

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

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

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Tereza Konderlová

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, PhD.

Olomouc 2022

Jméno a příjmení autora: Bc. Tereza Konderlová

Název závěrečné písemné práce: Povrchová elektromyografie svalů dolní končetiny a trupu při extenzi a abdukci kyčelního kloubu u thaiboxerů a kontrolní skupiny

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedoucí: Mgr. Amr Zaatar, PhD.

Rok obhajoby: 2022

Abstrakt: Cílem práce je pomocí povrchové elektromyografie zhodnotit rozdíly v aktivitě svalů v oblasti dolních končetin a trupu a zjistit jejich pořadí v zapojování při extenzi a abdukci kyčelního kloubu u dominantní a nedominantní končetiny. Pohyby byly měřeny ve spontánní rychlosti v pohybu bez zátěže a se zátěží.

Výzkumný soubor tvořilo 30 probandů (muži i ženy). Kontrolní skupina obsahovala 12 probandů ve věku 18-40 let.

Pomocí povrchové elektromyografie byla zjištěna svalová aktivita vybraných svalů: musculli erectores spinae v lumbální oblasti bilaterálně, musculus gluteus maximus, musculus gluteus medius, musculus tensor fasciae latae, musculus biceps femoris a musculus rectus abdominis bilaterálně. Normalizované hodnoty byly použity pro hodnocení svalové aktivity. Dále byl hodnocen timing a čas, který vyjadřuje dobu, za kterou dosáhne sval svého maxima od začátku jeho aktivace.

Výsledky ukázaly, že existuje rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou u kontrolní skupiny probandů. Abdukce dominantní dolní končetiny vykazuje vyšší aktivitu u svalu m. gluteus maximus. Při extenzi se jeví vyšší aktivita u svalů m. erector spinae, m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae, a to na nedominantní dolní končetině bez zátěže. Porovnání mezi skupinami prokázalo vyšší svalovou aktivitu u kontrolní skupiny oproti skupiny thaiboxerů u některých svalů v pohybech do abdukce i extenze.

Klíčová slova

Povrchová elektromyografie, thaibox, svalová aktivita, kyčelní kloub, lateralita

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Tereza Konderlová

Title of the thesis: Surface electromyography of the muscles of the lower limb and trunk during extension and abduction of the hip in taibox fighters and control group

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacký University Olomouc

Supervisor: Mgr. Amr Zaatar, PhD.

The year of presentation: 2022

Abstract: The thesis focuses on assessing the differences in the activity of the lower limb and trunk muscles using surface electromyography and determining their order of involvement during hip extension and abduction in dominant and non-dominant limbs. The movements were measured in spontaneous speed during movements with and without load.

The study cohort consisted of 30 probands (males and females). The control group comprised 12 probands aged 18-40 years.

Muscular activity of the following muscles was determined using surface electromyography: musculus erector spinae in the lumbar region bilaterally, musculus gluteus maximus, musculus gluteus medius, musculus tensor fasciae latae, musculus biceps femoris, and musculus rectus abdominis bilaterally. The normalised values were used to assess muscle activity. Moreover, the timing and the time, expressing the period necessary for the muscle to reach its maximum from the beginning of its activation, were evaluated.

The results have corroborated the difference between the dominant and non-dominant lower limb in the control group of probands. The abduction of the dominant lower limb exhibited higher activity in the m. gluteus maximus muscle. During extension, the muscles m. erector spinae, m. gluteus medius and m. tensor fasciae latae appear to display a higher activity level in the non-dominant lower limb without load. Intergroup comparison demonstrated higher muscle activity in the control group than in the Muay Thai boxer group in some muscles in abduction and extension movements.

Keywords

Surface electromyography, Muay Thai, muscle activity, hip joint, laterality

I consent to the borrowing of my thesis as part of the library service.

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Amra Zaatara, PhD., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

Chtěla bych poděkovat svému vedoucímu diplomové práce Mgr. Amrovi Zaatarovi Ph.D. za odborné vedení, za pomoc a rady při zpracování této práce. Děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při statistickém zpracování dat. Dále bych chtěla poděkovat kolegyni Bc. Veronice Galuskové za spolupráci při vyšetření výzkumného souboru. Poděkování patří také všem probandům, kteří se i v nelehké době rozhodli podílet na výzkumu.

OBSAH

1	Úvod	8
2	Přehled poznatků	9
2.1	Funkční anatomie a kineziologie kyčelního kloubu.....	9
2.1.1	Svaly podílející se na abdukci kyčelního kloubu.....	10
2.1.2	Svaly podílející se na extenzi kyčelního kloubu.....	11
2.1.3	Vybrané svaly trupu.....	13
2.1.4	Pohybové stereotypy	14
2.2	Charakteristika vybraného sportu	17
2.2.1	Kinematické řetězce v bojových sportech	17
2.2.2	Muaythai	20
2.2.3	Lateralita v bojových sportech.....	24
2.3	Bioelektrická podstata svalové aktivity	25
2.4	Povrchová elektromyografie	27
2.4.1	Faktory ovlivňující kvalitu signálu	27
2.4.2	Analýza a zpracování signálu	28
2.4.3	Vztah EMG záznamu a síly svalu.....	30
2.4.4	Využití EMG.....	30
3	Studie	31
4	Cíl a výzkumné otázky	33
4.1	Cíl.....	33
4.2	Výzkumné otázky.....	33
5	Metodika	34
5.1	Výzkumný soubor	34
5.2	Vstupní protokol.....	34
5.3	Technické parametry	35
5.4	Měření	35
5.4.1	Umístění elektrod.....	35
5.4.2	Průběh měření	36
5.5	Analýza záznamu	37
6	Výsledky	38
6.1	Výzkumná otázka 1 (V1)	38
6.2	Výzkumná otázka 2 (V2)	42

6.3	Výzkumná otázka 3 (V3)	46
6.4	Výzkumná otázka 4 (V4)	48
7	Diskuze	50
8	Závěr	55
9	Souhrn	56
10	Summary	57
11	Referenční seznam	58
12	Přílohy	67

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AP – akční potenciál

BF – m. biceps femoris

CNS – centrální nervová soustava

DK – dolní končetina

EKG – elektrokardiogram

EMG – elektromyografie

ES – m. erector spinae (homo – homolaterálně, kontra – kontralaterálně)

Gmax – m. gluteus maximus

Gmed – m. gluteus medius

KOK – kolenní kloub

KYK – kyčelní kloub

LBP – bolest dolní části zad

m. – musculus

mm. – musculi

ms – milisekunda

proc. – processus

procc. – processi

RA – m. rectus abdominis

SEMG – povrchová elektromyografie (surface electromyography)

TFL – musculus tensor fasciae latae

LCA – ligamentum cruciatum anterior

1 Úvod

Thajský box, muaythai či thaibox je Thajským národním sportem a rozšířený je také v České republice. Používají se zde různé techniky kopů i úderů a také techniky v boji. Často se ukazuje, že u bojových sportů záleží na dominanci horních a dolních končetin a levostranná dominance má určitou výhodu u bojových sportů obecně.

Povrchová elektromyografie je vyšetřovací metoda, kterou lze použít například ke zjištění pořadí zapojení svalů nebo k výpočtu průměrné doby nástupu aktivace svalu. Často se používá také ke zjištění unavitelnosti svalu. Můžeme také měřit rozdíly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou, protože jak bude uvedeno v následujících kapitolách, bývají v nich rozdíly ve svalové aktivitě na EMG. Tento nástroj je velmi užitečný také například k predikci zranění ve sportu nebo ve sledování účinnosti rehabilitačního cvičení. Funguje taky jako zpětná vazba pro pacienta. Vztah mezi svalovou silou a amplitudou signálu nebývá lineární. Vyšší amplituda signálu nemusí nutně znamenat vyšší EMG aktivitu. Může to být například projev nižší trénovanosti svalu. Pořadí zapojení svalů při daném pohybu (timing) může být klinicky významné pro fyzioterapeutickou praxi.

2 Přehled poznatků

2.1 Funkční anatomie a kineziologie kyčelního kloubu

Kyčelní kloub (*articulatio coxae*) spojuje pletenec dolní končetiny s volnou dolní končetinou. Jedná se o kloub kulovitý omezený. Kyčelní klouby jsou nosnými klouby celého trupu a významně se podílejí na udržování rovnováhy. Přenos zatížení z trupu na dolní končetiny se odehrává v pánvi, díky které dochází k ovlivnění také segmentů páteře. Hlavní funkcí pletence dolní končetiny je lokomoce. Jamka pro kyčelní kloub je tvořena acetabulem a hlavice *caput femoris* (Dylevský, 2009a; Dylevský, 2009b).

Horní okraj acetabula má význam pro stabilizaci hlavice a labrum acetabulare zase prohlubuje jamku, ačkoliv hlavice naléhá jen na plochu *facies lunata*. Dno jamky vyplňuje pulvinar acetabuli, který tlumí nárazy. Při běžném zatížení se však polštář nestlačuje, kvůli zpevnění okolními vazy.

Silné kloubní pouzdro kyčelního kloubu začíná na okraji acetabula a na femur se upíná mezi velkým a malým trochanterem. Velký význam pro stabilitu celého těla mají vazy kloubního pouzdra. Ligamentum iliofemorale omezuje extenzi a zabraňuje extenzi trupu. Ligamentum pubofemorale omezuje abdukci a zevní rotaci a ligamentum ischiofemorale omezuje addukci a vnitřní rotaci (Dylevský, 2009a; Dylevský, 2009b).

Pohyb v kyčelním kloubu se odehrává okolo tří os a má tři stupně volnosti. Kolem transversální osy jsou uskutečňovány pohyby flexe a extenze, anteroposteriorní osa vykonává abdukci a addukci a okolo vertikální osy probíhají rotační pohyby. Aktivní flexe s extendovaným kolenním kloubem (KOK) dosahuje jen asi k 90 °, kdežto s flektovaným KOK přes 120 °. Konečné flexi napomáhá dorsální sklopení pánve. Extenze v KYK je možná asi do 20 ° provést aktivně a při flexi KOK naopak dojde ke snížení aktivního rozsahu pohybu do extenze v KYK (Kapanji, 2019).

Aktivní abdukce KYK probíhá do 40 ° a zvyšuje se při současné flexi v KYK (Dylevský, 2009b). Dle Kapanjiho (2019) je rozsah pohybu až 45 ° a má na něho vliv postavení krčku femuru vzhledem k acetabulu. Krajiní abdukci omezuje napětí adduktorů, ligamentum pubofemorale a iliofemorale. Addukce je po kombinaci s extenzí nebo flexí možná až do 30 °, samostatně však dle Dylevského (2009b) jen do 10 °. Aktivní zevní rotace probíhá do 15 ° a vnitřní rotace až do 35 ° a oběma směry se zvyšuje při současné flexi v kyčelním kloubu. Dle Kapanjiho (2019) však velmi záleží na výchozí poloze,

protože při lehu na břicho a flektovaném KOK můžeme dosáhnout vnitřní rotace až 40 ° a zevní rotace až 60 °.

2.1.1 Svaly podílející se na abdukci kyčelního kloubu

Abdukci provádějí hlavně všechna vlákna svalů m. gluteus medius, m. gluteus minimus a m. tensor fasciae latae (TFL). Tyto svaly tvoří takzvaný kyčelní deltový sval, kvůli podobnosti svým uložením, stavbou a funkcí s deltovým svalem horní končetiny. Částečně se při pohybu do abdukce zapojí vlákna m. piriformis, m. sartorius a m. rectus femoris (Neumann, 2010; Dylevský, 2009b). Podrobněji budou popsány vybrané svaly pro měření pomocí EMG.

Musculus gluteus medius

Sval začíná na zevní ploše lopaty kyčelní kosti mezi linea glutea posterior a linea glutea anterior až ke crista iliaca a upíná se na přední, horní a zadní okraj trochanter major. Je částečně kryt průběhem m. gluteus maximus a jeho hlavní funkcí je abdukce, která je vykonávána hlavně středními vlákny svalu. Přední snopce provádí flexi a vnitřní rotaci a zadní snopce extenzi a zevní rotaci v kyčelním kloubu. Sval se výrazně podílí na udržování stability pánve a je aktivován při stožení na jedné noze nebo taky při stožení o úzké bázi (Čihák, 2016; Dylevský, 2009b).

Studie, která zkoumala míru aktivace svalů pomocí EMG při provádění různých rehabilitačních cvičení zjistila, že gluteus medius se nejvíce aktivuje při abdukci vleže na boku. V tomto článku používali abdukci do 30 ° (Distefano et al., 2009). Největší aktivitu pro m. gluteus medius v abdukci v leže na boku zjistili také u běžců na dlouhé tratě. Probandům dali navíc zátěž 5 % jejich hmotnosti (McBeth et al., 2012).

Průměrný sval m. gluteus medius má plochu průřezu 40 cm² a dokáže se kontrahovat o 11 cm a vykonat u toho sílu rovnou 16 kg. Vzhledem k jeho úponu na velkém trochanteru a proximálnímu úponu na horní části ilia je tento sval nejefektivnějším abduktorem. Navíc zabírá ze všech těchto svalů až 60 % jejich hmotnosti (Neumann, 2010; Kapanji, 2019).

Musculus tensor fasciae latae

Musculus tensor fasciae latae (TFL) se nachází nejvíc ventrálně ze všech gluteálních svalů. Sval plní funkci pomocného flexoru, abduktoru a vnitřního rotátoru a funkcí je podobný s m. gluteus medius. Začíná na spina iliaca anterior superior a upíná se prostřednictvím tractus iliotibialis na zevní plochu laterálního kondylu tibie, čímž napíná stehenní povázku a provádí závěrečnou extenzi v koleni (Čihák, 2016; Dylevský, 2009b).

TFL má největší účinnost ve vzpřímené poloze – jeho síla je poloviční oproti gluteus medius, ale má delší páku (Kapanji, 2019).

2.1.2 Svaly podílející se na extenzi kyčelního kloubu

Hlavními extenzory kyčelního kloubu jsou m. gluteus maximus, m. biceps femoris (caput longum), m. semitendinosus a m. semimembranosus. Mají klíčovou roli při stabilitě pánve v anteroposteriorním směru. Můžeme je rozdělit do dvou skupin. První skupina svalů se upíná na femur a druhá v blízkosti kolenního kloubu. Pomocnou extenzi vykonává také m. adductor magnus (Kapanji, 2019). Pohyb stabilizují břišní svaly a m. erector trunci a neutralizačními svaly jsou m. gluteus medius a adduktory (Dylevský, 2009b).

První skupina je tvořena nejsilnějším svalem v těle – m. gluteus maximus a dalšími pomocnými svaly: zadní snopce m. gluteus medius a m. gluteus minimus. Do druhé skupiny řadí Kapanji (2019) hamstringy. Patří zde m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus – tyto svaly jsou v synergii s m. quadriceps femoris, protože jsou dvoukloubové a jejich efektivita závisí na pozici kolene. Zamčené koleno zvyšuje jejich efektivitu v extenzi.

Neumann (2010) uvádí, že extenzory produkují větší točivý moment v kyčli než jakákoliv jiná skupina svalů. V praxi se tento točivý moment využívá například k rychlému přesunu těla z flexe kyčle nahoru a dopředu, typicky u sprintů, nebo u strmého stoupání do kopce. Současná kontrakce abdominálních svalů a extenzorů kyčle napomáhají dorsálnímu klopení pánve. Opět budou podrobněji popsány svaly vybrané k praktické části.

Musculus gluteus maximus

Tento sval začíná na lopatě kosti kyčelní, dorsálně od linea glutea posterior, od okraje kosti křížové, kostrče, ligamentum sacrotuberale a povrchový list thorakolumbální fascie. Probíhá ve směru linie spojující spina iliaca posterior superior s trochanter major. Upíná se do zadního okraje trochanter major a tuberositas glutea, část snopců se upíná do tractus iliotibialis. Funkcí svalu je extenze a zevní rotace kyčelního kloubu, což provádí hlavně zadní vlákna svalu. Přední vlákna tohoto svalu napomáhají abdukci stehna a vlákna s úponem na tuberositas glutea provádí addukci kyčelního kloubu (Čihák, 2016).

Při fixované dolní končetině sval udržuje dorsální sklopení pánve, a tím udržuje vzpřímené postavení trupu. Aktivuje se v chůzi do schodů nebo do kopce, kde stabilizuje stojnou končetinu (Dylevský, 2009b). Potvrzuje to i studie měřená pomocí EMG, kde zjistili, že se m. gluteus maximus zapojuje nejvíce při chůzi do kopce, ale vyšší aktivita byla zaznamenána i při chůzi z kopce dolů (Franz & Kram, 2012).

Podle Kapanjiho (2019) se m. gluteus maximus nezapojuje při běžné chůzi a extenze je vykonávána hamstringy. Zdůrazňuje jeho úlohu při běhu, skocích a chůzi do kopce. Antropologická studie, která byla provedena Bartlettem et al. (2014) částečně toto tvrzení potvrdila. Zjistili, že m. gluteus maximus se zapojuje lehce u chůze i u běhu, ale jeho nejvyšší aktivita byla naměřena při sprintu. Faktem tedy je, že gluteus maximus se zapojuje spíše při rychlých a silově maximálních pohybech než při submaximálních činnostech.

M. biceps femoris

Sval má dvě hlavy – caput longum začíná na tuber ischiadicum a caput breve ve střední třetině linea aspera. Společně se upínají na caput fibulae. Dlouhá hlava je dvoukloubový sval, který provádí extenzi a addukci KYK. Obě hlavy potom flektují kolenní kloub (Dylevský, 2009b).

Aktivace dlouhé hlavy m. biceps femoris se ukázala jako nejefektivnější ve cviku tzv. „Nordic hamstring exercise“, kdy výchozí pozice je v kleku na kolenou, terapeut přidrží nohy a klient excentricky jde pomalu dolů na dlaně a zase zpátky (Llurda-Almuzara et al., 2021).

2.1.3 Vybrané svaly trupu

Pro praktickou část byly vybrány svaly m. rectus abdominis a mm. erectores trunci, protože se podílí na trupové stabilizaci při vykonávání pohybů extenze a abdukce v kyčelním kloubu a ovlivňují postavení pánve.

Břišní a zádové svaly se kontrahují před vlastním pohybem do abdukce nebo extenze ještě před vlastním zahájením pohybu. CNS tudíž provádí stabilizaci trupu pomocí feedforward vazby (Hodges & Richardson, 1997).

Musculus rectus abdominis

Musculus rectus abdominis (přímý sval břišní), začíná na chrupavčitých koncích 5.- 7. žebra a processus xiphoideus a upíná se na os pubis mezi symphysou a tuberculum pubicum. Průběh svalu je oddělen čtyřmi šlachovými vložkami (intersectiones tendinae) (Čihák, 2016).

Jedná se o pomocný výdechový sval – stahuje žebra kaudálně. Provádí předklon trupu a při fixaci trupu zdvihá pánev a snižuje bederní lordózu. Podílí se také na vytváření břišního lisu (Dylevský, 2009b).

Musculi erectores trunci

Skupina hlubokých zádových svalů obsahuje několik skupin svalů, které jsou obtížně anatomicky definovatelné. Jejich oboustranná akce vzpřimuje trup, proto je nazýváme mm. erectores trunci. Jedná se o svaly autochtonní a původní segmentace se nachází u nejhlubších vrstev (Čihák, 2016; Dylevský, 2009b).

Zádové svaly můžeme seřadit od povrchových po hluboké následovně (Dylevský, 2009b; Čihák, 2016). Jejich názvy jsou odvozeny podle průběhů daných svalů:

- Spinotransversální
- Sakrospinální
- Spinospinální
- Transversospinální
- Systém krátkých zádových svalů

Spinotransversální systém obsahuje tyto svalové celky: m. splenius, m. longissimus a m. iliocostalis. Průběh svalů mají od trnových výběžků a přes více obratlů až na příčné výběžky kraniálnějších obratlů, jdou tedy kraniolaterálně. Při jednostranném pohybu provádí úklon a homolaterální rotaci páteře. Při oboustranné kontrakci působí napřímení páteře. Spinospinální systém se jako celek nazývá m. spinalis a vzpřimuje páteř.

Transverospinální systém probíhá opačně než spinotransversální. Řadíme zde svaly m. semispinalis, mm. multifidi a mm. rotatores. Jednostranná kontrakce uklání páteř homolaterálně a současně rotuje na stranu kontralaterální. Oboustranně systém vzpřimuje páteř.

Krátké svaly zádové představují malé svaly mezi sousedními obratli a jsou nejhluběji uložené. Rozlišujeme mm. interspinales a mm. intertransversarii, ale jsou zřetelně vyvinuty jen v krční páteři (Čihák, 2016; Dylevský, 2009b).

Stabilizační funkce trupu

Pro vykonání pohybů extenze i abdukce je zapotřebí stabilizace trupu. Aby bylo možné provést jakýkoliv pohyb horními či dolními končetinami, je důležitá aktivita břišních svalů, bránice, pánevního dna a zádových svalů. Tyto svaly předcházejí pohybu horních a dolních končetin. Dojde tak ke zpevnění jednotlivých pohybových segmentů, aby bylo zajištěno stabilní punctum fixum. Volná část potom může provádět pohyb (punctum mobile) (Kolář, 2009).

Stabilizační funkce svalů probíhá automaticky bez volní kontroly a nikdy se na ni nepodílí pouze jeden sval, ale celý svalový řetězec (Kolář & Lewit, 2005).

Suehiro et al. (2021) zjistili, že u pacientů s bolestí dolní části zad dochází k opoždění aktivace svalů HSS při aktivní abdukci kyčle vleže na boku. Kontrolní skupinu tvořili zdraví jedinci. Svaly, u kterých došlo ke zpoždění byly tyto: m. transversus abdominis, m. obliquus internus abdominis a m. erector spinae bilaterálně.

2.1.4 Pohybové stereotypy

„Dynamický stereotyp představuje dočasně neměnnou soustavu podmíněných a nepodmíněných reflexů, která vzniká na podkladě stereotypně se opakujících podnětů“ (Janda, 1982, str. 19).

Mezi jedinci existuje rozdílné pořadí zapojení svalů během různých pohybových stereotypů. Stereotypy mohou ovlivnit jednak vnější příčiny a také i vnitřní. Často se setkáváme s další inhibicí fázických svalů a svaly posturální mají tendenci ke zkrácení a převládají v daném pohybovém stereotypu (Janda, 1982).

Stereotyp extenze

Ačkoliv je anatomicky hlavním extenzorem kyčle m. gluteus maximus, často se zapojují hlavně ischiokrurální svaly. Při základním vyšetření stereotypu extenze pacient leží na břiše a provádí extenzi v kyčli. Kolenní kloub je přitom extendován. Ideálně by mělo dojít k postupnému zapojení svalů v tomto pořadí: m. gluteus maximus, ischiokrurální svaly, kontralaterální paravertebrální svaly v lumbosakrální oblasti, pak homolaterální a postupně až do segmentů thorakálních. Analýza je prováděná aspekci, což vyžaduje určité zkušenosti terapeuta (Janda, 1982).

Odborné studie, které prováděly výzkumy na toto téma a používaly EMG však přišly s rozdílnými výsledky. Pierce & Lee (1990) vypočítali průměrnou dobu nástupu kontrakce svalů u zdravých probandů z 30 opakování a nezjistili statisticky významné pořadí zapojení svalů. Oproti tomu Vogt & Banzer (1997) našli u zdravých probandů následující stereotyp: ipsilaterální lumbární erector spinae, semitendinosus, kontralaterální erector spinae, TFL a nakonec gluteus maximus. Jejich výzkumný soubor však zahrnoval jen 15 probandů. Studie provedena Bruno & Bagust (2006) dokonce přišla na to, že u zdravé populace ze 300 opakování byl gluteus maximus zapojován jako poslední, a to až v 81 % případů. Toto zjištění neodpovídá tomu, co popsal kdysi Janda (1982) a je proto nejednoznačné, co máme považovat za normu. Lehman et al. (2004) tvrdí, že kvůli variabilitě zapojení svalů ve zdravé populaci se nedá tento test považovat za průkazný.

Stereotyp abdukce

Výchozí poloha pro tento test je vleže na boku. Pacient provede abdukci v kyčelním kloubu bez jakékoliv instrukce. Správné provedení je takové, kdy je abdukce provedena výhradně ve frontální rovině a poměr zapojení m. gluteus medius a m. TFL je 1:1, nebo převažuje lehce m. gluteus medius. Pokud je gluteus medius v útlumu, je provedená abdukce v kombinaci se zevní rotací a flexí a převažuje zde m. TFL, iliopsoas a rectus femoris („tensorový mechanismus abdukce“). Dále může převládat m. quadratus

lumborum. To se projeví nejprve elevací pánve a potom pokračuje stereotyp opět tensorovým mechanismem (Janda, 1982).

Jak se ukázalo, na zapojení svalů v abdukci kyčle nemá vliv úhel v kyčli při izometrické kontrakci (Fujisawa et al., 2014). Má však vliv nastavení kyčle v rámci rotací – vyšší aktivita m. gluteus medius oproti m. TFL se popisuje u vnitřní rotace v kyčli a následné abdukci (Lee et al., 2014).

2.2 Charakteristika vybraného sportu

2.2.1 Kinematické řetězce v bojových sportech

Kinematický řetězec označuje svaly pracující v součinnosti a produkující tak pohyb určitou linií. Většina bojových technik vyžaduje zapojení alespoň 2 řetězců. Podle Link & Chou (2016) rozeznáváme 6 základních kinematických řetězců v bojových sportech. Myers (2021) obecně popisuje 6 řetězců, a navíc ještě další funkční řetězce, které nemají posturální funkci, ale začnou se zapojovat až ve složitějších komplexních pohybech.

- Zadní řetězec

Tento řetězec provádí podsazení pánve, je používán pro propojení pohybů dolních končetin a trupu nebo obecně horní a dolní poloviny těla. Probíhá přes hamstringy až po m. latissimus dorsi (Link & Chou, 2016).

Funkční zadní řetězec probíhá od distálního úponu m. latissimus dorsi přes lumbodorsální fascii, potom přechází střední čáru v úrovni lumbosakrálního spojení, pokračuje přes sakrální fascii a napojuje se na vlákna m. gluteus maximus. Spodními vlákny se spojuje se zadní hranou iliotibiálního traktu, následně pokračuje přes vastus lateralis až na tuberositas tibiae (Myers, 2021). Tady se výše uvedení autoři neshodují, protože Myers (2021) neřadí do tohoto řetězce hamstringy.

- Řetězec extenze dolní končetiny

Řetězec je spojován s kopy – dopomáhá extenzi v kyčli, koleni a kotníku (Link & Chou, 2016).

Myers (2021) popisuje povrchový zadní řetězec, který probíhá od os frontale, přes galea aponeurotica, erector spinae, ligamentum sacrotuberale, hamstringy, m. gastrocnemius až na plantární fascii. Při bočním kopu udržuje stabilitu stojné nohy.

- Řetězec natočení kyčle

Rotace v kyčli se uplatňuje při otočkách a mnohých pohybech dolní končetiny (Link & Chou, 2016).

Myers (2021) popisuje spirální řetězec, který začíná na zadní straně okcipitální kosti, pokračuje přes mm. splenii, navazuje na kontralaterální mm. rhomboidei, dále přes serratus anterior, zepředu na šikmé břišní svaly, opět na kontralaterální stranu na TFL, laterální kondyl tibie, tibialis anterior, I. metatars a zpět kraniálně přes hlavičku fibuly, biceps femoris, sacrum, erector spinae a opět na okciput.

- Postranní řetězec

Důležitý je například v bočním kopu – pomáhá při něm vytočit tělo do strany (Link & Chou, 2016). Výška kopu závisí mimo jiné na schopnosti protažení povrchového zadního řetězce a na síle postranního řetězce (Myers, 2021).

Začíná opět z okcipitální kosti, pokračuje přes m. splenius capitis a m. sternocleidomastoideus na 1. a 2. žebro, interkostální svaly a šikmé břišní svaly. Přes spinu iliacu poté na gluteus maximus, TFL a přes iliotibiální trakt pokračuje na laterální kondyl tibie, hlavičku fibuly, fibulární svaly a laterální krurální kompartment až na 1. a 5. metatars (Myers, 2021).

- Řetězec natočení ramene

Běžně je tento řetězec využíván při úderech rukou, je spjat s pohybem trupu (Link & Chou, 2016).

Dle Myerse (2021) se dá tento řetězec srovnat s povrchovým zadním řetězcem paže a hlubokým zadním řetězcem paže. Povrchový řetězec odstupuje od okciputu, jde přes m. trapezius, spinu scapulae, akromion až na deltový sval, odkud pokračuje na tuberositas deltoidea, laterální intermuskulární septum, laterální epikondylus humeru a přes extenzory až na dorzální plochu prstů. Hluboký řetězec začíná na procesi spinosi C1-C4, pokračuje na rhomboidei a levator scapulae, dále na mediální hranu lopatky a svaly rotátorové manžety a přes hlavici humeru jde na triceps brachii a následně olecranon. Následně navazuje fascií na processus styloideus a přes os triquetrum a hamatum běží na hypothenar a upíná se na vnější hranu malíčku.

- Řetězec extenze horní končetiny

Vytváří zejména natažení horní končetiny v rameni, lokti a zápěstí a používá se taky při úderech rukou, ale i při blocích (Link & Chou, 2016).

Myers (2021) popisuje pro tyto pohyby povrchový přední řetězec paže a hluboký přední řetězec paže. Povrchový řetězec začíná na mediální třetině clavicy, kostálních chrupavkách, spodních žebrech a pokračuje přes pectoralis major a latissimus dorsi na epicondylus medialis humeri odkud jde přes skupinu flexorů karpálním tunelem až na palmární plochu prstů. Hluboký řetězec začíná na 3., 4. a 5. žebro, prochází přes pectoralis minor a clavipectoralní fascii až na processus coracoideus, odtud na biceps brachii a tuberositas radii. Následně po radiu až na processus styloideus radii, radiální kolaterální ligamenta a přes os scaphoideum a os trapezium se přes svaly thenaru dostává na vnější stranu palce. Řetězec dokáže provádět velké silné pohyby jako jsou addukce a extenze a prostřednictvím kontroly zápěstí a prstů provádí úchop (povrchový i hluboký).

- Přední řetězce

Tyto řetězce popisuje jen autor Myers (2021), ale tvoří důležitou součást kopů. Například při předním kopu (front kick) musí proběhnout kontrakce povrchového předního řetězce, aby došlo k flexi v kyčli. Hluboký přední řetězec zase stabilizuje pánev, aby nedošlo k posteriornímu naklopení při maximální flexi.

Povrchový přední řetězec začíná na fascii scalpu, probíhá přes m. sternocleidomastoideus na manubrium sterni, fascia sternalis až na 5. žebro. Odtud pokračuje na rectus abdominis, tuberculum pubicum, dále na rectus femoris, patellu, tuberositas tibiae a po krátkých a dlouhých extenzorech a tibialis anterior až na dorsální plochu prstů. Hluboký přední řetězec je specifický svou funkcí, protože má hlavně posturální funkci a stabilizuje hrudník při dýchacích pohybech. Obsahuje mnoho svalů, začíná na mandibule, pokračuje přes svaly přední strany krku, jde ze zadní strany manubria sterni a přes lumbární obratle na m. transversus thoracis, bránici, kostrč, m. iliopsoas a dále na linea aspera femuru, krátké i dlouhé adduktory kyčle. Pokračuje na mediální i laterální epikondyl femuru a přes m. tibialis posterior na plantární plochu prstů.

Přední funkční řetězec začíná na humeru, pokračuje na m. pectoralis major, 5. a 6. žebro, dále na m. rectus abdominis, tuberculum pubicum, m. adductor longus až na linea aspera femuru. Pomáhá při produkování síly při předním kopu, zatímco funkční zadní řetězec se musí dostatečně natáhnout, aby toto umožnil.

2.2.2 Muaythai

Thajský box, muaythai nebo thaibox je plnokontaktní thajský bojový sport, který se označuje jako umění osmi zbraní – k boji se používají pěsti, lokty, kolena a nohy. Při specifickém boji v klinči jsou boxeři v těsném kontaktu, kde je rozhodující síla, koordinace a technická vyspělost. Slovo „muay“ se překládá jako spojit dohromady, takže se bere jako sport, který spojuje lidi nezávisle na jejich náboženství, pohlaví a sociálních rozdílech. V roce 2010 bylo muaythai uznáno UNESCO jako národní kulturní památka.

Techniky Muaythai se dělí na ‚mae mai‘ nebo také majoritní techniky a ‚fuk mai‘, což jsou minoritní techniky. Tento kontaktní sport vyžaduje taky trénink kondice, při kterém se využívá základní cvičení jako třeba běh, stínování, švihadlo, posilování s vlastní vahou a silový trénink. Obsahem specifického tréninku je stínový box, cvičení s lapami nebo s tréninkovým pytlíkem a různé formy sparingů. Lapy představují změkčené pomůcky nejčastěji určené na ruce a břicho. Thaiboxeři se již jako malí studenti učí zpevnit holenní kost kopáním do těžkých tréninkových pytlů.

Zápasy v Muaythai se dělí na profesionální a amatérské. Na profi úrovni zápasy trvají 5 kol po 2 nebo 3 minutách s dvouminutovou přestávkou mezi koly. Zápasníci používají boxerské rukavice, suspensor, chránič na zuby a bandáže zápěstí. Rozdíl v amatérských zápasech je ten, že trvají jen 3 kola po 3 minutách s pauzou 1 minutu. Kromě výše zmíněných ochranných pomůcek musí amatérský zápasník používat ochrannou helmu, chránič loktů a holení. Ženy dále nastupují ještě s chráničem hrudi a junioři s ochrannou vestou (Česká Muaythai Asociace, 2022; International Federation of Muaythai Associations, 2022; Green et al., 2001).

Základní postoj

Muaythai zápasníci vychází z jednoho základního postoje, který je závislý na dominanci horní končetiny. Pravoruký bojovník je tělem mírně natočen k soupeři tak, že má pravou horní a pravou dolní končetinu vzadu. Ruce jsou drženy v pěstích a dostatečně vysoko, aby chránily hlavu. Pohyby se uskutečňují tak, že přední noha se pohybuje nejprve dopředu, pak následuje zadní. Při pohybu dozadu zase jde nejprve zadní noha.

Pohyby do stran také začínají stejnostrannou nohou (vlevo – levá noha první) (Green et al., 2001).

Důležité je v thaiboxu mít odlehčenou přední nohu, kvůli low-kickům, které může inkasovat od soupeře. Šířka postoje je na šíři ramen. Boxer by se měl neustále pohybovat, nejčastěji po přední části chodidel (Vít et al., 2010).

Údery

Údery v thaiboxu jsou specifické tím, že se používají také údery lokty. Všechny údery vychází ze základního postoje a je možné je provést jak ze zadní, tak z přední ruky. Podle Vít et al., (2010) dělíme údery do těchto kategorií:

- *Direkt*: Cílem bývá hlava nebo tělo soupeře a úderovými plochami jsou pěstní kouby.
- *Hák*: Úder vedený ze strany na hlavu nebo tělo soupeře.
- *Zvedák*: Úder vedený zespoda na hlavu nebo tělo soupeře.
- *Loket*: Úder vedený ze strany nebo seshora na hlavu nebo tělo soupeře. Úderná plocha je zde loket, který opisuje trajektorii oblouku.

Vzhledem k zaměření práce na dolní končetiny nebudou údery podrobně specifikovány.

Kopy

Mezi základní kopy řadíme dle Vít et al. (2010):

- Pushkick
- Lowkick
- Roundkick
- Highkick
- Kneekick

Rozdílem od ostatních bojových umění je, že tradiční Muaythai neobsahuje boční kopy (sidekicks) (Green et al., 2001).

Pushkick

Tento druh kopu je někdy označován i jako frontkick, ale v Muaythai se liší od ostatních sportů (například od taekwonda) tím, že je používán spíše k odtažení soupeře od sebe a zamezení tak postupu dopředu (Green et al., 2001).

Kop se obvykle provádí zadní nohou a podílí se na něm tři kinematické řetězce. Zadní kinematický řetězec pohybuje kyčlemi směrem vpřed, kinematický řetězec, který ovládá rotace kyčle umožní tělu se pohybovat vpřed ve směru kopu a řetězec extenze dolní končetiny vyšvihne dolní končetinu nahoru směrem k cíli. Hlavními svaly, které se zde zapojují jsou m. quadriceps femoris, který napne nohu ke kopu. Prstce napíná dlouhý napínač prstců a palce. Extenzi v kyčli zde provádí m. gluteus maximus a pohyb zadní nohy kontrolují lýtkové svaly a m. quadriceps femoris. Stabilizaci provádí m. rectus abdominis za pomoci lýtkových svalů, kvadricepsu a napínače stehenní povázky – m. TFL (Link & Chou, 2016).

Lowkick

Kop je veden opět ze základního postoje a začíná natočením boků, potom kopající noha opisuje trajektorii oblouku směrem na stehno soupeře. Jedná se o kop, který je prováděn plnou silou s cílem na přední stehno nebo bérec soupeře (Vít et al., 2010; Green et al., 2001).

Jelikož dochází k velké rotaci pánve a trupu, je aktivován postranní řetězec, řetězec natočení kyčle a dochází k extenzi kolene, tudíž se aktivují povrchové řetězce. Opět je aktivován i zadní řetězec a řetězec natočení ramene. Svaly, které se výrazně zapojují v pohybu zahrnují na straně stojné dolní končetiny hlavně šikmé břišní svaly a na straně kopající dolní končetiny to jsou m. quadriceps femoris, m. gluteus medius a m. TFL. Mezi stabilizační svaly pohybu patří na stojné DK m. quadriceps femoris, hamstringy a m. triceps surae. Kopající DK používá hlavně m. quadriceps femoris (Link & Chou, 2016; Meyers, 2021).

Roundkick

Kop opět vychází jako první z boků, kdy je noha vedena obloukovitě směrem na žebra soupeře. Na zadní noze je váha přenesena na přední část chodidla (Vít et al., 2010).

Podle Link & Chou (2016) se na kopu účastní pět kinematických řetězců. Jedná se o kombinaci rychlého otočení a následné stabilizace stojné nohy přes kyčle i trup se

současnou extenzí kopající končetiny. Extenzi kopající nohy provádí dynamicky m. quadriceps femoris, na zdvihu kopající nohy do strany se podílí šikmé břišní svaly, m. gluteus medius a m. TFL. Stabilizačními svaly jsou potom prsní svaly, m. rectus abdominis, kvadriceps stojné nohy a lýtkové svaly.

Tento kop byl zkoumán pomocí 3D kinematické analýzy u různých sportů (taekwondo, karate a muaythai). Ukázalo se, že sportovci provozující muaythai spontánně zaujali příliš blízký postoj k provedení kopu. Naopak sporty taekwondo a karate měly vzdálenost vyšší (Diniz et al., 2021).

Highkick

Tento kop začíná přenesením váhy na zadní nohu a přitažením kopající nohy k tělu. Zadní noha má opět váhu na přední části chodidla. Přední noha opisuje půlkruh a míří na hlavu (Vít et al., 2010).

Zapojení svalových řetězců je podobné jako u pushkicku, je tedy důležitý zadní kinematický řetězec, řetězec rotace kyčle a řetězec extenze dolní končetiny (Link & Chou, 2016).

Kneekick

Kop kolenem je využíván zejména v těsném kontaktu mezi soupeři. Provedení většinou začíná uchopením soupeře za zátylek, přitažení soupeře k sobě a koleno přední nebo zadní nohy udeří směrem na trup nebo hlavu. V Muaythai se jedná o nebezpečné kopy a mnohdy končí pro soupeře fatálně (Vít et al., 2010; Green et al., 2001).

Klíčovými svaly, které se zde zapojují jsou flexory kyčle a lýtkové svaly. Při pohybu celého těla se potom zapojuje m. latissimus dorsi a m. obliquus abdominis externus společně s m. gluteus maximus. Horní částí těla je prováděno natočení ramenou za součinnosti deltového svalu, širokého zádového svalu a břišních svalů (Link & Chou, 2016).

2.2.3 Lateralita v bojových sportech

Lateralita je stranová asymetrie zapojení párových orgánů a struktur těla do různých funkcí. Rozlišujeme laterální preferenci a laterální dominanci. Laterální preferenci rozumíme přednostní používání jednoho orgánu či struktury pro určitou funkci, není to ale používání výhradní. Při laterální dominanci převládá používání jednoho párového orgánu či struktury u různých činností (Vařeka, 2001; Měkota, 1984).

Druhy laterality mohou být: rukovost (handedness), nohovost (footedness), zrakovost (eyedness), točivost, zatačivost a zkřížená lateralita. U těchto druhů rozlišujeme dále kategorie laterality, jako jsou dextrie, sinistrie, ambidextrie („stejnopravost“ – zručnost) a ambisinistrie („stejnolevost“ – nezručnost). Točivost je preferovaný či dominantní směr rotace kolem dlouhé osy těla. Příkladem jsou skoky v krasobruslení. Zatačivost je potom odchylka od přímého směru pohybu (chůze, plavání) při vyloučení zrakové kontroly. Zkříženou lateralitou rozumíme například odlišnou lateralitu na horních a dolních končetinách u jednoho jedince. Co se týče nohovosti, tak by měla být více vyhraněná u pravorukých, než u levorukých (Vařeka, 2001).

Metaanalýza, která zkoumala nohovost v závislosti na rukovosti, potvrdila, že 60 % levorukých měli i dominantní levou dolní končetinu. Pouze 3 % pravorukých však měli dominantní levou dolní končetinu (Packheiser et al., 2020).

Pokud bychom rozdělili nohy na švihovou a odrazovou podle funkční specializace, tak švihová noha je obratnější a odrazová noha je zdatnější v silových výkonech (Drnková & Syllabová, 1983). Odrazová noha, jelikož vykonává silovější úkony, bývá objemnější než noha švihová. Dominantní noha je ta, kterou jedinec upřednostňuje při vykonávání úkonů náročných na koordinaci, jako například kopy na přesnost nebo klepání do rytmu (Měkota, 1983). Nejspolehlivějším testem, jak určit dominanci dolní končetiny, je kop míčem na cíl (Melick et al., 2017).

Ukázalo se, že leváci mají výhodu v úpolových sportech, například ve wrestlingu (Ziyagil et al., 2010) a boxu (Gursoy, 2009) a taky ve srovnání s běžnou populací jsou leváci více zastoupení v bojových sportech (Richardson & Gilman, 2019). Také v taekwondu se vyskytuje více leváků, než v běžné populaci (Cingoz et al., 2018). Holzten (2000) předpokládá, že leváci mohou mít neuroanatomickou výhodu v provádění vizuoprostorových a hrubých vizuomotorických úkolů.

Výhoda levorukých v bojových sportech je taky zdůvodňována tím, že jich je méně, proto nejsou tak dobře předvídatelní soupeřem (Hagemann, 2009).

2.3 Bioelektrická podstata svalové aktivity

Sval se skládá ze svalových vláken, která jsou obalena buněčnou membránou – sarkolemou. Ta obsahuje specifické vchlípeniny do nitra svalového vlákna (T-tubuly), které zajišťují elektrickou komunikaci mezi sarkolemou, myofibrilami a sarkoplazmatickým retikulem. Kontrakce svalu je přímo řízena CNS. Pro vznik akčního potenciálu (AP) na sarkolemě je důležitá dostatečná depolarizace pod nervosvalovou ploténkou. Pomocí T-tubulů se následně zprostředkuje AP přes sarkoplazmatické retikulum, které uvolní Ca^{2+} a je spuštěna kontrakce svalu pomocí myofibril aktinu a myozinu (Kittnar, 2020).

Základní strukturální a funkční jednotkou motorického systému je motorická jednotka (MJ). Ta se skládá z míšního motoneuronu, jeho axonu a svalových vláken, která jsou tímto motoneuronem inervována. Pro jemné motorické pohyby je zapotřebí méně svalových vláken v jedné MJ. Na předních míšních rozích se nachází množství excitačních nebo inhibičních synapsí, ke kterým vedou jednak aferentní dráhy z periferních nervů a také vlákna descendentních drah. Prostřednictvím těchto vláken může vzniknout potenciál, který překročí prahovou hodnotu a vznikne zmíněný AP. Tyto AP se sčítají s AP ostatních MJ a jejich záznam zaznamenáváme jako elektromyogram (Kolářová & Krobot, 2011; Rokyta et al., 2015).

Nábor MJ probíhá postupně od malých po velké. Při zvyšování síly kontrakce tak nejprve využijeme jen malé MJ, při vyšší síle se začnou nabírat i velké MJ. Při vypínání MJ je postup zase obrácený – nejprve povolí velké a následně až malé MJ. Tato pravidla jsou označována jako Hennemanův princip (Latash, 2008). Jedna MJ obsahuje vždy vlákna stejného typu (Kittnar, 2020).

Typy svalových vláken

Průběh AP ovlivňuje typ svalového vlákna, jeho poloměr a délka (Criswell, 2011). Rozlišujeme pomalá vlákna a dva typy rychlých vláken. Pomalá vlákna typu I mají delší latenci na akční potenciál i delší trvání. Jsou určeny k pomalé déletrvající práci a nedokážou vyvinout příliš velkou sílu. energii získávají výhradně oxidativním

metabolismem a řadíme k nim například dlouhé svaly zádového svalstva, které neustále udržují vzpřímené držení těla (Kittnar, 2020).

Naproti tomu rychlá svalová vlákna typu II dosahují kratší latence a produkují větší sílu. Dělí se do dvou skupin, a to na vlákna IIa a IIb. První zmíněná vlákna jsou rychleji unavitelná, využívají anaerobní metabolismus a pracují proto za nedostatku kyslíku, ale po omezenou dobu, což je způsobeno rychlou spotřebou glykogenu ve svalu. Vlákna IIb mají větší schopnost odolávat únavě a mají dobrou aerobní kapacitu (Kittnar, 2020).

2.4 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (surface electromyography – SEMG, nebo také polyelektromyografie – PEMG) umožňuje snímat bioelektrickou aktivitu svalů a sleduje neurální mechanismy pohybové kontroly. Jedná se o neinvazivní metodu, pomocí které lze snímat aktivitu více svalů současně (Kolářová et al., 2019).

SEMG zaznamenává konkrétně akční potenciály více aktivních motorických jednotek v blízkosti elektrod, umístěných na kůži (Kolářová & Krobot, 2011).

Pomocí této metody lze zjistit velikost svalové aktivity, získat informace o svalových synergiích, sekvencích zapojování svalů a taky svalové únavě. Dozvídáme se i o strategiích kontroly pohybu (Konrad, 2006; Enoka, 2015).

Aktivita je snímána nejčastěji bipolárně, kdy elektrody jsou umístěny paralelně s průběhem svalových vláken. Výsledný signál pak představuje potenciálový rozdíl dvou elektrod. Bipolární snímání má výhodu v tom, že je eliminován okolní šum z rádiových nebo televizních stanic (Enoka, 2015; Criswell, 2011)

2.4.1 Faktory ovlivňující kvalitu signálu

Konečná kvalita signálu je ovlivněna vnitřními a vnějšími faktory. Vnitřní faktory není možné tolik ovlivnit, řadíme k nim fyziologické a anatomické vlastnosti svalu a okolních tkání. Naproti tomu vnější faktory jsou ovlivnitelné například správným umístěním elektrod (De Luca, 1997).

Vnitřní faktory

K vnitřním faktorům, které ovlivňují kvalitu signálu řadíme aktivitu vlastního svalu. Ta je dána časovou a prostorovou sumací, tedy typem a počtem svalových vláken a taky frekvencí AP. Na SEMG se zvýšená svalová aktivita projeví hustější a větší amplitudou surového signálu (Kolářová et al., 2019).

Průběh AP ovlivňuje typ svalového vlákna, jeho poloměr a délka. Pomalá svalová vlákna se na SEMG vyznačují nižší amplitudou a pomalejší repolarizační fází. AP jsou rychleji vedena kratšími svalovými vlákny s větším poloměrem, rychlost je zvýšena i při

vyšší teplotě. Při únavě svalu se rychlost vedení snižuje – dochází ke snížení pH a zvýšení koncentrace draslíku (Criswell, 2011).

Výslednou kvalitu signálu ovlivňují také elektrické signály z jiných tkání. Nejčastěji jde o srdeční aktivitu (EKG), kterou je možno zachytit například u svalu m. serratus anterior (Konrad, 2006).

Vnější faktory

Do vnějších faktorů, které lze ovlivnit, řadíme hlavně kvalitu, polohu a velikost elektrod (Kolářová et al., 2019).

Elektrody jsou nejčastěji Ag/AgCl, a to z důvodu, že zachovávají stálé prostředí pro elektrochemické děje. Při pocení nebo vyšší teplotě okolí dochází ke změně tohoto prostředí, proto by se mělo měřit po nezbytně nutnou dobu ve stálé teplotě okolí. Před aplikací elektrod je vhodné očistit kůži od nečistot, aby byl zajištěn kvalitní přenos signálu – například alkoholem (Criswell, 2011, Kolářová et al., 2019).

Nejčastěji se používá bipolární snímání s uložením elektrod paralelně s průběhem svalových vláken. Vzdálenost mezi elektrodami se pohybuje od 0,5–4 cm. Čím jsou elektrody blíže k sobě, tím má výsledný signál nižší amplitudu a vyšší frekvenci. Snižuje se tím i riziko kontaminace signálu z okolních svalů (cross-talks). Také velikost elektrod ovlivňuje podobu signálu, protože se snižující se velikostí elektrod se zvyšuje impedance, což následně ovlivňuje frekvenci a amplitudu signálu. Elektrody se umísťují na střed svalového břicha (De Luca, 1997; Criswell, 2011; Kolářová et al., 2019).

Dále může výsledný signál ovlivnit okolní šum z ostatních elektrických přístrojů nebo takzvané pohybové artefakty, které vznikají mechanickým podnětem a narušují elektrický přenos mezi elektrodou a kůží. Proto je důležité správné zapojení kabelů a zesilovače signálu (Criswell, 2011).

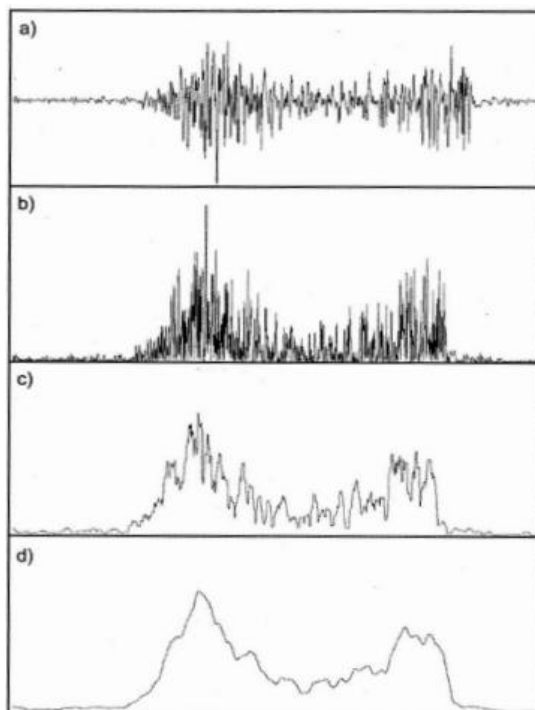
2.4.2 Analýza a zpracování signálu

Surový SEMG záznam představuje nezpracovaný EMG signál, který je interferenčním vzorcem AP snímaného elektrodami a pro interpretaci výsledků ho je

potřeba dále zpracovat. K tomu používáme často frekvenční analýzu a analýzu amplitudy (Kolářová & Krobot, 2011).

Frekvenční analýzou se dostává signál z časové oblasti do oblasti frekvenční. Cílem je také odstranit signál, který nemá původ v aktivaci svalu – například pohybové artefakty. Z těchto parametrů posuzujeme hlavně velikost svalové únavy.

Následně prochází signál rektifikací a vyhlazením (Obrázek 1). Negativní hodnoty amplitudy jsou převedeny do pozitivních hodnot, z nichž můžeme určit průměrnou hodnotu amplitudy. Vyhlazení potom slouží k minimalizaci výchylek vysokých frekvencí (Kolářová & Krobot, 2011; Dupalová & Zaatar, 2015)



Obrázek 1: Rektifikace a vyhlazení signálu. Převzato z Krobot & Kolářová (2011)

Signál je nutné dále normalizovat – získáme tak poměrové vyjádření hodnot amplitudy k definované referenční hodnotě (například maximální volní izometrické kontrakci). Umožní nám to porovnávat hodnoty mezi sebou při zachování charakteru amplitudy v čase (Dupalová & Zaatar, 2015).

2.4.3 Vztah EMG záznamu a síly svalu

Kolářová & Krobot (2011) zdůrazňují, že vyšší amplituda signálu nemusí nutně znamenat vyšší sílu daného svalu. Vztah mezi silou a velikostí EMG záznamu není lineární. Závisí také na typu svalové kontrakce, rychlosti, výchozí poloze, míře unavitelnosti nebo trénovanosti svalu. Uvádí, že například trénovaný sval je schopen vyprodukovat větší sílu, než netrénovaný nebo unavený, ale při stejné EMG aktivitě.

Vztah mezi EMG signálem a silou nejlépe zjistíme v izometrické kontrakci, při které zůstává síla konstantní a nemění se délka svalových vláken ani poloha elektrod (Kolářová & Krobot, 2011).

2.4.4 Využití EMG

Dle De Luca (1997) je EMG nejčastěji využíváné pro zjištění timingu, svalové únavy a velikosti svalové aktivity. V této diplomové práci bude popsán timing vzhledem k zaměření její praktické části.

Časová souslednost svalů (timing) znamená zapojení svalů v čase. Sledujeme vzestup z klidové svalové aktivity na aktivační hodnotu, od které se považuje sval za aktivní. Počátek svalové aktivity je určen překročením průměrné amplitudy signálu v klidu, plus dvě její směrodatné odchylky po dobu alespoň 20 ms. Za hranici rozlišitelnosti je považována doba 10 ms (Kolářová & Krobot, 2011; De Luca, 1997).

3 Studie

Vogt & Banzer (1997) provedli studii, kde pomocí povrchové EMG zkoumali pořadí zapojení svalů u extenze v kyčli v leže na břiše. Účastnilo se 15 zdravých probandů, bez bolestí pohybového aparátu, pro výzkum byla použita extenze pouze pravé DK. Pořadí zapojení svalů bylo následující: ipsilaterální lumbární erector spinae, m. semitendinosus, kontralaterální erector spinae, m. TFL a nakonec m. gluteus maximus.

Timing svalů u zdravé populace v oblasti kyčle také zkoumali autoři Bruno & Bagust (2006). Zúčastnilo se 30 probandů a pomocí povrchové EMG byly měřeny svaly: m. gluteus maximus, hamstringy, kontralaterální erector spinae, a ipsilaterální erector spinae. Nejčastější vzor aktivace byl následující: hamstringy, ipsilaterální erector spinae, kontralaterální erector spinae a gluteus maximus. Výsledky tedy ukazují na to, že nejen u pacientů s LBP může být zpožděn m. gluteus maximus, ale také u zdravé populace dochází k tomuto jevu. V tomto případě byl m. gluteus maximus posledním svalem až v 81 % případů.

Další studii provedli stejní autoři Bruno & Bagust (2007), kteří zkoumali rozdíly v zapojení svalů u pacientů bez bolestí dolní části zad (nLBP) a s bolestí dolní části zad (LBP) u extenze v kyčli. Pomocí povrchové EMG byly snímány 4 svaly: m. gluteus maximus, hamstringy, kontralaterální erector spinae, a ipsilaterální erector spinae. Ke stanovení počátku aktivity byl použit tlakový snímač. Vzorek probandů nLBP byl testován pouze na pravou nohu a vzorek LBP na obě nohy. Byl sledován timing a také čas nástupu každého svalu vzhledem k počátku svalové aktivity a k dalším svalům. V nástupu svalové aktivity nebyl zjištěn rozdíl, avšak timing ukázal signifikantní opoždění svalu gluteus maximus u skupiny s LBP na obou nohách, u nohy na straně bolesti zad to bylo 107,5 ms vzhledem k počátku pohybu a u druhé nohy to bylo o něco méně – 75,4 ms.

Výzkum ohledně extenze v kyčli u sportovců provedl Schuermans et al. (2017), kde zkoumal zapojení svalů u amatérských hráčů fotbalu a souvislost stereotypu extenze a zranění hamstringů. Této studii se zúčastnilo 60 probandů (mužů) a zkoumané svaly byly vybrány tyto: kontralaterální erector spinae, hamstringy a m. gluteus maximus. Výsledky ukázaly, že došlo k signifikantnímu zpoždění hamstringů u hráčů, kteří prodělali zranění hamstringů. Hráči měli 8x vyšší pravděpodobnost zranění, pokud se

hamstringy aktivovaly až po m. erector spinae. Neuromuskulární kontrola zadního řetězce tedy ovlivňuje zranitelnost v oblasti hamstringů.

Studie provedená Mondal et al. (2014), která se zabývala opět EMG u fotbalistů potvrdila rozdíl mezi aktivitou svalů dominantní a nedominantní končetiny v klidném postoji. Klidová aktivita svalů lýtka a kvadricepsu byla signifikantně vyšší na dominantní končetině.

Analýza pomocí povrchové elektromyografie u bojových sportů byla zkoumána u obloukového kopu (roundhouse kick) pro sport taekwondo. Jednalo se o studii, ve které porovnávali začátečníky (pod 3 roky provozování sportu) a pokročilé (nad 3 roky provozování sportu). Snímány byly svaly: m. soleus, m. tibialis anterior, laterální gastrocnemius, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. biceps femoris a m. semitendinosus. Sledované parametry byly svalová aktivace v procentech a okamžik maximální amplitudy. Kop byl rozdělen do dvou fází – první fáze probíhala z klidové pozice až těsně před nárazem nohy do tréninkového pytle, druhá fáze od okamžiku kopu do pytle až po návrat do klidové pozice. Výsledky ukázaly rozdíly mezi aktivací svalů ve fázi před nárazem u m. soleus, rectus femoris a biceps femoris a po nárazu u m. vastus medialis. Existují tedy rozdíly mezi sportovci zkušenými a méně zkušenými v aktivaci svalů (Valdes-Badilla et al., 2018).

4 Cíl a výzkumné otázky

4.1 Cíl

Cílem práce je pomocí povrchové elektromyografie zhodnotit rozdíly v aktivitě svalů v oblasti dolních končetin a trupu a zjistit jejich pořadí v zapojování při extenzi a abdukci kyčelního kloubu ve spontánní rychlosti s pohybem bez zátěže a se zátěží.

4.2 Výzkumné otázky

V1 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi dominantní a nedominantní končetinou při abdukci v kyčelním kloubu vykonávané s/bez zátěže u běžné populace?

V2 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi dominantní a nedominantní končetinou při extenzi v kyčelním kloubu vykonávané s/bez zátěže u běžné populace?

V3 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě dominantní končetiny při abdukci v kyčelním kloubu vykonávané s/bez zátěže u běžné populace a skupiny thaiboxerů?

V4 Existuje rozdíl ve svalové aktivitě dominantní končetiny při extenzi v kyčelním kloubu vykonávané bez zátěže u běžné populace a skupiny thaiboxerů?

5 Metodika

5.1 Výzkumný soubor

Výzkumu se zúčastnilo 30 probandů, z toho 12 probandů, kteří tvořili kontrolní skupinu. Věk kontrolní skupiny byl omezen na 18–40 let a reálně se pohyboval od 20–40 let, průměrný věk byl potom 25,75 let a průměrná hmotnost 71,92 kg. Zúčastnilo se 5 žen a 7 mužů, z toho 8 probandů s pravostrannou dominantní DK a 4 s levostrannou dominancí. Kritéria pro zařazení do kontrolní skupiny byla: bez pravidelné sportovní aktivity, bez historie vykonávání bojových sportů a bez bolestí pohybového aparátu. Všichni probandi byli seznámeni s průběhem vyšetření a měření a podepsali informovaný souhlas (Příloha 1). Práce získala souhlas etické komise.

Skupinu sportovců, kteří provozují thajský box, tvořilo 18 probandů a data byla se souhlasem autora převzata z diplomové práce Kostolányho (2021). Kritéria pro vstup do jeho měření byla: věk probandů od 15–40 let, poslední 3 měsíce bez bolestí páteře a kyčelních kloubů a daný sport provozují alespoň 1 rok.

5.2 Vstupní protokol

Vyšetření a měření probandů proběhlo v únoru 2022. Výzkumný tým se skládal ze dvou studentek navazujícího magisterského oboru Fyzioterapie. Měření a vyšetření probíhalo v laboratoři FTK UPOL.

Pro vyšetření byl vytvořen vstupní protokol, který obsahoval číslo probanda, věk a jeho hmotnost. Potom byly zaznamenány údaje o prodělaných úrazech na dolních končetinách a informace o aktuálních bolestech pohybového aparátu. Bylo provedeno základní kineziologické vyšetření, které bylo doplněno o speciální testy. První studentka, která se zabývala EMG ramenního kloubu vyšetřovala navíc hypermobilitu, instabilitu ramene a dominanci horní končetiny (pomocí Edinburghského dotazníku). Druhá studentka navíc vyšetřila rozsah pohybu v kyčelních kloubech, dominanci dolní končetiny (pomocí Waterloo footedness questionnaire), test polohy na čtyřech dle Koláře a vyšetření zkrácených svalů (zejména m. rectus femoris, m. iliopsoas, m. TFL a skupina hamstringů). Z těchto údajů byla využita hmotnost probanda ke stanovení zátěže k měření, která se vypočítala jako 3 % tělesné hmotnosti podle Bolgla & Uhl (2005), a údaj o dominanci končetin.

5.3 Technické parametry

Pro měření byl použit osmikanálový přístroj EMG NORAXON TeleMyo 2400T G2 (Obrázek 2) a elektromyogram byl zpracován v programu MyoResearch XP Master. Signál byl snímán jednorázovými lepícími elektrodami značky Kendall™, se senzorem Ag/AgCl a pevným hydrogelem s pěnovým nosičem o průměru 24 mm.



Obrázek 2: Přístroj EMG (zdroj: vlastní archiv autora)

5.4 Měření

5.4.1 Umístění elektrod

Před nalepením elektrod byla kůže očištěna vodou a vysušena, případně oholena. Snímány byly tyto svaly, a to jak na dominantní, tak na nedominantní DK: m. erector spinae bilaterálně v oblasti L1, m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. TFL, m. biceps femoris a m. rectus abdominis bilaterálně.

Umístění elektrod bylo ve středu svalového břicha paralelně s průběhem svalových vláken (Obrázek 3). Pro standardní umístění elektrod k jednotlivým svalům byl použit manuál z projektu SENIAM a umístění bylo následující: m. gluteus maximus v polovině vzdálenosti mezi os sacrum a trochanter major; m. gluteus medius v polovině vzdálenosti crista iliaca a trochanter major; m. TFL v proximální šestině mezi SIAS

a laterálním kondylem femuru; m. biceps femoris mezi tuber ischii a laterálním kondylem tibie; mm. erectores spinae na vzdálenost 2 prstů laterálně od processus spinosus L1; m. rectus abdominis 2 prsty laterálně od umbilicu (SENIAM, 1999). Referenční elektroda byla umístěna na SIPS a vzdálenost mezi elektrodami byla 1 cm.



Obrázek 3 Umístění elektrod (zdroj vlastní archiv autora)

5.4.2 Průběh měření

Abdukce

Po správném umístění elektrod se zapojil i přístroj EMG a proband byl vyzván k zaujmutí výchozí polohy k měření. Proband se položil na netestovaný bok, nejprve tedy na nedominantní stranu, potom na dominantní stranu. K oblasti kotníků byl umístěn pás, který omezoval abdukci v kyčli do 30° (podle studie Pierce & Lee, 1990). Spodní DK byla pokrčená a horní plně natažená. Proband byl instruován o provedení pohybu do abdukce v kyčli s extenzí kolenního kloubu a provedl 1 testovací pohyb pro ověření správného zapojení elektrod.

Následně proband na pokyn „ted“ provedl pohyb do abdukce v kyčli ve spontánní rychlosti a na pokyn „zpět“ vrátil končetinu do původní pozice. Takto byly naměřeny 3 záznamy. Dále dostal proband závaží upevněné kolem kotníků o váze 3 % jeho vlastní hmotnosti a opět provedl třikrát pohyb do abdukce o spontánní rychlosti.

Extenze

Následně se proband otočil tak, aby ležel na břiše a byl zafixován pásem v dolní hrudní oblasti a další pás byl umístěn ke kotníkům tak, aby zamezil extenzi do 15° pohybu. Horní končetiny byly podloženy pod čelem a DK natažené. Opět byl proveden testovací pohyb probanda do extenze v kyčelním kloubu s extendovaným kolenním kloubem.

Na pokyn „ted“ provedl proband pohyb do extenze spontánní rychlostí a na pokyn „zpět“ znovu vrátil DK do původní polohy. Opět byly naměřeny 3 záznamy se spontánní rychlostí a 3 záznamy se závažím vážícím 3 % tělesné hmotnosti probanda.

Potom se přešlo k měření nedominantní končetiny stejným způsobem – nejprve abdukce a poté extenze.

5.5 Analýza záznamu

Elektromyogram byl zpracován v programu MyoResearch XP Master. Pomocí markerů byl označen začátek pohybové aktivity (pokyn „ted“), dosažení maximálního rozsahu pohybu omezeného pásy, začátek návratu do původní polohy (pokyn „zpět“) a ihned po návratu do původní polohy a ukončení pohybu (celkem 4 markery).

Byly provedeny 3 záznamy, kdy první byl zkušební a k samotné analýze byl použit druhý. Pokud druhý záznam nebyl dostatečně kvalitně naměřen, došlo například k pohybovým artefaktům a podobně, byl využit ten třetí.

Záznam byl upraven rektifikací, vyhlazením a pokud bylo nutné, byl odstraněn záznam EKG. Normalizace dat byla provedena pomocí hodnot amplitude peak a amplitude mean. Timing se zjistil pomocí marker menu, ve kterém se markerem označil začátek svalové aktivity (rise 10 %). Podle pozice markeru na časové ose byly svaly seřazeny, a to vzestupně podle nástupu jejich aktivity. Dále se markerem zaznamenal čas, ve kterém došlo k maximální aktivitě svalu. Následně byl vypočítán čas od začátku svalové aktivity do její maximální hodnoty. Data byla zaznamenána do programu Microsoft Office Excel 365, poté byla data zpracována v programu Statistica.

6 Výsledky

6.1 Výzkumná otázka 1 (V1)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi dominantní a nedominantní končetinou při abdukci v kyčelním kloubu vykonávané s/bez zátěže u běžné populace?

Byl použit Wilcoxonův párový test pro porovnání dvou normalizovaných hodnot (No) mezi dominantní a nedominantní končetinou. Zvlášť byly srovnány taky pohyby spontánní rychlostí bez zátěže a zvlášť se zátěží. Hladina statistické významnosti (p-hodnota) byla nastavena na 0,05. Abdukce DK bez zátěže dosáhla statistické významnosti pouze u svalu m. gluteus maximus (Tabulka 1).

ABD, BZ	No	
	p-hodnota	Z
m. erector spinae (kontra)	0,530285	0,627572
m. erector spinae (homo)	0,753684	0,313786
m. gluteus maximus	0,028057	2,196501
m. gluteus medius	0,694887	0,392232
m. tensor fasciae latae	0,937473	0,078446
m. biceps femoris	0,239317	1,176697
m. rectus abdominis (homo)	0,875329	0,156893
m. rectus abdominis (kontra)	0,637871	0,470679

Tabulka 1 Kontrolní skupina, pohyb do abdukce bez zátěže, parametr normalizace

Legenda: ABD, BZ – abdukce, bez zátěže; N – normalizované hodnoty; p-hodnota – hodnota statistické významnosti; Z – rozdíl daných hodnot

Tabulka 2 ukazuje průměrné hodnoty normalizace, které jsou statisticky významné. Existuje rozdíl mezi aktivací svalu m. gluteus maximus – tento sval se aktivuje ve větší míře na dominantní dolní končetině.

sval	průměrná hodnota normalizace	
	dominantní DK	nedominantní DK
m. gluteus maximus	0,588050	0,221805

Tabulka 2 Průměrné normalizované hodnoty dominantní a nedominantní DK při abdukci bez zátěže, statisticky významné.

Stejným testem byla provedena statistická analýza pohybu do abdukce, kde byla přidána zátěž. Nebyla nalezena žádná statistická významnost. Nejblíže této významnosti byl opět sval m. gluteus maximus (Tabulka 3).

ABD, Z	No	
	p-hodnota	Z
m. erector spinae (kontra)	0,875329	0,156893
m. erector spinae (homo)	0,432768	0,784465
m. gluteus maximus	0,209428	1,255143
m. gluteus medius	0,58292	0,549125
m. tensor fasciae latae	0,530285	0,627572
m. biceps femoris	0,239317	1,176697
m. rectus abdominis (homo)	0,813945	0,235339
m. rectus abdominis (kontra)	0,813945	0,235339

Tabulka 3 Kontrolní skupina, pohyb do abdukce se zátěží, parametr normalizace

Legenda: ABD, Z – abdukce, zátěž; No – normalizované hodnoty; p-hodnota – hodnota statistické významnosti; Z – rozdíl daných hodnot

Dále byl hodnocen parametr čas, který vyjadřuje dobu, za kterou dosáhne sval svého maxima od začátku jeho aktivace. Byl použit opět Wilcoxonův párový test, kde byly srovnány hodnoty dominantní a nedominantní končetiny. Žádná z hodnot nenabyla statistické významnosti pro pohyb do abdukce bez zátěže (Tabulka 4) a žádná hodnota se ani významnosti nepřiblížila.

ABD, BZ	ČAS	
	p-hodnota	Z
m. erector spinae (kontra)	0,875329	0,156893
m. erector spinae (homo)	1	0
m. gluteus maximus	0,968712	0,039223
m. gluteus medius	0,813945	0,235339
m. tensor fasciae latae	0,753684	0,313786
m. biceps femoris	0,694887	0,392232
m. rectus abdominis (homo)	0,530285	0,627572
m. rectus abdominis (kontra)	0,753684	0,313786

Tabulka 4 Kontrolní skupina, pohyb do abdukce bez zátěže, parametr čas

Legenda: ABD, BZ – abdukce bez zátěže; p-hodnota – hodnota statistické významnosti; Z – rozdíl daných hodnot

Tabulka 5 hodnotí hladiny statistické významnosti pro pohyb do abdukce se zátěží. Žádná hodnota této významnosti nenabyla. Nejbližše se pohyboval m. rectus abdominis homolaterálně.

ABD, Z	ČAS	
	p-hodnota	Z
m. erector spinae (kontra)	0,346522	0,941357
m. erector spinae (homo)	0,272096	1,09825
m. gluteus maximus	0,58292	0,549125
m. gluteus medius	0,813945	0,235339
m. tensor fasciae latae	0,388187	0,862911
m. biceps femoris	0,388187	0,862911
m. rectus abdominis (homo)	0,05974	1,882715
m. rectus abdominis (kontra)	0,289588	1,059027

Tabulka 5 Kontrolní skupina, pohyb do abdukce se zátěží, parametr čas

Legenda: ABD, Z – abdukce se zátěží; p-hodnota – hodnota statistické významnosti; Z – rozdíl daných hodnot

Následující Tabulka 6 určuje nejčastější zapojení svalů pro pohyby do abdukce bez zátěže a se zátěží. Vyhodnoceno je toto pořadí pomocí funkce modus. Vedle této funkce bylo vypočítáno také průměrné pořadí, ve kterém se svaly postupně zapojovaly v daném pohybu. Můžeme pozorovat, že po přidání zátěže došlo ke změně v pořadí, avšak na základě těchto tabulek můžeme tvrdit, že výzkumný soubor měl správný stereotyp abdukce v kyčli u dominantní dolní končetiny, jelikož v obou případech (se zátěží i bez zátěže) došlo k prvotní aktivaci m. GMed před m. TFL. Sval m. RA homo se aktivoval BZ nejčastěji jako první, ale se zátěží došlo k jeho opoždění. Sval m. BF se však bez zátěže aktivoval mezi posledními a při zátěži mezi prvními. Pokud se však podíváme na průměrné hodnoty, tak m. BF se pohybuje i se zátěží i BZ zhruba na stejných hodnotách.

D	m. ES kontra		m. ES homo		m. GMax		m. GMed		m. TFL		m. BF		m. RA homo		m. RA kontra	
	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø
ABD, BZ	3	4,250	2	4,750	1	2,583	1	2,167	3	4,500	6	4,417	1	4,417	8	6,583
ABD, Z	1	4,250	4	3,667	2	3,750	2	2,333	3	5,000	1	4,500	6	5,167	7	5,083

Tabulka 6 Timing svalů a průměrné pořadí jejich zapojení při pohybu do abdukce se zátěží a bez zátěže, dominantní dolní končetina

Legenda: D – dominantní dolní končetina; ABD, BZ – abdukce bez zátěže; ABD, Z – abdukce se zátěží; Mod – modus; Ø – průměr; m. ES kontra – musculus erector spinae na kontralaterální straně; m. ES homo – musculus erector spinae na homolaterální straně; m. GMax – m. gluteus maximus; m. GMed – m. gluteus medius; m. TFL – musculus tensor fasciae latae; m. BF – musculus biceps femoris; m. RA homo – musculus rectus abdominis na homolaterální straně; m. RA kontra – musculus rectus abdominis na kontralaterální straně.

N	m.ES kontra		m. ES homo		m. GMax		m. GMed		m. TFL		m. BF		m. RA homo		m. RA kontra	
	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø
ABD, BZ	1	2,583	2	3,833	2	3,667	3	3,750	8	5,750	7	4,417	2	4,250	5	4,583
ABD, Z	4	5,083	5	3,417	1	2,917	3	3,250	6	5,667	3	4,083	7	4,167	6	4,833

Tabulka 7 Timing svalů a průměrné pořadí jejich zapojení při pohybu do abdukce se zátěží a bez zátěže, nedominantní dolní končetina

Legenda: N – nedominantní dolní končetina; ABD, BZ – abdukce bez zátěže; ABD, Z – abdukce se zátěží; Mod – modus; Ø – průměr; m. ES kontra – musculus erector spinae na kontralaterální straně; m. ES homo – musculus erector spinae na homolaterální straně; m. GMax – m. gluteus maximus; m. GMed – m. gluteus medius; m. TFL – musculus tensor fasciae latae; m. BF – musculus biceps femoris; m. RA homo – musculus rectus abdominis na homolaterální straně; m. RA kontra – musculus rectus abdominis na kontralaterální straně.

Tabulka 7 ukazuje timing svalů na nedominantní dolní končetině při pohybech do abdukce bez zátěže a se zátěží na nedominantní dolní končetině. Nejčastější pořadí bylo vypočítáno pomocí funkce modus a druhá z hodnot určuje průměrnou hodnotu zapojení těchto svalů.

Na výzkumnou otázku, jestli existuje rozdíl v aktivaci dominantní a nedominantní dolní končetiny při pohybu do abdukce, můžeme odpovědět následovně: existuje rozdíl v abdukci bez zátěže, a to u svalu m. gluteus maximus. Výraznější aktivitu vykazuje dominantní dolní končetina. Pořadí zapojení svalů je správné podle Jandy – na obou DK se vždy aktivuje nejprve m. GMed před m. TFL.

6.2 Výzkumná otázka 2 (V2)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě mezi dominantní a nedominantní končetinou při extenzi v kyčelním kloubu vykonávané s/bez zátěže u běžné populace?

Extenze byla porovnáována opět pomocí Wilcoxonova párového testu. Hladina statistické významnosti (p-hodnota) byla nastavena na 0,05. Byly porovnány normalizované hodnoty (No) mezi dominantní a nedominantní končetinou u extenze bez zátěže. Statistické významnosti nabyly svaly m. erector spinae homolaterálně, m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae (Tabulka 8).

EX, BZ	No	
	p-hodnota	Z
m. erector spinae (kontra)	0,637871	0,470679
m. erector spinae (homo)	0,002218	3,059412
m. gluteus maximus	0,307822	1,019804
m. gluteus medius	0,049861	1,961161
m. tensor fasciae latae	0,028057	2,196501
m. biceps femoris	0,637871	0,470679
m. rectus abdominis (homo)	0,637871	0,470679
m. rectus abdominis (kontra)	0,209428	1,255143

Tabulka 8 Kontrolní skupina, extenze bez zátěže, parametr normalizace

Legenda: EX, BZ – extenze, bez zátěže; No – normalizované hodnoty; p-hodnota – hodnota statistické významnosti; Z – rozdíl daných hodnot

Statisticky významné proměnné a jejich průměrné hodnoty normalizace jsou znázorněny v Tabulce 9. Ta ukazuje, že rozdíl v aktivaci na dominantní a nedominantní končetině je v tom, že všechny svaly jeví vyšší aktivitu na nedominantní DK.

sval	průměrná hodnota No	
	dominantní DK	nedominantní DK
m. erector spinae (homo)	0,411564	0,547083
m. gluteus medius	0,402759	0,474307
m. tensor fasciae latae	0,395631	0,452498

Tabulka 9 Průměrné normalizované hodnoty (No) dominantní a nedominantní DK při flexi bez zátěže, statisticky významné.

Pohyb do extenze se zátěží, porovnaný pomocí Wilcoxonova párového testu, nebyl statisticky významný ani u jednoho svalu. Nejblíže se této hodnotě přiblížily svaly m. gluteus medius a m. gluteus maximus, které dosáhly identických hodnot (Tabulka 10).

EX, Z	No	
	p-hodnota	Z
m. erector spinae (kontra)	0,116665	1,568929
m. erector spinae (homo)	0,136098	1,490483
m. gluteus maximus	0,099482	1,647376
m. gluteus medius	0,099482	1,647376
m. tensor fasciae latae	0,307822	1,019804
m. biceps femoris	0,239317	1,176697
m. rectus abdominis (homo)	0,209428	1,255143
m. rectus abdominis (kontra)	0,637871	0,470679

Tabulka 10 Kontrolní skupina, extenze se zátěží, parametr normalizace

Legenda: EX, Z – extenze, se zátěží; No – normalizované hodnoty; p-hodnota – hodnota statistické významnosti; Z – rozdíl daných hodnot

Hodnocení času proběhlo taktéž pomocí Wilcoxonova párového testu. Pohyb do extenze bez zátěže nezaznamenal statistickou významnost (Tabulka 11). Pohyb se zátěží však ukazuje, že svaly m. gluteus maximus a m. gluteus medius mají prokazatelně rozdíl v aktivaci dominantní a nedominantní dolní končetiny (Tabulka 12).

EX, BZ	ČAS	
	p-hodnota	Z
m. erector spinae (kontra)	0,530285	0,627572
m. erector spinae (homo)	0,08438	1,725822
m. gluteus maximus	0,480177	0,706018
m. gluteus medius	0,136098	1,490483
m. tensor fasciae latae	0,637871	0,470679
m. biceps femoris	0,637871	0,470679
m. rectus abdominis (homo)	0,07119	1,804268
m. rectus abdominis (kontra)	0,239317	1,176697

Tabulka 11 Kontrolní skupina, pohyb do extenze bez zátěže, parametr čas

Legenda: EX, BZ – extenze, bez zátěže; p-hodnota – hodnota statistické významnosti; Z – rozdíl daných hodnot

EX, Z	ČAS	
	p-hodnota	Z
m. erector spinae (kontra)	0,637871	0,470679
m. erector spinae (homo)	0,209428	1,255143
m. gluteus maximus	0,04139	2,039608
m. gluteus medius	0,012064	2,510287
m. tensor fasciae latae	0,116665	1,568929
m. biceps femoris	0,136098	1,490483
m. rectus abdominis (homo)	0,432768	0,784465
m. rectus abdominis (kontra)	0,182339	1,33359

Tabulka 12 Kontrolní skupina, pohyb do extenze se zátěží, parametr čas

Legenda: EX, Z – extenze, se zátěží; p-hodnota – hodnota statistické významnosti; Z – rozdíl daných hodnot

Tabulka 13 znázorňuje tento rozdíl v průměrném času, za který svaly dosáhly maximum své aktivace od začátku pohybu. Na nedominantní dolní končetině měly tyto svaly prokazatelně delší čas, při kterém nabyly svého maxima, oproti dominantní dolní končetině.

sval	průměrná hodnota ČAS	
	dominantní DK	nedominantní DK
m. gluteus maximus	0,744167	0,966500
m. gluteus medius	0,699250	0,996333

Tabulka 13 Průměrné hodnoty pro extenzi se zátěží, parametr čas, statisticky významné.

Timing byl hodnocen pomocí funkce modus, která určuje nejčastější zastoupení hodnot v daném souboru. Bylo také vypočítáno průměrné pořadí svalů v nástupu jejich aktivity. Dominantní dolní končetina (Tabulka 14) a nedominantní dolní končetina (Tabulka 15) vykazují opoždění m. gluteus maximus oproti mm. erectores spinae i m. biceps femoris.

D	m.ES kontra		m. ES homo		m. GMax		m. GMed		m. TFL		m. BF		m. RA homo		m. RA kontra	
	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø
EX, BZ	3	2,417	2	3,417	6	5,167	5	6,250	6	5,417	2	3,250	1	4,333	2	3,417
EX, Z	3	2,500	1	2,583	7	6,250	8	5,583	5	4,833	6	3,500	1	4,500	1	4,250

Tabulka 14 Timing svalů a průměrné pořadí jejich zapojení při pohybu do extenze se zátěží a bez zátěže, dominantní DK

Legenda: D – dominantní dolní končetina; EX, BZ – extenze bez zátěže; EX, Z – extenze se zátěží; Mod – modus; Ø – průměr; m. ES kontra – musculus erector spinae na kontralaterální straně; m. ES homo – musculus erector spinae na homolaterální straně; m. GMax – m. gluteus maximus; m. GMed – m. gluteus medius; m. TFL – musculus tensor fasciae latae; m. BF – musculus biceps femoris; m. RA homo – musculus rectus abdominis na homolaterální straně; m. RA kontra – musculus rectus abdominis na kontralaterální straně.

N	m.ES kontra		m. ES homo		m. GMax		m. GMed		m. TFL		m. BF		m. RA homo		m. RA kontra	
	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø	Mod	Ø
EX, BZ	4	3,333	1	2,667	7	5,833	5	4,917	7	5,667	5	3,500	1	3,667	8	4,417
EX, Z	4	3,667	2	2,583	7	5,000	6	4,750	7	5,750	1	2,583	1	4,250	3	4,417

Tabulka 15 Timing svalů a průměrné pořadí jejich zapojení při pohybu do extenze se zátěží a bez zátěže, nedominantní DK

Legenda: D – dominantní dolní končetina; EX, BZ – extenze bez zátěže; EX, Z – extenze se zátěží; Mod – modus; Ø – průměr; m. ES kontra – musculus erector spinae na kontralaterální straně; m. ES homo – musculus erector spinae na homolaterální straně; m. GMax – m. gluteus maximus; m. GMed – m. gluteus medius; m. TFL – musculus tensor fasciae latae; m. BF – musculus biceps femoris; m. RA homo – musculus rectus abdominis na homolaterální straně; m. RA kontra – musculus rectus abdominis na kontralaterální straně.

Můžeme tedy odpovědět na výzkumnou otázku. Aktivace svalů v extenzi DK bez zátěže je rozdílná u dominantní a nedominantní dolní končetiny, a to v aktivaci m. erector spinae, m. gluteus medius a m. TFL. Všechny tyto svaly vykazují vyšší aktivitu na nedominantní dolní končetině. Průměrně svalům m. gluteus maximus a m. gluteus medius na nedominantní dolní končetině trvá déle, než se od počátku aktivace dostanou na své maximum při pohybu se zátěží. Timing je podle Jandy nesprávný – m. GMax, který by se měl aktivovat jako první sval u extenze, se většinou aktivuje až po m. erectores spinae a m. biceps femoris.

6.3 Výzkumná otázka 3 (V3)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě dominantní končetiny při abdukci v kyčelním kloubu vykonávané s/bez zátěže u běžné populace a skupiny thaiboxerů?

Pro hodnocení svalové aktivity mezi dvěma skupinami byl použit Mann-Whitney U Test. Hladina statistické významnosti (p-hodnota) byla nastavena na 0,05 a porovnávaly se normalizované hodnoty (No) zvláště při pohybu do abdukce se zátěží a bez zátěže. Tabulka 16 ukazuje, že statisticky významných hodnot bez zátěže dosáhly svaly m. erector spinae na kontralaterální straně a m. gluteus maximus. Výzkumné otázky 3 a 4 se zaměřují pouze na dominantní dolní končetinu.

ABD, BZ	No	
	p-hodnota	Z
m. erector spinae (kontra)	0,000826	3,34395
m. erector spinae (homo)	0,101396	1,63813
m. gluteus maximus	0,000108	3,87209
m. gluteus medius	0,080736	1,74644
m. tensor fasciae latae	0,881616	-0,14892
m. biceps femoris	0,056277	1,90889
m. rectus abdominis (homo)	0,849673	-0,18954
m. rectus abdominis (kontra)	0,797004	0,25723

Tabulka 16 Normalizované hodnoty, abdukce bez zátěže, dominantní DK, porovnání mezi sporty

Legenda: ABD, BZ – abdukce, bez zátěže; No – normalizované hodnoty; p-hodnota – hodnota statistické významnosti; Z – rozdíl daných hodnot

Pro významné hodnoty jsou průměrné normalizace zaznamenány v Tabulce 17. Oba svaly jeví vyšší aktivitu v případě kontrolní skupiny u abdukce bez zátěže.

sval	průměrná hodnota normalizace	
	kontrolní skupina	thaibox
m. erector spinae (kontra)	0,358084	0,247117
m. gluteus maximus	0,588050	0,417102

Tabulka 17 Průměrná hodnota normalizace, abdukce bez zátěže, statisticky významné

Tabulka 18 ukazuje, že existuje rozdíl v aktivaci svalů u kontrolní skupiny a skupiny thaiboxerů při abdukci se zátěží. Tento rozdíl byl zaznamenán u pěti svalů.

ABD, Z	No	
	p-hodnota	Z
m. erector spinae (kontra)	0,005072	2,80242
m. erector spinae (homo)	0,005515	2,77534
m. gluteus maximus	0,000091	3,91256
m. gluteus medius	0,005991	2,74827
m. tensor fasciae latae	0,101396	-1,63813
m. biceps femoris	0,008292	2,63996
m. rectus abdominis (homo)	0,107169	-1,61105
m. rectus abdominis (kontra)	0,839077	-0,20307

Tabulka 18 Normalizované hodnoty, abdukce se zátěží, dominantní DK, porovnání mezi sporty

Legenda: ABD, Z – abdukce, se zátěží; No – normalizované hodnoty; p-hodnota – hodnota statistické významnosti; Z – rozdíl daných hodnot

Tabulka 19 obsahuje průměrné hodnoty normalizace u statisticky významných svalů. Opět se ukazuje, že všechny svaly vykazují vyšší hodnoty u kontrolní skupiny.

sval	průměrná hodnota normalizace	
	kontrolní skupina	thaibox
m. erector spinae (kontra)	0,384857	0,275900
m. erector spinae (homo)	0,504025	0,392001
m. gluteus maximus	0,547394	0,387906
m. gluteus medius	0,532653	0,462313
m. biceps femoris	0,487996	0,370637

Tabulka 19 Průměrné hodnoty normalizace, abdukce se zátěží, statisticky významné

Na základě výsledků můžeme odpovědět na výzkumnou otázku. Existuje rozdíl ve svalové aktivitě na dominantní dolní končetině mezi kontrolní skupinou a skupinou thaiboxerů, a to u svalů m. gluteus maximus a m. erector spinae (kontra) v pohybu do abdukce bez zátěže. Co se týče stejného pohybu, ale s přidanou zátěží, existuje tento rozdíl u pěti svalů: mm. erectores spinae bilaterálně, m. gluteus maximus a medius a u m. biceps femoris. Výraznější aktivita svalů se jeví u kontrolní skupiny u všech těchto svalů, oproti skupině thaiboxerů.

6.4 Výzkumná otázka 4 (V4)

Existuje rozdíl ve svalové aktivitě dominantní končetiny při extenzi v kyčelním kloubu vykonávané bez zátěže u běžné populace a skupiny thaiboxerů?

Hodnocení rozdílu mezi kontrolní skupinou a thaiboxery v pohybu do extenze bylo provedeno pomocí Mann-Whitneova U Testu a pro analýzu byly použity normalizované hodnoty (No). Hladina statistické významnosti byla nastavena na 0,05. Pohyb do extenze bez zátěže vykazuje rozdíl u m. erector spinae na kontralaterální straně (Tabulka 20). Žádná jiná hodnota nenabyla statistické významnosti – nejbliž byla aktivita svalu m. gluteus maximus.

EX, BZ	No	
	p-hodnota	Z
m. erector spinae (kontra)	0,015379	2,423348
m. erector spinae (homo)	0,797004	-0,25723
m. gluteus maximus	0,080736	1,746435
m. gluteus medius	0,542378	0,609222
m. tensor fasciae latae	0,655047	-0,44676
m. biceps femoris	0,860296	0,175997
m. rectus abdominis (homo)	0,967603	-0,04062
m. rectus abdominis (kontra)	0,132905	1,502747

Tabulka 20 Normalizované hodnoty, extenze bez zátěže, dominantní DK, porovnání mezi sporty

Legenda: EX, BZ – extenze, bez zátěže; No – normalizované hodnoty; p-hodnota – hodnota statistické významnosti; Z – rozdíl daných hodnot

Průměrné hodnoty normalizace ukazují, že vyšší svalová aktivita se objevuje u kontrolní skupiny (Tabulka 19) pro pohyb do extenze bez zátěže v porovnání s thaiboxem.

sval	průměrná hodnota normalizace	
	kontrolní skupina	thaibox
m. erector spinae (kontra)	0,491929	0,419720

Tabulka 21 Průměrné normalizované hodnoty, extenze bez zátěže, statisticky významné

EX, Z	No	
	p-hodnota	Z
m. erector spinae (kontra)	0,020611	2,315042
m. erector spinae (homo)	0,063634	1,854741
m. gluteus maximus	0,903022	-0,12184
m. gluteus medius	0,635615	-0,47384
m. tensor fasciae latae	0,860296	-0,176
m. biceps femoris	0,924499	-0,09477
m. rectus abdominis (homo)	0,797004	-0,25723
m. rectus abdominis (kontra)	0,524583	0,636298

Tabulka 22 Normalizované hodnoty, pohyb do extenze se zátěží, dominantní DK, porovnání mezi sporty

Legenda: EX, Z – extenze se zátěží; No – normalizované hodnoty; p-hodnota – hodnota statistické významnosti; Z – rozdíl daných hodnot

Pro extenzi se zátěží se objevila statistická významnost opět pro sval m. erector spinae kontralaterálně (Tabulka 22). Další svaly této významnosti nenabýly, ale m. erector spinae homolaterálně se této hodnotě přiblížil.

sval	průměrná hodnota normalizace	
	kontrolní skupina	thaibox
m. erector spinae (kontra)	0,486457	0,438969

Tabulka 23 Průměrné normalizované hodnoty, extenze se zátěží, statisticky významné

Jako už v předchozích výsledcích se znovu ukazuje, že kontrolní skupina vykazuje oproti skupině thaiboxu vyšší svalovou aktivitu (Tabulka 23).

Můžeme tedy odpovědět na výzkumnou otázku. Existuje rozdíl ve svalové aktivitě při extenzi se zátěží i bez zátěže u svalu m. erector spinae na kontralaterální straně. Vyšší aktivita byla zaznamenána u kontrolní skupiny oproti skupině thaiboxu.

7 Diskuze

Tématem diplomové práce byla povrchová elektromyografie svalů dolní končetiny a trupu při extenzi a abdukci kyčelního kloubu u thaiboxerů a kontrolní skupiny. Byly vybrány tyto svaly: musculli erectores spinae v lumbální oblasti bilaterálně, musculus gluteus maximus, musculus gluteus medius, musculus tensor fasciae latae, musculus biceps femoris a musculus rectus abdominis bilaterálně.

Svaly m. rectus abdominis bilaterálně byly vybrány, protože u nich dochází k aktivaci, ještě před samotným pohybem do abdukce a extenze (Chan et al., 2017).

Výsledky u abdukce v kyčli u kontrolní skupiny ukazují na rozdíl v aktivaci dominantní a nedominantní dolní končetiny při pohybu do abdukce, a to u svalu m. gluteus maximus. Výraznější aktivitu vykazuje dominantní dolní končetina. Metaanalýza, která zkoumala rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou u stoje na jedné DK zjistila, že neexistuje rozdíl mezi balancí dominantní a nedominantní DK (Schorderet et al., 2021). U atletů se také neprokázal rozdíl mezi dominantní a nedominantní končetinou – zde měřili pomocí SEMG izokinetické pohyby svalů kolene (Yılmaz & Kabadayı, 2022). Specifické pohyby v rámci bojového sportu taekwonda také nezaznamenaly rozdíly ve svalové aktivitě v rámci dominance DK (Čular et al., 2010).

V této práci extenze DK bez zátěže už poukazuje na vyšší aktivitu u nedominantní DK, a to v aktivaci m. erector spinae, m. gluteus medius a m. TFL. Zde by se mohlo předpokládat, že nedominantní dolní končetina může jevit nižší svalovou aktivitu, ale v této práci má většinou aktivitu vyšší. Vysvětlení můžeme najít v následujících studiích, které ukazují, že nedominantní dolní končetiny často vykazují lepší koordinaci či sílu.

Zajímavé výsledky přinesla studie publikovaná Sinsurin et al. (2020), která hodnotila koordinaci u volejbalistek v rámci kolenního kloubu u dominantní a nedominantní dolní končetiny. Jednalo se o dopad na podložku na jednu nohu po předchozím výskoku, což bylo měřeno pomocí kinematické analýzy a reakční síly. Přišlo se na to, že nedominantní končetina má lepší koordinaci než dominantní končetina při dopadu ve více směrech. Zdá se tedy, že dominantní končetiny jsou vystaveny vyššímu riziku zranění než nedominantní končetiny. Vyšší riziko zranění u dominantní DK se potvrdilo také u hráčů fotbalu, u kterých je však dominantní dolní končetina častěji používána ke kopům (Svensson et al., 2018; DeLang et al., 2021).

Další vysvětlení, proč má nedominantní dolní končetina vyšší svalovou aktivitu může být to, že podle Kolářové & Kroboty (2011) neznamena vyšší amplituda signálu také vyšší svalovou sílu. Jak už bylo uvedeno, závisí také na typu svalové kontrakce, rychlosti, výchozí poloze, míře unavitelnosti nebo trénovanosti svalu. Trénovaný sval například vyprodukuje větší sílu, než netrénovaný nebo unavený, ale při stejné EMG aktivitě. Studie, provedená na vzorku populace zdravých žen, však ukazuje rozdíl ve svalové síle, která závisí na dominanci DK. Dolní končetina vykazovala vyšší sílu u nedominantní DK flexorů KOK a u dominantní DK zase extenzory KOK (Lanshammar & Ribom, 2011). Podle této studie by mohla souhlasit zvýšená svalová síla extenzorů KOK, ale svaly extenzorů nenabývaly statistické významnosti při hledání rozdílů.

Pravděpodobnější je však následující vysvětlení. Kapitola, která se v této práci zaměřuje na laterální (Kapitola 2.2.3) poukazuje na to, že rozdíl v dominantní a nedominantní končetině můžeme vysvětlit na základě jejich funkčního rozdělení. Pokud tedy máme nedominantní končetinu, která bývá většinou stojná, tak bývá často zdatnější, objemnější a silnější, než dominantní (švihová), která provádí přesnější úkony.

Průměrně svalům m. gluteus maximus a m. gluteus medius na nedominantní dolní končetině trvá déle, než se od počátku aktivace dostanou na své maximum při pohybu do extenze se zátěží. Tento výsledek může poukazovat na pomalejší nábor motorických jednotek ve svalech, což bychom opět mohli vysvětlit na základě již výše zmíněné laterality. Jelikož bude tato končetina stojná, tak může obsahovat i méně rychlých svalových vláken, a tudíž bude mít DK opožděný nábor motorických jednotek. Tím spíše to bude platit pro fázické svaly, mezi které m. gluteus maximus a medius patří.

Rozdíl v dominanci DK má význam pro klinickou praxi. Výzkum, který prováděl tým Suh et al. (2021) zkoumal sílu kvadricepsu a hamstringů po operaci ligamentum cruciatum anterior (LCA). Zjistili, že síla kvadricepsu byla 6 měsíců po operaci nižší na nedominantní DK než u operované dominantní DK. Po 12 měsících se už síla nijak nelišila. Fyzioterapeuti by se tedy měli zaměřit na rehabilitaci u nedominantní DK v časných fázích do půl roku od úrazu.

Dále výsledky této práce hodnotí rozdíl dominantní dolní končetiny u kontrolní skupiny a skupiny thaiboxerů. Pohyb do abdukce bez zátěže ukázal vyšší aktivitu u svalu m. erector spinae a m. gluteus maximus, oba u kontrolní skupiny. Přidaná zátěž v tomto pohybu nabývala významnosti u těchto svalů: mm. erectores spinae bilaterálně, m. gluteus

maximus a medius a u m. biceps femoris. Výraznější aktivita svalů se jeví u kontrolní skupiny u všech těchto svalů, oproti skupiny thaiboxerů. Při extenzi se zátěží i bez zátěže je aktivován m. erector spinae kontralaterálně, a to opět více u kontrolní skupiny.

Vyšší aktivita svalů u kontrolní skupiny by na první pohled nemusela dávat smysl, protože se očekává větší svalová aktivita u sportovců. Na druhou stranu, jak bylo popsáno v předchozích odstavcích, zde se může jednat o projev trénovanosti. Tím spíše pokud jde o dominantní dolní končetinu, protože se jedná o tu častěji používanou k přesným úkonům, a proto bude taky větší rozdíl u pohybu se zátěží. Sportovci totiž podstupují specifické tréninky na zvýšení nejen svalové síly, kde používají prvky silového tréninku, ale také koordinace a přesnosti. Proto se dá tento jev vysvětlit na základě adaptace organismu na tělesnou zátěž – thaiboxeři budou více trénováni a potřebují k pohybu méně motorických jednotek, proto budou mít i nižší amplitudu signálu, ale při vyšší síle svalu. Toto tvrzení se dá proto vysvětlit na Hennemanově principu náboru motorických jednotek, uvedeného v Kapitole 2.3 s tím, že sportovec potřebuje k provedení daného pohybu méně síly a taky méně motorických jednotek.

Podobné výsledky má také Casolo et al. (2021), kde porovnávali sportovně aktivní jedince a nesportovce, ale u horní končetiny. Přišli na to, že elektrická aktivita svalu na EMG může být podobná, ale sval sportovce dokáže vyvinout větší sílu.

Timing svalů v oblasti kyčle byl hodnocen pomocí funkce modus a průměr jen u kontrolní skupiny. Primárně je statisticky více vypovídající o nejčastějším zapojení svalů funkce modus a průměr tyto výsledky doplňuje. Limitace tohoto hodnocení spočívají v tom, že ani jedna z hodnot není maximálně vypovídající, ale můžeme určit alespoň přibližné pořadí zapojení svalů. Výsledky ukazují, že pohyb do abdukce bez zátěže má nejčastěji tento průběh (některé svaly jsou v tomto pohybu pouze stabilizační): m. ES kontra, m. GMax, m. ES homo, m. RA homo, m.GMed, m. RA kontra, m. BF, m. TFL. Pokud bychom chtěli analyzovat správný stereotyp abdukce dle Jandy (i když v této studii chybí m. iliopsoas, m. rectus femoris a m. quadratus lumborum), zjistíme, že u této kontrolní skupiny odpovídá normě, protože se aktivuje m. GMed před m. TFL.

Odborná literatura uvádí, že nastavení rotací v kyčli při abdukci má vliv na zapojení svalů. Vnitřní rotace v kyčli napomáhá vyšší aktivitě m. gluteus medius a vnější rotace zase m. TFL (Lee et al., 2014; Moore et al., 2020). Úhel abdukce nemá na zapojení svalů vliv (Fujisawa et al., 2014).

Abdukce se zátěží ukazuje na následující pořadí zapojení svalů: m. GMax, m. GMed, m. BF, m. ES kontra, m. ES homo, m. RA kontra, m. TFL a m. RA homo. Ačkoliv se pořadí změnilo, stále je lehce v převaze m. GMed před m. TFL.

Jak už popisuje Kapitola 3, tak autoři došli k různému timingu svalů. V případě abdukce se autoři nejčastěji zaměřují na poměr aktivace GMed : TFL, protože má klinický význam. Pokud je TFL v převaze, objevují se souvislosti se zraněním kolene obecně (Powers, 2010), konkrétně patellofemorální syndrom (Bolgla et al., 2011), iliotibiální syndrom (Louw & Deary, 2014) a oslabení svalů kyčle může predikovat osteoartrózu (Marshall et al., 2016).

Timing svalů při provádění extenze bez zátěže má v této práci následující pořadí: m. ES homo, m. RA homo, m. ES kontra, m. BF, m. GMed, m. TFL, m. GMax a m. RA kontra. Opět pořadí obsahuje i stabilizační svaly. Pokud bychom se chtěli držet správného stereotypu dle Jandy, můžeme říct, že timing svalů není v normě, protože se aktivují nejprve paravertebrální svaly a až následně m. BF a téměř jako poslední m. GMax, který má pohyb zahájit. Při pohybu se zátěží je timing podobný až na pár odchylek: m. BF, m. RA homo, m. ES homo, m. RA kontra, m. ES kontra, m. GMed, m. GMax, m. TFL. Pohyb nejčastěji zahajoval m. BF a následovaly ES homo, ES kontra, a nakonec se přidal opět m. GMax, což opět nesouhlasí se správným stereotypem.

Odborné studie se však většinou shodují, že m. GMax se zapojuje jako poslední a nejedná se o patologii (Vogt & Banzer, 1997; Bruno & Bagust, 2006). Stává se tato skutečnost tedy normou? Otázkou je, jestli to má i klinický význam. Bruno & Bagust (2007) totiž zároveň potvrdili, že u m. GMax bylo signifikantní opoždění oproti ostatním svalům u pacientů s LBP. Zde je však nutno podotknout, že je to jediná studie, která toto objevila a má nízkou kvalitu. Cooper et al. (2016) zase zjistili, že slabost m. GMax se objevuje častěji u lidí s LBP.

Kamel et al. (2021) provedli systematický přehled, který sledoval pořadí zapojení svalů trupu a kyčle u extenze v leže na břiše. Přišli na to, že GMax byl signifikantně opožděn a zapojoval se jako poslední u všech studií, které vyšetřovaly zdravé probandy. Velkou roli zde hraje taky nastavení pánve, úhel extenze, rotace v bederní páteři a podobné faktory. Autoři přehledu však udávají, že u pacientů s LBP docházelo k častějšímu opoždění m. ES kontra, což dávají do souvislosti se stabilitou lumbopelvicke

oblasti – jestliže je tento sval opožděn při extenzi v kyčli, dochází tak k menší stabilitě v daných segmentech páteře, což může vést časem k LBP.

Co se týče přednostní aktivace paravertebrálních svalů, tato studie naopak uvádí, že aktivace proximální muskulatury v oblasti zad je potřeba ještě před samotným pohybem dolní končetiny, aby stabilizovala trup a pomocí aktivace feedforward dosáhla stability v lumbopelvicke oblasti. Stabilizace však probíhá velmi rychle a dochází k rychlému navazování aktivace jednotlivých svalů. Tato práce nezkoumala čas mezi jednotlivými svaly, nemůžeme tudíž toto posoudit.

Timing u thaiboxerů měřil v diplomové práci Kostolány (2021), který se však zabýval pouze průměrným pořadím zapojení. Avšak i v těchto výsledcích vidíme, že průměrně dosahoval m. gluteus maximus při extenzi hodnot 6,167 ve spontánní rychlosti a 5,33 v pohybu se zátěží. Sval se i zde zapojoval většinou ke konci pořadí.

Limitace studie jsou například v malém počtu probandů u kontrolní skupiny (n=12), ale i na tak malém výzkumném souboru bylo možné vypořádat některé skutečnosti, které nabyly statistických významností. Další limitací je to, že se v našem výzkumu objevují jak ženy, tak muži, což by mohlo ovlivnit výsledky jak u svalové aktivity, tak u timingu. Prokázalo se, že ženy mohou mít dokonce vyšší aktivitu svalů na EMG (Zeller et al., 2003).

Další studie na toto téma by mohla zahrnout více probandů a zaměřit se na timing svalů dolní končetiny při extenzi v leže na břiše, ale zahrnout méně svalů, protože jak popisuje Kamel et al. (2021), je potom těžké hledat jeden stereotyp.

8 Závěr

Práce zkoumala EMG aktivitu svalů a timing v oblasti DK u thaiboxerů a kontrolní skupiny. Cílem práce bylo pomocí povrchové elektromyografie zhodnotit rozdíly v aktivitě svalů v oblasti dolních končetin a trupu a zjistit jejich pořadí v zapojování při extenzi a abdukci kyčelního kloubu ve spontánní rychlosti s pohybem bez zátěže a se zátěží.

Porovnání svalové aktivity mezi dominantní a nedominantní končetinou u kontrolní skupiny poukazuje na vyšší aktivitu nedominantní dolní končetiny, což lze vysvětlit například tím, že tato končetina je často stojná, a tudíž se jedná o zdatnější a silnější DK. Svalům m. GMax a m. GMed trvá déle, než se ze začátku aktivity dostanou na své maximum na nedominantní DK, než na dominantní DK.

Timing svalů nelze jednoznačně z této práce určit, ale nejčastější zapojení u pohybu do abdukce poukazuje na správný poměr aktivace m. GMed : m. TFL a potvrzuje tak, že kontrolní skupina bez bolestí pohybového aparátu zapojuje při abdukci nejprve m. GMed před m. TFL. Pohyb do extenze prokázal, že m. GMax je zapojován u zdravých probandů jako jeden z posledních svalů. Dle studií uvedených výše se nejedná o patologii. Do budoucna bychom se měli zaměřit na podrobnější analýzu timingu u extenze a zjistit, jaké má důsledky pořadí zapojení svalů.

Porovnání mezi skupinami ukázalo signifikantně vyšší EMG aktivitu u kontrolní skupiny (zejména se zátěží) oproti skupině thaiboxerů. Tato skutečnost se dá vysvětlit na základě trénovanosti – sportovec dokáže efektivněji zapojit svaly při pohybu se zátěží, pravděpodobně má taky vyšší svalovou sílu a potřebuje méně svalů i motorických jednotek k vykonání pohybu.

Diplomová práce odpověděla na výzkumné otázky a cíle byly splněny. Další studie by se mohla zaměřit na timing svalů dolní končetiny při extenzi, kdy by byl použit menší počet svalů pro lepší přehlednost. Dále by se mohla provést obdobná studie u různých věkových skupin dětí, které se věnují bojovým sportům.

9 Souhrn

Práce zkoumá rozdíly mezi svalovou aktivitou dominantní a nedominantní dolní končetiny, zabývá se také porovnáním kontrolní skupiny a skupiny sportovců. Diplomová práce vychází z české i zahraniční literatury. Teoretická část se zaměřuje na funkční anatomii kyčelního kloubu a taky zapojení svalových řetězců u vybraného sportu (thaiboxu). Část jedné kapitoly popisuje vliv laterality u bojových sportů. Dále práce obsahuje popis metody povrchové elektromyografie. Metodika popisuje blíže výzkumný soubor, technické parametry měření a průběh samotného měření.

Výsledky této práce poukazují na vyšší svalovou aktivitu nedominantní končetiny a často taky na vyšší aktivitu u kontrolní skupiny oproti skupině thaiboxerů. Tato skutečnost může do budoucna ovlivnit přístup k fyzioterapii sportovců a taky přispět ke zkvalitnění jejich tréninku. Je však potřeba dalších studií, které by podrobněji dále zkoumaly tuto problematiku.

10 Summary

This thesis examines the differences between the muscular activity of the dominant and non-dominant lower limbs. In doing so, it compares a control group and a group of athletes. The diploma thesis relies on the Czech and foreign reference literature. The theoretical part focuses on the functional anatomy of the hip joint and the involvement of muscle chains in the selected sport Muay Thai. Part of one chapter discusses the influence of laterality in combat sports. Furthermore, the thesis describes the method of surface electromyography. The methodology details the research cohort, the technical parameters of the measurement, and the procedure of the measurement.

The results of this thesis indicate a higher muscle activity of the non-dominant limb and often a higher activity level in the control group compared to the Muay Thai group. This observation may affect the approach to physiotherapy of athletes in the future and even help to improve the quality of their training. However, further studies are needed to deepen our understanding of this issue.

11 Referenční seznam

- Bartlett, J. L., Sumner, B., Ellis, R. G., & Kram, R. (2014). Activity and functions of the human gluteal muscles in walking, running, sprinting, and climbing. *American Journal of Physical Anthropology*, 153(1), 124-131.
<https://doi.org/10.1002/ajpa.22419>
- Bevilaqua-Grossi, D., Monteiro-Pedro, V., de Vasconcelos, R. A., Arakaki, J. C., & Bérzin, F. (2006). The effect of hip abduction on the EMG activity of vastus medialis obliquus, vastus lateralis longus and vastus lateralis obliquus in healthy subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(1).
<https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-13>
- Bishop, C., Turner, A., & Read, P. (2017). Effects of inter-limb asymmetries on physical and sports performance: a systematic review. *Journal of Sports Sciences*, 36(10), 1135-1144. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1361894>
- Bolgia, L. A., & Uhl, T. L. (2005). Electromyographic Analysis of Hip Rehabilitation Exercises in a Group of Healthy Subjects. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(8), 487-494. <https://doi.org/10.2519/jospt.2005.35.8.487>
- Bolgia, L. A., Malone, T. R., Umberger, B. R., & Uhl, T. L. (2011). Comparison of hip and knee strength and neuromuscular activity in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(4), 285–296.
- 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>
- Bruno, P. A., & Bagust, J. (2007). An investigation into motor pattern differences used during prone hip extension between subjects with and without low back pain. *Clinical Chiropractic*, 10(2), 68-80.
<https://doi.org/10.1016/j.clch.2006.10.002>

- Casolo, A., Del Vecchio, A., Balshaw, T. G., Maeo, S., Lanza, M. B., Felici, F., Folland, J. P., & Farina, D. (2021). Behavior of motor units during submaximal isometric contractions in chronically strength-trained individuals. *Journal of Applied Physiology*, *131*(5), 1584-1598. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00192.2021>
- Cingoz, Y. E., Gursoy, R., Ozan, M., Hazar, K., & Dalli, M. (2018). Research on the Relation between Hand Preference and Success in Karate and Taekwondo Sports with Regards to Gender. *Advances in Physical Education*, *08*(03), 308-320. <https://doi.org/10.4236/ape.2018.83027>
- Cooper, N. A., Scavo, K. M., Strickland, K. J., Tipayamongkol, N., Nicholson, J. D., Bewyer, D. C., & Sluka, K. A. (2016). Prevalence of gluteus medius weakness in people with chronic low back pain compared to healthy controls. *European Spine Journal*, *25*(4), 1258-1265. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-4027-6>
- Criswell, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography* (2.nd ed.). Jones & Bartlett Learning.
- Čihák, R. (2016). *Anatomie* (3.rd ed.). Grada.
- Čular, D., Miletić, Đ., & Miletić, A. (2010). Influence of dominant and non-dominant body side on specific performance in taekwondo. *Kinesiology*, *42*(2), 184-193.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, *2*(13), 135-163. <https://doi.org/doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
- DeLang, M. D., Salamh, P. A., Farooq, A., Tabben, M., Whiteley, R., van Dyk, N., & Chamari, K. (2021). The dominant leg is more likely to get injured in soccer players: systematic review and meta-analysis. *Biology of Sport*, *38*(3), 397-435. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2021.100265>
- Diniz, R., Vecchio, F. B. del, Schaun, G. Z., Oliveira, H. B., Portella, E. G., Formalioni, A., Silva, E. S. da, Campelo, P. C. C., Peyre' -Tartaruga, L. A., & Pinto, S. S. (2018). Kinematic Comparison Of The Roundhouse Kick Between Taekwondo, Karate, And Muaythai. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *35*(1), 198–204.

- Distefano, L. J., Blackburn, J. T., Marshall, S. W., & Padua, D. A. (2009). Gluteal Muscle Activation During Common Therapeutic Exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(7), 532-540.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2796>
- 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>
- Drnková, Z., & Syllabová, R. (1983). *Záhada leváctví a praváctví*. Avicenum.
- Dupalová, D., & Zaatar, 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*. Grada.
- Dylevský, I. (2009b). *Speciální kineziologie*. Grada.
- Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Carp, K. C. (2007). Electromyographic Analysis of Core Trunk, Hip, and Thigh Muscles During 9 Rehabilitation Exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(12), 754-762. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2471>
- Enoka, R. M. (2015). *Neuromechanics of Human Movement* (5. ed.). Human Kinetics.
- Franz, J. R., & Kram, R. (2012). The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait & Posture*, 35(1), 143-147.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.08.025>
- Fujisawa, H., Suzuki, H., Yamaguchi, E., Yoshiki, H., Wada, Y., & Watanabe, A. (2014). Hip Muscle Activity during Isometric Contraction of Hip Abduction. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(2), 187-190.
<https://doi.org/10.1589/jpts.26.187>
- Gursoy, R. (2009). Effects of left- or right-hand preference on the success of boxers in Turkey. *British Journal of Sports Medicine*, 43(2), 142-144.
<https://doi.org/10.1136/bjism.2007.043547>

- 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>
- 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>
- Holtzen D. W. (2000). Handedness and professional tennis. *The International Journal of Neuroscience*, 105(1-4), 101–119.
<https://doi.org/10.3109/00207450009003270>
- 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), 1-5. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1674-2>
- Kamel, E., Abdelmajeed, S., El Khozamy, H., & Hassan, K. (2021). Trunk and hip muscles activation patterns in subjects with and without chronic low back pain: a systematic review. *Physiotherapy Quarterly*, 29(2), 79-88.
<https://doi.org/10.5114/pq.2020.100280>
- Kapanji, A. (2019). *Physiology of the Joints – Volume 2* (7. ed.). Handspring Publishing Limited.
- Kim, Y. -K., & Kim, Y. -H. (2010). Unilateral Performance Comparison for Taekwondo Kicks between Dominant Leg and Non-Dominant Leg. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 20(2), 183-189.
<https://doi.org/10.5103/KJSB.2010.20.2.183>
- Kittnar, O. (2020). *Lékařská fyziologie* (2., přepracované a doplněné vydání). Grada Publishing.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén.
- Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, (5), 270-275.
- Kolářová, B., Stacho, J., Jiráčková, M., Konečný, P., & Navrátilová, L. (2019). *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci* (2., přepracované a doplněné vydání). Univerzita Palackého v Olomouci.

- Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC. USA.
- Kostolány, Š. (2021). Povrchová elektromyografie svalů dolní končetiny a trupu při extenzi a abdukci kyčelního kloubu u boxerů a thaiboxerů [Diplomová práce]. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Lanshammar, K., & Ribom, E. L. (2011). Differences in muscle strength in dominant and non-dominant leg in females aged 20–39 years – A population-based study. *Physical Therapy in Sport*, 12(2), 76-79.
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.10.004>
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement* (2.nd ed.). Human Kinetics.
- Lee, J. -hyun, Cynn, H. -S., Kwon, O. -Y., Yi, C. -H., Yoon, T. -L., Choi, W. -J., & Choi, S. -A. (2014). Different hip rotations influence hip abductor muscles activity during isometric side-lying hip abduction in subjects with gluteus medius weakness. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(2), 318-324. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.01.008>
- Lehman, G. J., Lennon, D., Tresidder, B., Rayfield, B., & Poschar, M. (2004). Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 5(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2474-5-3>
- Link, N., & Chou, L. (2016). *Bojová umění – anatomie: ilustrovaný průvodce zapojením svalů v základních kopech, úderech a strzích (přeložila Pavla Pokorná)*. CPress. ISBN 978-80-264-1147-5.
- Llurda-Almuzara, L., Labata-Lezaun, N., López-de-Celis, C., Aiguadé-Aiguadé, R., Romaní-Sánchez, S., Rodríguez-Sanz, J., Fernández-de-las-Peñas, C., & Pérez-Bellmunt, A. (2021). Biceps Femoris Activation during Hamstring Strength Exercises: A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(16), 8733.
<https://doi.org/10.3390/ijerph18168733>

- Louw, M., & Deary, C. (2014). The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners – A systematic review of the literature. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 15(1), 64–75. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2013.07.002>
- Macadam, P., Cronin, J., & Contreras, B. (2015). An examination of the gluteal muscle activity associated with dynamic hip abduction and hip external rotation exercise: a systematic review. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(5), 573-591.
- Marshall, A. R., Noronha, M. de, Zacharias, A., Kapakoulakis, T., & Green, R. (2016). Structure and function of the abductors in patients with hip osteoarthritis: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 29(2), 191-204. <https://doi.org/10.3233/BMR-150614>
- McBeth, J. M., Earl-Boehm, J. E., Cobb, S. C., & Huddleston, W. E. (2012). Hip Muscle Activity During 3 Side-Lying Hip-Strengthening Exercises in Distance Runners. *Journal of Athletic Training*, 47(1), 15-23. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.1.15>
- Měkota, K. (1983). *Kapitoly z antropomotoriky I.: Lidský pohyb – motorika člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Měkota, K. (1984). Syntetická studie o pohybové lateralitě. *Acta Universitatis Palackianae Olomouensis Facultas Paedagogica Gymnica XIV*. 93-122.
- Melick, N. V., Meddeler, B. M., Hoogeboom, T. J., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., van Cingel, R. E. H., & Macaluso, A. (2017). How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLOS ONE*, 12(12), 1-6. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189876>
- Mondal, S., Chhangte, Z., Gayen, A., & Chatterjee, S. (2014). Dominant and non-dominant leg muscle electrical activity of soccer players: A preliminary study. *International Refereed Journal of Engineering and Science (IRJES)*, 3(4), 65-69. <https://doi.org/10.1080/2331205X.2019.1678221>

- Moore, D., Semciw, A. I., Wisbey-Roth, T., & Pizzari, T. (2020). Adding hip rotation to therapeutic exercises can enhance gluteus medius and gluteus minimus segmental activity levels – An electromyography study. *Physical Therapy in Sport*, 43(1), 157-165. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.02.017>
- Myers, T. W. (2021). *Anatomy trains: myofascial meridians for manual therapists and movement professionals (Fourth edition)*. Elsevier. ISBN 978-0-7020-7813-2.
- 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>
- Packheiser, J., Schmitz, J., Berretz, G., Carey, D. P., Paracchini, S., Papadatou-Pastou, M., & Ocklenburg, S. (2020). Four meta-analyses across 164 studies on atypical footedness prevalence and its relation to handedness. *Scientific Reports*, 10(1), 1-6. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-71478-w>
- Pierce, M. N., & Lee, W. A. (1990). Muscle Firing Order During Active Prone Hip Extension. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 12(1), 2-9. <https://doi.org/10.2519/jospt.1990.12.1.2>
- Powers, C. M. (2010). The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 42-51. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337>
- Richardson, T., & Gilman, R. T. (2019). Left-handedness is associated with greater fighting success in humans. *Scientific Reports*, 9(1), 1-6. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-51975-3>
- SENIAM: Project Management Group. (1999). Retrieved April 1, 2022, from <http://www.seniam.org>
- Schorderet, C., Hilfiker, R., & Allet, L. (2021). The role of the dominant leg while assessing balance performance. A systematic review and meta-analysis. *Gait and Posture*, 84(1), 66-78. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.11.008>

- 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>
- Sinsurin, K., Vachalathiti, R., Srisangboriboon, S., & Richards, J. (2020). Knee joint coordination during single-leg landing in different directions. *Sports Biomechanics*, 19(5), 652-664. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1510024>
- Suehiro, T., Ishida, H., Kobara, K., Osaka, H., & Kurozumi, C. (2021). Trunk muscle activation patterns during active hip abduction test during remission from recurrent low back pain: an observational study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1). <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04538-5>
- Suehiro, T., Mizutani, M., Ishida, H., Kobara, K., Osaka, H., & Watanabe, S. (2015). Individuals with chronic low back pain demonstrate delayed onset of the back muscle activity during prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(4), 675-680. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.04.013>
- Suh, D. K., Lee, J. H., Rhim, H. C., Cho, I. -Y., Han, S. -B., & Jang, K. -M. (2021). Comparison of muscle strength and neuromuscular control up to 1 year after anterior cruciate ligament reconstruction between patients with dominant leg and non-dominant leg injuries. *The Knee*, 29(1), 15-25. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2021.01.006>
- Svensson, K., Eckerman, M., Alricsson, M., Magounakis, T., & Werner, S. (2018). Muscle injuries of the dominant or non-dominant leg in male football players at elite level. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(3), 933-937. <https://doi.org/10.1007/s00167-016-4200-4>
- Valdes-Badilla, P., Medina, M. B., Pinilla, R. A., Herrera-Valenzuela, T., Guzman-Munoz, E., Perez-Gutierrez, M., Gutierrez-Garcia, C., & Salazar, C. M. (2018). Differences in the electromyography activity of a roundhouse kick between novice and advanced taekwondo athletes. *Journal of Martial Arts Anthropology*, 18(1), 31–38. <https://doi.org/10.14589/ido.18.1.5>

- Vařeka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(2), 92-98.
- Vogt, L., & Banzer, W. (1997). Dynamic testing of the motor stereotype in prone hip extension from neutral position. *Clinical Biomechanics*, 12(2), 122-127.
[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(96\)00055-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(96)00055-1)
- Yılmaz, A. K., & Kabadayı, M. (2022). Electromyographic responses of knee isokinetic and single-leg hop tests in athletes: dominant vs. non-dominant sides. *Research in Sports Medicine*, 30(3), 229-243.
<https://doi.org/10.1080/15438627.2020.1860047>
- Zeller, B. L., McCrory, J. L., Ben Kibler, W., & Uhl, T. L. (2003). Differences in Kinematics and Electromyographic Activity between Men and Women during the Single-Legged Squat. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(3), 449-456. <https://doi.org/10.1177/03635465030310032101>
- Ziyagil, M. A., Gursoy, R., Dane, Ş., & Yuksel, R. (2010). Left-Handed Wrestlers are More Successful. *Perceptual and Motor Skills*, 111(1), 65-70.
<https://doi.org/10.2466/04.05.19.25.PMS.111.4.65-70>

12 Přílohy

Seznam příloh

Příloha 1

Příloha 2

Příloha 1 Vzor informovaného souhlasu

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Povrchová elektromyografie svalů dolní končetiny a trupu při extenzi a abdukci kyčelního kloubu u thaiboxerů a kontrolní skupiny

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis např. fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 2 Potvrzení o překladu

Translated by Profiprekladatel.cz (translation agency)
- 25.02.2022

