

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



Myodynamika oporové fáze při odrazových pohybech člověka

Autoreferát disertační práce

Školitelé:

Prof. Ing. Stanislav Otáhal CSc.

Doc. PaedDr. Karel Jelen CSc.

Vypracoval:

Mgr. Vladimír Hojka

Praha, červen 2012

Abstrakt

Název: Myodynamika oporové fáze při odrazových pohybech člověka

Cíle práce:

Cílem práce bylo identifikovat rozdíly v exekuci 6 druhů odrazových pohybů z pohledu kinematiky dolní končetiny, dynamických charakteristik odrazu a aktivity vybraných svalů na odrazové dolní končetině.

Metodika:

14 sportujících atletů mužů ($22,6 \pm 4,4$ roku; $182,4 \pm 5,3$ cm; $74,7 \pm 6,2$ kg) se účastnilo laboratorního šetření. Každý provedl 6 různých druhů odrazové lokomoce (běh, akcelerovaný běh – první a druhý krok, odraz do dálky odraz do výšky a odraz přes překážku). Kinematika jednotlivých pohybů byla analyzována pomocí systému Qualisys (200Hz). Dynamika odrazu byla měřena pomocí desky Kistler 9281 EA (1000 Hz). Elektrická aktivita vybraných svalů byla měřena pomocí mobilního přístroje ME6000 (2000 Hz). Zpracování výsledků včetně statistických procedur bylo provedeno v programovacím prostředí Matlabu (MathWorks, Inc.). Párová ANOVA, Friedmannův test a T-test byly použity na zjištění diferencí mezi jednotlivými typy odrazu. Regresní analýza byla použita pro zjištění souvislostí mezi jednotlivými parametry.

Výsledky

Výrazné diference v dynamice odrazu jsou realizovány pomocí ne tolik významných diferencí v kinematických a elektromyografických parametrech. U většiny parametrů se vůči ostatním typům odrazů vymezují dálkařský a výškařský odraz. Z pohledu nástupu svalové aktivace byly identifikovány typické preaktivací svaly (tibialis anterior a biceps femoris). Zapojení ostatních svalů záviselo na typu odrazu. Indexy kokontrakce v odrazové fázi se projevily specificky u jednotlivých typů odrazů.

Klíčová slova

atletika, kinematika, dynamika, biomechanika, kineziologie, preaktivace, kokontrakce, odraz, běh, akcelerace, optimalizace, dálka, výška, překážky

Abstract

Title: Myodynamics of the support phase during different take-off tasks in human locomotion

Objectives:

Six types of take-off movement were analyzed in terms of support limb kinematics, take-off dynamics and muscle activation, in order to identify differences in motor control.

Methods:

14 male athletes (22.6 ± 4.4 years; 182.4 ± 5.3 cm; 74.7 ± 6.2 kg) took part in laboratory experiment. Each athlete performed six different take-off movements (running, acceleration – first and second step, long jump take-off, high jump take-off and take-off to the hurdle). System Qualisys was used to analyze the kinematics of the support limb. Dynamics of the support phase was measured with Kistler 9281 EA force-plate. ME6000 apparatus was used to measure the muscle activation. EMG signal and other data were processed and statistically evaluated in Matlab environment (MathWorks, Inc). Pair ANOVA, T-test and Friedmann test were applied to identify differences between take-off movements. regression analysis was introduced to find the relationship between parameters.

Results:

Significant differences in take-off dynamics are realized with not so significant differences in kinematic and electromyographic parameters. High jump and long jump take-offs were specific in comparison with other types of take-off. Two typically preactivation muscles were identified (tibialis anterior and biceps femoris). Other muscle's preactivation depended on the type of take-off. Cocontraction was specific for each type of jump.

Keywords

track & field, kinematics, dynamics, biomechanics, kinesiology, preactivation, cocontraction, take-off, running, acceleration, long jump, high jump, hurdle, optimization

Úvod

Oporovou fází lze definovat jako časový interval, kdy dochází k přímé interakci lidského těla s podložkou (obvykle zprostředkovaně přes podrážku obuvi). Předmětem našeho výzkumu jsou pohyby, při nichž dochází ke střídání oporové a bezoporové (letové) fáze. Oporová fáze u těchto pohybů začíná okamžikem dokroku, kdy dochází k prvnímu kontaktu jedince s podložkou, a končí okamžikem odrazu, kdy dochází ke ztrátě opory. Celková hybnost lidského těla na konci odrazové fáze \vec{p}_E je dána vektorový součet hybností jednotlivých segmentů lidského těla. Její změna během odrazové fáze je kompenzována působením odrazové síly a je určena vztahem:

$$\vec{p}_E = \vec{p}_0 + \int_{t_D}^{t_O} \vec{F}_R dt$$

kde \vec{p}_0 je hybnost na počátku odrazové fáze a \vec{F}_R je reakční síla podložky působící během odrazové fáze, která je vymezena intervalem $\langle t_D; t_O \rangle$.

Nejobvyklejší forma lokomoce, kdy dochází k relativně pravidelnému střídání opory a letu, je běh. Základní pohybovou jednotkou je cyklus nazývaný běžecký dvojkrok. Pro potřeby naší práce považujeme běh za pohyb, při němž se nemění rychlost lokomoce po ukončení pohybového cyklu. V takovém případě musí být celkový impuls reakční síly podložky dostatečný, aby v letové fázi kompenzoval práci vykonanou při překonávání odporu prostředí a nedocházelo po ukončení pohybového cyklu k poklesu rychlosti lokomoce. Oporová fáze bývá obvykle dělena na brzdnu a propulsní. Hranice mezi brzdnou a propulsní fází je určena změnou předozadní komponenty reakční síly podložky ze záporné na kladnou.

Při řízení pohybu se uplatňují principy svalové preaktivace, kdy je sval aktivován ještě před dokrokem. Význam preaktivace spočívá v připravenosti pohybového aparátu na náraz a současně schopnosti naladit svalovou tuhost pro efektivní provedení pohybu. Při řízení pohybu se obvykle uplatňuje reciproční inhibice. Pokud je sval na jedné končetině aktivován, dochází na druhé končetině k jeho inhibici. Jiným mechanismem řízení, který nacházíme při běhu je kokontrakce antagonistů. Její význam spatřujeme v ochranné funkci před přetížením pohybového aparátu v důsledku intenzivní svalové kontrakce agonisty.

Odlišnost akcelerovaného běhu spočívá ve snaze o rychlé uvedení těla jedince z klidu do pohybu požadovanou rychlostí. Při zrychlovaném běhu musí propulsní horizontální impuls

síly výrazně převyšovat brzdný impuls síly. Úkolem optimalizace akcelerovaného běhu je snaha o co nejvyšší produkci opakovaného dopředného impulsu reakční síly podložky. Úkolem každé oporové fáze je minimalizovat brzdný impuls předozadní komponenty reakční síly podložky a naopak maximalizovat propulsní horizontální impuls. Obvyklou strategií, jak dosáhnout kýženého efektu, je snaha o dokrok za svislý průmět středu hmotnosti v sagitální rovině, a tím minimalizovat brzdný impuls v dorso-ventrálním směru. Druhým úkolem je snaha maximalizovat dopředný impuls se současnou minimalizací trvání oporové fáze a letové fáze během pracovního cyklu.

Ze sportovních disciplín je odraz do dálky uplatňován především ve skoku dalekém, ale i při překážkovém běhu, ačkoliv se provedení z pohledu kinematiky liší. Z biomechanického pohledu je délka skoku z velké míry určena dvěma základními parametry:

- výška středu hmotnosti (SH) v okamžiku odrazu
- vektor rychlosti SH v okamžiku odrazu

Velmi důležitým aspektem při řízení motoriky u takového pohybu je rychlost náběhu (resp. předodrazová rychlost). Na její velikosti výrazně závisí exekuce samotného pohybu.

Odraz do výšky z jedné nohy je základním pohybem ve skoku vysokém, v mnoha pohybech ve sportovních hrách (basketbal, házená, fotbal). Základním kritériem optimalizace je výška skoku, která může být definována např. maximálním dosahem, maximální výškou středu hmotnosti (SH), maximální výškou vzletu SH atd. Podle typu sportovního pohybu jsou obvykle pro optimalizaci nutná další kritéria. Ve skoku vysokém je to zachování určité velikosti horizontální komponenty rychlosti SH a zároveň určitého momentu hybnosti, nezbytného pro snadný přechod laťky. Ve sportovních hrách jsou odrazy do výšky vedeny za účelem specifického dosahu na míč (fotbal, basketbal, volejbal).

Odraz na překážku je pouze jedním z faktorů sportovního výkonu v překážkovém běhu, proto se jím většina studií nezabývá v potřebné detailní míře. V obecně pojatém přeskoku přes překážku dominuje strategie vyhnout se kolizi s překážkou za každou cenu. Při sportovním pojetí přeběhu přes překážku musí dominovat snaha o „hladký“ přeběh překážky, tak aby nedošlo ke kolizi s překážkou, ale zároveň aby nedocházelo k příliš velkým ztrátám rychlosti při odrazu na překážku a při dokroku za překážkou.

Cíle a metodika práce

Cíle práce a výzkumné otázky

Úkolem naší studie je provedení intra a interindividuální komparace pohybové exekuce šesti vybraných odrazových pohybů (běžecký odraz, odraz při akcelerovaném běhu – první a druhý krok, odraz do dálky, odraz do výšky a odraz přes překážku) z pohledu kinematiky, dynamiky a kineziologie odrazové dolní končetiny. Na základě těchto analýz se pokusíme stanovit obecně platnou optimální strategii pro řešení konkrétního typu odrazu a zároveň se pokusíme o identifikaci individuální diferenciaci při řešení jednotlivých typů odrazu.

Ke splnění našich cílů jsme si určili dílčí vědecké otázky výzkumu:

- 1) Jak se liší z pohledu kinematiky oporové končetiny, dynamiky kontaktních sil a kineziologie jednotlivé typy odrazů?
- 2) Jak se liší z pohledu svalové aktivace timing, velikost celkové svalové aktivity a aktivity v předodrazové fázi (preaktivace) u vybraných svalových skupin při jednotlivých typech odrazu?
- 3) Jaký je výskyt kokontrakce antagonistů v hlezenním a kolenním kloubu během odrazové fáze, a jaký vliv má úroveň kokontrakce na ostatní charakteristiky odrazu?

Pro účely našeho výzkumu jsme provedli laboratorní šetření na vybraném vzorku populace. Měření se zúčastnilo 14 aktivně sportujících atletů-mužů (stáří $22,6 \pm 4,4$ roku; výška $182,4 \pm 5,3$ cm; hmotnost $74,7 \pm 6,2$ kg), kteří v dlouhodobé sportovní přípravě prošli desetibojařskou přípravou a jejichž osobní rekord v desetiboji překročil 6000 bodů. Tato hranice by měla zaručit, že zkoumaní jedinci mají dostatečnou pohybovou zkušenost s jednotlivými specifickými typy odrazů a zároveň disponují schopností určité diferenciaci pohybů.

Všichni účastníci výzkumu byli podrobně seznámeni s laboratorními procedurami a podepsali informovaný souhlas. Projekt byl schválen etickou komisí UK FTVS v Praze pod jednacím číslem 0149/2010.

Provedené odrazové pohyby byly následující:

- 1) cyklický běh rychlostí přibližně $4-5 \text{ ms}^{-1}$.
- 2) první krok po výběhu z polonízkého startu
- 3) druhý krok po výběhu z polonízkého
- 4) dálkařský odraz s rozběhem 4-6 kroků.

- 5) odraz do výšky ze 4-6 rozběhový kroků
- 6) odraz a přeběh překážky vysoké 91,4 cm.

Celkový počet zkoumaných jedinců byl 14, přičemž ne všichni byli schopni absolvovat všechny typy odrazů. U tří jedinců byla odrazová noha na přeběh překážky opačná než na ostatní odrazy, u jednoho jedince nastal identický jev pro odraz do výšky a jeden jedinec z preventivních důvodů po absolvování dálkařského odrazu nepokračoval.

Laboratorní procedury

Zkoumaní jedinci měli za úkol provést požadovaný typ odrazu v omezených laboratorních podmínkách. Laboratoř BEZ (biomechaniky extrémní zátěže) na UK FTVS disponuje zařízením pro identifikaci kontaktních sil s podložkou a systémem Qualisys pro kinematickou analýzu pohybu.

Systém Qualisys byl nastaven na vzorkovací frekvenci 200 Hz. K vyhodnocování trajektorií jednotlivých bodů, které definovaly segmenty dolních končetin, jsme použili program Qualisys Track Manager. Umístění jednotlivých markerů bylo shodné na pravé i levé polovině těla a je znázorněno na obr. 7. Každý segment dolní končetiny byl definován pomocí dvou markerů, které byly umístěny na hmatných anatomických útvarech:

chodidlo – špička, pata

bérec – maleolus lateralis, caput fibulae

stehno – laterální epikondyl femuru, trochanter major

Časový průběh kontaktní síly mezi podložkou a tělem skokana byl detekován pomocí dynamometrické desky Kistler 9281 EA (Winterthur, Švýcarsko). Rozměr desky 40×60 cm vyžadoval určitý zácvik provedení odrazu přirozeně bez cíleného zaměřování desky.

Pravotočivý kolmý souřadný systém byl nadefinován následovně (z pohledu testovaného):

- osa x^+ - doprava laterálně
- osa y^+ - dorzo-ventrálně ve směru pohybu
- osa z^+ - vertikálně vzhůru

Vzorkovací frekvence dynamometrické desky byla nastavena na 1000 Hz. Za prvotní kontakt (dokrok) jsme považovali okamžik, kdy hodnota vertikální komponenty reakční síly podložky F_z překročila pásmo tří směrodatných odchylek od klidových hodnot. Okamžik odrazu byl definován jako čas prvního vzorku po opětovném poklesu složky F_z do pásma tří směrodatných odchylek od klidového průměru.

Z časových průběhů jednotlivých komponent reakční síly F_x , F_y a F_z jsme během oporové fáze vypočítali impuls těchto sil pomocí Newtonovy kvadratury. Tyto impulzy jsme vydělili hmotností sledovaného jedince, abychom získali porovnatelné údaje o produkci rychlosti v horizontální předozadní (v_h) a vertikální (v_v) komponentě. Laterální horizontální komponenta rychlosti nebyla analyzována. Navíc u komponenty F_y byly vypočítány brzdny a propulsní impuls síly včetně identifikace okamžiku změny.

Pro identifikaci svalové aktivity jsme použili mobilní EMG přístroj ME 6000, který umožňuje různá nastavení detekce EMG signálu včetně jeho primárního zpracování. Využili jsme samolepící elektrody na jedno použití Kendall H92SG, které jsou opatřeny konduktivním gelem a elektrickou izolací. Před umístěním elektrod bylo provedeno standardní ošetření pokožky pro snížení elektrické impedance. Snímací frekvence přístroje byla nastavena na 2000 Hz v 16-bitovém rozlišení. EMG signál byl filtrován v propustném rozmezí 20-500 Hz filtrem Butterworth 4. řádu. Přímý EMG byl uchován v paměti zařízení a následně exportován do počítače pro další zpracování signálu.

Pro následné zpracování jsme použili skript vytvořený v editoru programovacího prostředí Matlabu. Signál ze sedmi svalů byl usměrněn a následně vyhlazen pomocí klouzavého průměru dle následujícího předpisu:

$$b_i = \frac{\sum_{j=i-50}^{i-1} a_j}{50}$$

kde b_i označuje i -tý vzorek v pořadí vyhlazeného signálu b . Je vypočítán jako klouzavý průměr předchozích 50 vzorků přímého signálu a . Uvedený výpočet tedy odpovídá časové konstantě vyhlazení 25 ms.

Za projev svalové aktivace byla považována hodnota napětí přesahující 15% maxima vyhlazeného usměrněného signálu v příslušném měření po dobu nejméně 10 ms (20 vzorků). U každého svalu byly určeny následující parametry:

- čas nástupu svalové aktivace vztažený k okamžiku dokroku definovaný předpisem $t_{start} - t_d$, kde t_d označuje okamžik dokroku
- preaktivační IEMG – definovaný jako určitý integrál usměrněného vyhlazeného signálu od okamžiku t_{start} po okamžik dokroku t_d
- aktivační IEMG – definovaný jako určitý integrál usměrněného vyhlazeného signálu od okamžiku dokroku po ukončení svalové aktivace nebo do okamžiku odrazu

- celková aktivace – součet preaktivačního a aktivačního IEMG záznamu.

Analýza vlivu kinematických parametrů na dynamické charakteristiky odrazu

Vliv jednotlivých kinematických parametrů při provedení příslušného druhu odrazu na dynamické parametry byl podroben regresní analýze. Použili jsme dva typy regresních modelů v Curve Fitting Toolboxu programu Matlab. V prvním typu modelu byl dynamický parametr konstruován jako lineární funkce kinematického parametru:

$$y = p_1x + p_2$$

U druhého typu regresního modelu jsme použili polynom 2. stupně, kde byl dynamometrický parametr modelován předpisem:

$$y = p_2x^2 + p_1x + p_0$$

Parametry p_0 , p_1 a p_2 byly hledány pomocí metody nejmenších čtverců. Dva druhy regrese používáme z důvodu hledání monotonie závislosti parametrů (lineární model) a případné závislosti s výskytem lokálního extrému (kvadratický model).

Kvalita fitu vyjádřená koeficientem determinace (R^2) mezi skutečnými hodnotami a příslušnými hodnotami na regresní křivce byla vypočítána jako podíl sumy čtverců regresní odchylky (SSR) od průměru a celkové sumy čtverců odchylek (SST):

$$R^2 = \frac{SSR}{SST} = \frac{\sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{y})}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})}$$

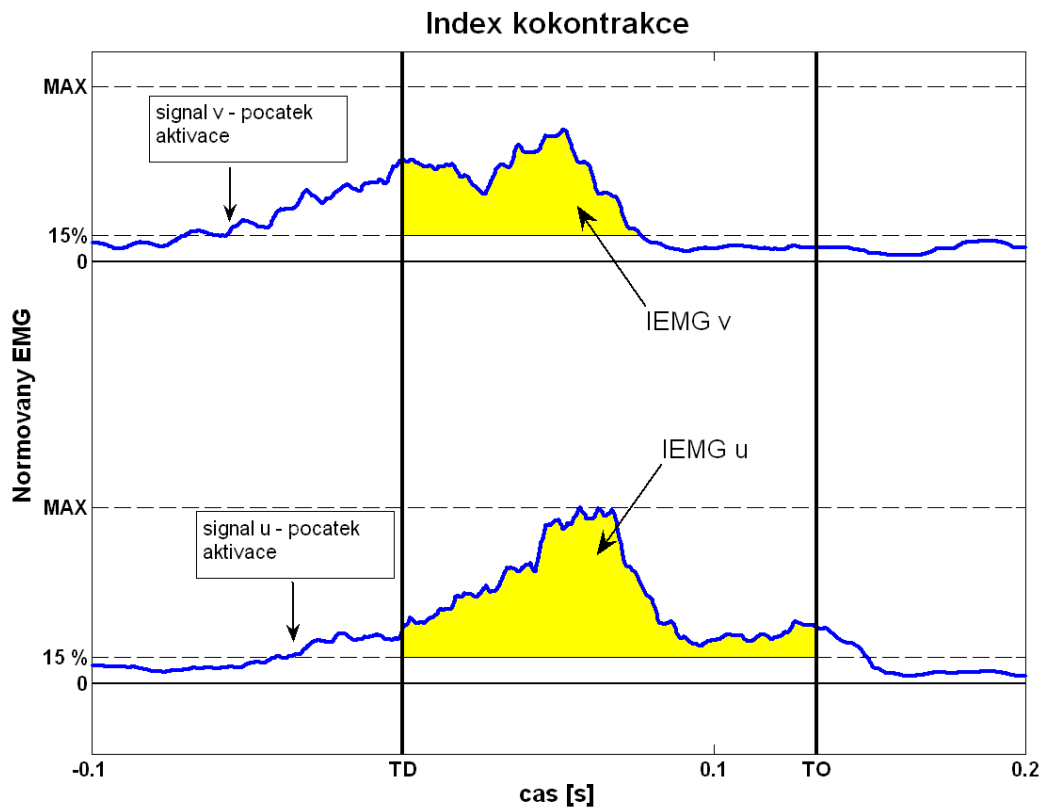
kde \hat{y}_i označuje hodnotu regresní funkce a \bar{y} označuje průměrnou hodnotu y . Tento koeficient určuje těsnost lineárního (resp. kvadratického) vztahu mezi fitem a dynamickými parametry odrazu. Čím bližší je tato hodnota 1, tím těsnější závislost dostáváme. Hodnoty nižší než 0,25 jsme považovali za velmi nízké, indikující nezávislost sledovaných proměnných. U hodnot R^2 v rozmezí 0,25-0,5 považujeme závislost za naznačenou, u hodnot přesahujících 0,5 potom za prokazatelnou.

Analýza svalové kokontrakce

Index kokontrakce (CI) signálů u a v jsme vypočítali jako poměr určitých integrálů hodnoty signálu nad prahovou hodnotou u_{TH} (resp. v_{TH}) v čase, kdy je sval aktivován:

$$CI = \frac{\int (u - u_{TH}) dt}{\int (v - v_{TH}) dt}$$

kde u_{TH} a v_{TH} jsou příslušné prahové hodnoty signálů u a v , pro které je sval považován za aktivovaný (obr. 1.).



Obr. 1. Dva usměrněné signály u a v v předodrazové a odrazové fázi překračují práh aktivace (15% maxima). Index kokontrakce je stanoven jako podíl dvou určitých integrálů (vyznačené plochy) nadprahové aktivity během odrazové fáze (TD-TO).

Statistická analýza dat

Vzhledem ke specifikům práce jsme pro nalezení odlišností v okamžiku nástupu svalové aktivace, celkové aktivace vyjádřené IEMGem a preaktivace použili analýzu rozptylu (ANOVA) a jako post-hoc test párový T-test. Hladina významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy byla pro obě metodiky (ANOVA i T-test) standardně nastavena na 0,05.

Při analýze rozdílu v indexech kokontrakcí jsme navíc provedli neparametrický Friedmanův test a následně párovou analýzu rozptylu. Důvodem pro použití neparametrického testu byly výrazně odlišné výsledky při vyhodnocování indexu kokontrakce v obráceném poměru (SOL – TA). Hladina statistické významnosti i zde byla nastavena na 0,05, následná ANOVA dvojic pohybů splňovala funkci post-hoc testu pro zjištění, které dvě skupiny odrazů jsou od sebe významně odlišné.

Výsledky

Vliv kinematických parametrů odrazu na dynamické charakteristiky odrazu

V tabulkách 1 a 2 jsou uvedeny přehledy průměrných hodnot a směrodatných odchylek kinematických a dynamických parametrů pro jednotlivé typy odrazu.

Tab. 1. Přehled kinematických parametrů odrazu									
		td		min φ_{kot}		min φ_{kol}		to	
		φ_{kot}	φ_{kol}	čas [s]	φ_{kot}	čas [s]	φ_{kol}	φ_{kot}	φ_{kol}
běžecský odraz	průměr	93.4	154.5	0.085	62.6	0.072	138.3	119.7	162.4
	sm. odch.	11.5	6.4	0.011	6.1	0.011	7.6	4.6	5.0
start 1. krok	průměr	70.1	115.5	0.100	53.7	0.000	113.8	119.0	167.3
	sm. odch.	3.3	3.1	0.034	2.9	0.000	3.1	5.0	7.2
start 2. krok	průměr	74.0	123.7	0.088	55.6	0.020	121.5	121.4	164.0
	sm. odch.	4.7	4.2	0.029	3.3	0.040	4.6	4.3	5.7
dálkařský odraz	průměr	91.7	155.4	0.084	74.6	0.076	137.0	124.5	174.1
	sm. odch.	13.9	12.3	0.045	8.6	0.028	8.0	4.2	4.1
výškařský odraz	průměr	93.7	157.6	0.054	83.3	0.111	135.8	130.6	176.3
	sm. odch.	8.7	3.1	0.063	3.1	0.018	4.0	5.0	1.8
odraz na překážku	průměr	92.7	156.3	0.103	74.3	0.078	137.6	128.2	168.0
	sm. odch.	8.0	3.5	0.013	4.4	0.014	3.3	5.6	6.8

Hodnoty parametrů při dokroku ukazují na velmi podobné vstupní podmínky při všech odrazech kromě akcelerovaného běhu, který je při dokroku charakteristický vyšší mírou flexe v hlavních kloubech oporové dolní končetiny.

Z parametrů v okamžiku odrazu už jsou patrné určité odlišnosti mezi jednotlivými typy odrazů. U odrazu do výšky je dosahováno nejvyšší míry extenze v obou zkoumaných kloubech. U běžecských odrazů je dosahování nižších hodnot úhlu v kotníku než u ostatních. V míře stability sledujeme u hodnot v kotníku podobné hodnoty u všech odrazů. U koncového úhlu v kolenním kloubu vyniká odraz do výšky vysokou homogennitou provedení u všech testovaných jedinců.

Tab. 2. Přehled dynamických parametrů odrazu				
		v_h [ms^{-1}]	v_v [ms^{-1}]	support [s]
běžecský odraz	průměr	0.10	3.10	0.159
	sm. odch.	0.08	0.11	0.014
start 1. krok	průměr	1.13	2.70	0.217
	sm. odch.	0.05	0.16	0.017
start 2. krok	průměr	0.82	2.60	0.190
	sm. odch.	0.08	0.16	0.018
dálkařský odraz	průměr	-1.08	5.00	0.178
	sm. odch.	0.20	0.29	0.013
výškařský odraz	průměr	-1.75	5.63	0.209
	sm. odch.	0.32	0.30	0.019
odraz na překážku	průměr	-0.65	4.24	0.182
	sm. odch.	0.20	0.39	0.013

Očekávané nejvyšší hodnoty produkce vertikální rychlosti u odrazu do výšky se potvrdily. Podobně jako i u skoku dalekého se zde projevuje fakt, že nárůst vertikální komponenty rychlosti úzce souvisí se ztrátou rychlosti horizontální. Zatímco u odrazu do výšky je klíčovým ukazatelem produkce vertikální rychlosti u odrazu do dálky je nutné se při optimalizaci zabývat i ztrátou horizontální komponenty rychlosti. Běžecský odraz vyniká krátkou dobou kontaktu s podložkou, přičemž produkce vertikální či horizontální rychlosti není rozhodující. Odraz při akcelerovaném běhu má za úkol produkovat co nejvyšší horizontální rychlost, zároveň by však neměl trvat příliš dlouhou dobu. V porovnání hodnot při prvním a druhém kroku v akcelerovaném běhu pozorujeme snížení produkce horizontální rychlosti během druhého kroku v průměru o $0.31\ ms^{-1}$. Zároveň se v průměru o 27 ms zkracuje i doba opory. Směrodatné odchylky všech délek trvání oporové fáze se pohybují v pásmu 13-19 ms, což lze považovat za podobnou míru homogenity výsledků.

Na klíčový parametr dynamiky opory u běhu měly největší vliv délka trvání excentrické fáze v koleni a kotníku. Výrazně byla délka trvání oporové fáze i velikostí minimálního úhlu v obou kloubech. Poslední významnou závislostí byla velikost úhlu v kolenním kloubu na konci odrazové fáze.

Akcelerovaný běh má za úkol v co nejkratším čase vyprodukovat co největší přírůstek horizontální rychlosti. Kritériem optimalizace by mohla být velikost zrychlení počítaná jako poměr přírůstku horizontální rychlosti a doby opory. U našeho souboru se tyto hodnoty pohybují v rozmezí $4,52 - 5,94\ ms^{-2}$ během prvního kroku a $4,11 - 5,11\ ms^{-2}$ během druhého kroku. S tímto parametrem dynamiky jsme pozorovali náznak závislosti s délkou trvání

excentrické fáze v kotníku. Jiné souvislosti v průběhu první opory po výběhu z bloků nebyly ani naznačeny. U druhého kroku po výběhu z bloků byly pozorovány závislosti produkce zrychlení na počátečním úhlu v kotníku a délkách trvání excentrických fází v obou kloubech.

Obtížná identifikace jednoduchého kritéria optimalizace pro dálkařský odraz mohla mít za následek minimální souvislosti mezi kinematickými a dynamickými parametry odrazu vyjadřující produkci jednotlivých komponent rychlosti. Jedinou významnou závislostí, kterou se podařilo identifikovat, byla produkce vertikální rychlosti a délka trvání excentrické fáze v kotníku.

Klíčovým parametrem odrazu do výšky byla produkce vertikální komponenty rychlosti. Zatímco lineární fity neprokázaly významnou souvislost u kvadratického fitování byly nalezeny dvě významné souvislosti s produkcí vertikální rychlosti (délka trvání excentrické fáze v kotníku a koncový úhel v kolenním kloubu). Mimo tyto dvě jsme pozorovali i u většiny ostatních parametrů alespoň náznaky závislostí. Lze usuzovat, že pro výškařský odraz budou existovat určité optimální hodnoty nastavení jednotlivých parametrů.

U odrazu do překážky neexistuje jednoduché kritérium dynamiky odrazu. Určitě by mělo docházet k minimalizaci ztrát horizontální rychlosti, zkracování doby kontaktu a současně nepřilížit velké produkci vertikální rychlosti. Horizontální komponenta rychlosti byla nejvíce ovlivněna velikostí úhlů v hlezenním a kolenním kloubu v okamžiku odrazu. Čím vyšší hodnoty byly naměřeny, tím méně docházelo ke ztrátě rychlosti. Nárůst vertikální komponenty rychlosti byl silně negativně ovlivněn počátečním úhlem v kotníku. Existence maxima produkce vertikální rychlosti byla nalezena u vztahu s koncovým úhlem v kotníku, podobně jako s velikostí minimálního úhlu v kotníku. Délka trvání oporové fáze byla těsně spjata s okamžikem maximální flexe v kotníku (lineární rostoucí závislost). Vysokou míru linearity vykazovala souvislost okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu s délkou opory.

Vyhodnocení timingu svalové činnosti

Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky nástupu svalové aktivace jednotlivých svalů pro různé druhy odrazových pohybů jsou prezentovány v tabulce 3. Z uvedené tabulky je patrné, že mezi jednotlivci se vyskytovaly při stejném druhu odrazu značné odlišnosti v motorickém provedení. Velikost směrodatných odchylek ukazuje na míru variability v inter-individuálním provedení odrazů.

Tab. 3. Okamžik nástupu svalové aktivity [ms] před okamžikem dokroku (průměr ± SD)

sval	běžecský odraz	start 1. krok	start 2. krok	odraz do dálky	odraz do výšky	odraz přes překážku
BF	152 ± 104	196 ± 78	226 ± 68	209 ± 92	220 ± 56	190 ± 43
GAM	192 ± 202	136 ± 74	151 ± 116	110 ± 70	194 ± 105	123 ± 40
GLM	100 ± 52	117 ± 61	170 ± 46	146 ± 62	170 ± 51	154 ± 95
RF	70 ± 46	94 ± 102	81 ± 85	74 ± 44	97 ± 44	123 ± 99
SOL	106 ± 82	76 ± 59	95 ± 84	112 ± 50	127 ± 51	94 ± 39
TA	181 ± 129	223 ± 199	315 ± 261	443 ± 349	486 ± 278	236 ± 206
VAM	98 ± 63	123 ± 88	164 ± 165	140 ± 119	210 ± 108	155 ± 87

Určení, zda se jedná o statisticky významné změny v nástupu aktivity, jsme provedli pomocí párového T-testu. Při nastavení hladiny statistické významnosti $\alpha = 0.05$ a použití funkce „ttest“ v programu Matlab jsme získali pro každý sval matici složenou z hodnot {0, 1}. Hodnota 1 značí, že dané dvě skupiny pohybů mají na hladině významnosti 5% odlišnou míru polohy, hodnota 0 představuje větší než pětiprocentní pravděpodobnost potvrzení nulové hypotézy.

Tab. 4. Hodnoty párových T-testů rozdílnosti časové aktivity dvojice odrazových pohybů

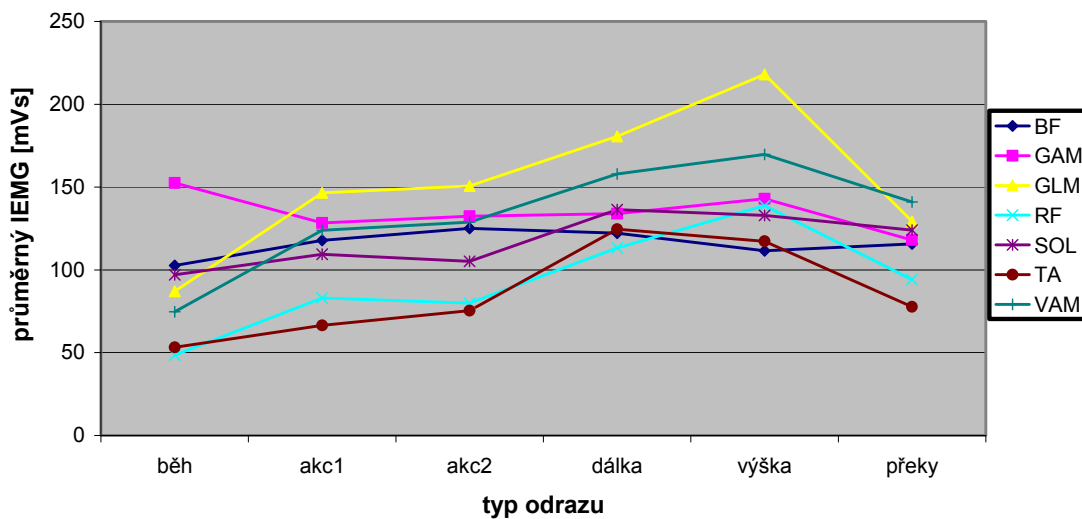
m. biceps femoris							m. solueus						
	1	2	3	4	5	6		1	2	3	4	5	6
1							1						
2							2				x	x	
3						x	3						
4							4		x				
5						x	5		x				x
6			x		x		6					x	
m. gastrocnemius medialis							m. tibialis anterior						
	1	2	3	4	5	6		1	2	3	4	5	6
1					x		1				x	x	
2							2				x	x	
3							3					x	
4					x		4	x	x				x
5		x		x		x	5	x	x	x			x
6					x		6				x	x	
m. gluteus maximus							vastus medialis						
	1	2	3	4	5	6		1	2	3	4	5	6
1			x	x	x	x	1				x	x	
2			x		x		2					x	
3	x	x					3						
4	x						4	x					
5	x	x					5	x	x				x
6	x						6					x	
m. rectus femoris							legenda						
	1	2	3	4	5	6	1	běžecský krok					
1					x	x	2	start 1. krok					
2							3	start 2. krok					
3							4	dálkařský odraz					
4					x		5	výškařský odraz					
5	x			x			6	odraz přes překážku					
6	x						x	T-test = 1					

Tabulka 4 ukazuje, které dvojice pohybů mají pro příslušný sval statisticky významný rozdílný nástup svalové aktivity.

Analýza celkového IEMGu vybraných svalů při jednotlivých typech odrazu

Míra celkové aktivity při různých odrazech vyjádřená pomocí integrovaného EMG je pro jednotlivé svaly zobrazena na obr. 2.

Průměrná aktivita svalů při různých typech odrazu



V tabulce 5 jsou křížkem u každého svalu označeny dvojice odrazů, u nichž je statisticky významný rozdíl v průměrné hodnotě celkového IEMGu. Hladina statistické významnosti byla nastavena na 0,05.

Tab. 13. Hodnoty párových T-testů celkové aktivace pro dvojice odrazových pohybů

m. biceps femoris						
	1	2	3	4	5	6
1						
2						
3						
4						
5						
6						

m. solueus						
	1	2	3	4	5	6
1				x	x	
2						
3				x	x	
4	x		x			
5	x		x			
6						

m. gastrocnemius medialis						
	1	2	3	4	5	6
1						
2						
3						
4						
5						x
6					x	

m. tibialis anterior						
	1	2	3	4	5	6
1				x	x	
2				x	x	
3				x	x	
4	x	x	x			x
5	x	x	x			x
6				x	x	

m. gluteus maximus						
	1	2	3	4	5	6
1		x	x	x	x	x
2	x					
3	x					
4	x					
5	x					x
6	x				x	

vastus medialis						
	1	2	3	4	5	6
1		x	x	x	x	x
2	x			x		
3	x					
4	x	x				
5	x					x
6	x				x	

m. rectus femoris						
	1	2	3	4	5	6
1		x	x	x	x	x
2	x			x	x	
3	x			x	x	
4	x	x	x		x	
5	x	x	x	x		x
6	x				x	

legenda	
1	běžecový krok
2	start 1. krok
3	start 2. krok
4	dálkařský odraz
5	výškařský odraz
6	odraz přes překážku
x	T-test = 1

Z tabulky 5 je zřejmé, že aktivita BF nevykazuje významné rozdíly mezi jednotlivými odrazy, podobně jako GAM, u něhož dochází pouze k rozdílným aktivacím mezi odrazem do výšky a odrazem přes překážku. Podobně jako u GAM i u GLM nalézáme rozdíly mezi výškařským a překážkařským odrazem. Hlavní rozdíl však nastává u běhu, který se v případě GLM významně lišil v celkové aktivaci od všech ostatních typů odrazů.

Nejzásadnější rozdíly v celkové aktivaci mezi jednotlivými odrazy pozorujeme u RF a TA. U prvního je zcela odlišný běh od ostatních, dálkařský a výškařský jsou podobné a zároveň odlišné od zbývajících. U TA se pouze odraz do dálky a do výšky významně vymezuje vůči ostatním pohybům. Částečně odlišná aktivace byla naměřena u dálky a výšky pro SOL, ale ne se všemi ostatními typy odrazů. Poslední sval VAM byl výrazně jinak aktivován při běhu, drobné rozdíly byly ještě nalezeny pro další dvě dvojice pohybů.

Analýza svalové preaktivace

Vzhledem k nerovným podmínkám při interindividuálním srovnání elektrické aktivity v mV (různá impedance kůže a podkožní tkáně), jsme pro porovnání míry preaktivace u různých jedinců použili poměr preaktivačního IEMGu v celkovém IEMGu v průběhu předodrazové a odrazové fáze. Hodnoty průměrného procentuálního zastoupení preaktivačního IEMGu na celkovém IEMGu jsou spolu se směrodatnými odchylkami prezentovány v tabulce 6.

Tab. 6. Poměr preaktivačního a celkového IEMGu [%] jednotlivých svalů u různých typů odrazů (průměr ± SD)						
sval	běžecský odraz	start 1. krok	start 2. krok	odraz do dálky	odraz do výšky	odraz přes překážku
BF	43,6 ± 26,4	48,0 ± 24,3	53,1 ± 13,5	55,6 ± 10,7	60,8 ± 11,7	47,2 ± 8,7
GAM	36,6 ± 23,8	25,9 ± 16,8	27,1 ± 15,7	22,8 ± 14,1	30,8 ± 6,3	28,3 ± 7,4
GLM	36,0 ± 14,0	34,6 ± 23,6	44,1 ± 17,4	40,0 ± 15,2	33,7 ± 16,0	35,1 ± 21,7
RF	18,1 ± 9,4	18,4 ± 20,4	17,4 ± 16,2	13,8 ± 7,8	15,9 ± 11,0	25,4 ± 20,3
SOL	25,7 ± 17,5	16,3 ± 16,3	17,5 ± 11,3	23,0 ± 8,3	22,3 ± 10,3	22,6 ± 16,8
TA	51,5 ± 25,1	48,4 ± 22,2	59,2 ± 19,8	57,7 ± 30,4	71,6 ± 11,7	57,7 ± 20,2
VAM	37,1 ± 14,8	38,8 ± 20,5	37,3 ± 18,6	33,1 ± 17,5	42,8 ± 16,7	52,1 ± 24,0

Chování GAM ukazuje na podobnou míru preaktivace u většiny odrazů, přičemž u odrazu do výšky a na překážku vykazuje míra preaktivace výrazně menší variabilitu. GLM se v míře preaktivace choval u všech odrazů inter-individuálně nestabilně.

V porovnání s ostatními svaly docházelo u RF k nejnižší míře preaktivace u většiny pohybů. Výrazněji se v úrovni preaktivace lišil pouze překážkový běh, a to od dálkařského a výškařského odrazu. Další sval s velmi nízkou úrovní preaktivace ve všech typech odrazů byl SOL. U SOL byly shledány výrazné odlišnosti v preaktivaci mezi během a akcelerovaným během (oba kroky). Tyto dva svaly se dají označit za typicky fázické odrazové svaly.

TA byl sval s nejvyšším poměrem preaktivace ve všech zkoumaných typech odrazu, což souvisí s jeho permanentní aktivací v předodrazové fázi a mnohdy i aktivitě z předchozí opory. Zde zcela odlišnou úroveň preaktivace vykazoval výškařský odraz.

Analýza kokontrakce svalů

Pro kvantifikaci kokontrakce v průběhu odrazové fáze byl použit index kokontrakce CI příslušných dvojic antagonistů. Průměrné hodnoty indexů kokontrakce se směrodatnými odchylkami pro jednotlivé typy odrazů jsou uvedeny v tabulce 7.

Tab. 7. Průměrné hodnoty indexu kokontrakce CI příslušných dvojic antagonistů pro různé typy odrazů

	TA - SOL	TA - GAM	BF - VAM	BF - RF
běžecský odraz	0.267 ± 0.151	0.251 ± 0.162	1.897 ± 1.683	1.518 ± 1.057
start - 1. krok	0.291 ± 0.156	0.258 ± 0.093	2.572 ± 3.258	0.93 ± 0.432
start - 2. krok	0.273 ± 0.131	0.226 ± 0.094	1.296 ± 0.968	1.076 ± 0.412
dálkařský odraz	0.351 ± 0.187	0.419 ± 0.334	0.768 ± 0.422	0.588 ± 0.215
výškařský odraz	0.34 ± 0.188	0.319 ± 0.139	0.439 ± 0.158	0.431 ± 0.188
odraz na překážku	0.371 ± 0.213	0.388 ± 0.182	1.556 ± 1.663	1.057 ± 0.528

Z tabulky jsou patrné relativně homogenní výsledky (s nízkým rozptylem) u dvojic svalů hlezenního kloubu. Oproti tomu u dvojic antagonistů v kolenním kloubu jsou patrné výraznější odchylky a mnohdy je rozptyl uvnitř skupiny takový, že již pásmo jedné směrodatné odchylky od průměru zasahuje do záporných hodnot, což není v reálu dosažitelné. Meziskupinové rozdíly v rozptylech a průměrech byly proto podrobeny analýze pomocí neparametrického Friedmanova testu a párové meziskupinové ANOVA, která plnila funkci post hoc testu.

Nebyly identifikovány zásadní rozdíly v kokontrakci během odrazové fáze dvojice svalů TA – SOL. Rozdíly v indexech kokontrakce pro dvojici TA – GAM se pohybují na hranici statistické významnosti. Rozdíly byly identifikovány mezi akcelerovaným krokem a překážkovým odrazem.

V hodnocení kokontrakcí antagonistů kolenního kloubu byl specifický výškařský odraz pro dvojici BF – VAM, který se od ostatních lišil ve všech případech. Významné difference byly shledány i mezi dálkařským odrazem a běžecským krokem. U dvojice BF – RF se oproti ostatním vymezily dálkařský a výškařský odraz, které se svými hodnotami od ostatních lišily významně.

Dále byly hledány souvislosti mezi indexy kokontrakce a dynamickými parametry odrazu. U běhu se neukázal žádný významný vliv indexu kokontrakce na klíčový parametr pohybu. U akcelerovaného běhu byla prokázána významná souvislost mezi velikostí CI (BF – VAM) a produkcí horizontální rychlosti, což se projevilo i na velikosti průměrného zrychlení v průběhu opory. Tento jev byl pozorován pouze u druhého kroku, v prvním kroku akcelerovaného běhu nebyly identifikovány žádné významné souvislosti s dynamickými charakteristikami opory. U dálkařského odrazu se rovněž nevyskytly statisticky významné souvislosti mezi jednotlivými indexy kokontrakce a dynamickými parametry odrazu. Klíčový parametr odrazu do výšky (produkce vertikální rychlosti) byl ovlivněn indexem kokontrakce BF – VAM.

Nejvíce souvislosti mezi indexy kokontrakce a dynamickými parametry odrazu jsme našli u odrazu na překážku. Zde se ukázal výhodný vysoký index kokontrakce TA – SOL, který vedl ke zkrácení opory a nižší produkci vertikální rychlosti. Podobný význam měl i index BF – RF, kde však pro určitou hodnotu nastala extrémní délka opory s produkcí minimální vertikální rychlosti.

Diskuse

Vzhledem k prostorovému omezení laboratoře BEZ, jsme nemohli provést analýzy srovnatelné se závodním provedením, proto především dynamické parametry odrazu dosahují rozdílných hodnot od analýz sportovního výkonu. Tyto rozdíly se nejvíce projevují v délce trvání oporové fáze příslušného odrazu, kdy naši probandi dosahovali významně delší opory ve všech typech odrazu.

Produkce vertikální rychlosti u skoku dalekého a vysokého dosahovala v porovnání s analýzami vyšších hodnot, což přisuzujeme odlišnému výpočtu její hodnoty při stoprocentní účinnosti působení reakční síly podložky. Zároveň jsou impulsy síly srovnatelné s analýzami sportovních výkonů i díky delšímu trvání působení akční síly na podložku.

Z analýzy kinematických a dynamických parametrů se jako kritický parametr ukazuje délka trvání excentrické fáze v hlezenním a kolenním kloubu. Čím dříve nastává koncentrická fáze v těchto kloubech, tím kratší je doba opory, a to ve všech sledovaných pohybech. Nejvíce souvislosti mezi kinematickými a dynamickými parametry bylo nalezeno u odrazu na překážku, nejméně u odrazu dálkařského.

Z výsledků naší práce vyplývá, že všechny uvedené svaly vykazují určitý stupeň preaktivace, a to ve všech typech odrazu. Nejvyšší míru diferenciací svalové aktivity vykázali TA a GLM. Zajímavé je potvrzení dřívější aktivace GAM vůči SOL pravděpodobně v důsledku stabilizace kolenního kloubu prvně jmenovaného svalu. Tuto domněnku potvrzuje i dřívější aktivace VAM vůči RF, kdy RF se choval u většiny odrazů jako propulsní odrazový sval, zatímco VAM pomáhal v preaktivační fázi stabilizovat kolenní kloub. Další podstatné zjištění je schopnost vzájemného suplování BF a GLM ve funkci hlavního extenzoru kyčelního kloubu.

Poměr preaktivačního IEMGu na celkové aktivaci souvisel s okamžikem nástupu svalové aktivity. Nejnižšího poměru bylo dosahováno u RF a SOL, hodnoty do 30% dosahoval obvykle i GAM. Podobně jako s okamžikem nástupu aktivity, i zde byly v porovnání dvou hlav lýtkového tricepsu vypočítány větší hodnoty preaktivace u GAM.

Uvedené tři svaly lze považovat za typicky fázické odrazové svaly s menší mírou preaktivace.

Stabilní chování z pohledu indexu kokontrakce v odrazové fázi bylo nalezeno u obou dvojic antagonistů v hlezenním kloubu TA – SOL a TA – GAM. Přestože určité rozdíly v průměrných hodnotách indexu CI byly identifikovány, nebyly vzhledem k vnitroskupinovým rozptylům shledány jako statisticky významné. Analýza koaktivace svalů v kolenním kloubu ukázala velké rozdíly napříč spektrem zkoumaných typů odrazů. V koaktivaci BF – VAM se výrazně odlišoval výškařský odraz od všech ostatních. Nejvíce stabilní z pohledu kokontrakce se ukázalo provedení dálkařského odrazu, největší rozdíly byly identifikovány u prvního kroku po výběhu z bloků.

Závěr

Jednoznačné rozdíly v dynamických charakteristikách mezi jednotlivými typy odrazu vyplývají z nároku na exekuci příslušného pohybu. K řešení dynamického problému jsou využívány různé dílčí strategie z pohledu kinematiky a kineziologie, u nichž jsme zkoumali jejich vliv na dynamiku. Odlišná kritéria optimálního provedení pohybu vyžadují jiné strategie z pohledu excentricko – koncentrické činnosti jednotlivých svalů a zároveň jiné rozsahové provedení v příslušných kloubech.

Více individuální charakter má již kinematické a kineziologické pojetí příslušného odrazu. U naprosté většiny pohybů jsme nedokázali identifikovat obecně platnou optimální strategii na účelné řešení pohybu. K podobným výsledkům z hlediska účinku dynamických charakteristik odrazu jsme dospěli obvykle odlišnými cestami z pohledu kinematiky či kineziologie.

Odlišnosti ve svalovém timingu, celkové aktivaci a preaktivaci byly prezentovány u všech typů odrazů. Z tohoto hlediska lze svaly obecně rozdělit na svaly typické pro fázi preaktivační, kam jsme zařadili m. tibialis anterior a m. biceps femoris, a svaly typicky odrazově fázické. Do druhé skupiny bychom zařadili m. gluteus maximus, m. soleus, m. gastrocnemius medialis a vastus medialis. Za kombinované lze označit chování m. rectus femoris, který se obvykle choval jako typicky odrazový sval, ale jeho role u některých pohybů spočívala v přenosu končetiny v předpřípravné fázi na odraz. U většiny odrazů docházelo k dřívější aktivaci mediálního vastu před ostatními typicky odrazovými svaly.

Z pohledu svalových kokontrakcí jsme shledali určité diference v pojetí jednotlivých odrazů. Tyto rozdíly však nebyly shledány jako primární příčiny v rozdílech dynamických

charakteristik odrazu s výjimkou odrazu na překážku, kde jsme na tyto významnější diference poukázali.