

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE SVALŮ DOLNÍ
KONČETINY A TRUPU PŘI EXTENZI A ABDUKCI KYČELNÍHO
KLOUBU U BOXERŮ A THAIBOXERŮ

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Štěpán Kostolány, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar Ph.D.

Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: Bc. Štěpán Kostolány

Název diplomové práce: Povrchová elektromyografie svalů dolní končetiny a trupu při extenzi a abdukci kyčelního kloubu u boxerů a thaiboxerů

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar Ph.D

Rok obhajoby: 2021

Abstrakt: Cílem práce bylo pomocí povrchové elektromyografie zhodnotit aktivitu svalů v oblasti dolních končetin a trupu a zaznamenat rozdíly v jejich aktivitě při extenzi kyčelního kloubu vleže na břiše a abdukci kyčelního kloubu vleže na boku za použití spontánní a maximální rychlosti a při pohybu se zátěží.

Výzkumnou skupinu tvořilo 31 probandů a probandek ve věku 15-40 let provozující box a thaibox. Pomocí povrchové elektromyografie byla zjištěna svalová aktivita vybraných svalů: musculus gluteus maximus, musculus gluteus medius, musculus tensor fasciae latae, musculus biceps femoris a bilaterálně musculi erectores spinae v lumbální oblasti a musculus rectus abdominis. Pro hodnocení svalové aktivity byl používán parametr Mean amplitude (průměrná hodnota amplitudy). Také byl hodnocen timing (pořadí zapojených svalů).

Při porovnání různých typů provedení abdukce u skupiny thaiboxerů byl zjištěn statisticky významný rozdíl u hodnot m. tensor fascia latae, m. gluteus maximus, m. gluteus medius, mm. erectores spinae nedominantní strany a m. rectus abdominis dominantní strany. U boxerů dosáhly statistické významnosti hodnoty pouze mm. erectores spinae nedominantní strany. Při porovnání hodnot mezi thaiboxery a boxery byly rozdílné hodnoty nalezeny u m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. biceps femoris, mm. erectores spinae dominantní strany.

Hodnoty statistické významnosti při extenzi v kyčelním kloubu za různých provedení u skupiny thaiboxerů dosahovaly mm. erectores spinae dominantní strany a m. gluteus maximus. U boxerů se rozdíl objevil u m. gluteus maximus, m. gluteus medius a m. rectus abdominis nedominantní strany. Porovnání mezi sporty ukázalo rozdílné hodnoty u m. tensor fasciae latae, gluteus medius, mm. erectores spinae dominantní strany, m. rectus abdominis dominantní strany i nedominantní strany.

Klíčová slova: povrchová elektromyografie, thaibox, muay-thai, box, kyčelní kloub

Author's name and surname: Bc. Štěpán Kostolány

Name of the thesis: Surface electromyography of the muscles of the lower limb and trunk during extension and abduction of the hip in boxers and Muay Thai boxers

Institute: Physiotherapy department

Supervisor: Mgr. Amr Zaatar Ph.D.

Year of defence: 2021

Abstract: The aim of the thesis was to use surface electromyography to evaluate the activity of muscles of the lower limbs and trunk and to record differences in their activation during prone hip extension and side-lying hip abduction using spontaneous and maximum speed and weight-bearing.

The research group consisted of 31 boxers and Thai boxers aged 15-40 years. Using surface electromyography, the muscle activity of selected muscles was determined: musculus gluteus maximus, musculus gluteus medius, musculus tensor fasciae latae, musculus biceps femoris and bilaterally musculi erectores spinae in the lumbar region and musculus rectus abdominis. The mean amplitude and timing were used as variables to evaluate the muscle activity.

When comparing different types of abduction in the group of Thai boxers, a statistically significant difference was found in the values of the m. tensor fascia latae, m. gluteus maximus, m. gluteus medius, mm. erectores spinae of the non-dominant side and the rectus abdominis of the dominant side. In the group of boxers, the significant difference was measured only in the activity of the mm. erectores spinae of the non-dominant side. When comparing the values between Thai boxers and boxers, different values were found in the m. gluteus maximus, gluteus medius, m. biceps femoris, mm. erectores spinae of the dominant side.

When performing different types of extension, statistically significant differences were found in the group of Thai boxers in the mm. erectores spinae of the dominant side and m. gluteus maximus. In the group of boxers, the difference was found in the gluteus maximus, gluteus medius and rectus abdominis of the non-dominant side. The comparison between the sports showed different values in the m. tensor fasciae latae, gluteus medius, mm. erectores spinae of the dominant side, rectus abdominis of the dominant side and non-dominant side.

Key words: surface electromyography, Thai boxing, Muay Thai, boxing, hip joint

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením

Mgr. Amra Zaatara Ph.D, uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržel zásady vědecké etiky

V Olomouci dne 9. 7. 2021

.....

Děkuji Mgr. Amrovi Zaatarovi Ph.D. za vstřícné jednání a cenné rady, které mi poskytl při zpracování mé diplomové práce. Děkuji také RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při statistickém zpracování dat. Dále bych chtěl poděkovat spolužákům Michaelovi Koutnému a Filipu Mrázovi za spolupráci při vyšetření výzkumného vzorku. V neposlední řadě patří mé poděkování všem probandům, kteří se i v nelehké době rozhodli podílet na výzkumu.

OBSAH

Obsah.....	7
1 Úvod	10
2 Přehled teoretických poznatků	11
2.1 Teoretické poznatky z kineziologie	11
2.1.1 Kloub kyčelní	11
2.1.2 Vybrané svaly v oblasti kyčle	13
2.1.3 Vybrané svaly v oblasti trupu	15
2.1.4 Sval jako součást hybného systému	17
2.1.5 Vybrané hybné stereotypy.....	17
2.2 Mechanismus svalové kontrakce	21
2.3 Charakteristika vybraných bojových sportů	22
2.3.1 Svalové řetězce bojových sportů.....	22
2.3.2 Thaibox	23
2.3.3 Box	28
2.3.4 Lateralita v bojových uměních.....	29
2.4 Povrchová elektromyografie.....	31
2.4.1 Faktory ovlivňující snímaný signál.....	32
2.4.2 Zpracování signálu	32
2.4.3 Závislost EMG aktivity na typu kontrakce	34
3 Cíl, výzkumné otázky	35
3.1 Cíl práce.....	35
3.2 Výzkumné otázky	35
4 Metodika.....	36
4.1 Charakteristika výzkumného souboru	36
4.2 Vstupní vyšetření	36
4.3 Technické parametry měření	37

4.4	Průběh měření	38
4.5	Analýza záznamu	40
5	Výsledky	41
5.1	Výzkumná otázka 1 (V1)	41
5.2	Výzkumná otázka 2 (V2)	46
5.3	Výzkuná otázka 3 (V3)	50
5.4	Výzkuná otázka 4 (V4)	54
5.5	Výzkuná otázka 5 (V5)	58
5.6	Výzkuná otázka 6 (V6)	61
5.7	Výzkuná otázka 7 (V7)	64
5.8	Výzkuná otázka 8 (V8)	67
5.9	Výzkuná otázka 9 (V9)	71
5.10	Výzkuná otázka 10 (V10)	74
6	Diskuze	78
7	Závěr	84
8	Souhrn	85
9	Summary	87
10	Referenční seznam	89
11	Přílohy	97

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

- ANOVA – analýza rozptylu (analysis of variance)
- BF – musculus biceps femoris
- cm – centimetr
- CNS – centrální nervová soustava
- EKG - elektrokardiogram
- EMG – elektromyografie
- ESD – muscoli erectores spinae dominantní strany
- ESN – muscoli erectores spinae nedominantní strany
- Gmax – musculus gluteus maximus
- Gmed – musculus gluteus medius
- Hz – hertz
- kg – kilogram
- m. – musculus
- mm - milimetr
- mm. - muscoli
- ms – milisekunda
- MVIC – maximální volní izometrická kontrakce (maximum voluntary isometric contraction)
- PEMG – polyelektromyografie
- proc. - processus
- procc. - processi
- RAD – musculus rectus abdominis dominantní strany
- RAN – musculus rectus abdominis nedominantní strany
- SEMG – povrchová elektromyografie (surface electromyography)
- TFL – musculus tensor fasciae latae

1 ÚVOD

Bojová umění a bojové sporty v poslední době zažívají velký rozmach a v naší republice nabývají na oblibě. Při jejich provozování se bojovníci učí náročným technikám daného bojového umění a rozvíjejí sílu, vytrvalost a v neposlední řadě i psychickou odolnost. Součástí bojových umění bývá i určitá duševní stránka (Link & Chou, 2011; Green et al., 2001). Muay-thai je tradičním bojovým uměním, jež má své kořeny v Asii, konkrétně v Thajsku. V boji je využíváno jak úderů horními, tak i dolními končetinami (Vít et al., 2010; Rebac, 1994). Historie boxu není tak košatá jako je tomu u thajského boxu. Rozdíl je také v pravidlech, kdy boxeři využívají pro údery pouze horní končetiny (Gabriel, 2016).

Pro posouzení svalové aktivity se používá povrchová elektromyografie. Díky ní lze hodnotit míru svalové aktivity, svalovou koordinaci, únavu a pomocí složitých výpočtů lze svalovou aktivitu získanou z povrchové elektromyografie vztáhnout i na sílu svalů (Švestková et al., 2017; Krobot & Kolářová, 2011). Povrchová elektromyografie je v hojné míře využívána pro hodnocení aktivity svalů v oblasti kyčle u rehabilitačních cvičení (Ekstrom et al., 2007), tak při zjištění svalové aktivity při chůzi po rovině, schodech, či specifických činnostech (Šťastný et al., 2015; Kim et al., 2014; Lyons et al., 1988). Data z povrchové elektromyografie lze také vztahovat k riziku zranění, a tak může být dobrým diagnostickým nástrojem při odhalování rizika zranění dolních končetin (Schuermans et al., 2017). Kromě diagnostiky je povrchová elektromyografie hojně využívána i v terapii jako forma biofeedbacku (Biswas et al., 2012).

2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

2.1 Teoretické poznatky z kineziologie

Dolní končetina slouží u člověka zejména pro oporu a lokomoci. Od končetin horních se liší mohutnějšími svalovými skupinami, robustnější kostrou a menším rozsahem pohybu, který jde ruku v ruce s větší stabilitou (Dylevský, 2009a).

Pojítkem mezi páteří a dolními končetinami je pánev - pelvis. Přes pánev dochází k přenosu sil trupu na dolní končetiny. Prstenec kostí tvořící pánev je velmi rigidní, a tak jsou pohyby pánve z velké části ovlivněny kyčelními klouby a bederní páteří. Z tohoto důvodu se pohyb kyčelních kloubů promítne do pohybu páteře a opačně. Pánev tvoří s páteří funkční jednotku (Dylevský, 2009b).

2.1.1 Kloub kyčelní

Kloub kyčelní (*articulatio coxae*) je kloubem kulovitým omezeným. Hlavicí kloubu je *caput femoris* a hlubokou jamku kloubu tvoří *acetabulum*. Na stavbě *acetabula* se podílí všechny tři kosti pánevní. Nejméně se na stavbě podílí os *pubis*, nejvíce os *ischii* (Čihák, 2016; Neumann, 2010; Dylevský, 2009a)

Acetabulum je skloněno zevně dolů a dopředu. Toto postavení je avšak variabilní a závislé i na pohlaví. Horní okraj *acetabula* se označuje jako „stříška“, která často samostatně osifikuje. Velikost tohoto okraje hraje významnou roli ve stabilizaci hlavice kloubu (Dylevský, 2009a).

Pohyby probíhající v kyčelním kloubu jsou flexe, extenze, abdukce, addukce, vnitřní a zevní rotace (Véle, 2006). Kapanji (2002) k těmto pohybům ještě přidává cirkumdukci, jakožto pohyb kolem všech tří os a kombinaci všech předešlých pohybů. Při pohybech v kyčelním kloubu dochází k sdružené aktivitě vzdálených svalů trupu a končetin. Důvodem je propojení s velkými fasciemi a dochází tak k funkčnímu i mechanickému propojení svalů pletence pánevního, svalů stehenních a svalů trupu. To je podkladem provázanosti tohoto svalového řetězce. Posuzování pohybů v kyčelním kloubu proto musí být vždy komplexní (Véle, 2006). Vzhledem k provedenému měření v rámci praktické části diplomové práce bude v následujícím textu popsána podrobněji abdukce a extenze kyčelního kloubu.

2.1.1.1 Abdukce kyčelního kloubu

Abdukce se odehrává ve frontální rovině. Rozsah jejího pohybu je obvykle 45° a je ovlivněn postavením krčku femuru vzhledem k acetabulu. Obvykle rozsah limituje elasticita adduktorů a ligementum pubofemorale a iliofemorale (Kapanji, 2002).

Hlavními svaly podléjící se na abdukci v kyčli jsou musculus gluteus medius a musculus tensor fasciae latae. Průběh musculus gluteus medius je téměř paralelně s krčkem femuru a společně s dalšími pelvitrochanterickými svaly jako musculus piriformis, musculus obturatorius externus a musculus gluteus medius zajišťují stabilitu kyčelního kloubu. Jejich tahem je zajištěna správná pozice hlavice femuru v acetabulu. Musculus gluteus maximus se podílí na abdukci pouze svými nejkraniálnějšími vlákny (Neumann, 2010; Věle, 2006; Kapanji, 2002).

Kapanji (2002) rozděluje abduktory do dvou skupin podle své funkce:

- Abdukčně-flekčně-vnitřně rotační
 - Zde zařazuje svaly ležící anteriorně vůči středu kloubu: musculus tensor fasciae latae, přední vlákna musculus gluteus medius a část musculus gluteus minimus.
- Abdukčně-extenčně-zevně rotační
 - Do této skupiny se řadí zadní vlákna musculus gluteus minimus a gluteus medius a kraniální vlákna musculus gluteus maximus.

Abduktorům kyčle se občas přezdívá „deltoideus kyčle“. Je to kvůli trojúhelníkovitému vzhledu této skupiny svalů, které se sbíhají do iliotibiálního traktu. Přední část trojúhelníku tvoří musculus tensor fasciae latae, jehož vlákna míří inferiorně a posteriorně. Střední a zadní část trojúhelníku tvoří musculus gluteus medius a zadní snopce musculus gluteus maximus. Společně se tyto svaly vnořují do fascie latae (Věle, 2006; Kapanji, 2002).

2.1.1.2 Extenze kyčelního kloubu

Extenze probíhá v sagitální rovině a aktivní rozsah jejího pohybu záleží na postavení v kolenním kloubu. Při extenzi v kolenním kloubu bývá rozsah extenze okolo 20°. Při ohnutém koleni takových hodnot nedosahuje. Způsobeno je to zejména vyřazením funkce extenze hamstringů. Rozsah pohybu je limitován napnutím ligementum iliofemorale. Větší extenze můžeme dosáhnout při ventrálním klopení

pánve, které je spojeno s prohloubením bederní lordózy (Neumann, 2010; Kapanji, 2002).

Extenzory kyčelního kloubu lze rozdělit podle svého úponu do dvou skupin (Kapanji, 2002):

- Svaly upínající se na femur
 - Tato skupina je též označována jako svaly jednokloubové a řadí se zde skupina gluteálních svalů. Funčně zde patří hlavní extenzor musculus gluteus maximus, zadní snopce musculus gluteus medius a musculus gluteus minimus.
- Svaly upínající se pod kolenní kloub
 - Mezi tuto skupinu svalů dvoukloubových patří hamstringy. Řadíme zde musculus biceps femoris, musculus semitendinosus a musculus semimebranosus. Jejich efektivita při extenzi závisí na pozici kolenního kloubu. Při extenzi v kolenním kloubu se jejich účinnost zvyšuje a s rostoucí flexí v kolenním kloubu jejich účinnost klesá. Pomocným extenzorem kyčelního kloubu je také skupina adduktorů, především musculus adductor magnus.

Musculus gluteus maximus při klidném stoji a chůzi po rovině nevykazuje větší aktivitu. Ve větší míře se zapojuje až při chůzi pozadu, v předklonu, v podřepu nebo při chůzi do schodů. Při běžné chůzi a při vzpřímeném stoji zajišťují dynamickou rovnováhu mezi flexí a extenzí spíše hamstringy. Při intenzivnější extenzi kyčle se zapojují i muscoli erectores trunci (Véle, 2006). Extenzory kyčle hrají esenciální roli při stabilitě pánve v anteroposteriorním směru (Kapanji, 2002).

2.1.2 Vybrané svaly v oblasti kyčle

2.1.2.1 *Musculus gluteus maximus*

Musculus gluteus maximus začíná od zadní části lopaty kosti kyčelní, kosti křížové a kostrče, odkud sestupuje laterodistálně na zadní a zevní stranu proximálního konce femuru, kde se připíná do vazivové pruhu tractus iliotibialis (Čihák, 2016; Dylevský, 2009a).

Jde o nejsilnější sval těla, který dokáže vyvinout moment síly okolo 34 kg. Také je svalem nejmohutnějším, kdy jeho velikost činí 66 cm². Provádí extenzi v kyčelním kloubu a pomáhá zevní rotaci. Jeho nejkraniálnější vlákna se podílí na abdukci a kaudálnější vlákna končetinu addukují (Dylevský, 2009a; Věle, 2006; Kapanji, 2002).

2.1.2.2 *Musculus gluteus medius*

Musculus gluteus medius je zčásti kryt průběhem musculi gluteus maximus. Svalové snopce začínají na zevní straně kosti kyčelní mezi linea glutea posterior a linea glutea anterior. Sval se upíná na trochanter major a má tak trojúhelníkovitý tvar (Čihák, 2016; Dylevský, 2009a).

Jeho primární funkcí je abdukce, přední snopce se podílí na vnitřní rotaci a zadní snopce na rotaci vnější. Zaujímá 40 cm² a dokáže vyvinout moment síly rovný 16 kg. Podílí se významně na stabilitě pánve ve frontální rovině a výrazně se aktivuje při stožení na jedné končetině (Dylevský, 2009a; Kapanji, 2002).

2.1.2.3 *Musculus tensor fascia latae*

Musculus tensor fascia latae funkčně s předešlými svaly tvoří „kyčelní deltový sval“. Jde o nejventrálněji uložený hýžd'ový sval. Začíná na zevní ploše crista iliaca při spina iliaca anterior superior, odkud sestupuje jeho svalové břicho laterodistálně zhruba do horní čtvrtiny femuru, kde se vnořuje do tractu iliotibialis a jeho prostřednictvím až na laterální kondyl tibie (Čihák, 2016; Dylevský, 2009a).

Účastní se flexe, abdukce a vnitřní rotace kyčelního kloubu. Díky napínání stehenní fascie také přispívá extenzi kolenního kloubu. Dokáže vyvinout zhruba poloviční moment síly oproti musculus gluteus medius (7,6 kg) (Dylevský, 2009a; Kapanji, 2002).

2.1.2.4 *Musculus biceps femoris*

Musculus biceps femoris je dlouhý sval uložený na zadní a laterální straně stehna. Jeho dlouhá hlava začíná na tuber ischiadicum společně s dalšími svaly označovanými jako hamstringy (m. semitendinosus a m. semimembranosus). Svalové břicho dlouhé hlavy sestupuje distálně a laterálně, kde se spojuje s krátkou hlavou. Krátká hlava odstupuje od střední třetiny linea sapéra a jde distálně. Spolu s dlouhou hlavou tvoří

společné svalové bříško, které se upíná na hlavičku fibuly (Čihák, 2016; Dylevský, 2009a).

Dlouhá hlava provádí extenzi a addukci stehna a společně s krátkou hlavou flektují kolenní kloub a pomáhají zevní rotaci bérce. Společně se semisvaly vyvinou sílu přes 20 kg (Dylevský, 2009b; Véle 2006; Kapanji, 2002).

2.1.3 Vybrané svaly v oblasti trupu

Z hlediska zaměření práce je sepsána kapitola týkající se měřených svalů v oblasti trupu. Tyto svaly byly vybrány pro svou účast na poloze pánve a jejich podíl na stabilitě trupu.

2.1.3.1 *Musculus rectus abdominis*

Musculus rectus abdominis tvoří dlouhý plochý pás uložený ventrálně při střední čáře trupu. Začíná od chrupavek 5.-7. žebra a od processus xiphoideus, odkud míří kaudálně a upíná se na os pubis zevně od symfýzy. V průběhu je rozdělen zpravidla třemi napříč uloženými šlašitými vložkami (intersectiones tendineae). Střední čarou vede vazivový pruh linea alba, který odděluje sval pravé a levé strany (Čihák, 2016; Dylevský, 2009a).

Stahuje žebra kaudálně, při fixovaném trupu zdvihá pánev a při fixované pánvi předklání trup. Svou funkcí se podílí na břišním lisu společně s dalšími svaly břicha – vytváří tlak na nitrobřišní orgány (Čihák, 2016; Dylevský, 2009b).

Břišní svaly hrají nezastupitelnou stabilizační roli při abdukci kyčle. Svou aktivací pomáhají stabilizovat pánev, a tím umožňují optimální funkci svalů kyčelních (Véle, 2006; Janda et al., 2004).

2.1.3.2 *Musculi erectores trunci*

Nejhlubší čtvrtá vrstva svalů zad se označuje jako svaly autochtonní. Díky své funkci se nazývají musculi erectores trunci. Celkem rozlišujeme 4 skupiny těchto svalů, které se liší jak v průběhu vláken, tak i ve své funkci. Tyto svalové systémy jsou seřazeny od povrchu do hloubky v pořadí: spinotransversální, spinospinální, transversospinální a systém krátkých zádových svalů (Čihák, 2016; Dylevský, 2009a).

Vzhledem k tématu práce budou blíže přiblíženy pouze svaly z bederní a dolní hrudní oblasti.

Musculus longissimus spadá do systému spinotransversálního a probíhá podél celé páteře od křížové kosti k processus mastoideus. Podle oddílů se dá rozdělit na pars lumbalis, pars thoracis, pars cervicis et capitis. Pars lumbalis et thoracis začíná od crista sacralis mediana a od trnových výběžků bederních obratlů a hrudních obratlů až k Th5. Jeho snopce se upínají na processu accessorii a processu costales bederních obratlů a na processu transversarii hrudních obratlů (Čihák, 2016; Dylevský, 2009a).

Musculus iliocostalis patří mezi systém spinotransversální a je uložen laterálně od svalu předešlého. Také u tohoto svalu se rozlišuje část lumbální, hrudní a krční. Pars lumbalis začíná z aponeurózy připojené ke crista sacralis lateralis a bederním obratlům. Směr vláken je kraniolaterální a končí na anguli costarum 12. - 4. žebra. Systém spinotransversální při oboustranné akci vyvolá vzpřímení páteře a při jednostranné akci úklon páteře a její rotaci na stranu působícího svalu (Čihák, 2016; Dylevský, 2009a).

Musculus spinalis se řadí mezi systém spinospinální. Je uložen mediálně od m. longissimus, jehož snopci je zčásti kryt. Snopce m. spinalis přeskakují jeden až dva trny a jeho část m. spinalis thoracis začíná na trnech obratlů L2, L1, Th12 a Th11 a upíná se na trny Th8-Th2 (Čihák, 2016; Dylevský, 2009a).

Musculi multifidi patří mezi hlubší snopce systému transversospinálního. Svalová vlákna jsou tvořena po celé délce páteře a jdou od každého proc. transversus vždy k vícero trnovým výběžkům (Čihák, 2016; Dylevský, 2009a).

Musculi rotatores reprezentují systém transversospinální. V bederní oblasti tvoří velmi slabé snopce jdoucí od proc. mamillares k obloukům nejbližších kranálních obratlů (Čihák, 2016; Dylevský, 2009a).

Zádové svaly hrají nezastupitelnou stabilizační roli při abdukci a extenzi kyčle. Svou aktivací pomáhají stabilizovat pánev a umožňují tak optimální funkci svalů kyčelních (Véle, 2006; Janda et al., 2004).

2.1.4 Sval jako součást hybného systému

Sval, jakožto efektor pohybu, je zapojen do složitých reflexních dějů. V dnešní době se hovoří o reflexních programech, kdy pod pojmem reflexní myslíme určitý vztah mezi receptorem a efektem. Proto jsou vymezeny pojmy hybného stereotypu a motorického vzoru. Kromě začlenění svalu do tohoto komplexního pohybu s ostatními svaly, může samozřejmě pracovat sval izolovaně. Funkci daného svalu bychom však neměli omezit jen podle úponu a začátku, ale dívat se na jeho funkční postavení při provádění určitého pohybu (Kolář, 2009; Janda, 1982).

2.1.4.1 *Motorický vzor*

„Motorické vzory chápeme jako standardizované pohybové reakce (motorické odpovědi) CNS na přesně definované podněty.“ (Kolář, 2009, s. 34) Řadíme zde jednoduché reflexy na kmenové a míšní úrovni, ale i složitější senzomotorické vztahy vyžadující vyšší úroveň řízení (Kolář, 2009).

2.1.4.2 *Hybný stereotyp*

„Hybný stereotyp představuje dočasně neměnnou soustavu podmíněných a nepodmíněných reflexů, která vzniká na podkladě pohybového učení (stereotypně se opakujících podnětů).“ (Kolář, 2009, s. 34-35) Trénování určitého pohybu (vnější stereotyp) vede k vytvoření vnitřního stereotypu nervových dějů, a tak k automatizaci vlastního cíleného pohybu, ale především k automatizaci posturálního zajištění.

Janda et al. (2004) rozděluje svaly ve vztahu k určitému pohybu na svaly hlavní - účastní se na pohybu největším dílem; vedlejší - nejsou schopny pohyb vykonat samostatně, ale podporují svaly hlavní; antagonisty - konají pohyb opačný; a stabilizační svaly - svou stabilizací segmentu zajišťují kvalitní provedení pohybu svalům hlavním.

2.1.5 Vybrané hybné stereotypy

Ve vztahu k rozvoji nejčastějších funkčních a později degenerativních poruch je klíčové zjištění kvality a míry zapojení jednotlivých svalů do základních hybných stereotypů v oblasti pánve. Na celém komplexu tvořeném pánví, lumbosakrální částí

páteře a kyčelními klouby se projeví nejčastější patologie v poruše funkce hybného systému (Janda, 1982).

Při analýze stereotypů si všímáme časové závislosti jednotlivých svalů (timing), přičemž klíčový je především začátek jejich aktivace. Zachycení této časové závislosti vyžaduje značnou zkušenost, a často je klinické vyšetření nedostatečné. Z tohoto důvodu se přistupuje k vyšetření elektromyografickému, které je časově náročnější, ale poskytuje přesnější výsledky (Janda, 1982).

2.1.5.1 *Extenze v kyčli*

Na pohybovém stereotypu extenze v kyčelním kloubu se podílí zejména musculus gluteus maximus, ischiokrurální svaly a paravertebrální svaly zádové. Podle anatomie je hlavním extenzorem kyčelního kloubu musculus gluteus maximus (Čihák, 2016). Nezřídka se ale aktivují při vyšetření tohoto stereotypu svaly ischiokrurální (Janda, 1982).

Při vyšetření leží osoba na břiše a pomalu zanožuje dolní končetinu při extendovaném kolenu. Za ideální situace se nejprve aktivuje musculus gluteus maximus, následují ischiokrurální svaly, kontralaterální svaly paravertebrální a jako poslední homolaterální svaly paravertebrální (Janda, 1982).

Pro lepší analýzu jednotlivých svalů můžeme využít modifikace:

- provedení extenze s flektovaným kolenem
- vyšetřovaná osoba leží horní polovinou těla na stole a obě dolní končetiny stojí na zemi

Studie prováděné v dalších letech zkoumající pořadí zapojení svalů při extenzi vleže na břiše končí s rozpornými výsledky. Lehman et al. (2004) ve své práci našli neshodné zapojení pořadí svalů v rámci souboru 14 zdravých jedinců. Nejčastěji opakující se vzorec zapojení byl: m. erector spinae kontralaterální strany, hamstringy, homolaterální m. erector spinae, m. gluteus maximus. Zapojení m. gluteus maximus v tomto hybném stereotypu jako posledního svalu potvrdily i další studie (Bruno & Bagust, 2006).

2.1.5.2 *Abdukce v kyčli*

Stereotyp abdukce v kyčelním kloubu provádí zejména m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae. Bezpochyby se mezi abduktory kyčelního kloubu řadí i m. gluteus minimus. Jeho aktivita je však klinickým vyšetřením nezachytitelná. Mezi svaly, které pohyb mohou podpořit, patří m. iliopsoas, m. quadriceps femoris, m. quadratus lumborum, zádové a břišní svaly (Janda, 1982).

Vyšetřovaný leží na boku a terapeut sleduje aktivitu vlastních abduktorů, tedy m. tensor fasciae latae a m. glutes medius. Za správný stereotyp považujeme, když pohyb probíhá pouze ve frontální rovině a poměr mezi stupněm aktivity vlastních abduktorů je 1:1 nebo je aktivita m. gluteus medius mírně vyšší. Pakliže převažuje aktivita m. tensor fascia latae, nejde už o čistou abdukci ve frontální rovině, ale o abdukci se zevní rotací a flekční složkou. Často je tento nález spojený se zkrácením daného svalu (Janda, 1982).

2.1.5.3 *Vliv posturální reaktibility*

Posturální reaktibilita představuje reakční stabilizační funkci zajištěnou svaly. Tyto svaly působí proti momentům sil způsobených kontrakční svalovou silou nezbytnou pro překonání odporu. Jde tedy o zpevnění jednotlivých pohybových segmentů tak, aby bylo zajištěno co nejstabilnější punctum fixum. Jedna úponová část je tedy zpevněna, aby druhá úponová část mohla provádět v kloubu daný pohyb. Tuto část označujeme jako punctum mobile. Potřebná tuhost je zajištěna koordinovanou aktivitou agonistů a antagonistů, ale i dalších svalových skupin, které byly popsány v kapitole 2.1.4.2 Hybný stereotyp (Kolář, 2009).

Každý cílený pohyb končetin je doprovázen stabilizací systému páteře. Při abdukci v kyčli tak nedojde pouze k zapojení abduktorů kyčelního kloubu, ale dochází i k aktivaci svalů, které stabilizují jejich úponovou oblast – tedy extenzory páteře ve spolupráci se svaly regulující nitrobřišní tlak (břišní svaly, bránice a svaly pánevního dna). Souhra mezi těmito svaly stabilizačními a vlastními svaly provádějící pohyb utváří obraz celého hybného stereotypu (Véle, 2012; Kolář & Lewit, 2005; Gracovetsky et al., 1985).

Aktivace svalů zajišťujících posturální stabilizaci je automatická a většinou na základě systému řízení „feedforward“. Jedná se zejména o m. transversus abdominis,

který předbíhá aktivitu vlastních svalů kyčle při veškerých pohybech probíhajících v tomto kloubu (Hodges & Richardson, 1997). Cílený pohyb je volně kontrolovatelný, zatímco reaktivní stabilizační funkce probíhají mimovolně (Kolář, 2009).

2.2 Mechanismus svalové kontrakce

Při svalové kontrakci dochází ke klouzání myozinových filament po aktinových filamentech. Při klidovém stavu je této interakci zabráněno troponinem a tropomyosinem, které při nízké koncentraci vápenatých iontů brání kontrakci. Jakmile akční potenciál otevře kalciové kanály sarkoplazmatického retikula, dojde k jejich vyšší koncentraci a k navázání na troponin-tropomyosinový komplex. Tím se uvolní místo pro vytvoření aktino-myosinového můstku. Díky tomuto ději může dojít k ohnutí myozinové hlavice, jež způsobí posunutí aktinových vláken po myozinových, a tak dojde ke kontrakci. Hlavice myosinu se po čase uvolní a narovná. Tím se dostane do kontaktu s dalším aktinovým vláknem a celý děj se tak opakuje, dokud jsou přítomny vápenaté ionty (Kittnar, 2020; Sweeney & Hammers, 2018; Langmeier et al., 2009).

Spuštění svalové kontrakce je velmi rychlý děj. Od počátku depolarizace svalového vlákna do zahájení stahu uplyne jen 60 ms. Kontrakce končí s nepřítomností akčních potenciálů přicházejících z α -motoneuronu. Dochází k aktivnímu vstřebávání vápenatých iontů zpět do sarkoplazmatického retikula, a tak k svalové relaxaci (Kittnar, 2020; Sweeney & Hammers, 2018; Langmeier et al., 2009).

Obraz svalové kontrakce není určen množstvím uvolněných vápenatých iontů, ale způsobem zapojení motorických jednotek svalu, které se kontrakce účastní. Sílu kontrakce určuje frekvence akčních potenciálů a počet zapojených motorických jednotek. Při malé síle kontrakce je frekvence akčních potenciálů mezi 5-10 Hz a při maximální síle dosahuje až 120 Hz. Tato skutečnost je zapříčiněna časovou sumací, při které každý svalový záškub nasedá na předchozí a síla kontrakce tak roste. Princip prostorové sumace vysvětluje přímou úměru v síle kontrakce a zapojení blízkých motorických jednotek (Kittnar, 2020; Langmeier et al., 2009).

Izometrická kontrakce představuje takovou kontrakci, při které se mění délka svalu a pouze dochází k růstu napětí. Jako izotonickou kontrakci pak označujeme takovou, kdy se mění délka svalu, ale napětí je stejné. Podle toho, jestli se při dané kontrakci sval zkrátí nebo dochází k jeho protažení, rozlišujeme kontrakci koncentrickou a excentrickou (Kittnar, 2020; Lehnert et al., 2014; Langmeier et al., 2009).

2.3 Charakteristika vybraných bojových sportů

2.3.1 Svalové řetězce bojových sportů

Dle Link a Chou (2011, s. 10) existuje v bojových sportech šest základních svalových řetězců:

- **Posteriorní řetězec**
 - Při aktivaci tohoto řetězce dochází k pohybu pánve směrem vpřed. Je důležitý pro vyhlazení pohybu trupu a končetin, zejména dolních. Účastní se jej svaly na zadní straně těla od hamstringů po m. latissimus dorsi. K jeho aktivaci dochází zejména při úderech a kopech zadní končetinou.
- **Extenze dolní končetiny**
 - V tomto řetězci dochází k extenzi kyčle, kolena i kotníku. Většinou je aktivován při kopech.
- **Rotace pánve**
 - Na tento řetězec navazuje pohyb dolních končetin a rotace trupu. Rozsah rotace pánve se liší podle užitých technik. Zpravidla dochází k větší rotaci při použití zadní končetiny.
- **Laterální řetězec**
 - Tento řetězec se vyznačuje rotací trupu a jeho mírným posunem na jednu stranu. Využívaný je zejména u úderů a kopů směřujících z boku.
- **Vytočení ramene**
 - Aktivace tohoto řetězce předchází před samotným pohybem horní končetinou a rotací trupu. Typicky se zapojuje při úderech horní končetinou přední i zadní.
- **Extenze horní končetiny**
 - Název tohoto řetězce je poměrně zavádějící. K extenzi dochází pouze v lokti, zatímco v rameni dochází zpravidla k flexi. V zápěstí tato flexe není tak výrazná.

2.3.2 Thaibox

Thaibox, též nazývaný jako muay thai nebo thajský box, je druhem bojového umění pocházející z Thajska. Jedná se o jeden z nejtvrdějších bojových sportů odehrávajících se v ringu. Bojovníci během zápasu smí používat údery pěstmi, lokty a kopy koleny i nohama. Někdy je toto umění označováno jako „umění osmi zbraní“, protože nejčastěji používanými segmenty zde jsou ruce, lokty, holeně a kolena. Při zápase jsou bojovníci bosí a na sobě nosí suspensor, chránič zubů a rukavice. Zápas profesionálů trvá pět kol po třech minutách, kdy jsou kola oddělena dvouminutovými přestávkami. Zápas řídí hlavní rozhodčí a dva rozhodčí bodoví. Zápas končí, jakmile se jednomu zápasníkovi podaří srazit bojovníka třikrát v jednom kole, knockoutem, případně je o vítězi rozhodnuto počtem bodů. Jako spousta dalších asijských bojových sportů má muaythai složku spirituální zakořeněnou především v buddhismu (*Česká Muaythai Asociace*, 2021; *International Federation of Muaythai Associations*, 2021; *Thaiboxing: Czech Muaythai Federation*, 2021; Green et al., 2001; Rebac, 1994).

Základní postoj v muaythai se liší na základě dominantní končetiny. Pakliže je bojovník pravák, jeho tělo je natočeno tak, aby měl pravou horní končetinu a pravou dolní končetinu vzadu. U leváka je tento postoj opačný. Šířka postoje odpovídá přibližně šířce ramen a váha je mezi končetinami rozložena rovnoměrně. Ruce jsou drženy u hlavy a lokty jsou co nejbližší u těla. Postoj musí být dostatečně stabilní. Na druhou stranu dostatečně uvolněný, aby umožňoval rychlé údery horními končetinami i kopy končetinami dolními. Někdy se doporučuje přední nohu mírně odlehčit kvůli inkasovaným lowkickům soupeře (Green et al., 2001; Rebac, 1994).

Ze základního postoje bojovník může provést mnoho druhů úderů, kopů, krytů a úhybů. V dalších kapitolách budou popsány údery a kopy. Důvodem je zaměření práce rovněž jako chybějící evidence pro obranné činnosti v bojových sportech. Na tento fakt upozornil soubor autorů, kteří vytvořili review týkající se biomechaniky bojových umění. Nalezli 44 studií vyhovujících jejich kritériím, z čehož jen 5 studií bylo věnováno technikám obrany (Ghazirah et al., 2015).

2.3.2.1 Údery

V thaiboxu se používají kromě klasických boxerských úderů i údery lokty. Obecně je můžeme rozdělit na tyto údery (Vít et al., 2010):

- direkt – úder vedený přímo na hlavu nebo tělo
- hák – úder vedený ze strany na hlavu nebo tělo
- zvedák – úder vedený zespoda na hlavu nebo tělo
- loket – úder vedený ze strany nebo seshora na hlavu nebo tělo.

2.3.2.1.1 Direkt

Direkt může bojovník udělit z přední i zadní ruky (Vít et al., 2010). Předností direktu přední ruky je především rychlost, naopak síla tohoto úderu není tak intenzivní. Díky krátké vzdálenosti se využívá především pro překvapení soupeře, a často s ním bývají zahajovány kombinace úderů. Při tomto úderu dochází k spolupráci mezi posteriorním svalovým řetězcem a svalovým řetězcem ramene. Natočení ramene do úderu musí být plynulé a jemné, ale při dokončení úderu musí dojít k jeho maximální stabilizaci, aby mohla být síla do úderu převedena z celé horní poloviny těla. Během úderu dochází k pronaci předloktí, čímž dochází také k mechanickému zpevnění, a tím i efektivnějšímu přenosu síly. Některé školy doporučují i malý pohyb pánve do rotace ve směru úderu (Link & Chou, 2011; Vences Brito et al., 2011; Harvey, 2009).

Hlavními dynamickými svaly, jež se zapojují při direktu přední rukou, jsou m. deltoideus, m. triceps brachii, mm. pectorales, m. serratus anterior, pronátory předloktí a dynamicky se zapojují i quadriceps femoris a m. triceps surae. Stabilizačními svaly jsou zejména břišní svaly a stabilizátory páteře, zadní část deltového svalu, gluteus maximus a hamstring (Link & Chou, 2011; Harvey, 2009).

Direkt zadní rukou dosahuje větší intenzity kvůli delší vzdálenosti, a tím vyšší kumulace vydané energie. Většinou následuje po direktu přední rukou, kdy dojde k překvapení soupeře, a tím si lze připravit intenzivní direkt zadní rukou (Link & Chou, 2011; Harvey, 2009).

Při tomto úderu dochází k větší práci trupem a dolní částí těla. Zapojuje se zejména zadní řetězec ve spolupráci s rotací pánve a řetězcem ramene. Intenzitu úderu určuje vyprodukovaná rychlost a hmotnost. V předloktí i v rameni dochází ke stejným pohybům jako při direktu přední rukou. Opět zde dochází zejména

k dynamickému zapojení m. deltoideus, m. triceps brachii, mm. pectorales, m. serratus anterior a pronátorů. Také se zde zapojují šikmé břišní svaly vnitřní i vnější. Ve větší míře se zapojují i gluteus maximus, quadriceps a m. triceps surii, které zajišťují větší intenzitu úderu. Stabilizačními svaly jsou zde ze skupiny břišních svalů zejména m. rectus abdominis, zadní část deltoideu, m. quadriceps femoris, adduktory a hamstringy (Link & Chou, 2011; Harvey, 2009).

2.3.2.1.2 *Hák*

Tato technika se provádí podle stejných principů jako direkt. Rozdíl je jen v trajektorii, kdy je hák veden obloukovitě ze strany. Opět může být prováděn přední i zadní rukou (Vít et al., 2010).

Prvotní impuls pro hák přední ruky vychází z ramene končetiny vedoucí úder a přední nohy, která se sune směrem ven. Ve větší míře se tu kvůli trajektorii zapojí m. trapezius, mm. rhomboidei, střední část deltoideu a dříve dochází k extenzi v lokti. Více se aktivuje laterální řetězec v souhře s rotací pánve, vytočením ramene a extenzí lokte. Při háku zadní rukou je pohyb obdobný, vycházející z ramene zadní ruky a zadní nohy, jež se vytáčí ve směru úderu. Rozdíl mezi benefity háku vedeného přední a zadní rukou jsou obdobné jako při direktu (Link & Chou, 2011; Harvey, 2009).

2.3.2.1.3 *Zvedák*

Zvedák může být veden z přední i zadní ruky. Prvotní impuls úderu přední rukou vychází z ramene, paže pak směřuje zespoda vpřed a vzhůru. Při zvedáku zadní rukou je potřeba s pohybem ramene současně vytáčet zadní nohu pro lepší efektivitu úderu (Vít et al., 2010).

Roli zde odehrává zejména zadní svalový řetězec, rotace pánve a kinematický řetězec ramene. Na rozdíl od předešlých úderů zde nedochází k pronaci předloktí, takže je tento úder kvůli nepřítomnosti mechanického zpevnění náročnější pro svalovou stabilizaci v oblasti zápěstí a lokte (Link & Chou, 2011; Harvey, 2009).

Klíčovými svaly zapojující se do úderu jsou m. deltoideus, m. trapezius, m. serratus anterior, gluteus maximus, m. quadriceps femoris a m. triceps surae. Na stabilizaci se zde podílí zejména koordinace mezi m. biceps brachii a m. triceps brachii a rovněž supinátory a pronátory předloktí. Za stabilizaci trupu jsou zodpovědné břišní svaly ve spolupráci se stabilizačním systémem páteře (Link & Chou, 2011).

2.3.2.1.4 *Loket*

Jedná se nejspíš o nejnebezpečnější úder horní končetinou. Tento úder je nejsilnější z úderů horních končetinou, ale často nebývá tak rychlý jako předchozí zmíněné údery. Bývá využíván především při bránění na krátké vzdálenosti. Může být veden přední i zadní rukou. Loket při tomto úderu opisuje trajektorii oblouku směřovaného většinou k hlavě soupeře (Link & Chou, 2011).

Impuls pro úder vychází z ramene při úderu přední rukou. Při úderu zadní rukou se současně vytáčí zadní noha. Při úderu se zapojuje zejména zadní řetězec, rotace trupu a vytočení ramene. Dlaň je opřená hřbetem ruky o hrudník. Kvůli krátkému dosahu tohoto úderu dochází k výraznější rotaci pánve a trupu oproti předchozím úderům. K hlavním svalům podílejícím se na tomto úderu patří mm. pectorales, m. serratus anterior, přední část m. deltoideus, m. biceps brachii, m. gluteus maximus a šikmé břišní svaly kontralaterální strany, které jsou nejdůležitější pro rotaci trupu. Stabilizačně pak pracují břišní svaly v souhře se stabilizačním systémem páteře (Link & Chou, 2011).

2.3.2.2 *Kopy*

V thajském boxu jsou kromě klasických kopů dovoleny i techniky kolen. Kopy jsou vedeny na celé soupeřovo tělo. Bojovník může vést kop přední i zadní nohou, ale většinou má jednu preferovanou. Blíže je tato problematika popsána v kapitole 2.3.4 Lateralita v bojových uměních. Síla kopu je závislá zejména na rotaci trupu. Obecně je známo několik druhů kopů (Vít et al., 2010): pushkick, lowkick, roundkick, highkick a úder kolenem.

2.3.2.2.1 *Pushkick*

Tento kop může být veden přední nohou, ale častěji bývá veden nohou zadní. Při začátku musí být přenesena váha na končetinu, která kop neprovádí. Současně dochází k mírné semiflexi a vytočení této končetiny zevně. Druhá končetina je tažena k tělu a poté provádí kop, který míří přímo vpřed. Dochází jen k mírné rotaci pánve a trupu. Trajektorie tohoto kopu by se dala přirovnat k direktu rukou. Kop většinou míří na trup soupeře a používá se při otevření kombinace nebo při obraně (Zvonář et al., 2012; Link & Chou, 2011; Harvey, 2009).

Nejvíce zde dochází k aktivaci zadního kinematického řetězce, rotace pánve a extenze kolene. Hlavními dynamickými svaly pracujícími při pushkicku jsou

m. quadriceps s m. iliopsoas a extenzory prstů. Stabilizačními svaly, zajišťující také efektivní přenos síly kopu, jsou m. rectus abdominis, m. triceps surae, hamstringy končetiny vedoucí kopu a m. tensor fascia latae, m. quadriceps femoris a hamstringy končetiny stojné (Grassie, 2017; Link & Chou, 2011).

2.3.2.2.2 *Lowkick*

Po přenesení váhy na jednu končetinu vychází iniciální pohyb z boků. Stojná dolní končetina je vytočena ve směru kopu a druhá končetina vede kop obloukovitě. Podle názvu je zřejmé, že se jedná o nízký kop, který je tedy mířený na bérec a dolní část stehna (Vít et al., 2010).

Při tomto kopu dochází k výrazné rotaci pánve a trupu. Aktivuje se zejména laterální řetězec, rotace pánve a extenze kolene, ale také celý zadní řetězec a vytočení ramene. Mezi hlavní zapojené svaly se řadí šikmé břišní svaly na straně stojné dolní končetiny. Na straně končetiny vedoucí kopu je zapojen zejména m. quadriceps femoris, m. gluteus medius a m. tensor fascia latae. Hlavními stabilizačními svaly jsou na stojné dolní končetině m. quadriceps femoris s hamstringy a m. triceps surae. Na končetině vedoucí kopu zejména quadriceps. Za stabilní trup jsou zodpovědné břišní svaly v souhře se stabilizátory páteře (Grassie, 2017; Link & Chou, 2011).

2.3.2.2.3 *Roundkick*

Roundkick je provedením stejný jako lowkick. Liší se jen výškou cíle, kdy roundkick míří na břicho a žebra soupeře. Pohyb vychází opět z boků a trajektorie kopu je obloukovitá. Zapojují se obdobné kinematické řetězce jako při lowkicku. Dochází k výraznější rotaci pánve a trupu, než je tomu u kopu předchozího (Link & Chou, 2011; Vít et al., 2010).

Autoři rozdělují roundkick na čtyři základní komponenty: rotace pánve, posun stojné nohy, posun horních končetin a úder dolní končetinou. I u nováčků dosahuje rychlost flekčně-abdukčního pohybu v kyčli přes 500° za sekundu u dominantní nohy a okolo 300° za sekundu u nohy nedominantní. Jako klíčový kloub se zde ukázal kloub kyčelní, u které došlo k největší změně v kloubním postavení stejně jako k nejvyšší úhlové rychlosti (Chinnasee et al., 2018; Quinzi et al., 2013).

2.3.2.2.4 *Highkick*

Při highkicku je noha vedena obloukovitě na hlavu soupeře. Po přenesení váhy na jednu dolní končetinu dochází k přitažení kopající dolní končetiny k tělu současně s rotací pánve a trupu. Tento pohyb v pánvi je klíčový pro razanci kopu. Tento kop je pro svou náročnost pomalejší než předešlé kopy a vyžaduje výborné koordinační schopnosti. Při výborném provedení je nejnebezpečnější, a často skončí knockoutem soupeře (Grassie, 2017; Link & Chou, 2011).

2.3.2.2.5 *Úder kolenem*

Při tomto úderu dojde ke kopu soupeře kolenem nebo přilehlými tkáněmi. Někteří autoři rozdělují úder kolenem na přímý, boční a úder kolenem při skoku. První dva kopy se nejčastěji používají při bezprostřední blízkosti se soupeřem. Často se využívá přichycení za zátylek nebo ramena soupeře a tím získá kop větší razanci. Po tomto zachycení soupeře ho přitahujeme směrem k sobě, dochází k mírnému záklonu trupu a koleno míří nahoru vpřed na hlavu nebo trup soupeře (Chinnasee et al, 2018; Vít et al., 2010).

Klíčovou dynamickou roli zde odehrává nejen končetina mířící kolenem dopředu, ale i končetina stojná, kterou tlačíme směrem do extenze, což přidává na razanci kopu. Klíčovými svalovými skupinami jsou flexory kyčle a m. triceps surae končetiny vedoucí kop a m. gluteus maximus končetiny stojné. Stabilizační funkci zajišťují zejména mm. pectorales, m. biceps brachii a m. triceps brachii držící soupeře. Trup drží souhra mezi stabilizačním systémem páteře a břišními svaly. Hlavními kinematickými řetězci podílejícími se na kopu kolenem jsou: zadní řetězec, extenze dolní končetiny a rotace pánve (Link & Chou, 2011).

2.3.3 Box

Box je individuální úpolový sport, jehož moderní rozvoj se vyvinul především v Anglii. Jde o souboj dvou soupeřů, který se odehrává v ringu. K obraně i útoku mohou boxeři používat pouze horní končetiny. Údery mohou být uděleny pouze pěstmi, které jsou kryty v rukavicích. Kromě rukavic se používá také suspensor a při tréninku také ochranná helma. Sport je velmi dynamicko-silově náročný a zdobí jej nutnost vysoké koordinace. Nejdůležitějšími schopnosti boxera jsou: reakční rychlost, výbušná síla

a koordinace. Jak bylo popsáno v předešlých kapitolách, většina úderů vyžaduje také souhru dolních končetin a trupu. Zápas profesionálních boxerů trvá tři kola po třech minutách. Mezi každým kolem je minutová přestávka. Za úspěšné údery jsou připisovány body. Vítězí ten boxer, který dosáhl po zápase většího počtu bodů. Zápas může být vítězně ukončen, pakliže soupeř pro zranění, únavu apod. nemůže pokračovat. Jestli se boxer dotkne podlahy jinou částí těla než chodidly, je hlavním rozhodčím odpočítáván desetisekundový limit pro zotavení. Zápas tak může být ukončen knockoutem, jestliže soupeř po tomto limitu není schopen pokračovat (*International boxing association*, 2021; *World boxing association*, 2021; Gabriel, 2016; Reguli, 2005)

Údery mohou být vedeny pouze na hlavu a trup. Zakázány jsou údery pod pás, úchopy, kopy, údery hlavou a loktem. Intenzita výkonu boxera je při zápase submaximální až maximální. Kromě zjevné přestavby pohybového aparátu dochází tréninkem také k adaptaci zrakového analyzátoru a vestibulárního systému. Dochází ke snížení taktilního čítí a zvyšuje se práh bolesti (Gabriel, 2016; Reguli, 2005).

Existují tři typy základních úderů:

- Direkt
- Hák
- Zvedák

Dané údery byly blíže představeny v kapitole 2.3.2.1. Údery.

Na klíčovou roli dolních končetin při úderu zdůraznil Filimonov et al. (1985). Úder rozdělil na tři komponenty: extenzi dolní končetiny, rotace trupu a akce horní končetinou. Mezi různě zkušenými boxery měřili vztah mezi intenzitou úderu a zapojením těchto tří komponent úderu. Zatímco u elitních boxerů byla procentuální účast dolních končetin na intenzitě úderu 38,46 % u méně zkušených tyto hodnoty dosahovaly pouhých 16,51 %. Méně zkušené boxeři intenzitu úderu nahrazovali zapojením dolních končetin větší rotací trupu. Tento prvek, který souvisí se zkušeností a výkonnostní úrovní potvrzují i další studie (Slimani et al., 2017; Mack et al., 2010).

2.3.4 Lateralita v bojových uměních

Stranová asymetrie zapojení párových orgánů a struktur těla do různých funkcí je označována jako lateralita. Lateralita se může projevovat jako laterální preference

a laterální dominance. Jako preference se označuje přednostní volba párového orgánu pro určitou funkci. Jako dominance je pak označena stranově rozdílná výkonnost pro určitou funkci nebo převládání jednoho párového orgánu při vykonávání různých činností (Měkota, 1984).

Lateralita může být určena pro horní končetiny, dolní končetiny, zrak, točivost, zatačivost a zkřížená lateralita. Jedinec se zkříženou lateralitou se vyznačuje jinou preferencí, respektive dominancí horní a dolní končetiny. Problematika samotného určení lateralit je velmi obsáhlá a terminologicky poměrně nejednotná. Pro cerebrální lateralitu je nohovitost lepším ukazatelem než rukovitost (Vařeka, 2001).

Obecně lze říci, že preference se určuje dotazníky, pozorováním při spontánních pohybech nebo jednoduchými testy. Dominance je určena testy složitějšími, zaměřenými na rozdílnou výkonnost párových orgánů (Vařeka, 2001). Co se týče lateralit dolních končetin, bylo na chůzi potvrzeno, že jedna dolní končetina se vyznačuje stabilitou oproti druhé, u které převažuje dynamika. Je také zřejmá preference jedné z dolních končetin pro vykonání cíleného pohybu, zatímco druhá zajišťuje stabilitu stoje (Sadeghi et al., 2000).

V bojových uměních hraje lateralita jednu z klíčových rolí pro úspěch bojovníka. Leváci mohou mít určitou výhodu nad praváky. Kvůli menšímu zastoupení leváků v populaci, může být tato výhoda zapříčiněna menší trénovaností proti levorukým soupeřům, a tak horšímu předpovídání levorukých (Hagemann, 2009; Faurie & Raymond, 2005). Zvýšené zastoupení leváků v bojových sportech a jejich větší úspěch tak není náhodou (Dopico et al., 2016; Raymond et al., 1996). Z výzkumu, kterému se podrobilo 245 zápasníků elitní organizace Ultimate Fighting Championship, byla zjištěna preference levé ruky u 50 z nich. To odpovídá 20,4 %, což je v porovnání s běžnou populací, u které zastoupení činí 12,6 %, znatelný rozdíl (Pollet et al., 2013).

Není ale podmínkou, že se obecnými testy zjištěná dominance, respektive preference, shoduje s preferencí končetiny ve sportu (Dopico et al., 2014). Dominance končetiny se tak může lišit při různých aktivitách, proto je obtížné tuto problematiku standardizovat (Dopico et al., 2016).

2.4 Povrchová elektromyografie

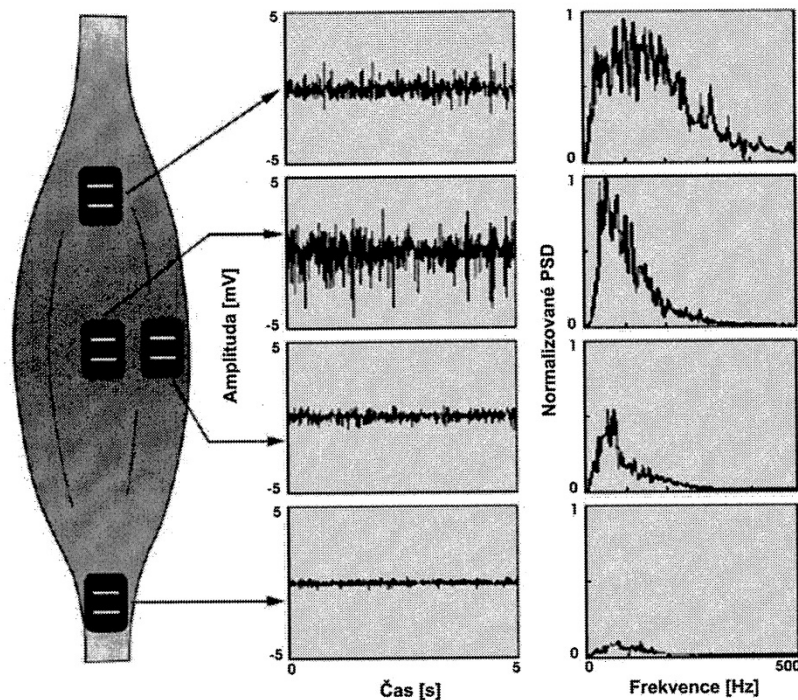
Elektromyografie (EMG) je elektrofyziologická metoda umožňující posouzení stavu svalstva a jeho řízení. Pomocí elektrod jsou snímány akční potenciály motorických jednotek (Švestková et al., 2017). Podle umístění elektrod i podle počtu snímaných motorických jednotek dělíme EMG na povrchovou a jehlovou (Krobot & Kolářová, 2011). Dále se práce bude zabývat povrchovou elektromyografií.

Povrchová elektromyografie (SEMG), též známá jako polyelektromyografie (PEMG), poskytuje informace o větším množství svalové tkáně a umožňuje měřit více svalů současně. Snímá více aktivních motorických jednotek pomocí elektrod umístěných na kůži. Při diagnostice pomocí SEMG se nezaměřujeme na tvar akčního potenciálu, ale na jejich amplitudu a vzájemné časové nastoupení v rámci různých svalů. Lze tak posoudit svalovou koordinaci, sílu a unavitelnost (Krobot & Kolářová, 2011; Kolář., 2009; Konrad, 2006).

Dvě elektrody jsou umístěny paralelně s průběhem svalu a jedna elektroda, referenční, je pak umístěna na elektricky neaktivní tkáň, nejčastěji na kostěný výběžek (Dupalová & Zaatar, 2015). Paralelně umístěné elektrody snímají elektrické potenciály s různou fází vzhledem k referenční elektrodě. Snímaný záznam je ve formě analogového signálu vyslán do vyhodnocovací jednotky a převeden na signál digitální. K převodu může dojít pomocí kabelů, ale i telemetricky. Výsledný signál není jednoduchou sumací jednotlivých akčních potenciálů, ale má charakter interferenčního vzorce (Krobot & Kolářová, 2011; Soderberg & Knutson, 2000).

2.4.1 Faktory ovlivňující snímaný signál

Kvalita elektromyografického signálu může být ovlivněna faktory vnitřními a vnějšími. Vnitřní faktory nelze ovlivnit snímáním a jsou určeny fyziologickými, anatomickými a biochemickými vlastnostmi svalu. Mezi faktory vnější patří umístění, vzdálenost, velikost elektrod a jejich kontakt s kůží (De Luca, 1997).



Obrázek 1 Změna amplitudy a frekvenčního spektra v závislosti na umístění elektrod (převzato z Krobot & Kolářová, 2011).

2.4.2 Zpracování signálu

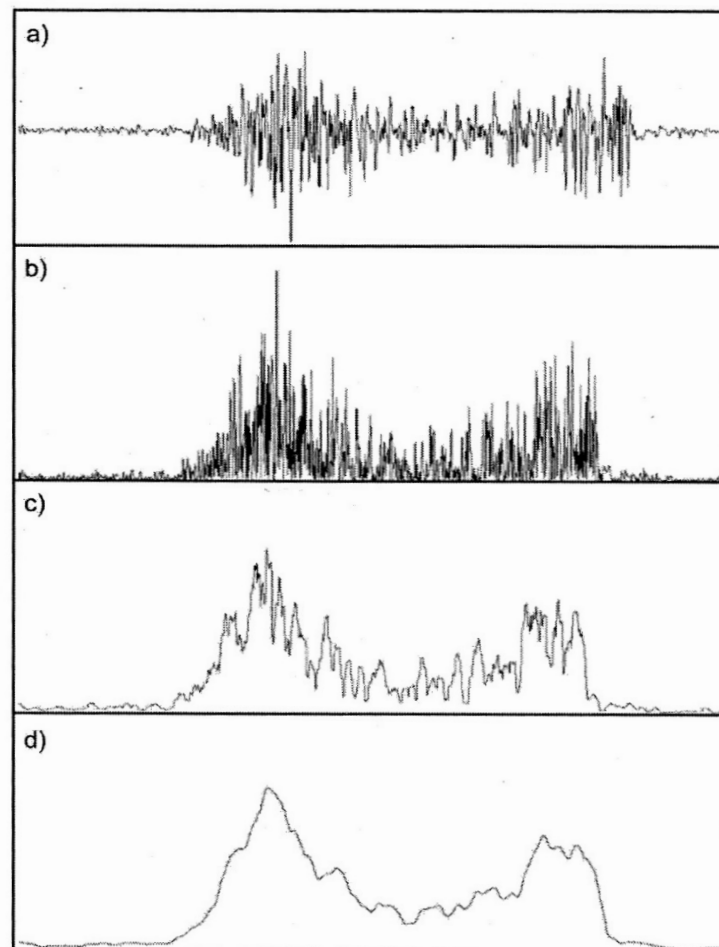
Nezpracovaný elektromyografický signál se nazývá surový záznam. Ten není zbaven externích šumů a dalších artefaktů a představuje tak interferenční vzorec akčních potenciálů. Pro kvalitní výsledky je třeba tento surový záznam dále zpracovat (Čapek et al., 2018; Konrad, 2006; Clancy et al., 2004).

Frekvenční filtrací dosáhneme odstranění artefaktů ze surového záznamu. Jsou tak odstraněny artefakty ve frekvenčním pásmu 0-20 Hz a nad 500 Hz. V evropských zemích je pak potřeba odfiltrovat frekvenci střídavého elektrického napětí 50 Hz, pokud

tak není učiněno hardwarově. Rovněž se používá filtr pro odstranění EKG signálu (Dupalová & Zaatar, 2015; Clancy et al., 2004; Hägg et al., 2004).

Pro analýzu amplitudy se používá rektifikace a vyhlazení (smoothing). Rektifikací dojde k eliminaci negativních hodnot amplitudy nebo k jejich převrácení do hodnot pozitivních. Při vyhlazení dochází k potlačení vysokofrekvenčních výchylek signálu (Čapek et al., 2018; Dupalová & Zaatar, 2015).

Pro porovnání hodnot je důležitá normalizace signálu. Normalizace představuje vztažení parametrů k referenční hodnotě. Proto je možné výsledky porovnávat při zachování charakteru změny amplitudy. Amplituda může být normalizována jako procento z velikosti amplitudy během maximální volní izometrické kontrakce (%MVIC), z průměrné hodnoty amplitudy (mean) a z maximální hodnoty amplitudy (peak) (Čapek et al., 2018; Konrad, 2006).



Obrázek 2 Zpracování elektromyografického signálu: a) surový záznam, b) zrektifikovaný signál, c) zrektifikovaný a vyhlazený signál s velikostí okénka 25ms, d) zrektifikovaný a vyhlazený signál s velikostí okénka 100 ms (přezvato z Krobot & Kolářová, 2011).

2.4.3 Závislost EMG aktivity na typu kontrakce

S rostoucí EMG aktivitou se zvyšuje svalová síla nebo rychlost svalové kontrakce. Tento vztah ale není lineární a poskytuje tak pouze kvalitativní údaj. Často bývá nižší SEMG signál vnímán jako slabost svalu a vyšší je interpretován jako větší síla svalu. Toto tvrzení však není správné. Pokud jsou subjekty vystaveny stejným podmínkám a jeden z nich vykazuje vyšší svalovou aktivitu při překonání stejného odporu, ukazuje to slabost, protože pro stejnou úlohu musí dojít k náběru většího množství motorických jednotek, aby bylo dosaženo stejného účinku (Krobot & Kolářová, 2011; Konrad, 2006).

Pro určení kvantitativního vztahu mezi elektromyografickým signálem a silou je nevhodnější použití izometrické kontrakce. Při ní dochází k produkování konstantní síly a nemění se délka svalových vláken ani poloha elektrod. Při anizometrické kontrakci se ukazuje amplituda signálu vyšší při koncentrické kontrakci ve srovnání s excentrickou. Signál je také závislý na rychlosti kontrakce, kdy při vyšších rychlostech dochází k většímu náběru motorických jednotek v čase (Kolářová & Krobot, 2011; Kyröläinen et al., 2005).

3 CÍL, VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Cíl práce

Cílem práce je pomocí povrchové elektromyografie zhodnotit a porovnat aktivitu svalů v oblasti dolních končetin a trupu při extenzi a abdukci kyčelního kloubu za použití spontánní a maximální rychlosti.

3.2 Výzkumné otázky

V1 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě při abdukci v kyčli vykonávané spontánní, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží u skupiny thaiboxerů?

V2 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě při abdukci v kyčli vykonávané spontánní, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží u skupiny boxerů?

V3 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi boxery a thaiboxery při abdukci v kyčli vykonávané spontánní rychlostí?

V4 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi boxery a thaiboxery při abdukci v kyčli vykonávané maximální rychlostí?

V5 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi boxery a thaiboxery při abdukci v kyčli vykonávané se zátěží?

V6 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě při extenzi v kyčli vykonávané spontánní, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží u skupiny thaiboxerů?

V7 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě při extenzi v kyčli vykonávané spontánní, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží u skupiny boxerů?

V8 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi boxery a thaiboxery při extenzi v kyčli vykonávané spontánní rychlostí?

V9 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi boxery a thaiboxery při extenzi v kyčli vykonávané maximální rychlostí?

V10 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi boxery a thaiboxery při extenzi v kyčli vykonávané se zátěží?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumu se účastnilo 31 probandů – 18 thaiboxerů a 13 boxerů. Věkové rozmezí účastníků bylo od 15 do 40 let a průměrný věk byl $24,87 \pm 6,58$ let. Výzkumu se účastnilo 11 žen a 20 mužů.

Před zahájením měření byli probandi seznámeni s průběhem vyšetření a měření. Zletilí podepsali informovaný souhlas a u nezletilých probandů byl informovaný souhlas podepsán zákonnými zástupci. Měření podstoupili probandi, kteří byli v době posledních 3 měsíců bez bolestí páteře a kyčelních kloubů. Současně daný sport provozují po dobu alespoň 1 roku. Dalším kritériem pro vstup do výzkumu bylo dosažení věku 15 let a nepřekročení věku 40 let.

Informovaný souhlas a průběh výzkumu byl schválen etickou komisí 3. 5. 2021 (Příloha 1., Příloha 2., Příloha 3.).

4.2 Vstupní vyšetření

Vyšetření a měření probandů v rámci výzkumu probíhalo od února 2021 do dubna 2021. Vyšetření prováděl výzkumný tým složený ze tří studentů magisterského navazujícího studia Fyzioterapie. Vyšetření i následné měření se odehrávalo v laboratoři Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Pro vyšetření byl vytvořen protokol, do kterého byl zapisován věk, pohlaví, výška a hmotnost probanda, jak dlouho se věnuje danému sportu a kolik absolvoval zápasů. Dále proband uvedl, zda nyní trpí bolestmi pohybového aparátu a zda někdy prodělal úraz nebo operaci na dolních končetinách. Poté byl proband podroben vyšetřením, která byla rozřazena do tří částí. První část vyšetření, prováděna studentem 1, obsahovala vyšetření stoje aspekci, test dvou vah, vyšetření hlubokého čítí, Star excursion balance test a Bergovu škálu. V druhé části vyšetření, prováděné studentem 2, byly zahrnuty testy na instabilitu ramenního kloubu a dotazník pro určení dominantní horní končetiny. Třetí část, prováděna studentem 3, zahrnovala vyšetření rozsahu v kyčlích, test břišního lisu dle Koláře (Kolář & Lewit, 2005), Waterloo footedness questionnaire (Melick et al., 2017) a vyšetření vybraných svalů s tendencí ke zkrácení: m. rectus femoris,

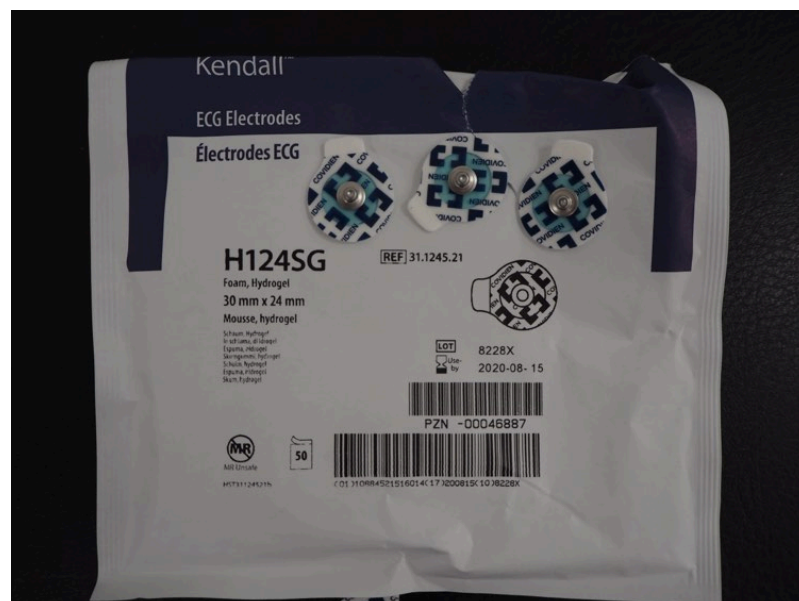
m. iliopsoas, m. tensor fasciae latae a hamstringy. Pro tuto práci nebyly použity data z klinických testů. Byla pouze využita informace o dominanci dolní končetiny. Výsledky měření z ostatních částí byly použity pro jiné diplomové práce prováděné na stejném vzorku probandů, případně mohou být použita pro další měření.

4.3 Technické parametry měření

Měření probíhalo pomocí osmikanálového EMG přístroje NORAXON TeleMyo 2400T G2 a následné zpracování elektromyogramu bylo provedeno pomocí programu MyoResearch XP Master. Pro snímání signálu byly použity povrchové jednorázové samolepící elektrody Kendall-ARBO silver-silver chlorid s pevným hydrogelem o průměru 24 mm.



Obrázek 3 EMG přístroj využívaný k měření



Obrázek 4 Elektrody používané k měření

4.4 Průběh měření

Před upevněním elektrod byl upraven kožní kryt očištěním čistou vodou a následným vysušením. Pokud to bylo nutné, byla kůže oholena. Svalová aktivita byla snímána z těchto svalů dominantní dolní končetiny: m. tensor fasciae latae, m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. rectus abdominis bilaterálně a mm. erectores spinae lumbální část bilaterálně v oblasti L1-2. Elektrody byly umístěny ve středu svalového břicha paralelně s průběhem svalových vláken: pro m. gluteus maximus ve středu spojnice mezi os sacrum a trochanterem major, m. gluteus medius ve středu spojnice mezi crista iliaca a trochanterem major, m. tensor fasciae latae v proximální šestině mezi spina iliaca anterior superior a laterálním kondylem femuru, m. biceps femoris ve středu spojnice mezi tuber ischii a laterálním epikondylem tibie, m. erectores spinae ve vzdálenosti 2 prstů laterálně od proc. spinosus L1, m. rectus abdominis 2 cm laterálně od umbilicu (*SENIAM: Project Management Group, 1999*). Vzdálenost mezi dvěma elektrodami byla 1 cm. Referenční elektroda byla umístěna v oblasti spina iliaca anterior superior.

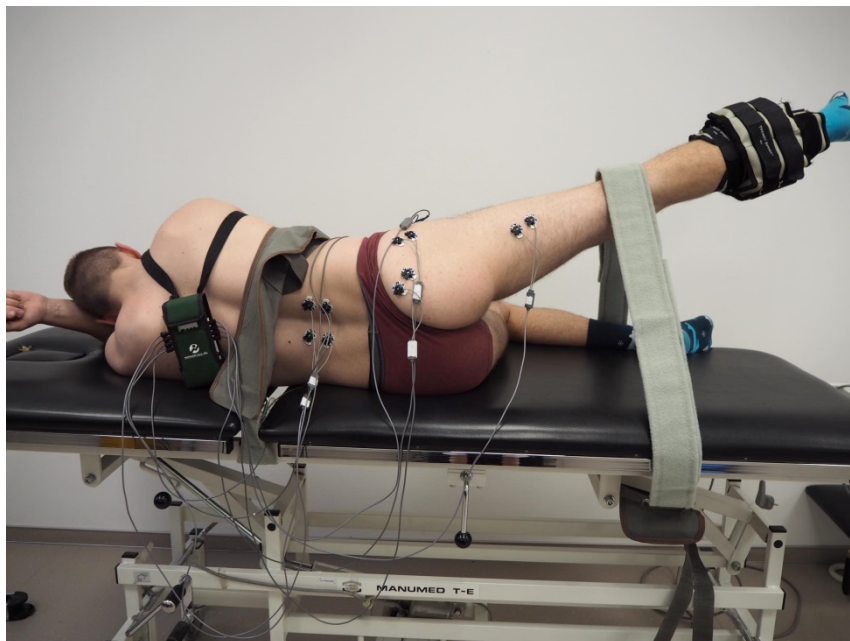


Obrázek 5 Umístění elektrod

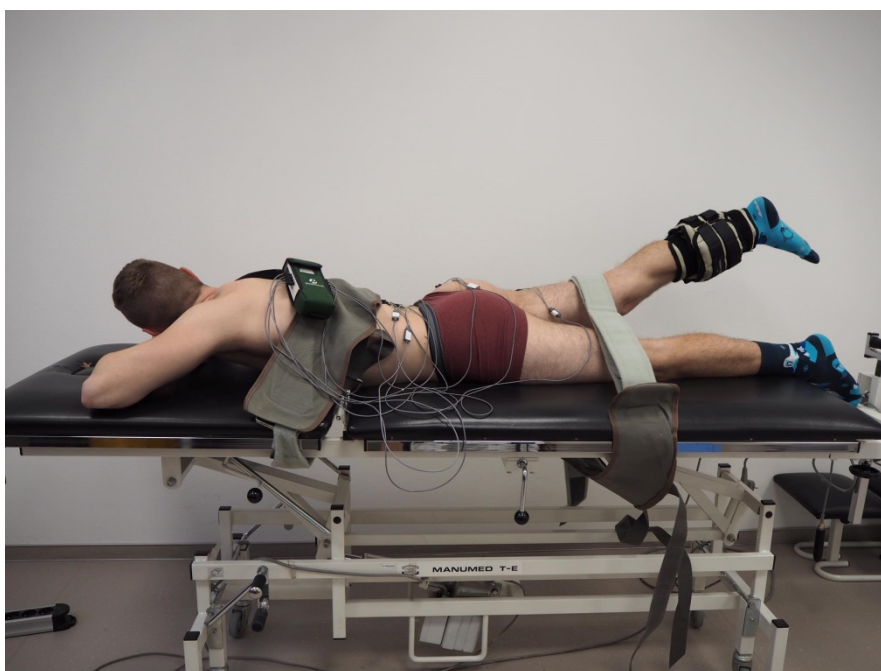
Po nalepení elektrod došlo k připojení na EMG přístroj a ten byl zavěšen za rameno. Proband si lehl na bok na stranu nedominantní dolní končetiny. Spodní horní končetinu měl podloženou pod hlavou a horní se přidržoval lehátko. Spodní dolní končetina byla v 90° flexe v kyčli a v koleni před tělem probanda. Horní dolní končetina byla natažená v prodloužení těla. Pomocí utahovacího pásu byl proband fixován k lehátku v dolní hrudní oblasti, a také byl nastaven maximální rozsah abdukce v kyčli 30° pomocí pásu umístěného v oblasti kotníku. Proband byl poučen, aby pohyb

do abdukce prováděl bez rotací v kyčli. Rovněž byl poučen o správném postavení v oblasti pánve. Poté bylo provedeno ověření správného snímání elektrod pomocí izometrické kontrakce do abdukce. Následně měl proband tři zkušební pokusy provedení pohybu, při kterých byly korigovány případné chyby v provedení pohybu či snímání elektrod. Následovalo vlastní měření, kdy proband na pokyn „ted“ provedl abdukci v kyčli svou spontánní rychlostí a na pokyn „zpět“ dolní končetinu vrátil do původní polohy. Pro další měření provedl proband abdukci v kyčli svou maximální rychlostí a pro poslední měření abdukce bylo použito nastavitelné závaží nad kotníky, které mělo 3 kg a proband prováděl pohyb spontánní rychlostí se závažím.

Probandovi byl uvolněn pás fixující trup, přetočil se na břicho a ruce si položil pod čelo. Následně byl upraven fixační pás i pás zamezující rozsahu v kyčli, tentokrát povolující 10° extenzi. Proband byl poučen o provedení pohybu. Pomocí izometrické kontrakce bylo ověřeno umístění elektrod a správnost snímání. Proband provedl své tři zkušební pokusy pro odhalení případných chyb v provedení pohybu a snímání signálu. Na pokyn „ted“ proband provedl extenzi v kyčli při extendovaném koleni dominantní dolní končetinou spontánní rychlostí. Na pokyn „zpět“ uvedl dolní končetinu do původní polohy. Následovalo měření maximální rychlostí a se závažím, jehož umístění bylo shodné jako při měření abdukce v kyčli.



Obrázek 6 Provedení měření abdukce v kyčli



Obrázek 7 Provedení měření extenze v kyčli

4.5 Analýza záznamu

Analýza záznamu probíhala v programu MyoResearch XP Master. V rámci měření byly zaznamenány markery při pokynu „ted“, při dosažení maximálního rozsahu daného pohybu a při pokynu „zpět“. Pro analýzu se využívala pouze část záznamu, která byla označena markerem při vyslovení pokynu „ted“ až do dosažení maximálního rozsahu daného pohybu. Surový záznam byl upraven rektifikací, vyhlazením a byl z něj frekvenčním filtrem odstraněn EKG záznam. Pro normalizaci dat se využila hodnota amplitude peak a amplitude mean. Pro timing se používala funkce „marker menu“, kde byla hodnota rise nastavena na 10 % a do záznamu byl touto funkcí přidán marker ukazující začátek svalové aktivity. Následně byla zaznamenána pozice markeru a pomocí této hodnoty byly svaly vzestupně seřazeny v nástupu jejich aktivity. Data z analýzy záznamu byly zaznamenány do programu Microsoft Office Excel 2007 a dále proběhl statistický výpočet v programu Statistica. Pro zhodnocení byl využit test Friedmannova ANOVA, Wilcoxonův párový test a Mann-Whitney U test. Hladina statistické významnosti byla stanovena pro $p < 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výzkumná otázka 1 (V1)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě při abdukci v kyčli vykonávané spontánní, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží u skupiny thaiboxerů?

Za použití testu Friedmanova ANOVA byly porovnány normalizované hodnoty svalové aktivity při abdukci vykonávané spontánní rychlostí, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží u skupiny thaiboxerů. Statistické významnosti, jejíž hladina byla nastavena na 0,05, dosáhla aktivita m. tensor fasciae latae, m. gluteus maximus, m. gluteus medius, mm. erectores spinae nedominantní strany a m. rectus abdominis strany dominantní.

Tabulka 1 Výsledky porovnání spontánní, maximální rychlosti a pohybu se zátěží při abdukci u thaiboxerů získané testem Friedmanova ANOVA

Proměnná	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	0,0422
m. gluteus maximus	0,0338
m. gluteus medius	0,0242
m. biceps femoris	0,3480
mm. erectores spinae dominantní strany	0,5134
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,0006
m. rectus abdominis dominantní strany	0,0338
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,1280

V Tabulce 1 jsou uvedené p-hodnoty, kterých dosáhly jednotlivé svaly při jejich porovnání mezi různými druhy pohybu. Červeně označeny hodnoty, u nichž byla prokázána statistická významnost. Průměrné normalizované hodnoty svalů, jež jsou statisticky významné, jsou dále uvedeny v Tabulce 2.

Tabulka 2 Průměrné hodnoty při abdukci u thaiboxerů u statisticky významných svalů

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
m. tensor fasciae latae	0,4337	0,3660	0,4552
m. gluteus maximus	0,4167	0,3397	0,7540
m. gluteus medius	0,4229	0,3904	0,4543
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,2336	0,2954	0,2730
m. rectus abdominis dominantní strany	0,3891	0,3743	0,4325

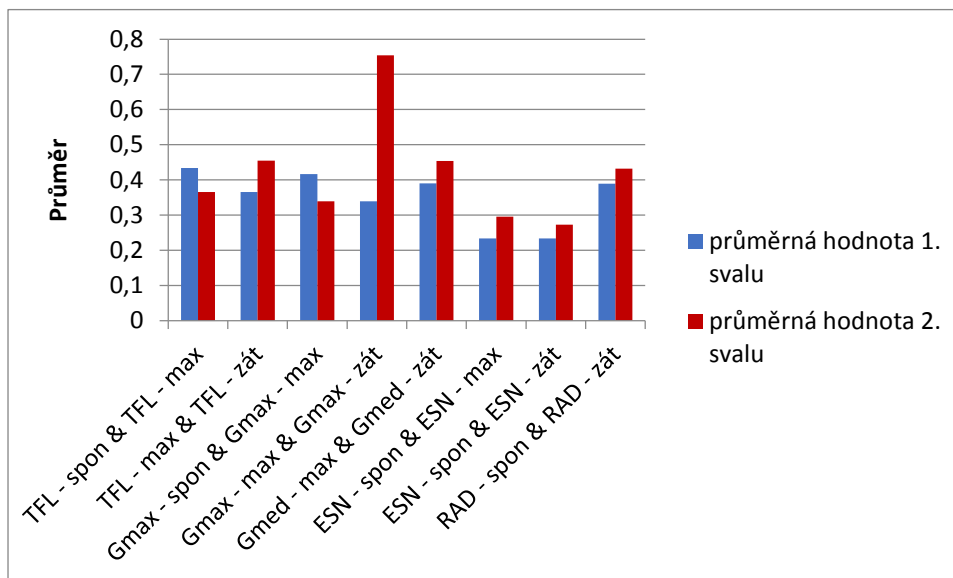
Wilcoxonův párový test byl použit, aby bylo zjištěno, mezi kterými druhy pohybu je statisticky významný rozdíl. Přesné dvojice proměnných i s dosaženými p-hodnotami jsou uvedeny v Tabulce 3. Statisticky významné rozdíly byly zjištěny u m. tensor fascia latae při provedení spontánní rychlosti a maximální rychlosti, maximální rychlosti a pohybu se zátěží, u m. gluteus maximus při provedení spontánní rychlosti a maximální rychlosti, maximální rychlosti a pohybu se zátěží, u m. gluteus medius u provedení maximální rychlosti a pohybu se zátěží, u mm. erectores spinae nedominantní strany při provedení spontánní rychlosti a maximální rychlosti, spontánní rychlosti a pohybem se zátěží, u m. rectus abdominis dominantní strany u provedení spontánní rychlosti a pohybem se zátěží, u m. rectus abdominis nedominantní strany při provedení spontánní rychlosti a maximální rychlosti, spontánní rychlosti a pohybem se zátěží.

Tabulka 3 Výsledky Wilcoxonova testu pro porovnání hodnot při abdukci u thaiboxerů

Proměnná	Z	p-hodnota
TFL - spon & TFL - max	2,3299	0,0198
TFL - max & TFL - zát	2,5041	0,0123
Gmax - spon & Gmax - max	2,5477	0,0108
Gmax - max & Gmax - zát	2,0251	0,0429
Gmed - max & Gmed - zát	2,7219	0,0065
ESN - spon & ESN - max	2,5041	0,0123
ESN - spon & ESN - zát	3,3752	0,0007
RAD - spon & RAD - zát	2,0251	0,0429

Legenda: *spon* – spontánní rychlost, *max* – maximální rychlost, *zát* – pohyb se zátěží, *TFL* – m. tensor fasciae latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany, *Z* – rozdíl mezi párovými hodnotami

Na Obrázku 8 jsou vyobrazeny průměrné hodnoty dvojic svalů s různými pohyby, které nabyly statistické významnosti. Lze z něj vypožorovat, že při porovnání průměru hodnoty při spontánní nebo maximální rychlosti s hodnotou pro pohyb se zátěží, byl vždy průměr pohybu se zátěží vyšší. Mezi spontánní a maximální rychlostí tento trend není pozorovatelný vždy. V případě m. tensor fascia latae dosahuje průměr u spontánní rychlosti vyšší hodnoty než při maximální, stejně jako u m. gluteus maximus. Opačně je tomu u mm. erectores spinae nedominantní strany, u nichž byla průměrná hodnota při provedení spontánní rychlosti nižší než při provedení rychlosti maximální.



Obrázek 8 Průměrné hodnoty u statisticky významných dvojic při abdukcii thaiboxerů

Legenda: *spon* – spontánní rychlost, *max* – maximální rychlost, *zát* – pohyb se zátěží, *TFL* - m. tensor fasciae latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany

Pro porovnání pořadí zapojení jednotlivých svalů při abdukcii vykonávané spontánní rychlostí, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží u skupiny thaiboxerů byla použita rovněž Friedmanova ANOVA. Statisticky významných hodnot dosáhla aktivita m. biceps femoris a mm. erectores spinae dominantní strany. U ostatních svalů aktivita neprokázala statistickou významnost.

Tabulka 4 Výsledky pořadí zapojení svalů při abdukcii spontánní, maximální rychlostí a pohybu se zátěží u thaiboxerů za použití testu Friedmanova ANOVA

Proměnná	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	0,7825
m. gluteus maximus	0,8669
m. gluteus medius	0,6008
m. biceps femoris	0,0172
mm. erectores spinae dominantní strany	0,0449
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,5108
m. rectus abdominis dominantní strany	0,6065
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,5160

V Tabulce 4 jsou červeně označeny hodnoty, které nabyly statistické významnosti. Průměrné pořadí zapojení daných svalů nalezneme v Tabulce 5. Velký rozdíl mezi danými hodnotami může být způsoben faktem, že při abdukci nejsou tyto svaly primárními svaly vykonávající tento pohyb.

Tabulka 5 Průměrné pořadí zapojených svalů při abdukci u thaiboxerů

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
m. tensor fasciae latae	2,4444	2,8333	2,2778
m. gluteus maximus	5,5	5	5,4444
m. gluteus medius	2,3889	1,8333	2,6111
m. biceps femoris	6,7778	5,7778	5,1111
mm. erectores spinae dominantní strany	4,3333	5,6667	4,5
mm. erectores spinae nedominantní strany	4,8333	5,1667	5,7222
m. rectus abdominis dominantní strany	4,5556	4,9444	4,9444
m. rectus abdominis nedominantní strany	5,1111	4,4444	5,2778

Wilcoxonův párový test byl použit, aby bylo zjištěno, mezi kterými druhy pohybu je statisticky významný rozdíl. Přesné dvojice proměnných i s dosaženými p-hodnotami jsou uvedeny v Tabulce 6. Statisticky významné rozdíly byly zjištěny u m. biceps femoris při provedení spontánní rychlostí a maximální rychlostí, spontánní rychlostí a pohybem se zátěží, mm. erectores spinae dominantní strany při provedení spontánní rychlostí a maximální rychlostí.

Tabulka 6 Výsledky Wilcoxonova testu pro porovnání timingu při abdukci u thaiboxerů

Dvojice proměnných	Z	p-hodnota
BF - spon & BF - max	2,4973	0,0125
BF - spon & BF - zát	2,2713	0,0231
ESD - spon & ESD - max	2,1539	0,0313

Legenda: *spon* – spontánní rychlost, *max* – maximální rychlost, *zát* – pohyb se zátěží, *BF* – m. biceps femoris, *ESD* – mm. erectores spinae dominantní strany, *Z* – rozdíl mezi párovými hodnotami

Na základě výše uvedených výsledků lze odpovědět na výzkumnou otázku 1, že byly nalezeny statisticky významné rozdíly normalizovaných hodnot u skupiny thaiboxerů při abdukci v kyčli u m. tensor fascia latae při provedení spontánní rychlostí

a maximální rychlostí, maximální rychlostí a pohybu se zátěží, u m. gluteus maximus při provedení spontánní rychlostí a maximální rychlostí, maximální rychlostí a pohybu se zátěží, u m. gluteus medius u provedení maximální rychlostí a pohybu se zátěží, u mm. erectores spinae nedominantní strany při provedení spontánní rychlostí a maximální rychlostí, spontánní rychlostí a pohybem se zátěží, u m. rectus abdominis dominantní strany u provedení spontánní rychlostí a pohybem se zátěží, u m. rectus abdominis nedominantní strany při provedení spontánní rychlostí a maximální rychlostí, spontánní rychlostí a pohybem se zátěží. U zkoumání pořadí zapojení svalů statisticky významných hodnot nabyly m. biceps femoris při provedení spontánní rychlostí a maximální rychlostí, spontánní rychlostí a pohybem se zátěží, mm. erectores spinae dominantní strany při provedení spontánní rychlostí a maximální rychlostí.

5.2 Výzkumná otázka 2 (V2)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě při abdukci v kyčli vykonávané spontánní, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží u skupiny boxerů?

U skupiny boxerů bylo pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity při abdukci spontánní, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží využito testu Friedmanova ANOVA. Statistická významnost se prokázala pouze při aktivitě mm. erectores spinae nedominantní strany. Ostatní svaly se svou aktivitou statistické významnosti nepřiblížily.

Tabulka 7 Výsledky porovnání spontánní, maximální rychlosti a pohybu se zátěží při abdukci u boxerů získané testem Friedmanova ANOVA

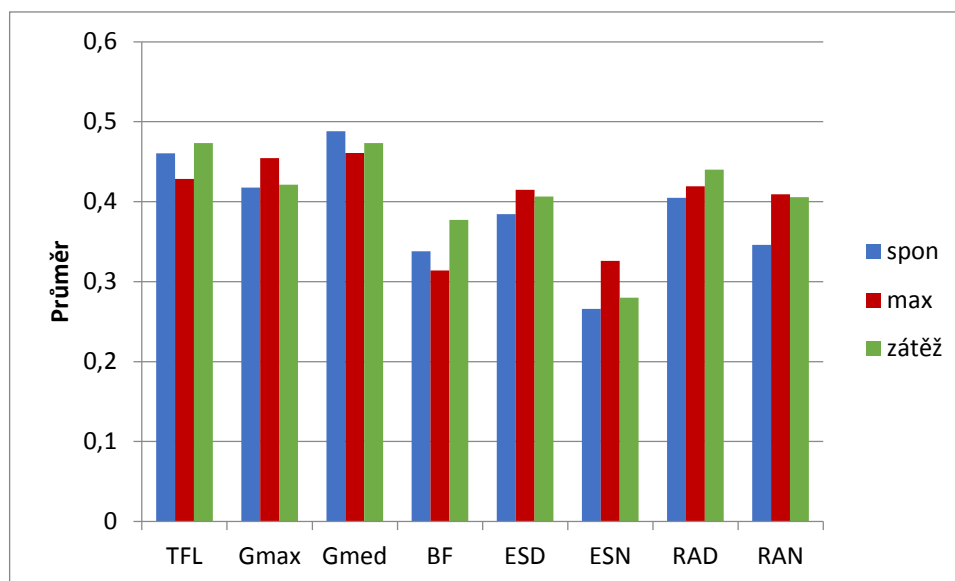
Proměnná	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	0,5837
m. gluteus maximus	0,7939
m. gluteus medius	0,3679
m. biceps femoris	0,1988
mm. erectores spinae dominantní strany	0,3973
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,0183
m. rectus abdominis dominantní strany	0,7351
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,2319

V Tabulce 7 lze pozorovat, že statisticky významnou aktivitu vykazují pouze mm. erectores spinae nedominantní strany, jejichž p-hodnota=0,0183. Průměrné normalizované hodnoty aktivity tohoto svalu jsou uvedeny v Tabulce 8.

Tabulka 8 Průměrné normalizované hodnoty při abdukci u boxerů u mm. erectores spinae nedominantní strany

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,2658	0,3259	0,2798

Pro objasnění mezi kterými druhy provedení byl statisticky významný rozdíl byl proveden Wilcoxonův párový test. Ten odhalil, že statisticky významný rozdíl byl u mm. erectores spinae nedominantní strany mezi provedením spontánní rychlostí a maximální rychlostí. P-hodnota v tomto případě byla 0,0019. Na průměrných hodnotách všech svalů při abdukci v kyčli u boxerů, jež jsou graficky znázorněny v Obrázku 9, nelze nalézt trend ve změnách hodnot vůči typu provedení pohybu.



Obrázek 9 Průměrné hodnoty při abdukci v kyčli u skupiny boxerů

Legenda: *TFL* – m. tensor fasciae latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *BF* – m. biceps femoris, *ESD* – mm. erectores spinae dominantní strany, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany, *RAN* – m. rectus abdominis nedominantní strany, *spon* – provedení spontánní rychlostí, *max* – provedení maximální rychlostí, *zátěž* – provedení se zátěží

Friedmanova ANOVA byla použita i při vyhodnocení statistické významnosti pro pořadí zapojených svalů při abdukci spontánní, maximální rychlostí a pohybu se zátěží u skupiny boxerů. U žádného z měřených svalů nenabyla p-hodnota statistické významnosti. Nejblíže k ní byla hodnota $p=0,0676$, které dosáhla aktivita m. biceps femoris. Výsledky Friedmanova testu s p-hodnotami svalů jsou uvedeny v Tabulce 9. V Tabulce 10 lze nalézt průměrné pořadí svalů při různých typech provedení. Obrázek 10 ukazuje porovnání dvou primárních svalů podílejících se na abdukci v kyčli – m. tensor fasciae latae a m. gluteus medius. Lze vidět, že jejich průměrné pořadí je

při spontánní rychlosti podobné, ale při provedení maximální rychlosti a se zátěží se snižuje průměrné pořadí m. gluteus medius.

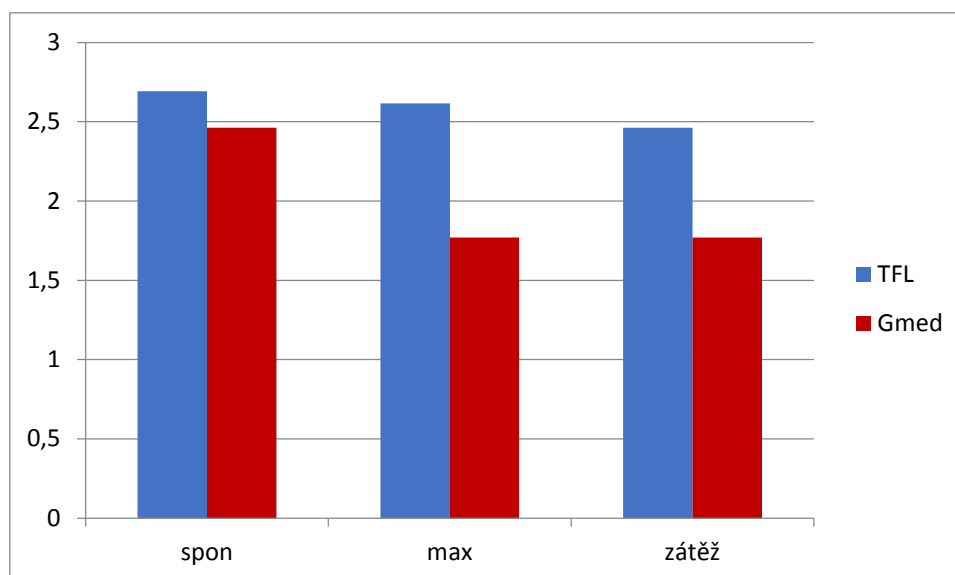
Tabulka 9 Výsledky pořadí zapojení svalů při adukci spontánní, maximální rychlosti a pohybu se zátěží u boxerů za použití testu Friedmanova ANOVA

Proměnná	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	0,9733
m. gluteus maximus	0,3603
m. gluteus medius	0,1482
m. biceps femoris	0,0676
mm. erectores spinae dominantní strany	0,3951
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,2738
m. rectus abdominis dominantní strany	0,3366
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,1383

Tabulka 10 Průměrné pořadí zapojení svalů při abdukci u boxerů

Proměnná	spon	max	zátěž
m. tensor fasciae latae	2,6923	2,6153	2,4615
m. gluteus maximus	5,6153	4,5384	4,6153
m. gluteus medius	2,4615	1,7692	1,7692
m. biceps femoris	7,7692	7,2307	6,7692
mm. erectores spinae dominantní strany	4,3076	4,6923	5,5384
mm. erectores spinae nedominantní strany	5,4615	5,6923	5,2307
m. rectus abdominis dominantní strany	3,9230	4,6153	4,3846
m. rectus abdominis nedominantní strany	3,6923	4,5384	5,1538

Legenda: *spon* – spontánní rychlost, *max* – maximální rychlost, *zátěž* – pohyb při použití zátěže



Obrázek 10 Průměrné pořadí zapojení m. tensor fascia latae a m. gluteus medius při abdukci u boxerů

Z výše uvedeného lze na druhou výzkumnou otázku odpovědět, že statistické testy odhalily významný rozdíl u skupiny boxerů pouze při porovnání normalizovaných hodnot u mm. erectores spinae nedominantní strany při provedení spontánní a maximální rychlostí. V pořadí zapojení svalů nebyla nalezena mezi danými svaly a pohyby žádná statistická významnost.

5.3 Výzkuná otázka 3 (V3)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi boxery a thaiboxery při abdukci v kyčli vykonávané spontánní rychlostí?

Pro porovnání normalizovaných hodnot mezi boxery a thaiboxery při vykonání abdukce spontánní rychlostí byl proveden Mann-Whitneův U Test. Statistické významnosti dosáhl aktivitou m. gluteus medius.

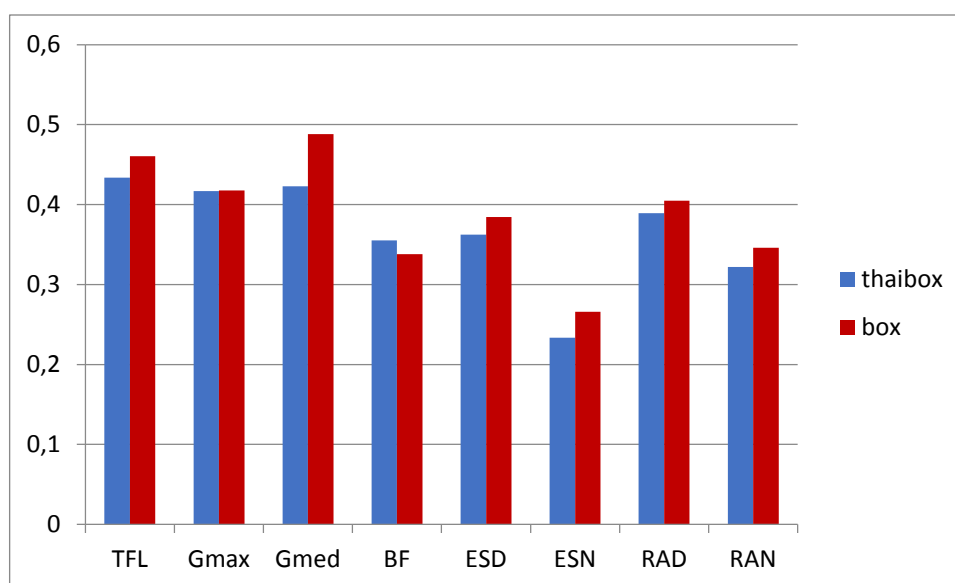
Tabulka 11 Výsledky pro porovnání normalizovaných hodnot mezi thaiboxery a boxery při abdukci spontánní rychlostí za použití testu Mann-Whitney U

Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	100	-0,6605	0,5089
m. gluteus maximus	113	-0,1401	0,8886
m. gluteus medius	64	-2,1017	0,0356
m. biceps femoris	117	0,0200	0,9840
mm. erectores spinae dominantní strany	100	-0,6605	0,5089
mm. erectores spinae nedominantní strany	75	-1,6613	0,0966
m. rectus abdominis dominantní strany	98	-0,7406	0,4589
m. rectus abdominis nedominantní strany	112	-0,1801	0,8570

V Tabulce 11 jsou zobrazeny výsledky daného testu. Hodnota U značí testové kritérium a hodnota Z určuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Červeně je zaznačen m. gluteus medius s hladinou významnosti $p=0,0356$. V Tabulce 12 jsou zaznamenány průměrné normalizované hodnoty při abdukci spontánní rychlostí u skupiny thaiboxerů pro dané svaly. V Obrázku 11 je znázorněn graf zobrazující data v Tabulce 12. Z grafu a tabulky lze vidět, že boxeři dosahovali vyšších průměrných hodnot při spontánní rychlosti u všech svalů, kromě m. biceps femoris.

Tabulka 12 Průměrné normalizované hodnoty při abdukci spontánní rychlosti u skupiny thaiboxerů a boxerů

Proměnné	thaibox	box
m. tensor fasciae latae	0,4337	0,4603
m. gluteus maximus	0,4167	0,4176
m. gluteus medius	0,4229	0,4882
m. biceps femoris	0,3550	0,3381
mm. erectores spinae dominantní strany	0,3625	0,3845
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,2336	0,2658
m. rectus abdominis dominantní strany	0,3891	0,4046
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,3219	0,3461



Obrázek 11 Průměry normalizovaných hodnot při abdukci spontánní rychlosti u skupiny thaiboxerů a boxerů

Legenda: *TFL* – m. tensor fascia latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *BF* – m. biceps femoris, *ESD* – mm. erectores spinae dominantní strany, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany, *RAN* – m. rectus abdominis nedominantní strany

Porovnání pořadí zapojení svalů při abdukci spontánní rychlosti bylo mezi thaiboxery a boxery porováno pomocí Mann-Whitney U test. Statistické významnosti nabyla aktivita m. biceps femoris. Blízko statistické významnosti byl i m. rectus abdominis nedominantní strany s $p=0,0656$.

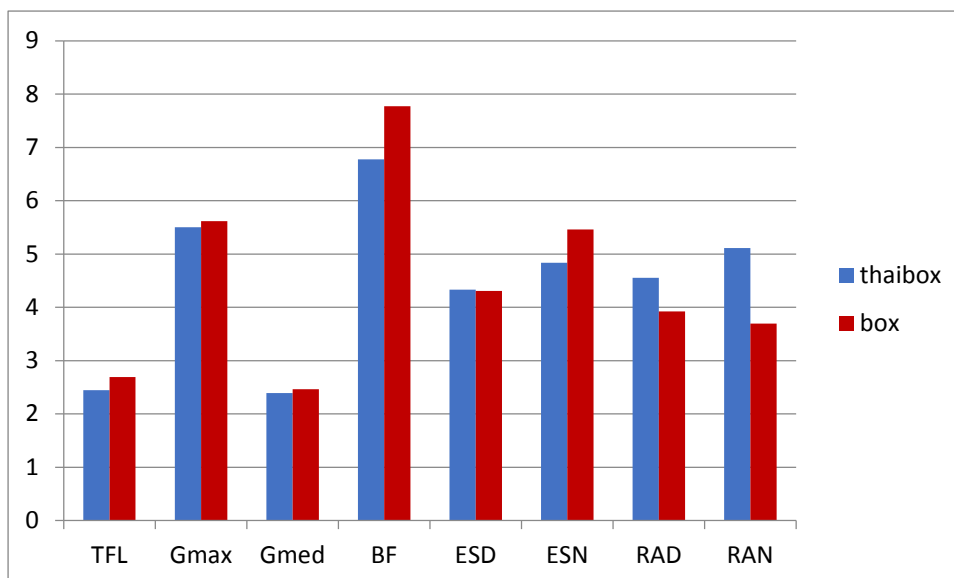
Tabulka 13 Výsledky pro porovnání pořadí zapojení svalů mezi thaiboxery a boxery při abdukci spontánní rychlosti za použití testu Mann-Whitney U

Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	105	-0,4804	0,6310
m. gluteus maximus	116	-0,0200	0,9840
m. gluteus medius	106	-0,4404	0,6597
m. biceps femoris	67	-1,9816	0,0475
mm. erectores spinae dominantní strany	117	0,0000	1,0000
mm. erectores spinae nedominantní strany	94	-0,9007	0,3677
m. rectus abdominis dominantní strany	96	0,8407	0,4005
m. rectus abdominis nedominantní strany	71	1,8415	0,0656

V Tabulce 13 jsou zobrazeny výsledky porovnání pořadí zapojení svalů mezi thaiboxery a boxery. Červeně je zde označen statisticky významná aktivita m. biceps femoris. Hodnota U značí testové kritérium a hodnota Z rozdíl mezi párovými hodnotami. V Tabulce 14 lze nalézt průměrné hodnoty pořadí zapojení svalů a na Obrázku 12 jsou průměry hodnot graficky znázorněny. U primárních svalů podílejících se na abdukci – m. tensor fascia latae a m. gluteus medius nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

Tabulka 14 Průměrné pořadí zapojených svalů při abdukci v kyčli spontánní rychlostí

Proměnné	thaibox	box
m. tensor fasciae latae	2,4444	2,6923
m. gluteus maximus	5,5000	5,6154
m. gluteus medius	2,3889	2,4615
m. biceps femoris	6,7778	7,7692
mm. erectores spinae dominantní strany	4,3333	4,3077
mm. erectores spinae nedominantní strany	4,8333	5,4615
m. rectus abdominis dominantní strany	4,5556	3,9231
m. rectus abdominis nedominantní strany	5,1111	3,6923



Obrázek 12 Průměrné pořadí zapojených svalů při abdukci v kyčli spontánní rychlosti

Legenda: *TFL* – m. tensor fascia latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *BF* – m. biceps femoris, *ESD* – mm. erectores spinae dominantní strany, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany, *RAN* – m. rectus abdominis nedominantní strany

K třetí výzkumné otázce lze tedy říct, že existuje statisticky významný rozdíl při abdukci spontánní rychlosti mezi thaiboxery a boxery. Při porovnání normalizovaných hodnot byl tento rozdíl odhalen u m. gluteus medius a při porovnání pořadí zapojených svalů byla nalezena statistická významnost u m. biceps femoris, který ale není primárním svaem podílejícím se na tomto pohybu.

5.4 Výzkuná otázka 4 (V4)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi boxery a thaiboxery při abdukci v kyčli vykonávané maximální rychlostí?

Mann-Whitney U test se použil rovněž při zhodnocení rozdílu mezi thaiboxery a boxery při abdukci maximální rychlostí. Statistické významnosti zde dosáhli svou aktivitou hned tři svaly: m. gluteus maximus, m. gluteus medius a mm. erectores spinae dominantní strany. Blízko statistické významnosti byl i m. tensor fasciae latae s p-hodnotou=0,0816.

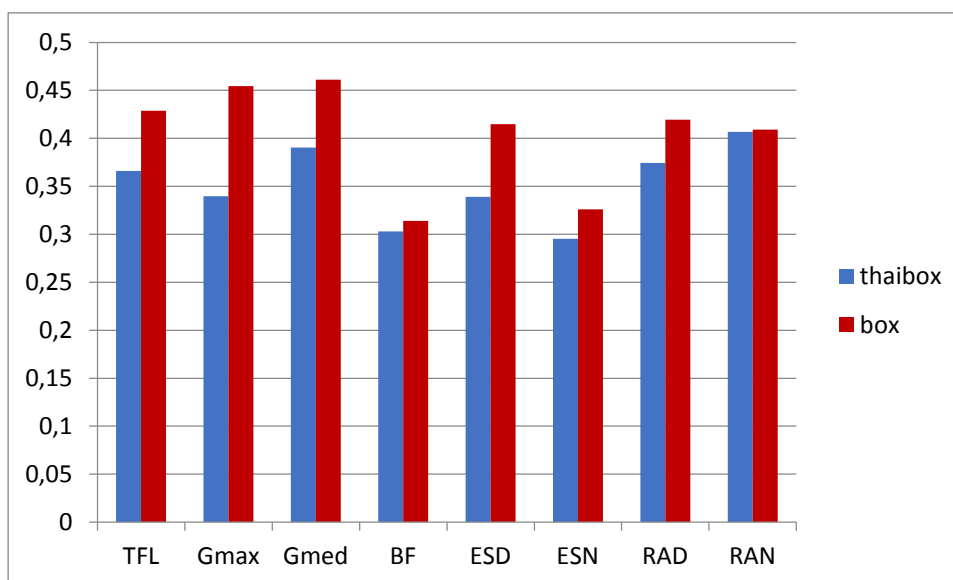
Tabulka 15 Výsledky pro porovnání normalizovaných hodnot mezi thaiboxery a boxery při abdukci maximální rychlostí za použití testu Mann-Whitney U

Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	73	-1,7414	0,0816
m. gluteus maximus	28	-3,5428	0,0004
m. gluteus medius	63	-2,1417	0,0322
m. biceps femoris	109	-0,3002	0,7640
mm. erectores spinae dominantní strany	65	-2,0617	0,0392
mm. erectores spinae nedominantní strany	95	-0,8607	0,3894
m. rectus abdominis dominantní strany	83	-1,3411	0,1799
m. rectus abdominis nedominantní strany	109	-0,3002	0,7640

Tabulka 15 znázorňuje výsledky pro porovnání normalizovaných hodnot mezi thaiboxery a boxery při abdukci maximální rychlostí. Hodnota U označuje testové kritérium a hodnota Z ukazuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Červeně jsou označeny svaly, které nabyly statistické významnosti. Tabulka 16 zobrazuje průměrné hodnoty těchto svalů a v Obrázku 13 nalezneme graficky znázorněná data průměrů z dané tabulky. U všech svalů dosáhli boxeři vyšších průměrných hodnot.

Tabulka 16 Průměrné normalizované hodnoty při abdukci maximální rychlostí u skupiny thaiboxerů a boxerů

Proměnné	thaibox	box
m. tensor fasciae latae	0,3661	0,4287
m. gluteus maximus	0,3397	0,4546
m. gluteus medius	0,3904	0,4611
m. biceps femoris	0,3029	0,3142
mm. erectores spinae dominantní strany	0,3391	0,4147
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,2954	0,3259
m. rectus abdominis dominantní strany	0,3744	0,4193
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,4067	0,4091



Obrázek 13 Průměrné normalizované hodnoty při abdukci maximální rychlostí u skupiny thaiboxerů a boxerů

Legenda: *TFL* – m. tensor fascia latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *BF* – m. biceps femoris, *ESD* – mm. erectores spinae dominantní strany, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany, *RAN* – m. rectus abdominis nedominantní strany

Při abdukci maximální rychlostí se pro porovnání pořadí zapojení svalů mezi thaiboxery a boxery použil Mann-Whitney U test. Stejně jako u abdukce spontánní rychlostí se ukázala statisticky významná aktivita pouze m. biceps femoris.

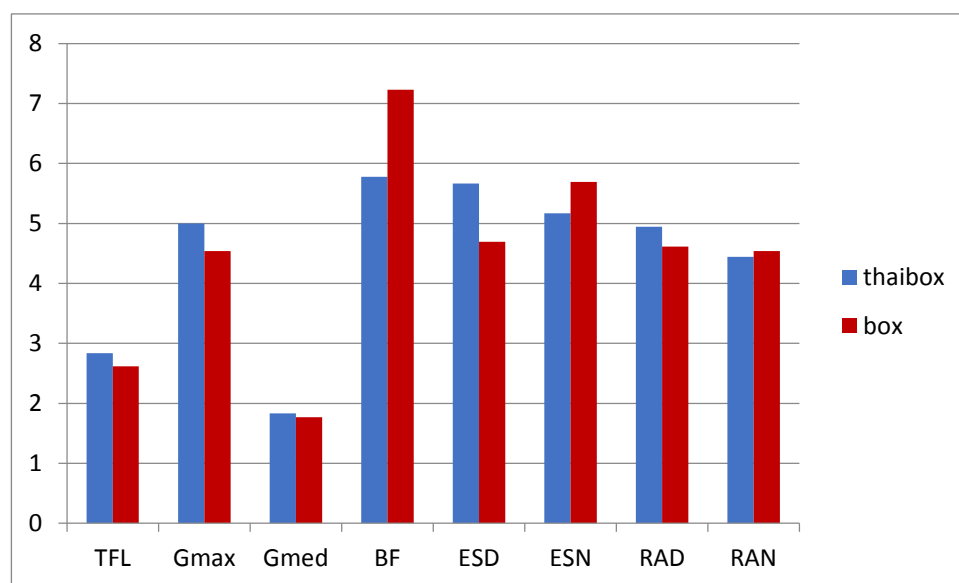
Tabulka 17 Výsledky pro porovnání pořadí zapojení svalů mezi thaiboxery a boxery při abdukci maximální rychlostí za použití testu Mann-Whitney U

Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	114,5	-0,0801	0,9362
m. gluteus maximus	100,5	0,6405	0,5218
m. gluteus medius	100	0,6605	0,5089
m. biceps femoris	65	-2,0617	0,0392
mm. erectores spinae dominantní strany	80,5	1,4412	0,1495
mm. erectores spinae nedominantní strany	107,5	-0,3603	0,7186
m. rectus abdominis dominantní strany	109	0,3002	0,7640
m. rectus abdominis nedominantní strany	114,5	-0,0801	0,9362

Tabulka 17 ukazuje výsledky porovnání pořadí zapojených svalů při abdukci maximální rychlostí. Sloupec s názvem U ukazuje testové kritérium a sloupec Z rozdíl mezi párovými hodnotami. Červeně je označen jediný statisticky významný m. biceps femoris. V Tabulce 18 nalezneme průměrné hodnoty pořadí zapojených svalů s následným grafickým vyobrazením v Obrázku 14.

Tabulka 18 Průměrné pořadí zapojených svalů při abdukci v kyčli maximální rychlostí

Proměnné	thaibox	box
m. tensor fasciae latae	2,8333	2,6154
m. gluteus maximus	5,0000	4,5385
m. gluteus medius	1,8333	1,7692
m. biceps femoris	5,7778	7,2308
mm. erectores spinae dominantní strany	5,6667	4,6923
mm. erectores spinae nedominantní strany	5,1667	5,6923
m. rectus abdominis dominantní strany	4,9444	4,6154
m. rectus abdominis nedominantní strany	4,4444	4,5385



Obrázek 14 Průměrné pořadí zapojených svalů při abdukci v kyčli maximální rychlostí

Legenda: *TFL* – m. tensor fasciae latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *BF* – m. biceps femoris, *ESD* – mm. erectores spinae dominantní strany, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany, *RAN* – m. rectus abdominis nedominantní strany

Odpověď na čtvrtou výzkumnou otázku zní, že existuje statisticky významný rozdíl mezi thaiboxery a boxery při abdukci maximální rychlostí. Statistické významnosti nabyl rozdíl u těchto svalů: m. gluteus maximus, m. gluteus medius a mm.

erectores spinae dominantní strany. V pořadí zapojení svalů byl rozdíl zaznamenán u m. biceps femoris, který se ale na abdukci v kyčli primárně nepodílí.

5.5 Výzkuná otázka 5 (V5)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi boxery a thaiboxery při abdukci v kyčli vykonávané se zátěží?

Při abdukci se zátěží se pro porovnání dosažených normalizovaných hodnot mezi thaiboxery a boxery použil opět Mann-Whitney U test. Při tomto srovnání žádný ze svalů svou aktivitou nedosáhl statistické významnosti. V Tabulce 19 stojí hodnota U pro testové kritérium a hodnota Z označuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Tabulka 20 ukazuje, jakých průměrných hodnot dosahovaly jednotlivé skupiny u daných svalů. Ve všech případech dosahovali vyšších hodnot boxeři.

Tabulka 19 Výsledky pro porovnání normalizovaných hodnot mezi thaiboxery a boxery při abdukci se zátěží za použití testu Mann-Whitney U

Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	97	-0,7806	0,4350
m. gluteus maximus	103	-0,5404	0,5889
m. gluteus medius	102	-0,5805	0,5616
m. biceps femoris	115	-0,0601	0,9521
mm. erectores spinae dominantní strany	102	-0,5805	0,5616
mm. erectores spinae nedominantní strany	114	0,1001	0,9203
m. rectus abdominis dominantní strany	107	-0,3803	0,7037
m. rectus abdominis nedominantní strany	101	-0,6205	0,5349

Tabulka 20 Průměrné normalizované hodnoty při abdukci se zátěží u skupiny thaiboxerů a boxerů

Proměnné	thaibox	box
m. tensor fasciae latae	0,4552	0,4733
m. gluteus maximus	0,3959	0,4212
m. gluteus medius	0,4543	0,4734
m. biceps femoris	0,3658	0,3773
mm. erectores spinae dominantní strany	0,3815	0,4066
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,2731	0,2798
m. rectus abdominis dominantní strany	0,4325	0,4401
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,3760	0,4057

Nakonec byl pro porovnání pořadí zapojení svalů u abdukce se zátěží mezi thaiboxery a boxery použit Mann-Whitney U test. Jako u dvou předešlých rychlostí i zde vyšel statisticky významný svou aktivitou pouze m. biceps femoris.

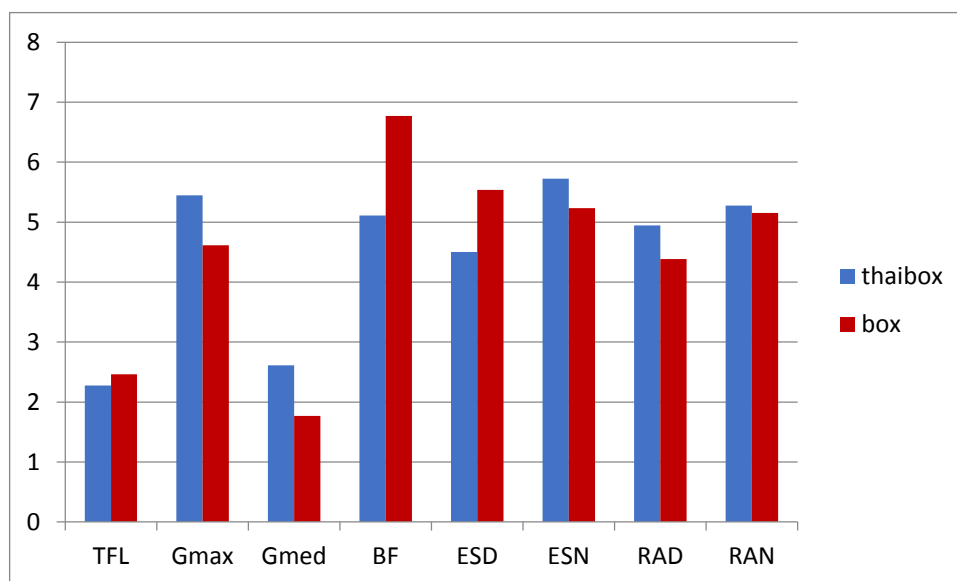
Tabulka 21 Výsledky pro porovnání pořadí zapojení svalů mezi thaiboxery a boxery při abdukci se zátěží za použití testu Mann-Whitney U

Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	105,5	-0,4404	0,6597
m. gluteus maximus	91	1,0208	0,3073
m. gluteus medius	86	1,2210	0,2221
m. biceps femoris	65,5	-2,0416	0,0412
mm. erectores spinae dominantní strany	80,5	-1,4412	0,1495
mm. erectores spinae nedominantní strany	92,5	0,9608	0,3367
m. rectus abdominis dominantní strany	98	0,7406	0,4589
m. rectus abdominis nedominantní strany	110	0,2602	0,7947

V Tabulce 21 lze vidět červeně označenou statisticky významnou hodnotu m. biceps femoris při porovnání pořadí zapojených svalů mezi thaiboxery a boxery při abdukci se zátěží. Hodnota U v tabulce značí testové kritérium a hodnota Z rozdíl mezi párovými hodnotami. V následující Tabulce 22 nalezneme průměrné pořadí zapojených svalů a jejich grafické znázornění v Obrázku 15.

Tabulka 22 Průměrné pořadí zapojených svalů při abdukci v kyčli se zátěží

Proměnné	thaibox	box
m. tensor fasciae latae	2,2778	2,4615
m. gluteus maximus	5,4444	4,6154
m. gluteus medius	2,6111	1,7692
m. biceps femoris	5,1111	6,7692
mm. erectores spinae dominantní strany	4,5000	5,5385
mm. erectores spinae nedominantní strany	5,7222	5,2308
m. rectus abdominis dominantní strany	4,9444	4,3846
m. rectus abdominis nedominantní strany	5,2778	5,1538



Obrázek 15 Průměrné pořadí zapojených svalů při abdukci v kyčli se zátěží

Legenda: *TFL* – m. tensor fascia latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *BF* – m. biceps femoris, *ESD* – mm. erectores spinae dominantní strany, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany, *RAN* – m. rectus abdominis nedominantní strany

Mezi skupinami nebyl u abdukce se zátěží statisticky významný rozdíl mezi normalizovanými hodnotami. V pořadí zapojení svalů byl, stejně jako u dvou předchozích druhů pohybu, statisticky významný m. biceps femoris.

5.6 Výzkuná otázka 6 (V6)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě při extenzi v kyčli vykonávané spontánní, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží u skupiny thaiboxerů?

Porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity při extenzi v kyčli vykonávané spontánní rychlostí, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží u skupiny thaiboxerů proběhlo pomocí testu Friedmanova ANOVA. Statistické významnosti dosáhly svou aktivitou mm. erectores spinae dominantní strany s $p=0,0302$. Ostatní svaly se aktivitou hladině statistické významnosti, jenž byla stanovena na $p < 0,05$, nepřiblížily.

Tabulka 23 Výsledky porovnání spontánní, maximální rychlosti a pohybu se zátěží při extenzi u thaiboxerů získané testem Friedmanova ANOVA

Proměnná	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	0,5134
m. gluteus maximus	0,1787
m. gluteus medius	0,6778
m. biceps femoris	0,6778
mm. erectores spinae dominantní strany	0,0302
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,4857
m. rectus abdominis dominantní strany	0,6778
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,5134

V Tabulce 23 jsou zobrazeny p-hodnoty, kterých dosahovaly jednotlivé svaly. Červeně je zvýrazněna hodnota mm. erectores spinae dominantní strany, která dosáhla statistické významnosti. Průměrné normalizované hodnoty svalů dosahujících statistické významnosti, kterých thaiboxeři dosahovali při různých typech provedení extenze v kyčli, jsou uvedeny v Tabulce 24.

Tabulka 24 Průměrné normalizované hodnoty při extenzi u thaiboxerů u mm. erectores spinae dominantní strany

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
mm. erectores spinae dominantní strany	0,4446	0,3758	0,4673

Pro zjištění, mezi přesně kterými pohyby byl statisticky významný rozdíl, byl proveden Wilcoxonův párový test. Z něj vychází, že rozdíl je zejména mezi rychlostí spontánní a maximální a dále mezi rychlostí maximální a pohybem provedeným se zátěží. Dvojice proměnných se statistickou významností a rozdílem mezi párovými hodnotami Z je uvedem v Tabulce 25.

Tabulka 25 Výsledky Wilcoxonova testu pro normalizované hodnoty při extenzi u thaiboxerů

Dvojice proměnných	Z	p-hodnota
ESD - spon & ESD - max	2,5476	0,0108
ESD - max & ESD - zát	2,5476	0,0108

Legenda: ESD – mm. erectores spinae dominantní strany, spon – spontánní rychlost, max – maximální rychlost, zát – pohyb se zátěží, Z – rozdíl mezi párovými hodnotami

Pro porovnání pořadí zapojení jednotlivých svalů při extenzi spontánní, maximální rychlostí a při použití zátěže u skupiny thaiboxerů byl zhotoven test Friedmanova ANOVA. Statisticky významných hodnot nabyly svou aktivitou m. gluteus maximus. Ostatní svaly se hladině statistické významnosti nepřiblížily.

Tabulka 26 Výsledky pořadí zapojení svalů při extenzi spontánní, maximální rychlostí a pohybu se zátěží u thaiboxerů za použití testu Friedmanova ANOVA

Proměnná	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	0,2123
m. gluteus maximus	0,0065
m. gluteus medius	0,5610
m. biceps femoris	0,1719
mm. erectores spinae dominantní strany	0,5954
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,2475
m. rectus abdominis dominantní strany	0,8023
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,1310

Tabulka 26 prezentuje p-hodnoty jednotlivých svalů při extenzi různými provedeními pohybu u thaiboxerů. Červeně je označen jediný statisticky významný m. gluteus maximus. Průměrného pořadí, kterého tento sval dosahoval u thaiboxerů při různých provedeních extenze, lze vyčíst z Tabulky 27. Musculus gluteus maximus se většinou při extenzi podílí až při kladení odporu. Je tedy zajímavé, že při maximální rychlosti tento sval dosahuje nižšího průměrného pořadí než při pohybu se zátěží.

Tabulka 27 Průměrné pořadí zapojených svalů při extenzi u thaiboxerů

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
m. tensor fasciae latae	4,7778	5,1111	5,7222
m. gluteus maximus	6,1667	4,6667	5,3333
m. gluteus medius	4,3333	4,8333	5,0556
m. biceps femoris	2,2778	3,5556	2,8333
mm. erectores spinae dominantní strany	2,9444	3,1111	2,6111
mm. erectores spinae nedominantní strany	3,5556	3,2778	2,5556
m. rectus abdominis dominantní strany	5,7222	6,1667	5,9444
m. rectus abdominis nedominantní strany	6,1111	5,0556	5,8889

Wilcoxonův párový test byl proveden pro odhalení, mezi kterými druhy pohybu došlo k významnému rozdílu. Ten odhalil, že tomu tak bylo u provedení spontánní a maximální rychlosti. Hodnota statistické významnosti a rozdíl mezi párovými hodnotami *Z* jsou uvedeny v Tabulce 28.

Tabulka 28 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro pořadí zapojení svalů u extenze skupiny thaiboxerů

Dvojice proměnných	Z	p-hodnota
Gmax - spon & Gmax - max	2,2485	0,0245

Legenda: *Gmax* – m. gluteus maximus, *spon* – spontánní rychlost, *max* – maximální rychlost, *Z* – rozdíl mezi párovými hodnotami

Na základě uvedených výsledků lze odpovědět na výzkumnou otázku 6 tak, že došlo ke statisticky významnému rozdílu při porovnání normalizovaných hodnot u mm. erectores spinae dominantní končetiny při provedení spontánní rychlosti a maximální rychlosti a dále také při provedení maximální rychlosti a pohybem se zátěží. Rozdíl v pořadí zapojení svalů se projevil u m. gluteus maximus mezi spontánní a maximální rychlostí.

5.7 Výzkuná otázka 7 (V7)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě při extenzi v kyčli vykonávané spontánní, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží u skupiny boxerů?

Test Friedmanova ANOVA byl využit rovněž při posouzení normalizovaných hodnot svalové aktivity při extenzi spontánní, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží u skupiny boxerů. Tento test odhalil statistickou významnost při aktivitě m. gluteus maximus, m. gluteus medius a m. rectus abdominis nedominantní strany. M. tensor fasciae latae se svou aktivitou statistické významnosti přiblížil, kdy jeho hodnota p dosahovala 0,0627.

Tabulka 29 Výsledky porovnání spontánní, maximální rychlosti a pohybu se zátěží při extenzi u boxerů získané testem Friedmanova ANOVA

Proměnná	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	0,0627
m. gluteus maximus	0,0058
m. gluteus medius	0,0230
m. biceps femoris	0,5837
mm. erectores spinae dominantní strany	0,9260
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,1988
m. rectus abdominis dominantní strany	0,2319
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,0231

Tabulka 29 ukazuje červeně označené hodnoty, jež dosáhly statistické významnosti. U svalů m. gluteus maximus, m. gluteus medius a m. rectus abdominis nedominantní strany jsou zobrazeny průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity v Tabulce 30.

Tabulka 30 Průměrné normalizované hodnoty při extenzi u skupiny boxerů u statisticky významných svalů

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
m. gluteus maximus	0,3488	0,4598	0,3757
m. gluteus medius	0,3451	0,4383	0,4027
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,4469	0,4877	0,5029

Wilcoxonovým párovým testem bylo odhaleno, mezi kterými dvojicemi druhů pohybu byl statisticky významný rozdíl. Přesné dvojice proměnných i s p-hodnotami jsou uvedeny v Tabulce 31. Statisticky významný rozdíl se objevil u m. gluteus

maximus při spontánní a maximální rychlosti, maximální rychlosti a provedením pohybu se zátěží, u m. gluteus medius při spontánní a maximální rychlosti, u m. rectus abdominis nedominantní strany při spontánní a maximální rychlosti. Z průměrných hodnot lze vypočítat, že nejnižší hodnoty odpovídají spontánní rychlosti. M. gluteus maximus a m. gluteus medius dosahují nejvyšších průměrných hodnot při provedení maximální rychlosti a m. rectus abdominis nedominantní strany při pohybu se zátěží.

Tabulka 31 Výsledky Wilcoxonova testu pro normalizované hodnoty u extenze boxerů

Dvojice proměnných	Z	p-hodn.
Gmax - spon & Gmax - max	2,9701	0,0029
Gmax - max & Gmax - zát	2,3411	0,0192
Gmed - spon & Gmed - max	2,2013	0,0277
RAN - spon & RAN - max	2,0616	0,0392

Legenda: *spon* – spontánní rychlost, *max* – maximální rychlost, *zát* – pohyb se zátěží, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *RAN* – m. rectus abdominis nedominantní strany

U boxerů bylo za použití testu Friedmanova ANOVA zjišťována statistická významnost pro pořadí zapojených svalů při extenzi spontánní, maximální rychlostí a při pohybu se zátěží. U žádného ze svalů test neodhalil statistickou významnost a žádný ze svalů k ní ani neměl blízko, viz Tabulka 32.

Tabulka 32 Výsledky pořadí zapojení svalů při extenzi spontánní, maximální rychlostí a pohybu se zátěží u boxerů za použití testu Friedmanova ANOVA

Proměnná	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	0,3200
m. gluteus maximus	0,1158
m. gluteus medius	0,6616
m. biceps femoris	0,3872
mm. erectores spinae dominantní strany	0,6898
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,9156
m. rectus abdominis dominantní strany	0,4122
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,5092

U boxerů existuje statisticky významný rozdíl v normalizovaných hodnotách při extenzi v kyčli provedené různými způsoby, konkrétně u m. gluteus maximus mezi spontánní a maximální rychlostí, maximální rychlostí a pohybem se zátěží, m. gluteus medius mezi spontánní a maximální rychlostí, m. rectus abdominis nedominantní strany

mezi spontánní a maximální rychlostí. Pro pořadí zapojených svalů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

5.8 Výzkuná otázka 8 (V8)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi boxery a thaiboxery při extenzi v kyčli vykonávané spontánní rychlostí?

Pro porovnání normalizovaných hodnot mezi thaiboxery a boxery při vykonávání extenze v kyčli spontánní rychlostí bylo využito Mann-Whitneyova U testu. Tento test odhalil statistickou významnost u aktivity m. gluteus medius a m. rectus abdominis dominantní strany.

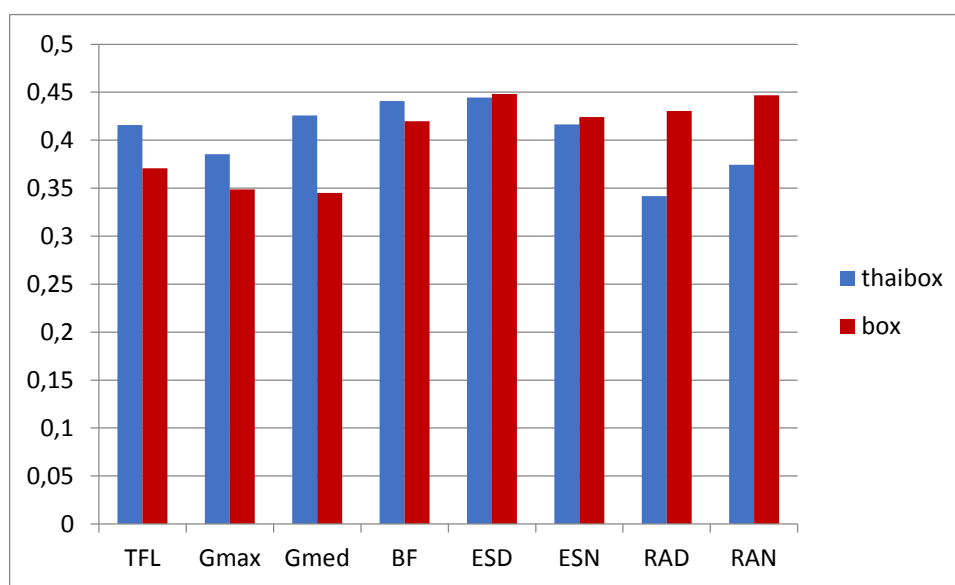
Tabulka 33 Výsledky Mann-Whitneyova U testu pro porovnání normalizovaných hodnot mezi thaiboxery a boxery při extenzi spontánní rychlostí

Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	86	1,2210	0,2221
m. gluteus maximus	74	1,7013	0,0889
m. gluteus medius	61	2,2218	0,0263
m. biceps femoris	96	0,8207	0,4118
mm. erectores spinae dominantní strany	112	0,1801	0,8570
mm. erectores spinae nedominantní strany	109	0,3002	0,7640
m. rectus abdominis dominantní strany	66	-2,0216	0,0432
m. rectus abdominis nedominantní strany	80	-1,4612	0,1440

Tabulka 33 zobrazuje výsledky daného testu. Hodnota U značí testové kritérium a hodnota Z určuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Červeně označený m. gluteus medius a m. rectus abdominis dominantní strany dosahují svou aktivitou statistické významnosti. V následující Tabulce 34 jsou zaznamenány průměrné normalizované hodnoty, kterých při extenzi spontánní rychlostí dosáhly dané svaly. Zobrazeny jsou v Obrázku 16. Pakliže bychom porovnávali primární svaly podílející se na extenzi, tak lze vidět, že boxeři dosáhli vyšších průměrných hodnot u mm. erectores spinae dominantní i nedominantní strany, zatímco thaiboxeři dosáhli vyšších hodnot u svalů m. gluteus maximus a m. biceps femoris.

Tabulka 34 Průměrné normalizované hodnoty při extenzi spontánní rychlostí

Proměnné	thaibox	box
m. tensor fasciae latae	0,4157	0,3707
m. gluteus maximus	0,3853	0,3488
m. gluteus medius	0,4257	0,3451
m. biceps femoris	0,4408	0,4199
mm. erectores spinae dominantní strany	0,4446	0,4480
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,4166	0,4241
m. rectus abdominis dominantní strany	0,3417	0,4305
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,3745	0,4469



Obrázek 16 Průměrné normalizované hodnoty při extenzi spontánní rychlostí

Legenda: *TFL* – m. tensor fascia latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *BF* – m. biceps femoris, *ESD* – mm. erectores spinae dominantní strany, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany, *RAN* – m. rectus abdominis nedominantní strany

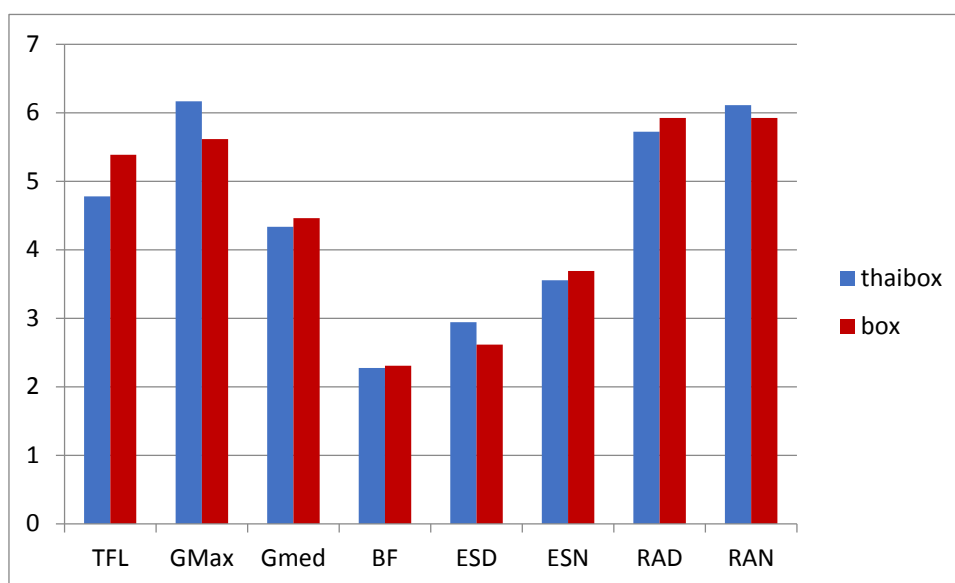
Mann-Whitney U test byl využit při porovnání pořadí zapojení svalů při extenzi spontánní rychlostí mezi thaiboxery a boxery. Hladiny statistické významnosti nedosáhla ani jedna z měřených hodnot. P-hodnota, společně s hodnotou testového kritéria U a rozdílem mezi párovými hodnotami Z, se nachází v Tabulce 35. V Tabulce 36 jsou uvedeny hodnoty průměrného pořadí zapojení jednotlivých svalů, které jsou zaznačeny v Obrázku 17.

Tabulka 35 Výsledky Mann-Whitney U testu pro porovnání pořadí zapojení svalů při extenzi spontánní rychlosti

Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	95	-0,8607	0,3894
m. gluteus maximus	95	0,8407	0,4005
m. gluteus medius	110	-0,2402	0,8102
m. biceps femoris	115	0,0601	0,9521
mm. erectores spinae dominantní strany	104,5	0,4804	0,6310
mm. erectores spinae nedominantní strany	112,5	-0,1601	0,8728
m. rectus abdominis dominantní strany	105,5	-0,4404	0,6597
m. rectus abdominis nedominantní strany	105,5	0,4404	0,6597

Tabulka 36 Průměrné pořadí zapojených svalů při extenzi spontánní rychlosti

Proměnné	thaibox	box
m. tensor fasciae latae	4,7778	5,3846
m. gluteus maximus	6,1667	5,6154
m. gluteus medius	4,3333	4,4615
m. biceps femoris	2,2778	2,3077
mm. erectores spinae dominantní strany	2,9444	2,6154
mm. erectores spinae nedominantní strany	3,5556	3,6923
m. rectus abdominis dominantní strany	5,7222	5,9231
m. rectus abdominis nedominantní strany	6,1111	5,9231



Obrázek 17 Průměrné pořadí zapojených svalů při extenzi spontánní rychlosti

Legenda: TFL – m. tensor fascia latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *BF* – m. biceps femoris, *ESD* – mm. erectores spinae dominantní strany, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany, *RAN* – m. rectus abdominis nedominantní strany

Při porovnání normalizovaných hodnot mezi thaiboxery a boxery při extenzi spontánní rychlostí byla nalezena statistická významnost u m. gluteus medius a m. rectus abdominis. Ani jeden z těchto svalů ale není primárním svalem při extenzi v kyčli. Mann-Whitney U test neodhalil statistickou významnost pro žádný ze svalů při porovnání jejich timingu při extenzi spontánní rychlostí.

5.9 Výzkuná otázka 9 (V9)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi boxery a thaiboxery při extenzi v kyčli vykonávané maximální rychlostí?

Pro zhodnocení statistické významnosti při extenzi maximální rychlostí u thaiboxerů a boxerů bylo využito Mann-Whitneyova U testu. Tento test odhalil statistickou významnost u aktivity mm. erectores spinae dominantní strany, m. rectus abdominis strany dominantní i nedominantní.

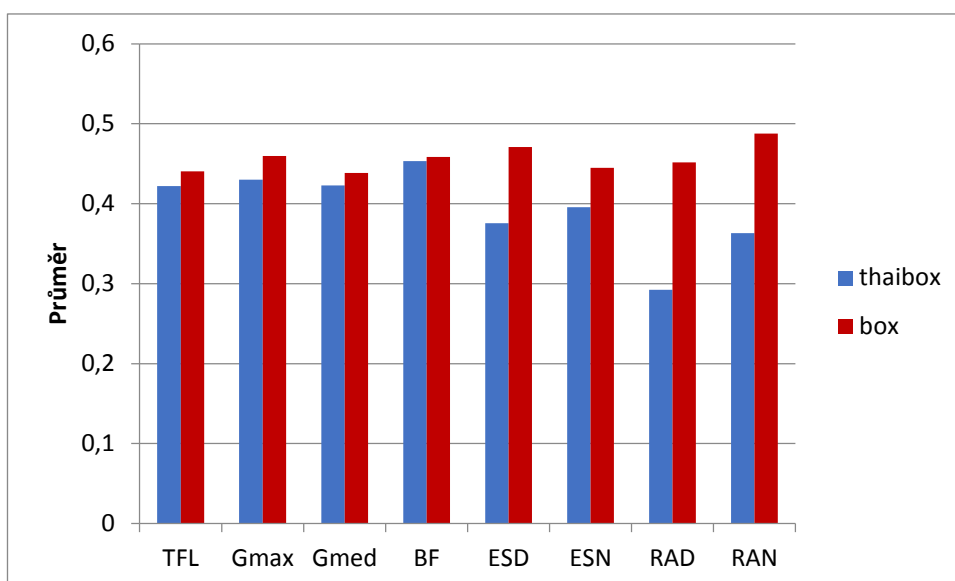
Tabulka 37 Výsledky porovnání normalizovaných hodnot mezi thaiboxery a boxery při extenzi maximální rychlostí pomocí Mann-Whitneyova U testu

Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	96	-0,8207	0,4118
m. gluteus maximus	88	-1,1409	0,2539
m. gluteus medius	106	-0,4203	0,6742
m. biceps femoris	117	0,0200	0,9840
mm. erectores spinae dominantní strany	60	-2,2618	0,0237
mm. erectores spinae nedominantní strany	90	-1,0609	0,2888
m. rectus abdominis dominantní strany	43	-2,9424	0,0033
m. rectus abdominis nedominantní strany	66	-2,0216	0,0432

V Tabulce 37 pozorujeme červeně označené statisticky významné hodnoty mm. erectores spinae dominantní strany, m. rectus abdominis dominantní i nedominantní strany. V sloupci U nalezneme testové kritérium a sloupec Z označuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Tabulka 38 ukazuje průměrné normalizované hodnoty graficky zobrazené na Obrázku 18. U všech svalů dosáhly vyšších průměrných hodnot boxeři.

Tabulka 38 Průměrné normalizované hodnoty při extenzi maximální rychlostí

Proměnné	thaibox	box
m. tensor fasciae latae	0,4220	0,4406
m. gluteus maximus	0,4302	0,4598
m. gluteus medius	0,4227	0,4383
m. biceps femoris	0,4534	0,4584
mm. erectores spinae dominantní strany	0,3758	0,4710
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,3956	0,4450
m. rectus abdominis dominantní strany	0,2925	0,4517
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,3633	0,4877



Obrázek 18 Průměrné normalizované hodnoty při extenzi maximální rychlosti

Legenda: *TFL* – m. tensor fascia latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *BF* – m. biceps femoris, *ESD* – mm. erectores spinae dominantní strany, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany, *RAN* – m. rectus abdominis nedominantní strany

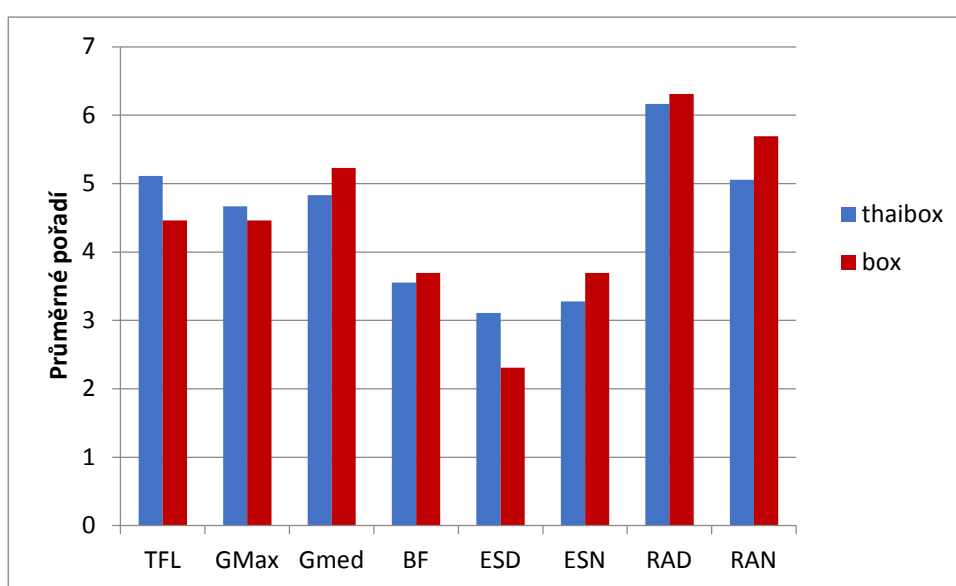
Pro porovnání pořadí zapojení svalů mezi thaiboxery a boxery při extenzi maximální rychlosti byl použit Mann-Whitney U test. Stejně jako u spontánní rychlosti, ani zde test neodhalil statistickou významnost u žádného z vyšetřovaných svalů. Tabulka 39 zobrazuje p-hodnotu, hodnotu U prezentující testové kritérium a hodnotu Z pro rozdíl mezi párovými hodnotami. V Tabulce 40 jsou vyobrazeny hodnoty průměrného pořadí zapojení svalů s grafickým znázorněním v Obrázku 19.

Tabulka 39 Výsledky porovnání pořadí zapojení svalů při extenzi maximální rychlosti mezi thaiboxery a boxery pomocí Mann-Whitney U testu

Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	91	1,0208	0,3073
m. gluteus maximus	112	0,1801	0,8570
m. gluteus medius	105	-0,4604	0,6453
m. biceps femoris	114	-0,1001	0,9203
mm. erectores spinae dominantní strany	88,5	1,1209	0,2623
mm. erectores spinae nedominantní strany	92	-0,9808	0,3267
m. rectus abdominis dominantní strany	107,5	-0,3603	0,7186
m. rectus abdominis nedominantní strany	102	-0,5805	0,5616

Tabulka 40 Průměrné pořadí zapojení svalů při extenzi maximální rychlostí

Proměnné	thaibox	box
m. tensor fasciae latae	5,1111	4,4615
m. gluteus maximus	4,6667	4,4616
m. gluteus medius	4,8333	5,2308
m. biceps femoris	3,5556	3,6923
mm. erectores spinae dominantní strany	3,1111	2,3077
mm. erectores spinae nedominantní strany	3,2778	3,6923
m. rectus abdominis dominantní strany	6,1667	6,3077
m. rectus abdominis nedominantní strany	5,0556	5,6923



Obrázek 19 Průměrné pořadí zapojení svalů při extenzi maximální rychlostí

Legenda: *TFL* – m. tensor fascia latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *BF* – m. biceps femoris, *ESD* – mm. erectores spinae dominantní strany, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany, *RAN* – m. rectus abdominis nedominantní strany

Porovnání normalizovaných hodnot mezi thaiboxery a boxery u extenze maximální rychlostí odhalilo statisticky významný rozdíl u mm. erectores spinae dominantní strany, u m. rectus abdominis dominantní a nedominantní strany. V pořadí zapojení svalů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

5.10 Výzkuná otázka 10 (V10)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi boxery a thaiboxery při extenzi v kyčli vykonávané se zátěží?

Při extenzi se zátěží byl pro porovnání dosažených normalizovaných hodnot mezi thaiboxery a boxery použit Mann-Whitney U test. Byla odhalena statistická významnost u aktivity m. rectus abdominis dominantní strany, která dosáhla $p=0,0061$. Blízko statistické významnosti byl svou aktivitou m. rectus abdominis strany nedominantní s $p=0,0889$.

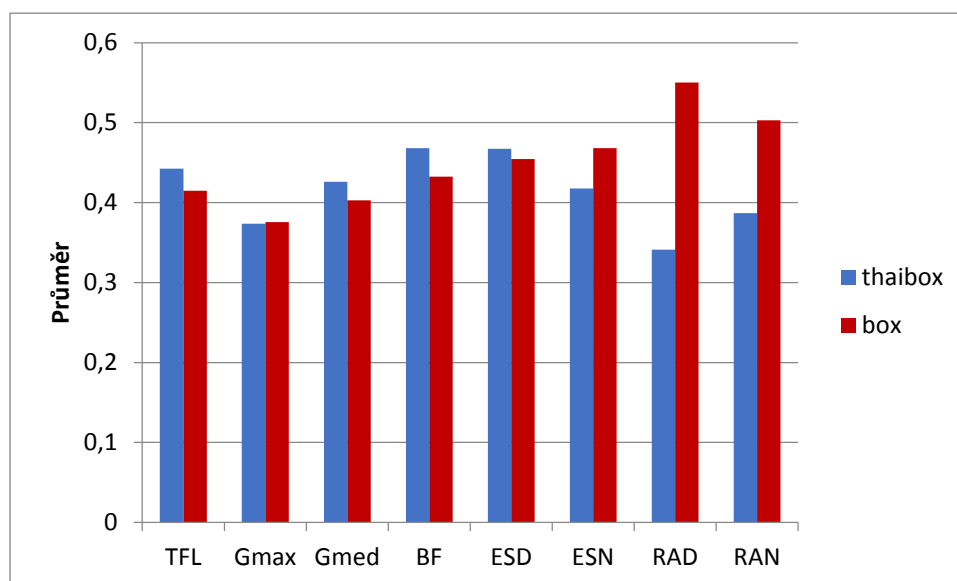
Tabulka 41 Výsledky porovnaných normalizovaných hodnot mezi thaiboxery a boxery při extenzi se zátěží za použití Mann-Whitney U testu

Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	98	0,7406	0,4589
m. gluteus maximus	111	-0,2202	0,8257
m. gluteus medius	110	0,2602	0,7947
m. biceps femoris	84	1,3010	0,1932
mm. erectores spinae dominantní strany	111	0,2202	0,8257
mm. erectores spinae nedominantní strany	106	-0,4203	0,6742
m. rectus abdominis dominantní strany	48	-2,7422	0,0061
m. rectus abdominis nedominantní strany	74	-1,7014	0,0889

Tabulka 41 prezentuje p-hodnoty, kterých dané svaly dosáhly. Kromě p-hodnot se v tabulce nachází hodnota U pro testové kritérium a hodnota Z pro rozdíl mezi párovými hodnotami. Průměrné hodnoty, kterých bylo dosaženo při extenzi se zátěží, jsou zobrazeny v Tabulce 42 a následně v Obrázku 20. Vyšší hodnoty vykazovali thaiboxeři u svalů m. tensor fasciae latae, m. gluteus medius, m. biceps femoris a mm. erectores spinae dominantní strany. M. gluteus maximus, mm. erectores spinae nedominantní strany, m. rectus abdominis dominantní a nedominantní strany vykazovaly vyšší aktivitu u boxerů.

Tabulka 42 Průměrné normalizované hodnoty při extenzi se zátěží

Proměnné	thaibox	box
m. tensor fasciae latae	0,4426	0,4147
m. gluteus maximus	0,3735	0,3757
m. gluteus medius	0,4262	0,4027
m. biceps femoris	0,4682	0,4326
mm. erectores spinae dominantní strany	0,4673	0,4544
mm. erectores spinae nedominantní strany	0,4178	0,4682
m. rectus abdominis dominantní strany	0,3413	0,5501
m. rectus abdominis nedominantní strany	0,3867	0,5029



Obrázek 20 Průměrné normalizované hodnoty při extenzi se zátěží

Legenda: *TFL* – m. tensor fasciae latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *BF* – m. biceps femoris, *ESD* – mm. erectores spinae dominantní strany, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany, *RAN* – m. rectus abdominis nedominantní strany

Jako poslední bylo porovnáno pořadí zapojení svalů při extenzi se zátěží mezi boxery a thaiboxery pomocí Mann-Whitney U testu. Tento test odhalil statistickou významnost u aktivity m. tensor fasciae latae při $p=0,0306$.

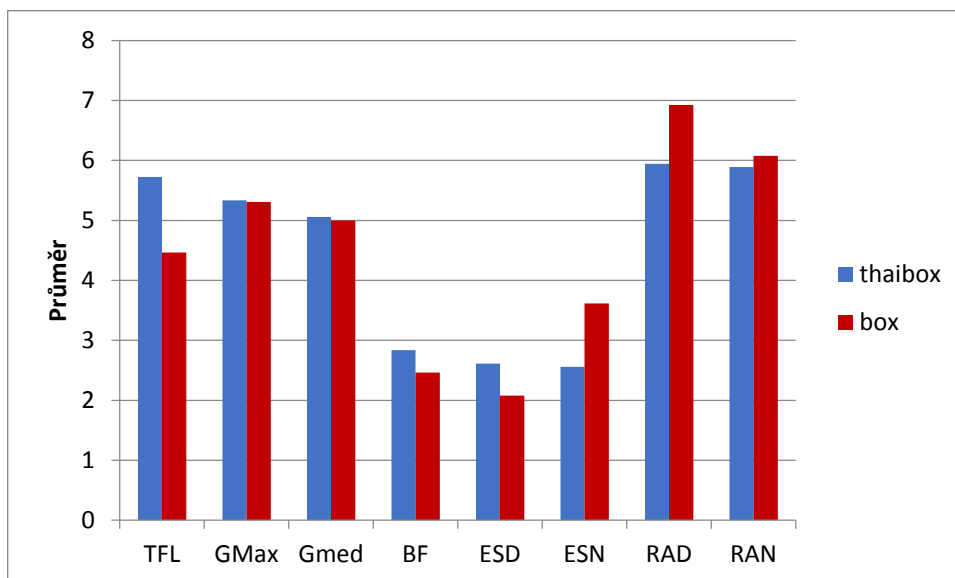
Tabulka 43 Výsledky porovnání pořadí zapojení svalů při extenzi se zátěží za využití Mann-Whitney U testu

Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. tensor fasciae latae	62,5	2,1617	0,0306
m. gluteus maximus	114,5	-0,0801	0,9362
m. gluteus medius	116,5	0,0000	1,0000
m. biceps femoris	113	0,1401	0,8886
mm. erectores spinae dominantní strany	94,5	0,8807	0,3785
mm. erectores spinae nedominantní strany	79	-1,5012	0,1333
m. rectus abdominis dominantní strany	74	-1,7014	0,0889
m. rectus abdominis nedominantní strany	112,5	0,1601	0,8728

V Tabulce 43 jsou zobrazeny výsledky vycházející z Mann-Whitney U testu pro extenzi se zátěží. Hodnota U značí testové kritérium a hodnota Z rozdíl mezi párovými hodnotami. Červeně je označen svou aktivitou jediný statisticky významný m. tensor fasciae latae. Statistické významnosti se přiblížil i m. rectus abdominis dominantní strany při $p=0,0889$. Tabulka 44 ukazuje průměrné hodnoty pořadí, kterých svaly dosáhly. Obrázek 21 zobrazuje hodnoty v grafu.

Tabulka 44 Průměrné pořadí zapojených svalů při extenzi v kyčli se zátěží

Proměnné	thaibox	box
m. tensor fasciae latae	5,7222	4,4615
m. gluteus maximus	5,3333	5,3077
m. gluteus medius	5,0555	5,0000
m. biceps femoris	2,8333	2,4615
mm. erectores spinae dominantní strany	2,6111	2,0769
mm. erectores spinae nedominantní strany	2,5556	3,6154
m. rectus abdominis dominantní strany	5,9444	6,9231
m. rectus abdominis nedominantní strany	5,8889	6,0769



Obrázek 21 Průměrné pořadí zapojených svalů při extenzi v kyčli se zátěží

Legenda: *TFL* – m. tensor fascia latae, *Gmax* – m. gluteus maximus, *Gmed* – m. gluteus medius, *BF* – m. biceps femoris, *ESD* – mm. erectores spinae dominantní strany, *ESN* – mm. erectores spinae nedominantní strany, *RAD* – m. rectus abdominis dominantní strany, *RAN* – m. rectus abdominis nedominantní strany

Při extenzi vykonávané se zátěží byl statisticky významný rozdíl v normalizovaných hodnotách nalezen u m. rectus abdominis dominantní strany. U pořadí zapojení svalů byl rozdíl odhalen u m. tensor fascia latae, který ale není primárním svalem při extenzi v kyčli.

6 DISKUZE

Cílem práce bylo pomocí povrchové elektromyografie zhodnotit a porovnat aktivitu svalů v oblasti dolních končetin a trupu a zaznamenat rozdíly v jejich aktivitě při extenzi a abdukci kyčle za použití spontánní a maximální rychlosti a při pohybu se zátěží. Za tímto účelem byly vybrány následující svaly: m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. biceps femoris, m. tensor fasciae latae, mm. erectores spinae dominantní a nedominantní strany, m. rectus abdominis dominantní a nedominantní strany. M. tensor fasciae latae a m. gluteus medius byly zvoleny jako primární svaly podílející se na abdukci. M. gluteus maximus, m. biceps femoris a mm. erectores spinae se podílí na extenzi v kyčli. M. rectus abdominis společně s mm. erectores spinae zajišťují stabilitu pánve při pohybech dolních končetin. U břišních svalů navíc dochází k preaktivaci při pohybech končetin proti odporu (Chan et al., 2017; Hodges & Richardson, 1997).

Tvar a velikost amplitudy zobrazuje míru a charakter svalové aktivity. Motorické jednotky jsou při stahu svalu nabírány postupně nebo střídavě v závislosti na zvyšující se zátěži. Nejprve se aktivují malé motorické jednotky a postupně se se zvyšujícími nároky na kontrakci přidávají další a větší motorické jednotky. Amplituda v tomto případě dosahuje vyšších hodnot se zvyšujícími se nároky. Zapojení motorických jednotek do pohybu probíhá asynchronně. Dochází tak k plynulému nárůstu síly stahu. Pakliže dojde k časové sumaci vzruchů přicházejícím k motorickým jednotkám, dojde ke krátkodobému zvýšení síly na maximální úroveň (Krobot & Kolářová, 2011; Enoka, 2008; Véle, 2006). Existuje spousta vnitřních i vnějších faktorů, které mohou signál ovlivnit. Mezi vnitřní faktory se zahrnuje typ svalového vlákna a jeho poloměr. Problematická je aktivita okolních svalů, proto je také důležité uložení elektrod (Krobot & Kolářová, 2011; *SENIAM: Project Management Group, 1999*). Signál je také ovlivněn různou elektrickou vodivostí tkání. Tuková vrstva funguje jako filtr a prezentuje se nižší vodivostí, a to má negativní vliv na velikost amplitudy (Konrad, 2006; De Luca, 1997). Naše studie měla uloženy elektrody v oblasti břišní stěny a hýždí, které bývají nejnáchylnějšími oblastmi pro ukládání tuků. Doporučená vzdálenost mezi elektrodami se uvádí 20 mm, ale mezi autory se pro různé svaly liší. Autoři uvádí vzdálenost elektrod pro m. gluteus maximus 10-40 mm, m. gluteus medius 10-30 mm, m. tensor fasciae latae 10-30 mm, m. biceps femoris 20-50 mm,

mm. erectores spinae 10-40 mm a m. rectus abdominis 10-30 mm (Blanc & Dimanico, 2010; Drysdale et al., 2004; Rainoldi et al., 2004; Hermens et al., 2000).

Hodnocení svalové aktivity v lumbopelvicke oblasti povrchovou elektromyografií bylo využíváno v řadě studií. Povrchová elektromyografie se v těchto studiích snaží zjistit jak svalovou aktivitu při cvičeních využívaných v rehabilitaci, tak při zjištění svalové aktivity při chůzi po rovině, schodech, či specifických činnostech (Šťastný et al., 2015; Kim et al., 2014; Ekstrom et al., 2007; Lyons et al., 1988). Spousta z nich používala pro hodnocení svalové aktivity a pro normalizaci dat maximální volní izometrickou kontrakci. Normalizace pomocí maximální volní izometrické kontrakce se však neukázala jako nejvhodnější. Hlavním důvodem je to, že probandi nemuseli dosáhnout maximální kontrakce, a tak vztažení k hodnotám získaným ze specifických úkolů není přesné (Yang & Winter, 1984). Normalizace pomocí hodnoty peak a mean amplitude se ukázala být vhodná při dynamických pohybech (Bolglia & Uhl, 2007; Morris et al., 1998).

V naší studii byly při abdukci různými způsoby provedení u skupiny thaiboxerů nalezeny u pěti svalů statisticky významné rozdíly v normalizovaných hodnotách (Tabulka 1). Nejvyšších průměrných hodnot vždy dosahoval daný sval při pohybu se zátěží. Většina svalů dosáhla vyšších průměrných hodnot při spontánní rychlosti ve srovnání s rychlostí maximální (Tabulka 2). Nejmarkantnější byl rozdíl u m. gluteus maximus při maximální rychlosti a pohybu se zátěží (Obrázek 8). Ačkoli tento sval není svou funkcí považován za hlavní abduktor kyčelního kloubu, jeho část se podílí na abdukci se zevní rotací. Jeho větší míra zapojení při pohybu se zátěží odpovídá faktu, že se jedná o sval fázický, jenž svou aktivitu vykazuje zejména při pohybu s odporem. To může vyvolat otázku, zda-li thaiboxeři při abdukci se zátěží nemají tendenci k zevně-rotacímu mechanismu. To by mohlo vést k jejich případnému zkracování a bolestem v oblasti kyčle a v lumbální části zad (Lewis et al., 2007).

Nižších průměrných hodnot dosahoval m. rectus abdominis dominantní i nedominantní strany při abdukci spontánní rychlostí oproti abdukci maximální rychlostí (Tabulka 2). Zajímavou studii publikovali Lee a McGill (2017), kteří zkoumali vliv tréninku hlubokého stabilizačního systému páteře na údery horními i dolními končetinami thaiboxerů. Pomocí povrchové elektromyografie a silové plošiny porovnávali zapojení svalů, sílu úderu a rychlost úderu po 6 týdnech. Svaly využitě ke zkoumání svalové aktivity byly m. rectus abdominis, m. obliquus abdominis externus

a internus, m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus a medius a mm. erectores spinae bederního a horního hrudního úseku. Skupina byla rozdělena do 3 skupin, kdy v rámci 6ti týdnů první skupina trénovala hluboký stabilizační systém izometricky, druhá dynamicky a třetí skupina nepodstupovala žádný specifický trénink. Při porovnání po 6ti týdnech první skupina vykazovala vyšší hodnoty v síle úderu a druhá skupina v rychlosti úderu. U první i druhé skupiny došlo ke zvýšení peak amplitudy u všech měřených svalů. U druhé skupiny se na záznamu nenacházel typický jeden peak amplitudy, ale docházelo k svalové aktivaci a relaxaci, a tak bylo peaků přítomno na záznamu několik.

Při zkoumání zapojení svalů za různých typů provedení abdukce u boxerů nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl (Tabulka 9). Co ale bylo zářející, je fakt, že m. rectus abdominis dosahoval vyššího průměrného pořadí při abdukci se zátěží než při abdukci spontánní rychlostí (Tabulka 10). Zatímco by za fyziologických podmínek mělo docházet k jeho preaktivaci pomocí systému feedforward, zde tomu bylo přesně naopak. Chan et al. (2017) publikovali studii týkající se vlivu zapojení hlubokého stabilizačního systému na aktivitu svalů v oblasti kyčle. Zkoumanými svaly byly m. gluteus maximus horní a dolní část, m. gluteus medius a m. biceps femoris. Probandi provedli 3 cvičení (abdukce vleže na boku při flexi v kyčli a kolenu, čistá abdukce vleže na boku a extenze s extendovaným kolenem vleže na břicho) nejdříve bez instrukcí o aktivaci hlubokého stabilizačního systému a poté provedli dané cviky s vědomým zapojením hlubokého stabilizačního systému. Vědomé zapojení hlubokého stabilizačního systému mělo pozitivní vliv pro aktivaci m. gluteus medius při obou typech abdukce v koncentrické i excentrické fázi pohybu a m. gluteus maximus při všech fázích pohybu extenze vleže na břicho. M. biceps femoris se rovněž zapojil ve větší míře u všech daných cvičeních ve všech fázích s výjimkou excentrické fáze extenze vleže na břicho. Větší aktivita břišních svalů a jejich preaktivace při pohybech dolních končetin vede k prevenci muskuloskeletálních obtíží a zranění dolních končetin (Hodges & Richardson, 1997).

M. tensor fascia latae a m. gluteus medius při abdukci u boxerů i thaiboxerů vykazovaly fyziologickou aktivitu v pořadí zapojení svalů dle pohybového stereotypu dle Jandy (1982) (Tabulka 14, Tabulka 18, Tabulka 22). Při maximální rychlosti a při pohybu se zátěží se snížilo oproti spontánní rychlosti průměrné pořadí zapojení u m. gluteus medius, který může být při tomto stereotypu zapojen dřív nebo v poměru

1:1 vůči m. tensor fasciae latae (Obrázek 10). Při pohybu se zátěží skupina thaiboxerů dosahovala průměrného pořadí zapojení m. tensor fascia latae 2,2778 a m. gluteus medius 2,6111, což poukazuje na mírnou patologii v stereotypu abdukce. Při zátěži tak thaiboxeři mohou být vystaveni riziku muskuloskeletálních obtíží a riziku zranění svalů v oblasti kyčle, kyčelního kloubu, ale i oblasti lumbální části zad. Tato domněnka vzniklá na výše uvedených výsledcích by mohla být podkladem pro další studie.

Zatímco u většiny svalů dosahovali thaiboxeři nižších průměrných hodnot amplitudy při pohybu maximální rychlostí a to při abdukci i extenzi (Tabulka 2, Tabulka 24), boxeři měli zpravidla hodnoty maximálních rychlostí vyšší oproti pohybu spontánní rychlostí (Tabulka 8, Tabulka 30). Jelikož thaiboxeři na rozdíl od boxerů používají dolní končetiny i k úderům, dal se očekávat rozdíl mezi boxery a thaiboxery. U thaiboxerů je však zajímavé, že se pro ně pohyb maximální rychlostí jeví jako ekonomičtější než pohyb spontánní rychlostí.

Při porovnání mezi sporty dosahovali při abdukci různými typy provedení thaiboxeři nižších průměrných hodnot než boxeři u drtivé většiny svalů (Tabulka 12, Tabulka 16, Tabulka 20). Ukazuje to tak na ekonomičtější provedení abdukce u skupiny thaiboxerů. Jak už bylo zmíněno výš, thaiboxeři používají dolní končetiny fázičky, a tak byly tyto výsledky očekávané. Primární abduktory kyčle jsou totiž využívány jak při lowkicku, tak i při roundkicku a highkicku, které thaiboxeři hojně užívají, zejména svou dominantní (preferenční) dolní končetinou. Zajímavé by bylo porovnání svalové aktivity mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou u thaiboxerů. Symetrie mezi dominantní a nedominantní stranou by zlepšila výkonnost thaiboxera, jelikož u převážné většiny z našich probandů se projevila jako dominantní (preferenční) dolní končetina pravá. Jak je zmíněno v teoretické části, levostranní bojovníci, mají ve většině sportů výhodu a zejména pak při bojových sportech.

Zranění při provozování thaiboxu je velmi běžné. Dle Strotmeyera et al. (2016) je výskyt 55 zranění jakéhokoli druhu na 100 zápasů. Gartland et al. (2001) zkoumali výskyt zranění mezi různě zkušenými thaiboxery a došli k závěru, že nejmenší šanci na zranění mají úplní nováčci, následují je amatéři s vyšším rizikem a největšímu riziku jsou vystaveni profesionálové. Nejnižší výskyt zranění u nováčků přiřazují faktu, že nováčci trénují většinou bezkontaktně a s přibývajícím zkušenostmi je kontakt mezi bojovníky častější. Ze všech zranění mělo největší četnost zranění měkkých tkání – kontuze a lacerace. Na druhém místě byl nejčastější výskyt natažených, přetížených

svalů a vymknutí. U začátečníků bylo zranění v 75 % na dolních končetinách a pouze 2,3 % zranění hlavy. U amatérů a profesionálů zůstaly dolní končetiny nejčastější oblastí zranění (64% amatéři, 53% profesionálové), ale oproti začátečníkům byla druhou nejčastěji zraněnou oblastí hlava.

Bledsoe et al. (2005) se zabývali zraněním boxerů. Do studie bylo zařazeno 688 boxerů, ale sledovány byly zranění pouze při zápasech. Incidence zranění vycházela na 17 zranění na 100 zápasů. Nejčastějším zraněním byly lacerace v oblasti obličeje (50,7 %), následovalo jej zranění dlaně a zápěstí (17 %), očí (14 %) a zranění nosu (5 %). Zranění v oblasti dolních končetin bylo uvedeno pouze ve 3 případech z 688.

Schuermans et al. (2017) ve své studii zkoumali výskyt zranění hamstringů u fotbalistů. Hledali souvislost mezi výsledky z klinických testů (rozsah pohybu v kyčli, zkrácení m. iliopsoas, m. rectus femoris, hamstringů, Thomayerův test) a rizikem zranění hamstringů. Ale mezi těmito proměnnými nebyla nalezena žádná korelace. Dále ale také probandi podstoupili vyšetření povrchovou elektromyografií, při které prováděli extenzi v kyčli vleže na břiše. Snímanými svaly byly m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semimembranosus a mm. erectores spinae bederní oblasti bilaterálně. Došli k výsledkům, kdy skupina, u níž došlo nejdříve k aktivaci hamstringů a následovanou erektory a hýžďovým svalem, má menší riziko vzniku zranění hamstringů, než skupina u které byly prvními aktivovanými svaly erektory kontralaterální a až poté v aktivitě následovalo zapojení hamstringů. V naší studii při extenzi spontánní rychlostí došlo k aktivaci m. biceps femoris před erektory u boxerů i thaiboxerů (Tabulka 36). Při extenzi maximální rychlostí však průměrné pořadí zapojení m. biceps femoris u thaiboxerů bylo 3,5556 a u mm. erectores spinae nedominantní (kontralaterální) strany 3,2778 (Tabulka 40). Ačkoli je tento rozdíl malý, mohl by mít vliv na zranění hamstringů u skupiny thaiboxerů. Tato domněnka by mohla být použita pro další zkoumání.

Limity prováděného výzkumu, které by mohly ovlivnit výsledky, sledujeme v malém počtu probandů (n=31), který byl do výzkumu zařazen. Příčinou mohla být i špatná epidemiologická situace spojená s pandemií nemoci COVID-19. Dalším faktorem může být umístění elektrod. Ačkoli elektrody byly připevňovány vždy stejným člověkem, mohlo dojít k jinému uložení, což mohlo poškodit výsledný signál. Dalším faktorem může být i náročnost měření, které mohlo způsobit centrální únavu. Soubor vyšetření a elektromyografického vyšetření trval přes hodinu a půl, a tak mohl mít vliv

na náladu jedince, vnímání svalového úsilí a také pociťování bolesti. Také bylo měření prováděno v laboratoři, tedy pro probandy v cizím prostředí.

Další studie zabývající se podobným tématem by mohla být vypracována pro porovnání dominantní a nedominantní končetiny u thaiboxerů. Také by mohla být provedena longitudinální studie sledující riziko zranění u thaiboxerů s chybným stereotypem zapojení svalů při extenzi v kyčli, který uvedl Schuermans et al. (2017).

7 ZÁVĚR

Tato diplomová práce se snažila pomocí povrchové elektromyografie zhodnotit aktivitu svalů dolní končetiny a trupu u skupiny thaiboxerů a boxerů při abdukci a extenzi prováděné spontánní, maximální rychlostí a se zátěží.

Porovnání v rámci různých druhů provedení ukázalo statisticky významné rozdíly při abdukci i extenzi, stejně jako byly rozdíly prokázány při porovnání v rámci daných typů provedení mezi sporty.

Při porovnání různých typů provedení abdukce u skupiny thaiboxerů byl zjištěn statisticky významný rozdíl u hodnot m. tensor fascia latae, m. gluteus maximus, m. gluteus medius, mm. erectores spinae nedominantní strany a m. rectus abdominis dominantní strany. U boxerů dosáhly statistické významnosti hodnoty pouze mm. erectores spinae nedominantní strany. Při porovnání hodnot mezi thaiboxery a boxery byly rozdílné hodnoty nalezeny u m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. biceps femoris, mm. erectores spinae dominantní strany.

Při extenzi v kyčelním kloubu za různých provedení u skupiny thaiboxerů dosahovaly statistické významnosti hodnoty mm. erectores spinae dominantní strany a m. gluteus maximus. U boxerů se rozdíl objevil u m. gluteus maximus, m. gluteus medius a m. rectus abdominis nedominantní strany. Porovnání mezi sporty ukázalo rozdílné hodnoty u m. tensor fasciae latae, m. gluteus medius, mm. erectores spinae dominantní strany, m. rectus abdominis dominantní strany i nedominantní strany.

Další studie zabývající se podobným tématem by mohla být vypracována pro porovnání dominantní a nedominantní končetiny u thaiboxerů. Také by mohla být provedena longitudinální studie sledující riziko zranění u thaiboxerů s chybným stereotypem zapojení svalů při extenzi v kyčli

Diplomová práce odpověděla na dané výzkumné otázky a podařilo se zhodnotit svalovou aktivitu při daných situacích u zadaných skupin. Cíl práce tím byl splněn.

8 SOUHRN

Tato diplomová práce se zabývala zhodnocením aktivity svalů dolních končetin a trupu při abdukci v kyčli vleže na boku a extenzi v kyčli vleže na břiše provedené spontánní rychlostí, maximální rychlostí a se zátěží u skupiny thaiboxerů a boxerů. Ke zhodnocení se používal přístroj NORAXON TeleMyo 2400T G2 a následné zpracování elektromyogramu probíhalo v programu MyoResearch XP Master. V teoretické části práce jsou shrnuty kineziologické poznatky týkající se anatomie kyčelního kloubu, vybraných svalů kyčle i oblasti trupu, postavení svalu v kinematických řetězcích a hybných stereotypech. Další kapitola se snažila stručně popsat mechanismus svalové kontrakce a následující kapitoly byly věnované představení bojových sportů – thaiboxu a boxu. Jako poslední byl v teoretické části popsán princip povrchové elektromyografie, její využití a možné limity.

Pro experimentální část byl výzkumný soubor rozdělen podle sportu na thaiboxery (n=18) a boxery (n=13). Každý proband podstoupil kineziologické vyšetření, pro případné vyřazení z výzkumu a pro zjištění preferenční dolní končetiny. Následně mu byly na 8 vybraných svalů preferenční (dominantní) končetiny umístěny elektrody a byla snímána jejich aktivita při provedení abdukce v kyčli vleže na boku a extenze v kyčli vleže na břiše. Každý z pohybů byl proveden spontánní rychlostí, maximální rychlostí a pro pohyb se zátěží bylo probandovi připnuto 3kg závaží kolem kotníků. Před každým měřením měl proband 3 zkušební pokusy, ve kterých bylo zkontrolováno snímání elektrod a upraveny případné chyby v provedení pohybu. Pro hodnocení svalové aktivity byl použit parametr Mean amplitude a rovněž byl hodnocen timing svalů. Pro normalizaci dat byl použit poměr mezi mean amplitude a peak amplitude.

Cílem práce bylo pomocí povrchové elektromyografie zhodnotit aktivitu svalů v oblasti dolních končetin a trupu a zaznamenat rozdíly v jejich aktivaci při extenzi kyčle vleže na břiše a abdukci kyčle vleže na boku za použití spontánní a maximální rychlosti a při pohybu se zátěží.

Při porovnání různých typů provedení abdukce u skupiny thaiboxerů byl zjištěn statisticky významný rozdíl u hodnot m. tensor fascia latae, m. gluteus maximus, m. gluteus medius, mm. erectores spinae nedominantní strany a m. rectus abdominis dominantní strany. U boxerů dosáhly statistické významnosti hodnoty pouze mm. erectores spinae nedominantní strany. Při porovnání hodnot mezi thaiboxery

a boxery byly rozdílné hodnoty nalezeny u m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. biceps femoris, mm. erectores spinae dominantní strany

Při extenzi v kyčelním kloubu za různých provedení u skupiny thaiboxerů dosahovaly statistické významnosti hodnoty mm. erectores spinae dominantní strany a m. gluteus maximus. U boxerů se rozdíl objevil u m. gluteus maximus, m. gluteus medius a m. rectus abdominis nedominantní strany. Porovnání mezi sporty ukázalo rozdílné hodnoty u m. tensor fasciae latae, gluteus medius, mm. erectores spinae dominantní strany, m. rectus abdominis dominantní strany i nedominantní strany.

9 SUMMARY

The diploma thesis focused on the evaluation of the activity of the muscles of the lower limbs and trunk during side-lying hip abduction and prone hip extension performed at spontaneous speed, maximum speed and weight-bearing in the group of Thai boxers and boxers. The NORAXON TeleMyo 2400T G2 device was used for evaluation, and the subsequent processing of the electromyogram was carried out in the MyoResearch XP Master program.

The theoretical part of the thesis summarized the kinesiological findings concerning the anatomy of the hip joint, selected muscles of the hip and lumbopelvic region, the position of the muscle in the kinematic chains and motor patterns. Then the mechanism of muscle contraction was described, and martial arts (Thai boxing and boxing) were introduced. Finally, the theoretical part focused on the principle of surface electromyography, its use and possible limits. The research group consisted of 31 boxers and Thai boxers. The research group was divided into Thai boxers ($n = 18$) and boxers ($n = 13$). Each participant underwent a kinesiological examination for possible elimination from the research and to determine the preferential lower limb. Subsequently, electrodes were placed on 8 selected muscles of the dominant lower limb, and their activity was recorded during side-lying hip abduction and prone hip extension. Each of the movements was performed at spontaneous speed, at maximum speed, and with a 3kg weight attached to the participants' ankles. Before each measurement, the participants had 3 test trials, in which the scanning of the electrodes was checked and any errors in the movement were corrected. The mean amplitude and timing were used as variables to evaluate the muscle activity. The ratio between mean amplitude and peak amplitude was used to normalize the data.

The aim of the thesis was to use surface electromyography to evaluate the activity of muscles in the lower limbs and trunk and to record differences in their activation during prone hip extension and side-lying hip abduction using spontaneous and maximum speed and weight-bearing.

When comparing different types of abduction in the group of Thai boxers, a statistically significant difference was found in the values of the m. tensor fascia latae, m. gluteus maximus, m. gluteus medius, mm. erectores spinae of the non-dominant side and the rectus abdominis of the dominant side. In the group of boxers, the significant

difference was measured only in the activity of the mm. erector spinae of the non-dominant side. When comparing the values between Thai boxers and boxers, different values were found in the m. gluteus maximus, gluteus medius, m. biceps femoris, mm. erector spinae of the dominant side.

When performing different types of extension, statistically significant differences were found in the group of Thai boxers in the mm. erector spinae of the dominant side and m. gluteus maximus. In the group of boxers, the difference was found in the gluteus maximus, gluteus medius and rectus abdominis of the non-dominant side. The comparison between the sports showed different values in the m. tensor fasciae latae, gluteus medius, mm. erector spinae of the dominant side, rectus abdominis of the dominant side and non-dominant side.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

Biswas, K., Mazumder, O. and & Kundu A. S. (2012). Multichannel fused EMG based biofeedback system with virtual reality for gait rehabilitation. *4th International Conference on Intelligent Human Computer Interaction (IHCI)*, 2012, pp. 1-6, doi: 10.1109/IHCI.2012.6481834.

Blanc, Y., & Dimanico, U. (2010). Electrode Placement in Surface Electromyography (sEMG) "Minimal Crosstalk Area" (MCA). *The Open Rehabilitation Journal*, 3(1), 110-126. <https://doi.org/10.2174/1874943701003010110>

Bledsoe, G. H., Li, G., & Levy, F. (2005). Injury risk in professional boxing. *Southern medical journal*, 98(10), 994-998. <https://doi.org/10.1097/01.smj.0000182498.19288.e2>

Bolgia, L. A., & Uhl, T. L. (2007). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 17(1), 102-111. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.11.007>

Bruno, P. A., & Bagust, J. (2006). An investigation into the within-subject and between-subject consistency of motor patterns used during prone hip extension in subjects without low back pain. *Clinical Chiropractic*, 9(1), 11-20. <https://doi.org/10.1016/j.clch.2006.01.003>

Clancy, E.A., Negro, F., & Farina, D. (2004). Single-Channel Techniques for Information Extraction from the Surface EMG Signal.

Čapek, L., Hájek, P., & Henyš, P. (2018). *Biomechanika člověka* (1st ed.). Grada Publishing.

Česká Muaythai Asociace. (2021). Retrieved March 31, 2021, from czechmuaythai.cz

Čihák, R. (2016). *Anatomie* (Třetí, upravené a doplněné vydání). Grada.

De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163. <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>

Dopico, X., Iglesias-Soler, E., Carballeira, E., Mayo, X., Ardá, A., & Gonzalez-Freire, M. (2014). The relationship between motoric dominance and functional dominance while executing judo techniques: a study on laterality. *Archives of Budo*, 10.

Dopico, X., Iglesias-Soler, E., Morenilla-Burló, L., García, M., Rodríguez, L.S., & Suárez, A.A. (2016). Laterality and performance in combat sports. *Archives of Budo*, 12.

Drysdale, C.L., Earl, J.E., & Hertel, J. (2004). Surface Electromyographic Activity of the Abdominal Muscles During Pelvic-Tilt and Abdominal-Hollowing Exercises. *Journal of athletic training*, 39 1, 32-36 .

Dupalová, D., & Zaatari, A. M. Z. (2015). Problematika použití povrchové elektromyografie: poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 22(1), 26-30.

Dylevský, I. (2009a). *Funkční anatomie* (1st ed.). Grada.

Dylevský, I. (2009b). *Speciální kineziologie* (1st ed.). Grada.

Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Carp, K. C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 37(12), 754–762. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2471>

Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement* (4th ed.). Champaign:

Faurie, C., & Raymond, M. (2005). Handedness, homicide and negative frequency-dependent selection. *Proceedings. Biological sciences*, 272(1558), 25–28. <https://doi.org/10.1098/rspb.2004.2926>

Filimonov, V. I., Koptsev, K. N., Husyanov, Z. M., & Nazarov, S. S. (1985). Boxing: Means of increasing strength of the punch. *National Strength and Conditioning Association Journal*, 7(6), 65-66. https://journals.lww.com/nsca-scj/Citation/1985/12000/Boxing_Means_of_increasing_strength_of_the_punch.16.aspx

x

Gabriel, M. (2016). *Box: základy techniky a tréninku* (1st ed.). Grada Publishing.

Gartland, S., Malik, M. H., & Lovell, M. E. (2001). Injury and injury rates in Muay Thai kick boxing. *British journal of sports medicine*, 35(5), 308–313. <https://doi.org/10.1136/bjism.35.5.308>

Ghazirah, M., Jamaluddin, M., Muzammer, Z., & Wan Ruzaini, W. S. (2015). Biomechanics research on martial arts – the importance of defensive study. *Science of Martial arts*, 1(11), 187-195. https://www.researchgate.net/publication/281676346_Biomechanics_research_on_martial_arts-The_importance_of_defensive_study

Gracovetsky, S., Farfan, H., & Helleur, C. (1985). The Abdominal Mechanism. *Spine*, 10(4), 317-324. <https://doi.org/10.1097/00007632-198505000-00005>

Grassie, K.P. (2017). Kinematics of the Lower Extremities during Fundamental Martial Arts Tricking Techniques.

Green, T. A., Boulton, D. J. D., Clements, J., Friday, K., Harris, R. A., Henning, S. E., Otterbein, K., Svinth, J. R., & Zarrilli, P. (2001). *Martial arts of the World: An Encyclopedia Volume One: A-Q* (1st ed.). ABC-Clio. https://www.academia.edu/3159277/Martial_arts_of_the_world_An_Encyclopedia_of_History_and_innovation

Hagemann N. (2009). The advantage of being left-handed in interactive sports. *Attention, perception & psychophysics*, 71(7), 1641–1648. <https://doi.org/10.3758/APP.71.7.1641>

Hägg, G. M., Melin, B., & Kadefors, R. (2004). Applications in Ergonomics. *Electromyography*, 343-363. <https://doi.org/10.1002/0471678384.ch13>

Harvey, J. E. (2009). *Mastering Muay Thai kick-boxing: MMA-proven techniques* (1st ed.). Tuttle Publishing.

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)

Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1997). Contraction of the Abdominal Muscles Associated With Movement of the Lower Limb. *Physical Therapy*, 77(2), 132-142. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.2.132>

Chan, M. K. Y., Chow, K. W., Lai, A. Y. S., Mak, N. K. C., Sze, J. C. H., & Tsang, S. M. H. (2017). The effects of therapeutic hip exercise with abdominal core activation on recruitment of the hip muscles. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 1-11. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1674-2>

Chinnasee, C., Mohamad, N. I., Nadzalan, A. M., Sazili, A. H. A., Hemapandha, W., Pimjan, L., Azizuddin Khan, T. K., & Tan, K. (2018). Lower limb kinematics analysis during roundhouse kick among novices in muay thai. *Journal of Fundamental and Applied Sciences*, 9(6S), 1002-1010. <https://doi.org/10.4314/jfas.v9i6s.73>

International boxing association. (2021). Retrieved April 05, 2021, from <https://www.aiba.org/>

International Federation of Muaythai Associations. (2021). Retrieved March 31, 2021, from muaythai.sport

Janda, V. (1982). *Základy kliniky funkčních (nepatetických) hybných poruch*. Institut pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků

Janda, V., Herbenová, A., Jandová, J., & Pavlů, D. (2004). *Svalové funkční testy* (1st ed.). Grada Publishing.

Kapanji, I. A. (2002). *The physiology of the Joints: Volume 2 Lower Limb* (5 ed.). Elsevier Science Limited.

Kittnar, O. (2020). *Lékařská fyziologie* (2., přepracované a doplněné vydání). Grada Publishing.

Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi* (1st ed.). Galén.

Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, (5), 270-275.

Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon U.S.A.

Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci* (1st ed.). Univerzita Palackého v Olomouci.

Kyröläinen, H., Avela, J., & Komi, P. V. (2005). Changes in muscle activity with increasing running speed. *Journal of sports sciences*, 23(10), 1101–1109. <https://doi.org/10.1080/02640410400021575>

Langmeier, M., Kittnar, O., Marešová, D., & Pokorný, J. (2009). *Základy lékařské fyziologie* (1st ed.). Grada.

Lee, B., & McGill, S. (2017). The effect of core training on distal limb performance during ballistic strike manoeuvres. *Journal of sports sciences*, 35(18), 1–13. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1236207>

Lehman, G. J., Lennon, D., Tresidder, B., Rayfield, B., & Poschar, M. (2004). Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC musculoskeletal disorders*, 5, 3. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-5-3>

Lehnert, M., Botek, M., Sigmund, M., Smékal, D., et al. (2014). *Kondiční trénink*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. Retrieved 23. 4. 2016 from the World Wide Web: <https://publi.cz/books/149/05.html>

Lewis, C. L., Sahrman, S. A., & Moran, D. W. (2007). Anterior hip joint force increases with hip extension, decreased gluteal force, or decreased iliopsoas force. *Journal of biomechanics*, 40(16), 3725–3731. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.06.024>

Link, N., & Chou, L. (2011). *Anatomy Of Martial Arts: An Illustrated Guide to the Muscles Used for Each Strike, Kick, and Throw* (1st ed.). Ulysses Press.

Lyons, K., Perry, J., Gronley, J. K., Barnes, L., & Antonelli, D. (1983). Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation. An EMG study. *Physical therapy*, 63(10), 1597–1605. <https://doi.org/10.1093/ptj/63.10.1597>

Mack, J.M., Stojsih, S., Sherman, D., Dau, N., & Bir, C. (2010). AMATEUR BOXER BIOMECHANICS AND PUNCH FORCE.

Měkota, K. *Syntetická studie o pohybové lateralitě*. Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Facultas Paedagogica Gymnica XIV. Tělovýchova a sport 3. Praha: SPN, 1984, s. 93-122.

Melick, N. van, Meddeler, B. M., Hoogeboom, T. J., Sanden, M. W. G. N. -van der, & Cingel, R. E. H. van. (2017). How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *Plos One*, 12(12), 1-9. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189876>

Morris, A. D., Kemp, G. J., Lees, A., & Frostick, S. P. (1998). A study of the reproducibility of three different normalisation methods in intramuscular dual fine wire electromyography of the shoulder. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 8(5), 317–322. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(98\)00002-9](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(98)00002-9)

Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the Hip: A Focus on Muscular Actions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 82-94. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3025>

Pollet, T. V., Stulp, G., & Groothuis, T. G. G. (2013). Born to win? Testing the fighting hypothesis in realistic fights: left-handedness in the Ultimate Fighting Championship. *Animal Behaviour*, 86(4), 839-843. <https://doi.org/10.1016/j.anbehav.2013.07.026>

Quinzi, F., Camomilla, V., Felici, F., Di Mario, A., & Sbriccoli, P. (2013). Differences in neuromuscular control between impact and no impact roundhouse kick in athletes of different skill levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 140-150. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.09.006>

Rainoldi, A., Melchiorri, G., & Caruso, I. (2004). A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *Journal of neuroscience methods*, 134(1), 37–43. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2003.10.014>

Raymond, M., Pontier, D., Dufour, A. B., & Møller, A. P. (1996). Frequency-dependent maintenance of left handedness in humans. *Proceedings. Biological sciences*, 263(1377), 1627–1633. <https://doi.org/10.1098/rspb.1996.0238>

Rebac, Z. (1994). *Thajský box: plnokontaktní bojový sport z Asie* (1st ed.). Naše vojsko.

Reguli, Z. (2005). *Úpolové sporty* (1st ed.). MU FSpS.

Roy, S. H., De Luca, G., Cheng, M. S., Johansson, A., Gilmore, L. D., & De Luca, C. J. (2007). Electro-mechanical stability of surface EMG sensors. *Medical & biological engineering & computing*, 45(5), 447–457. <https://doi.org/10.1007/s11517-007-0168-z>

Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & posture*, *12*(1), 34–45. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(00\)00070-9](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(00)00070-9)

SENIAM: Project Management Group. (1999). Retrieved April 10, 2021, from <http://www.seniam.org>

Schuermans, J., Van Tiggelen, D., & Witvrouw, E. (2017). Prone Hip Extension Muscle Recruitment is Associated with Hamstring Injury Risk in Amateur Soccer. *International journal of sports medicine*, *38*(9), 696–706. <https://doi.org/10.1055/s-0043-103016>

Slimani, M., Chaabène, H., Davis, P., Franchini, E., Cheour, F., & Chamari, K. (2017). Performance Aspects and Physiological Responses in Male Amateur Boxing Competitions: A Brief Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *31*(4), 1132-1141. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001643>

Soderberg, G. L., & Knutson, L. M. (2000). A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Physical therapy*, *80*(5), 485–498.

Strotmeyer, S., Jr, Coben, J. H., Fabio, A., Songer, T., & Brooks, M. (2016). Epidemiology of Muay Thai fight-related injuries. *Injury epidemiology*, *3*(1), 30. <https://doi.org/10.1186/s40621-016-0095-2>

Sweeney, H. L., & Hammers, D. W. (2018). Muscle Contraction. *Cold Spring Harbor Perspectives in Biology*, *10*(2). <https://doi.org/10.1101/cshperspect.a023200>

Šťastný, P., Lehnert, M., Zaatar, A., Svoboda, Z., Xaverova, Z., & Pietraszewski, P. (2015). The Gluteus Medius Vs. Thigh Muscles Strength Ratio and Their Relation to Electromyography Amplitude During a Farmer's Walk Exercise. *Journal of Human Kinetics*, *45*(1), 157-165. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0016>

Švestková, O., Angerová, Y., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2017). *Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy* (1st ed.). Grada Publishing.

Thaiboxing: Czech Muaythai Federation. (2021). Retrieved March 31, 2021, from thaiboxing.cz

Tillin, N. A., & Folland, J. P. (2014). Maximal and explosive strength training elicit distinct neuromuscular adaptations, specific to the training stimulus. *European*

Journal of Applied Physiology, 114(2), 365-374. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2781-x>

Van Cutsem, M., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of Physiology*, 513(1), 295-305. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1998.295by.x>

Vařeka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(2), 92-98.

Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2nd ed.). Triton.

Véle, F. (2012). *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci* (1st ed.). Triton.

Vences Brito, A. M., Rodrigues Ferreira, M. A., Cortes, N., Fernandes, O., & Pezarat-Correia, P. (2011). Kinematic and electromyographic analyses of a karate punch. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 1023-1029. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.09.007>

Vít, M., Reguli, Z., Čihounková, J., Kopeček, D., & Šenkýř, J. (2010). *Základy úpolových sportů pro tělesnou výchovu*. Fakulta informatiky Masarykovy univerzity. is.muni.cz/do/1499/el/estud/fsps/js10/upoly/web/index.html

World boxing association. (2021). Retrieved April 05, 2021, from <https://www.wbaboxing.com/>

Yang, J. F., & Winter, D. A. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 65(9), 517-521.

Zvonář, M., Kolářová, K., Zahradníček, V., Reguli, Z., & Vít, M. (2012). Kinematic Analysis in Combative Sports. *DO MOVEMENT FOR CULTURE. Journal of Martial Arts Anthropology*, 12(4), 12-19. https://www.researchgate.net/publication/303984321_Kinematic_Analysis_in_Combative_Sports

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Vyjádření etické komise FTK UP



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 8.4.2021 byl projekt diplomové práce

autor /hlavní řešitel/: **Bc. Štěpán Kostolány**

s názvem: **Povrchová elektromyografie svalů dolní končetiny a trupu při extenzi a abdukci v kyčli u boxerů a thaiboxerů**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **62/2021**

dne: **3. 5. 2021**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně
Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 01 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 01 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 2. Informovaný souhlas pro nezletilé účastníky výzkumu

Informovaný souhlas

Povrchová elektromyografie svalů dolní končetiny a trupu při extenzi a abdukci v kyčli u boxerů a thaiboxerů

Jméno probanda:

Datum narození:

Proband bude do studie zařazen pod číslem:

1. Zákonný zástupce souhlasí s účastí probanda na této studii.
2. Zákonný zástupce byl podrobně informován o cíli studie, o vyšetřovacích i terapeutických postupech, které bude proband absolvovat, a o průběhu studie. Byl plně srozuměn, že se jedná o zcela neinvazivní postupy.
3. Zákonný zástupce bere na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
4. Zákonný zástupce je srozuměn, že účast probanda na studii je dobrovolná. Účast ve studii je možné kdykoliv přerušit nebo ukončit.
5. Při zařazení do studie budou osobní data uchována s plnou ochrannou důvěrností dle platných zákonů ČR. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (tzn. anonymní data - pod číselným kódem) nebo s výslovným souhlasem zákonného zástupce. Zákonný zástupce porozuměl tomu, že osobní identifikační údaje dítěte nebudou nikde uveřejněny.
6. Zákonný zástupce souhlasí s tím, že nebude proti použití výsledků z této studie.

Podpis zákonného zástupce probanda:

Datum:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií::

Datum:

Příloha 3. Informovaný souhlas pro zletilé účastníky výzkumu

Informovaný souhlas

Povrchová elektromyografie svalů dolní končetiny a trupu při extenzi a abdukci v kyčli u boxerů a thaiboxerů

Jméno a příjmení probanda:

Datum narození:

Proband bude do studie zařazen pod číslem:

1. Byl(a) jsem podrobně seznámen(a) s podmínkami, cíli a obsahem výzkumu.
2. Byl(a) jsem informován(a) o vyšetřovacích i terapeutických postupech, které budu absolvovat, a o průběhu výzkumu.
3. Souhlasím s účastí v tomto výzkumu.
4. Jsem srozuměn(a) s tím, že moje účast ve výzkumu je dobrovolná a že mám právo účast odmítnout.
5. Jsem srozuměn(a) s tím, že svou účast ve výzkumu můžu kdykoli přerušit nebo ukončit bez udání důvodu.
6. Byl(a) jsem seznámena s tím, že při zařazení do výzkumu budou moje osobní data uchována s plnou ochrannou důvěrností dle platných zákonů ČR. Pro výzkumné a vědecké účely budou osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (tzn. anonymní data – pod číselným kódem) nebo s mým výslovným souhlasem.
7. Porozuměl(a) jsem tomu, že moje osobní identifikační údaje nebudou nikde uveřejněny.
8. Jsem srozuměn(a) s tím, že s účastí ve výzkumu není spojeno poskytnutí žádné odměny.
9. Souhlasím se zpracováním naměřených dat a s jejich použitím k účelům diplomové práce.

Podpis účastníka výzkumu:

Datum:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného výzkumem:

Datum:

Příloha 4. Povrzení o překladu

POTVRZENÍ O PŘEKLADU ABSTRAKTU A SOUHRNU DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení studenta: Bc. Štěpán Kostolány

Studijní obor: Fyzioterapie

Akademický rok: 2020/2021

Název diplomové práce: Povrchová elektromyografie svalů dolní končetiny a trupu při extenzi a abdukci v kyčli u boxerů a thaiboxerů

Jméno a příjmení překladatele: Mgr. Michaela Trnová

Datum: 7.7.2020


podpis