při dopadu na výkročnou DK. Flexory kolenního kloubu se zapojují do činnosti zejména v okamžiku amortizace dopadu levé dolní končetiny na zem. Hodnoty zatížení *m. biceps femoris dx.* dosahují vrcholu 124,4 % MVC a podílejí se tak na amortizaci dopadu pravé DK v kolenním kloubu. Stejně tak je do činnosti ve spolupráci s extenzory kolenního kloubu zapojen *m. biceps femoris sin.* (125,3 % MVC).

Pro hodnocení vhodnosti vybraných posilovacích cviků se ukazuje povrchová elektromyografie jako vhodná metoda pro posouzení podobnosti či rozdílu v zapojení svalů v průběhu činností. Na grafu 2 ukazujeme průběh EMG aktivity při cviku „specifický skok“ a výpad levou DK.

Graf 2./ Graph 2.

Průběh EMG aktivity vybraných svalů v posilovacích cvicích./ The Courses of EMG activity of the selected muscles during strengthening exercises.



V tabulce 3 ukazujeme výsledky EMG aktivity vybraných svalů vzhledem k cílové dovednosti (nadhoz). Výsledky jsou uvedeny v % vzhledem k maximální intenzitě EMG v průběhu nadhozu.

Tabulka 3./ Table 3.

Procentuální porovnání EMG aktivity ve vybraných svaích v průběhu posilovacích cviků./ The percentage comparison of EMG activity in selected muscles during strengthening exercises.

Cviky	specifický skok	výpad PDK	výpad LDK	dlouhý PDK	dlouhý LDK	výstup LDK	výstup PDK
Sledované svaly	%	%	%	%	%	%	%
biceps femorisdx.	77,4	80,9	84,0	77,7	69,1	79,8	79,8
vastuslateralis sin.	85,4	94,9	121,2	77,3	75,9	100,7	100,7
biceps femoris sin.	62,1	74,6	82,5	44,7	43,0	59,6	59,6
vastuslateralisdx.	92,8	98,5	115,2	84,8	87,9	101,5	101,5
gastrocnemiuscaputlateralex.	28,9	39,4	35,1	17,9	15,2	40,3	40,3
gastrocnemiuscaputmedialex.	67,0	65,8	87,7	47,9	33,1	107,4	107,4
vastusmedialis sin.	50,1	97,5	69,1	25,6	16,6	82,8	82,8
tibialisanterior dx.	27,2	48,0	46,4	17,1	8,6	29,9	29,9
gastrocnemiuscaputmediale sin.	77,5	92,4	187,9	35,4	23,8	58,7	58,7
gastrocnemiuscaputlaterale sin.	49,9	46,7	44,8	17,4	11,5	35,2	35,2
vastusmedialisdx.	53,7	82,6	65,6	21,8	19,4	57,0	57,0
tibialisanterior sin.	61,7	97,6	96,5	154,3	88,3	76,1	76,1

Na grafu 2 ukazujeme podobné zapojení svalů pravé i levé DK v průběhu specifického skoku. Vzhledem k podobnosti časového zapojení v průběhu činnosti i k průběhu kinematiky vybraných bodů lze tento cvik označit jako specifický posilovací cvik k nadhozu v softballu.

Z průběhu zapojení svalů (graf 3) při posilovacím cviku výpad levou DK, který jsme zvolili jako příklad, je vidět, že intenzita zapojení svalů není kritická (i vzhledem k výsledkům uvedeným v tabulce 3) z pohledu zdravotních rizik. V průběhu všech posilovacích cviků (s výjimkou „specifického skoku“) nedochází i díky pomalému tempu provedení k vysokému zatížení kloubů DK. Intenzita zapojení svalů vzhledem k nadhozu nedosahuje vysokých hodnot, v tabulce 3 jsou označeny tučně výsledky, kdy přesáhla 100 % zatížení při nadhozu. Průběhy EMG aktivity u ostatních cviků jsou podobné průběhu výpadu levou DK (graf 2) a EMG aktivita nedosahuje výrazných lokálních extrémů s výjimkou, kdy

dochází k odrazu ze země, který nedosahuje intenzity při nadhozu. Z pohledu zdravotních rizik tedy nepředstavují pro klouby stres a lze je doporučit i jako preventivní posilovací cviky eliminující vysoké zatížení při nadhozu. Kombinace těchto cviků umožní postupně zapojovat všechny svalové skupiny DK.

Závěr

Případová studie potvrdila předpoklad vysokého zatížení a zdravotních rizik v provedení softballového nadhozu z pohledu zatížení dolních končetin. Při dopadu na výkročnou DK dochází k amortizaci vysokých reakčních sil pomocí extenzorů i flexorů kolenního kloubu. Z tohoto pohledu se jeví jako nutnost preventivního posilování svalů DK symetricky pro levou i pravou DK. Posilovací cviky tedy není možné volit pouze z pohledu zvyšování výkonu v odrazu ze stojné nohy.

Vybrané posilovací cviky (výpad, dlouhý výpad a výstupy) splňují předpoklady pro preventivní posilování z pohledu snížení rizika zranění. Současně mohou i pozitivně ovlivňovat výkon při nadhozu. Cvik „specifický skok“ lze doporučit jako specifické posilovací cvičení vysoké intenzity, jehož použití se řídí pravidly pro trénink výbušné síly.

Literatura

- Alderson, J. & Elliot, B. (1999). Kinetics of the Windmill Softball Pitch for Women. In R. H. Sanders, B. J. Gibson, (Eds.), *Scientific proceedings of the XVII International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 277-280). Perth, Australia: Edith Cowan University.
- Clarys, J. P. & Cabri, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: a review. *Journal of Sports Science*, 11(5), 379-448.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.
- De Luca, C. J. (1993). Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve*, 16, 210-216.
- Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landingstiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, 108-115.
- Guido, J. A., Werner, S. L., & Meister, K. (2009). Lower-extremity grand reaction forces in youth windmill softball pitchers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 6, 1873-1876.
- Hendl, J. (2005). *Kvalitativní výzkum: základní metody a aplikace*. Praha: Portál.
- Janda, V. (1996). *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing.
- Javůrek, J. (1986). *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. Praha: SPN Praha.
- Maffet, M. W. et al. (1997). Shoulder Muscle Firing Patterns During the Windmill Softball Pitch. *The American Journal of Sports Medicine*, June 25, 369-374.
- Oliver, G. D., & Plummer, H. (2011). Ground reaction forces, kinematics, and muscle activations during the windmill softball pitch. *Journal of Sport Science*, 10, 1071-1077.
- Remaley, D. T. et al. (2015). Surface Electromyography of the Forearm Musculature During the Windmill Softball Pitch. *The Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3(1), 1-8.
- Robertson, G. E. (2009). *Vicon Workstation Quick Reference Guide*. Biomechanics Laboratory, School of Human Kinetics: University of Ottawa.
- Royas, I. L. et al. (2009). Biceps Activity During Windmill Softball Pitching Injury Implications and Comparison With Overhand Throwing. *The American Journal of Sports Medicine*, 1, 558-565.
- Süss, V. (2006). *Význam indikátorů herního výkonu pro řízení tréninkového procesu*. Praha: Karolinum.
- Süss, V. (2003). *Softball a baseball*. Praha: Grada Publishing.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
- Wang, L., Lin, D. C., & Huang, C. H. (2001). Kinetic characteristics and stresses of the joint on the landing leg during the landing phase of softball pitching. In JR. Blackwell & R. H. Sanders, *Scientific Proceedings of the XIX International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 116-119). San Francisco: University of San Francisco.
- Werner, S. L. et al. (2005). Biomechanics of youth windmill softball pitching. *American Journal of Sports Medicine*, 33, 552-560.

Werner, S. L, Jones, D. G., Guido, J. A., & Brunet, M. E. (2006). Kinematics and kinetics of elite windmill softball pitching. *American Journal of Sports Medicine*, 34, 597-603.

Mgr. Petra Pravečková, Ph.D.

Benecko 149

512 37 Benecko

babetalek@centrum.cz