

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**Povrchová elektromyografie svalů horní končetiny při flexi a
abdukci v ramenním kloubu u boxerů a thaiboxerů**

DIPLOMOVÁ PRÁCE
(MAGISTERSKÁ)

Autor: Filip Mráz, obor Fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2022

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Filip Mráz

Název diplomové práce: Povrchová elektromyografie svalů horní končetiny při flexi a abdukci v ramenním kloubu u boxerů a thaiboxerů

Pracoviště: Katedra fyzioterapie FTK UPOL

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2022

Abstrakt: Práce se zabývá povrchovou elektromyografií svalů ramenního kloubu u boxerů a thaiboxerů. Cílem této práce bylo zhodnotit a porovnat EMG aktivitu u vybraných svalů na dominantní a nedominantní horní končetině v rámci dvou sportů (thaibox/klasický box) a rozdílnost v jejich aktivaci při flexi a abdukci v GH kloubu s a bez použití zátěže. V rámci studie bylo testováno 31 zdravých sportovců ve věku 15 až 40 let z odvětví thaiboxu a klasického boxu. V rámci měření byla hodnocena aktivita svalů m. deltoideus (přední a zadní část), m. serratus anterior a m. trapezius (horní část). K měření byl použit 8kanálový EMG přístroj Noraxon 2400 G2.

Při porovnání různých variant provedení pohybu do abdukce bylo u thaiboxerů dosaženo statisticky významných hodnot u m. deltoideus (přední část) dominantní i nedominantní strany, m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany, m. trapezius dominantní i nedominantní strany. U skupiny boxerů to byla aktivita m. deltoideus (přední část) dominantní strany, m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany, m. trapezius dominantní i nedominantní strany a m. serratus anterior dominantní i nedominantní strany. Při porovnání mezi sporty byly nalezeny rozdílné hodnoty u m. trapezius dominantní strany, m. deltoideus (přední část) nedominantní strany a m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany. Boxeři v drtivé většině dosahovali vyšších průměrných hodnot.

V rámci porovnání různých variant provedení pohybu do flexe bylo u thaiboxerů dosaženo významných hodnot u m. deltoideus (přední část) dominantní i nedominantní strany, m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany, m. trapezius dominantní i nedominantní strany a m. serratus anterior nedominantní strany. U skupiny boxerů to byla pouze aktivita m. deltoideus (přední část) dominantní i nedominantní strany a m. trapezius dominantní i nedominantní strany. Při porovnání hodnot mezi sporty

byly nalezeny rozdílné hodnoty pouze u m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany. Boxeři v drtivé většině dosahovali vyšších průměrných hodnot.

Pokud porovnáme oba sporty mezi sebou v rámci dominantní a nedominantní horní končetiny, můžeme říci, že existují statisticky významné hodnoty pouze během pohybu do abdukce. Významné byly hodnoty u m. deltoideus (přední i zadní část) při pohybu maximální rychlostí. Statistické významnosti v rámci pohybu do abdukce u thaiboxerů dosáhl m. deltoideus (přední i zadní část) při pohybu maximální rychlostí. Statistické významnosti v rámci pohybu do flexe u boxerů dosáhl m. deltoideus (přední část) při pohybu maximální rychlostí. Boxeři v drtivé většině dosahovali vyšších průměrných hodnot.

Klíčová slova: povrchová elektromyografie, ramenní kloub, flexe, abdukce, box, thaibox

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Filip Mráz

Title of the master thesis: The surface electromyography of the upper limb muscles during flexion and abduction in the shoulder joint at boxers and Thai boxers

Department: Department of physiotherapy FTK UPOL

Supervisor: Mgr. Amr Zaatari, Ph.D.

The year of presentation: 2022

Abstract: The work deals with surface electromyography of shoulder's muscles in boxers and Thai boxers. The aim of this work was to evaluate and compare EMG activity in selected muscles on dominant and non-dominant upper limb in two sports (Thai boxing/classic boxing) and the difference in their activation during flexion and abduction in the GH joint with and without the use of load. The study tested 31 healthy athletes aged 15-40 years from the Thai and classical boxing industries. The activity of the m.deltoideus (anterior and posterior part), m. serratus anterior and m. trapezius (upper part) was evaluated during the measurements. An 8-channel Noraxon 2400 G2 EMG instrument was used for the measurement.

During the different variants of abduction movement in the group of Thaiboxers, the significant values were achieved in m. deltoideus (anterior part) on dominant side and non-dominant side, m. deltoideus (posterior part) on dominant side and non-dominant side, m. trapezius on dominant side and non-dominant side. In the group of boxers it was the activity of m. deltoideus (anterior part) on dominant side, m. deltoideus (posterior part) on dominant side and non-dominant side, m. trapezius on dominant side and non-dominant side and m. serratus anterior on dominant side and non-dominant side. Among the sports, the different values were found for m. trapezius of dominant side, m. deltoideus (anterior part) of non-dominant side and m. deltoideus (posterior part) of dominant and non-dominant side. Boxers mostly reached higher average values.

During the different variants of flexion movement in the group of Thaiboxers, the significant values were achieved in m. deltoideus (anterior part) on dominant side and non-dominant side, m. deltoideus (posterior part) on dominant side and non-dominant side, m. trapezius on dominant side and non-dominant side and m. serratus anterior of non-dominant side. In the group of boxers, it was only the activity of m. deltoideus (anterior part) of dominant side and non-dominant side and m. trapezius of dominant side

and non-dominant side. Among the sports, different values were found only in the m. deltoideus (posterior part) of non-dominant side. Boxers mostly reached higher average values.

If we compare the two sports within the dominant and non-dominant upper limbs, we can say that there are statistically significant values only during the movement to abduction. The values were significant in m. deltoideus (anterior and posterior) when perform at maximum speed. In the group of Thaiboxers during abduction movement reached statistical significance m. deltoideus (anterior and posterior) when perform at maximum speed. M. deltoideus (front part) reached statistical significance in the flexion movement in the group of boxers when perform at maximum speed. Boxers mostly reached higher average values.

Key words: surface electromyography, GH joint, flexion, abduction, box, Thai box

I agree to lend my diploma thesis within the library service

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Amra Zaatara, Ph.D., současně jsem uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržel zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 27. 4. 2022

.....

Mnohokrát děkuji panu Mgr. Amru Zaatarovi, Ph.D. a paní Mgr. Haně Bednaříkové za svědomité vedení a poskytnuté cenné rady, které mi pomohly při zpracování mé diplomové práce. Dále mnohokrát děkuji za pomoc panu RNDr. Milanu Elfmarkovi za poskytnutí statistického zpracování dat. Poděkování si taktéž zaslouží kolegové Mgr. Štěpán Kostolány a Mgr. Michael Koutný za vzájemnou spolupráci při měření a následném hodnocení naměřených dat. Na závěr bych chtěl poděkovat všem zúčastněným probandům, kteří se podíleli na výzkumu.

Obsah

1	Úvod	11
2	Kineziologie glenohumerálního kloubu	12
2.1	Glenohumerální kloub.....	12
2.2	Acromioclaviculární kloub.....	13
2.3	Sternoclaviculární kloub	13
2.4	Scapulothorakální kloub.....	14
2.5	Subdeltoideální kloub.....	14
2.6	Svalový aparát	15
2.7	Pohyby v glenohumerálním kloubu dle různých autorů	16
2.7.1	Scapulohumerální rytmus.....	18
2.7.2	Lopatka	19
2.7.3	Stereotypy abdukce a flexe v rameni dle různých autorů.....	20
2.8	Neuromuskulární kontrola pohybu	23
3	Elektromyografie	25
3.1	Povrchová elektromyografie	25
3.2	Jehlová elektromyografie	25
3.3	Skutečnosti ovlivňující EMG signál	25
3.4	Uložení elektrod	26
3.5	Studie věnující se EMG při flexi a abdukci v rameni u běžné populace	27
4	Základní aspekty boxu a Thaiboxu a EMG studie	31
5	Cíle a vědecké otázky	33
5.1	Hlavní cíle	33
5.2	Vědecké otázky	33
6	Metodika.....	34
6.1	Popis výzkumného souboru	34

6.2	Kineziologický rozbor a vyšetření	34
6.3	Hodnocení EMG aktivity vybraných svalů při flexi a abdukci.....	35
6.3.1	Použité vybavení	35
6.3.2	Uložení elektrod	37
6.3.3	Výchozí poloha.....	40
6.3.4	Testovaný pohyb do 90° flexe.....	40
6.3.5	Testovaný pohyb do 90° abdukce.....	41
6.4	Analýza naměřených dat a vyhodnocení EMG signálu	42
7	Výsledky.....	44
7.1	Výzkumná otázka č. 1:.....	44
7.2	Výzkumná otázka č. 2:.....	49
7.3	Výzkumná otázka č. 3:.....	54
7.4	Výzkumná otázka č. 4:.....	58
7.5	Výzkumná otázka č. 5:.....	62
7.6	Výzkumná otázka č. 6:.....	66
7.7	Výzkumná otázka č. 7:.....	71
7.8	Výzkumná otázka č. 8:.....	76
7.9	Výzkumná otázka č. 9:.....	79
7.10	Výzkumná otázka č. 10:.....	82
7.11	Výzkumná otázka č. 11:.....	85
8	Diskuze	89
9	Závěr.....	96
10	Souhrn.....	98
11	Summary.....	100
12	Referenční seznam.....	102
13	Přílohy	115

Seznam zkratek

ABD abdukce

AC acromioclaviculární

ADD addukce

ADELTA m. deltoideus (přední část)

CC coracoclaviculární

FLX flexe

GH glenohumerální

HK horní končetina

HKK horní končetiny

LHK levá horní končetina

lig. ligamentum

m. musculus

mm. musculi

MD pohyb max. rychlostí dom. strany

MN pohyb max. rychlostí nedom. strany

PHK pravá horní končetina

PDELTA m. deltoideus (zadní část)

SA serratus anterior

SC sternoclaviculární

SD pohyb spon. rychlostí dom. strany

SN pohyb spon. rychlostí nedom. strany

TRAPEZ m. trapezius

ZD pohyb se zátěží dom. strany

ZN pohyb se zátěží nedom. strany

1 Úvod

Glenohumerální neboli ramenní kloub je synoviální kulovitý kloub, který připojuje horní končetinu k axiálnímu skeletu. Glenohumerální kloub umožňuje široký rozsah pohybu horní končetiny a ve skutečnosti jde o nejpohyblivější a zároveň jeden z nejčastěji poraněných kloubů lidského těla, a to především u sportovců, ale i u běžné populace.

Flexe a abdukce jsou běžné funkční pohyby v rameni, které se rutinně hodnotí v rámci každého kineziologického vyšetření u pacientů s dysfunkcí ramene a okolních struktur. Správné fyziologické vzorce zapojení svalů v oblasti ramene aktivovaných během flexe a abdukce nejsou přesně dány, protože se názory různých autorů na timing těchto svalů liší, a díky tomu je problematické určit potenciální svalové dysfunkce u sportovců či běžné lidské populace, které mohou být spojené s obtížemi, jako je bolest nebo omezení pohybu v kloubu.

Box je jedním z nejstarších bojových sportů lidské kultury. Box se skládá z pěstních soubojů a neměl by být zaměňován s jinými bojovými sporty, jako je kickbox, Savate, francouzský box nebo Thai box, či jakýkoli jiný bojový sport, který umožňuje udeřit soupeře nohou, lokty či koleny (Chaabène et al., 2015). Zatímco Thai box, neboli thajský box či Muay Thai je bojové umění, které umožňuje využití úderů a kopů pomocí kolen a loktů. Toto bojové umění podporuje fyzický i duševní rozvoj, přičemž mnoho instruktorů thaiboxu klade velký důraz na disciplínu, úctu a spiritualitu (Delp, 2012).

Tato práce se pokusí objasnit a zjistit, zda-li existují určité rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů při flexi a abdukci v ramenním kloubu s a bez použití zátěže mezi boxery a thaiboxery. Tyto rozdíly budeme zkoumat pomocí povrchové elektromyografie vybraných svalů, kde budeme porovnávat velikost a timing jejich zapojení při flexi a abdukci v ramenním kloubu.

2 Kineziologie glenohumerálního kloubu

Ramenní kloub je složitá struktura, která není složena pouze z hlavice pažní kosti (caput humeri) a glenoidální jamky lopatky (cavitas glenoidalis). GH kloub je struktura, která je součástí širšího komplexu různých dalších struktur a tkání – ramenního pletence. Ramenní pletenec tvoří čtyři základní klouby – kloub glenohumerální, acromioclaviculární, sternoclaviculární a scapulothorakální. Dle Kapandjiho (2007) je součástí ramenního pletence i tzv. kloub subdeltoideální, který je kloubem funkčním.

Kongruence kloubních ploch, vazivových struktur a kloubního pouzdra jsou prvky, které determinují výsledné stupně volnosti, stabilitu a možný rozsah pohybu v ramenním kloubu. Jedná se o prvky, které v kombinaci se svalovou silou a délkou jsou klíčovými činiteli v rozdílné pohyblivosti v kloubu, tendenci k poranění a odlišení mezi patologickým a zdravým fyziologickým pohybem (Schenkman, 2017).

Kvůli své nedostatečné kloubní a kostěné kongruenci je ramenní kloub zcela závislý na rovnováze mezi kapsuloligamentózním a svalovým aparátem obklopující kloub. Svalová stabilita glenohumerálního kloubu je zajištěna především aktivitou rotátorové manžety, deltového svalu a dlouhé hlavy bicepsu (Felstead, 2017), zatímco svaly, jako jsou m. latissimus dorsi a m. pectoralis major a m. teres major, jsou primárně odpovědné za pohyb (Dylevský, 2009).

Kapsuloligamentózní stabilitu kloubu zajišťují vazy, kloubní pouzdro a další prvky, jako je intraartikulární tlak. Avšak pouze nervově řízená svalová aktivita (tzv. dynamická stabilizace) má schopnost reagovat na různé podmínky zatížení a konfiguraci končetin. Kvůli tomuto kompromisu mobility a stability je ramenní kloub jedním z nejčastěji zraněných kloubů lidského těla (Felstead, 2017; Dylevský, 2009; Schenkman, 2017).

2.1 Glenohumerální kloub

Glenohumerální kloub je popisován jako kulovitý volný kloub, který je současně nejpohyblivějším kloubem v těle člověka. Ramenní kloub má 3 stupně volnosti, které nabízejí 6 různých směrů pohybu. Hlavice pažní kosti je totiž pouze v třetinovém až čtvrtinovém kontaktu s glenoidem lopatky, což umožňuje vysokou pohyblivost ramenního kloubu, zbylá část hlavice se opírá o kloubní pouzdro. Kloubní jamku obklopuje vazivový chrupavčitý lem – labrum glenoidale, jehož úkolem je rozšířit kontaktní plochu hlavice humeru s jamkou lopatky až o třetinu původní plochy. Společně s kloubním pouzdem, vazy a aktivitou okolních svalů je hlavice pažní kosti udržována

v jamce. Díky vysoké pohyblivosti bývá glenohumerální kloub méně stabilní, což bohužel vede k častým luxacím kloubu (Dylevský 2009; Hamill & Knutzen, 2014; Kolář 2009).

Statické stabilizátory tohoto skloubení zde představují ligamenta glenohumeralia (superius, inferius a mediale), ligamentum coracoacromiale a ligamentum coracohumerale.

Z pohledu biomechaniky zde dochází k posuvnému, rotačnímu a valivému pohybu. Během rotačního pohybu se kontaktní bod v kloubní jamce nemění, avšak na hlavici pažní kosti se jeho poloha mění. Během valivého pohybu se tyto body mění na obou plochách a při posuvném pohybu dochází ke změně kontaktního bodu pouze v kloubní jamce, avšak na hlavici pažní kosti nikoliv (Felstead, 2017).

2.2 Acromioclaviculární kloub

Jedná se o skloubení lopatky a klíční kosti pomocí nadpažkového výběžku – acromionu, mezi nimiž se nachází chrupavčitý artikulární disk. V tomto kloubu se promítá podstatná část pohybů lopatky. Díky svému umístění nad hlavici pažní kosti funguje jako bariéra při pohybu horní končetiny nad hlavu (Hamill & Knutzen, 2014). Dominantním pohybem v tomto kloubu je pohyb rotační a to v rozsahu 20° (Felstead, 2017). Naopak pohyby ve sternoclaviculárním skloubení jsou opačné oproti AC skloubení, pouze v průběhu rotačního pohybu okolo podélné osy claviculy jsou pohyby identické v SC i AC.

Statickou stabilizaci tohoto skloubení představuje ligamentum acromioclaviculare poskytující oporu horní části kloubního pouzdra, ligamentum coracoclaviculare a ligamentum coracoacromiale (Felstead, 2017; Janura et al., 2004; Schenkman, 2017).

2.3 Sternoclaviculární kloub

Sternoclaviculární kloub představuje ojedinělé skloubení hrudníku a ramenního pletence. Z toho plyne, že spojení ramenního pletence se zbytkem těla je uskutečněno jen pomocí měkkých tkání, proto je pletenec vyztužen silným ligamentózním komplexem, které zvětšují kloubní stabilitu. V klidu svírá clavicula úhel s frontální rovinou okolo 30° a během pohybu lopatky do 60° dochází k rotačnímu pohybu v SC skloubení okolo 40° (Felstead, 2017; Janura et al., 2004; Schenkman, 2017).

Ligamenta zajišťující stabilitu tohoto kloubu jsou ligamentum costoclaviculare spojující claviculu a 1. žebro, ligamentum interclaviculare a sternoclaviculare anterius et posterius (Felstead, 2017; Schenkman, 2017).

2.4 Scapulothorakální kloub

Scapulothorakální kloub je atypické skloubení, které tvoří svalové, neurovaskulární a další tkáně a struktury, proto bývá tento kloub popisován jako nepravý fyziologický funkční kloub. Podle Dylevského (2009) mluvíme o určitém funkčním spoji. Lopatka je v tomto skloubení reálně držena dvěma svaly, a to pomocí m. subscapularis a m. serratus anterior, které ji připevňují k hrudníku (Hamill & Knutzen, 2014). Všechny tyto svalové a vazivové struktury poskytují klouzavý pohyb lopatky, který jí umožňuje širokou škálu pohybů o velkých rozsazích.

Poloha lopatky není bezprostředně ve frontální rovině, nýbrž je částečně zešikmená, a to medio-laterálně a postero-anteriorně. Podle Kapandjiho (2007) svírá s frontální rovinou úhel 30°, který je otevřený antero-laterálně. Klíční kost taktéž leží zešikmeně, a to v postero-laterální směru, kdy podle Kapandjiho (2007) svírá s lopatkou úhel 60°. Za fyziologických podmínek leží lopatka mezi 2. až 7. žebrem a její margo mediale se nachází zhruba 5 až 6 cm od processu spinosi (Kapandji, 2007).

Scapulothorakální kloub má 2 důležité funkce. První důležitou funkcí je, že svalový aparát zde poskytuje další funkční skloubení, které umožňuje větší rozsah pohybu pažní kosti vůči hrudníku, což má za následek zvětšení rozsahu pohybu nad 120° probíhající pouze v ramenním kloubu. Na každé 2° pohybu v glenohumerálním kloubu připadá 1° pohybu v scapulothorakálním skloubení. Druhou důležitou funkcí je fakt, že díky svému prostorovému usprádaní nabízí lopatka prostor svalům pro jejich úpony a taktéž souvisí i s pohyby v AC i SC kloubech – pokud dojde k pohybu lopatky do 60°, tak následně dojde k 40° rotaci v SC a 20° rotaci v AC skloubení (Felstead, 2017; Hamill & Knutzen, 2014; Janura et al., 2004; Schenkman, 2017).

2.5 Subdeltoideální kloub

Kapandji (2007) popisuje subdeltoideální skloubení, někdy nazývané též jako subacromiální skloubení, jako fyziologický kloub nepravý. Jde o skloubení, které se nachází mezi acromionem, AC kloubem a velkým hrbolem pažní kosti a mezi těmito strukturami je vložena subdeltoideální (subacromiální) bursa.

Abdukce pažní kosti je omezována během elevace horní končetiny coracoacromiálním obloukem, a to zhruba od 60° abdukce. Tento oblouk se sestává z acromionu a ligamenta coracoacromiale. K tomuto omezení dochází z důvodu nárazu velkého hrbolu pažní kosti do zmiňovaného coracoacromiálního oblouku. Mezi pažní kostí a coracoacromiálním obloukem je prostor o velikosti 0,7 až 1 cm, kudy vedou svalové, šlachové a vazivové tkáně a struktury rotátorové manžety. Subacromiální prostor bývá velmi špatně cévně zásobován a současně je velmi často přetěžován, díky tomu dochází k častým poškozením těchto struktur a jejich následně pomalejší době hojení (Michalíček & Vacek, 2014).

2.6 Svalový aparát

Glenohumerální kloub je zesílen pomocí dynamických stabilizátorů, tedy svalů, které zajišťují spolu s těmi statickými stabilitu v průběhu aktivního pohybu. Jejich úkolem je držet hlavici pažní kosti optimálně centrovanou v kloubní jamce. V případě, že jsou dynamické stabilizátory z nějakého důvodu méně aktivní, tak je markantně omezena stabilita skloubení. Do dynamických stabilizátorů zahrnujeme především svaly rotátorové manžety, a tedy m. teres minor, m. infraspinatus i m. supraspinatus, m. subscapularis a dlouhou hlavu m. biceps brachii (Felstead, 2017). Všechny tyto svaly by se v průběhu pohybu měly aktivovat současně, jako je tomu např. v průběhu abdukce ramenního kloubu – pohyb pažní kosti vzhůru je uskutečňován aktivitou m. deltoideus a současně s ním dochází k aktivaci m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis a tím i pohybu hlavice humeru směrem inferiorně (Sakita, 2015). Z uvedeného příkladu vidíme, že pro stabilitu glenohumerálního kloubu je nezbytně nutná scapulohumerální rovnováha.

Hlavními svaly, které jsou zodpovědné za pohyby lopatky, jsou m. serratus anterior a m. trapezius, především jeho horní a dolní vlákna. Bývají popisovány jako jediné rotátory lopatky a zároveň hrají důležitou roli ve scapulohumerálním rytmu (Lugo, 2008; Ekstrom, 2003). Musculus serratus anterior drží připevněnou lopatku k hrudníku, vytáčí zevně její spodní úhel a hraje důležitou roli během předpažení a vzpažení glenohumerálního kloubu nad 90 stupňů. Tyto pohyby by nemohly být uskutečněny bez aktivity lopatky (Dylevský, 2009). Musculus trapezius naopak pomáhá rotovat a elevovat lopatku, a to synchronně s pohybem v ramenním kloubu (Lugo, 2008; Ekstrom, 2003). M. trapezius (pars descendens) spolu s m. levator scapulae pohybují lopatkou směrem kraniálně a mediálně, naopak pars ascendens pohybuje lopatkou směrem kaudálně

a funguje jako depresor lopatky. Pars transversa realizuje s mm. rhomboidei pohyb lopatky do addukce směrem k páteři (Dylevský, 2009).

Na abdukci v glenohumerálním kloubu se především podílí střední vlákna deltového svalu a svaly m. serratus anterior a m. supraspinatus. Mezi pomocné svaly, podílející se na abdukci v ramenním kloubu, řadíme dlouhou hlavu dvouhlavého svalu pažního a svaly m. infraspinatus a m. pectoralis major a z hlediska stabilizační funkce pohybu zde působí m. trapezius (Dylevský, 2009). Dylevský (2009) taktéž uvádí, že majoritní abduktor horní končetiny do 90° je především m. supraspinatus a m. deltoideus se aktivuje až nad 90° abdukce.

Flexi v glenohumerálním kloubu zajišťují m. coracobrachialis, m. deltoideus a krátká hlava m. biceps brachii. Pohybu dopomáhá i aktivita m. pectoralis major. Stabilizační funkci pohybu zde představuje m. trapezius a mezi neutralizační svaly řadíme m. infraspinatus a m. teres minor (Dylevský, 2009).

Michalíček (2014) uvádí, že elevace paže v ramenním kloubu je uskutečňována pomocí silných abduktorů a flexorů humeru, mluvíme především o m. deltoideus, m. supraspinatus, m. coracobrachialis a dlouhé hlavě bicepsu brachii. Deltový sval valivým pohybem zvedá humerus kraniálním směrem a m. supraspinatus udržuje fixovanou hlavici pažní kosti v kloubní jamce. Naopak svaly rotátorové manžety tlačí hlavici směrem kaudálně, tím současně dochází k dynamickému translačnímu pohybu hlavice směrem dolů a díky tomu je udržována optimální centrace hlavice v jamce. Největší aktivita depresorů humeru je vykazována v rozmezí 60 – 80° elevace končetiny při abdukci nebo flexi glenohumerálního kloubu, nad horizontálou aktivita rotátorové manžety postupně slábne a okolo 120 stupňů zcela zmizí (Michalíček & Vacek, 2014).

2.7 Pohyby v glenohumerálním kloubu dle různých autorů

Dle Michalíčka (2014) nelze v glenohumerálním kloubu provést izolovaný samostatný pohyb, jelikož během kteréhokoliv pohybu v rameni dochází ke komplexnímu pohybu všech tkání a struktur ramenního pletence. Jde o kombinace posuvných, rotačních a skluzných pohybů všech kloubů ramene. Jejich perfektní neuromotorické řízení udržuje v kterékoliv fázi pohybu horní končetiny plynulou, precizně dávkovanou centraci kloubních struktur. Tuto vzájemnou funkční centraci zajišťují 3 základní mechanismy, a to statické a dynamické stabilizátory ramene, proprioceptivní kinestetický systém vazů a kloubů, šlach i svalů nikoli jen v oblasti ramene, lopatky nebo horní končetiny, nýbrž i krku, hrudníku nebo břicha. Dochází

k integraci senzorických signálů z různých etáží centrální nervové soustavy, mluvíme především o spinální míše, mozgovém kmeni, cerebellu, subkortikálních a kortikálních strukturách, které následně uskuteční koordinovanou motorickou odpověď. Pokud by však bylo z jakéhokoliv důvodu porušeno proprioceptivní vnímání, ať už z důvodu kloubní nestability nebo impingementu ramene, došlo by ke zhoršení vnímání pasivního pohybu a kinestezie v této oblasti a následné poruše neuromuskulární odpovědi (Michalíček & Vacek, 2014).

Existují různé názory na rozsahy pohybů a obecně pohyblivost glenohumerálního kloubu. Jistí autoři rozdělují pohyby samostatně na pohyby pouze v ramenním kloubu, další upřednostňují celkový rozsah pohybu v kloubu bez ohledu na souhyb dalších přidružených tkání a struktur. Jedni autoři uvádí, že flexi v rameni nelze provést bez doprovodného pohybu lopatky, druzí si stojí za tím, že v určité fázi pohybu se lopatka pohybu neúčastní.

Dle Jandy (1966):

Flexe v GH kloubu: 70° - 90° , poté následuje pohyb do elevace se souhybem lopatky a vnitřní rotací – 160° - 170° , elevace se souhybem páteře – 180°

Abdukce v GH kloubu: 65° - 90° ve frontální rovině a až 120° v rovině lopatky

Abdukce se souhybem lopatky: 170° , další pohyb do 180° elevace lze provést jen se zevní rotací pažní kosti.

Janda (1966) uvádí, že střední postavení ramenního kloubu je jen tehdy, když humerus svírá úhel 45° s frontální a horizontální rovinou a nachází se v mírné vnitřní rotaci okolo 20° .

Dle Véleho (2012):

Flexe v GH: 180°

Abdukce v GH: 90°

Extenze v GH: 40°

Zevní rotace: 45°

Dle Kapandjiho (2007):

Flexe v GH: 180°

Abdukce v GH je 180° : od 0° do 60° dochází k pohybu pouze v GH kloubu, od 60° do 120° dochází k pohybu i v scapulothorakálním kloubu, od 120° do 180° dochází k pohybu v GH i scapulothorakálním kloubu a současně kontralaterální lateroflexi trupu

Extenze v GH: 45° - 50°

Dle Dylevského (2009):

Ventrální flexe (flexe): 80°

Abdukce: 90°

Dorzální flexe (extenze): 120°

Rotace: 90°

Elevace: 180°

2.7.1 Scapulohumerální rytmus

Jedná se o integrovaný pohyb, kterého se účastní všechny struktury ramenního pletence a je nezbytný pro dosažení maximální elevace horní končetiny (Gross, 2005; Kolář, 2012).

Scapulohumerální rytmus popisuje vzájemný pohyb lopatky a pažní kosti během abdukce horní končetiny, a to v poměru 1:2 ve prospěch pohybu humeru v GH kloubu. Na 90° abdukci se ramenní kloub podílí 60° a lopatka zbylými 30° (Kolář, 2012). V průběhu tohoto pohybu regulují SH rytmus svaly ramenního a scapulothorakálního kloubu, a to především m. deltoideus, svaly rotátorové manžety, m. trapezius a m. serratus anterior. Timing aktivace těchto svalů a jejich vzájemná souhra jsou klíčovými prvky pro koordinaci pohybů lopatky a pažní kosti (Contemori & Biscarini, 2019; Neumann, 2010).

V průběhu elevačních pohybů v rameni, jako jsou abdukce a flexe, jsou svaly scapulothorakálního skloubení aktivovány v synergii. Horní vlákna trapézového svalu spolu s m. serratus anterior vytáčí lopatku směrem kraniálně, kdežto střední a spodní část m. trapezius stabilizují lopatku a snaží se ji držet připevněnou k hrudníku (Contemori, Panichi & Biscarini, 2019).

Cailliet (1991) popisuje scapulohumerální rytmus tak, že během 30° abdukce nastává elevace klíční kosti o 12-15° a spinoklavikulární úhel se současně zvýší o 10°. Během 90° abdukce opět dochází k elevaci klíční kosti, a to o 30° oproti počátečnímu stavu. V závěrečné fázi pohybu, a to při 180° abdukci se spinoklavikulární úhel zvětší o 20° a současně dochází k rotaci klíční kosti dorzálním směrem díky ligamentu coracoclaviculare.

Pokud by však nastalo z nějakého důvodu nesprávné nastavení lopatky a pažní kosti, mohlo by dojít k dysfunkci scapulothorakálního rytmu a vnikl by stav zvaný jako scapulární dyskinéza (Hamill & Knutzen, 2014).

Michalíček (2014) uvádí i jistý patologický obrácený scapulohumerální rytmus, kdy se v průběhu abdukce pohybuje vůči kloubní jamce více lopatka než humerus a dochází tak k opačnému poměru v obou skloubení. Tento fenomén můžeme vidět např. u adhezivní kapsulitidy (Michalíček & Vacek, 2014).

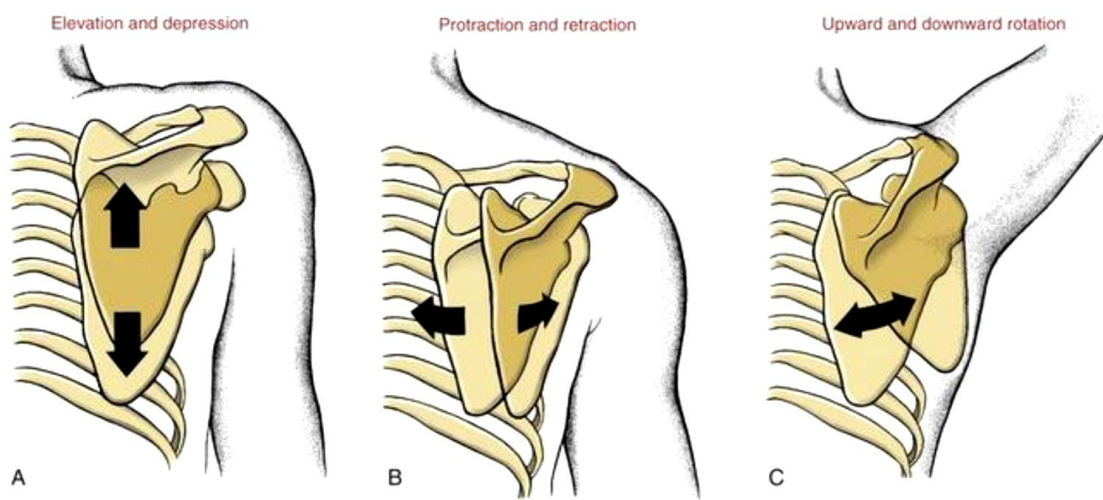
2.7.2 Lopatka

Lopatka může využívat pohybu ve 3 rovinách. Může se pohybovat směrem anteriorně (protrakce) nebo posteriorně (retrakce) vůči axiální rovině. Při pohybech ve frontální rovině se může spodní úhel lopatky pohybovat mediálně a laterálně, tyto pohyby mohou probíhat zhruba do 60° abdukce. Lopatka se může také pohybovat do elevace nebo deprese a během těchto pohybů dochází k 30° rotaci v AC kloubu (Hamill & Knutzen, 2014).

Pohyb lopatky je tedy spojen s pohyby klíční kosti. Pohyby v SC skloubení jsou naprosto opačné oproti AC skloubení. Pokud provedeme elevaci lopatky, tak současně dojde i k elevaci AC a depresi SC skloubení. Pouze během rotačních pohybů klíční kost rotuje kolem své osy a ve stejném směru (Hamill & Knutzen, 2014).

Dle Michalíčka (2014) dělíme pohyby lopatky na posuvné a rotační a s nimi se pojící pohyby v AC i SC kloubech, a to zejména při pohybech rotačních. Kompletní rozsah pohybu lopatky do elevace a deprese činí 10-12 cm. Během elevace lopatky se laterální konec klíční kosti také elevuje a současně dochází i k elevaci SC skloubení a vnitřní rotaci v AC skloubení. Během deprese lopatky se laterální konec klíční kosti pohybuje rovněž do deprese, současně dochází k depresi i v SC skloubení a zevní rotaci v AC kloubu. V průběhu těchto pohybů neprovádí lopatka nijak velký rotační pohyb okolo osy kolmé na rovinu sagitální, naopak během protrakce a retrakce lopatky dojde k rotačnímu pohybu okolo osy kolmé na rovinu transverzální. Kompletní rozsah pohybu do krajních poloh bývá zpravidla okolo 15 cm. Během protrakce lopatky současně nastává i protrakce v SC skloubení a horizontální posun v AC skloubení, laterální konec klíční kosti se posouvá laterálně a anteriorně a zavírá se úhel mezi lopatkou a klíční kostí. Poslední je pohyb rotační kolmý na frontální rovinu, během kterých se mění poloha spodního úhlu lopatky. Během zevní rotace může lopatka provést pohyb o velikosti 30° a její spodní úhel se pohybuje zevně, při vnitřní rotaci může dojít opět ke změně o 30°. Kompletní rozsah těchto pohybů lopatky je tudíž 60°.

Laterální pohyb lopatky se děje v prvních 30° - 50° abdukce v ramenním kloubu, a aby glenohumerální kloub dosáhl maximální abdukce, musí lopatka provést rotační pohyb o velikosti asi 65° (Felstead, 2017; Hamill & Knutzen, 2014; Schenkman, 2017).



Obrázek č. 1. Pohyby lopatky: A) elevace/deprese, B) protrakce/retrakce, C) laterální/mediální rotace (Neumann, 2015)

2.7.3 Stereotypy abdukce a flexe v rameni dle různých autorů

Abdukce

Jde o pohyb probíhající ve frontální rovině, jež je možné rozložit do několika fází. Celkový rozsah pohybu do abdukce v rameni je obvykle 180°, nicméně při pohybu nad 90° je abdukce spojena se zevní rotací pažní kosti, při vnitřní rotaci humeru by výsledná abdukce byla pouhých 160° (Kolář, 2009). Kapandji (2007) pohyb do abdukce rozděluje na 3 fáze a Véle (2006) na 4 fáze, a to na základě převládajícího svalového zapojení a pohybů lopatky v scapulothorakálním skloubení.

Dle Véleho (2006), Koláře (2009) a Steindlera:

1. 0° – 45°: největší je aktivita m. supraspinatus a posupně narůstající aktivita m. deltoideus
2. 45° – 90°: dominuje aktivita m. deltoideus nad aktivitou m. supraspinatus, avšak aktivita těchto svalů může být u každého člověka jiná
3. 90° – 150°: kvůli kontaktu tuberculum majus humeri a ligamenta coracoacromiale je pohyb do abdukce nad horizontálu spojen s aktivitou celého pletence ramene, kdy postupně dochází k vnější rotaci a lehké flexi paže, což má za následek zmírnění tlaku na tuberculum majus humeri. V průběhu této fáze

se scapulothorakální skloubení účastní abdukce v rozsahu 60° a rotace v AC a SC skloubení se podílí dalšími 30°. Na pohybech lopatky se angažují hlavně m. trapezius a m. serratus anterior, které zajišťují tah glenoidu kraniálním směrem. Stabilizace pohybu je zajištěna aktivitou svalů m. latissimus dorsi a m. pectoralis major.

4. **150° – 180°:** dochází k zapojení trupového svalstva a následnému prohloubení bederní lordózy a kontralaterálnímu úklonu

Dle Kapandjiho (2007) (Obrázek č. 2):

1. pohyb do 90°: první se aktivuje m. deltoideus a následně dochází k aktivaci m. supraspinatus, první fáze končí kontaktem tuberculum majus na tuberculum supraglenoidale

2. pohyb od 90° do 150°: - narůstá aktivita m. trapezius a m. serratus anterior, dochází k 60° rotaci spodního úhlu lopatky směrem laterálně a 30° rotaci v SC i AC skloubení. Pohyb je brzděn aktivitou m. latissimus dorsi a m. pectoralis major

3. pohyb do 180°: dochází k aktivaci kontralaterálních mm. erectores spinae, kontralaterální lateroflexi páteře a prohloubení bederní lordózy

Dylevský (2009) na rozdíl od Kapandjiho (2007) považuje za hlavní abduktor do 90° m. supraspinatus a teprve nad 90° abdukce dochází k aktivaci m. deltoideus.

Janda (1982) a Michalíček (2014) považují za správný stereotyp abdukce ten pohyb, který začíná aktivitou abduktorové skupiny svalů a horní porce svalu m. trapezius funguje pouze jako stabilizátor pohybu. Vystření stereotypu abdukce provádí Janda (1982) v sedě, aby předešel mechanismům, které by následné provedení pohybu mohly negativně ovlivnit.

Za první patologický stereotyp abdukce považuje Janda (1982) pohyb, který začíná elevací celého ramenního pletence s aktivitou horní porce m. trapezius, m. levator scapulae a se současnou chabou stabilizací lopatky k hrudníku, která rotuje více, než by fyziologicky měla. Při správném stereotypu by mělo docházet k rotaci lopatky o 1° na 10° abdukce v GH kloubu. S tímto patologickým stereotypem abdukce se pojí i možný vznik tzv. scapula alata, která se může objevit i z důvodu ochablých středních vláken m. trapezius nebo parézy n. thoracicus longus.

Druhým patologickým stereotypem označuje Janda (1982) pohyb, který začíná úklonem trupu díky aktivaci m. quadratus lumborum. Z těchto důvodů klade Janda (1982)

velký důraz na dostatečnou stabilizaci lopatky, a pohyb by měl začínat současnou fixací a depresí lopatky, zároveň by mělo současně dojít k reciproční inervaci a následnému útlumu horní části m. trapezius.

Hoppenfeld (1976) vyšetřuje stereotyp pasivně a tvrdí, že během počátečních 20° abdukce by fyziologicky nemělo dojít k souhybu lopatky, od této chvíle se s přibývajícím stupni pohybuje humerus a lopatka ve výše zmíněném poměru 2:1. Autor uvádí, že pohyb do abdukce pouze v ramenním kloubu je přibližně 90° a že maximální abdukce je proveditelná výhradně se zevní rotací humeru.

Flexe

Jde o pohyb probíhající v sagitální rovině, který můžeme rozdělit do několika fází pohybu, a to v závislosti na převládajícím svalovém zapojení. Kapandji (2007) pohyb rozděluje na 3 fáze a Véle (2006) na fáze 4.

Dle Kapandjiho (2007):

1. 0° – 60°: v této fázi pohybu se nejvíce aktivuje přední porce m. deltoideus, m. coracobrachialis a m. pectoralis major (klavikulární č.), pohyb stabilizují svaly m. teres major, m. infraspinatus, m. teres minor a ligamentum coracohumerale

2. 60° – 120°: převládá aktivita m. trapezius a m. serratus anterior. V průběhu této fáze se scapulothorakální skloubení účastní pohybu v rozsahu 60° a SC i AC skloubení dalšími 30°, což následně vytáčí glenoidální jamku směrem ventrálně a kraniálně. Pohyb je stabilizován aktivitou m. latissimus dorsi a m. pectoralis major (abdominální č.).

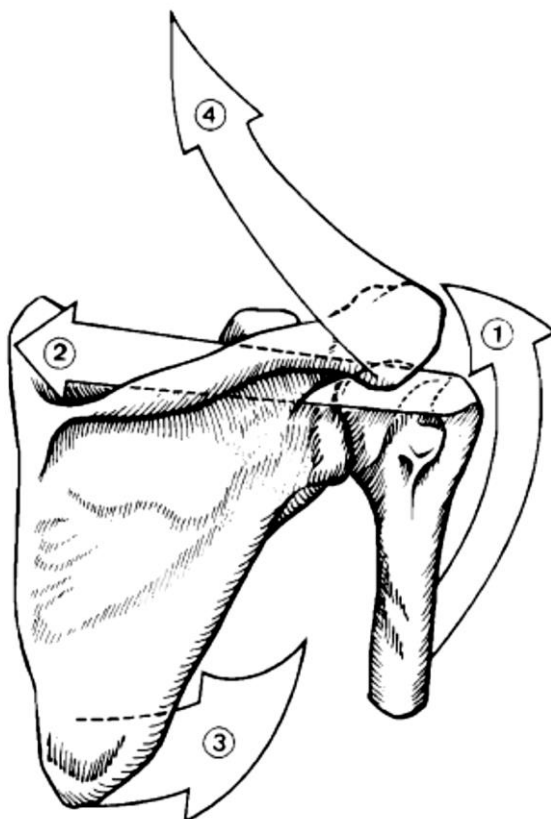
3. 120° – 180°: aktivace kontralaterálních mm. erectores spinae, kontralaterální lateroflexi páteře a prohloubení bederní lordózy

Dle Véleho (2006):

1. 0° – 60°: v první fázi pohybu převažuje aktivita m. deltoideus (přední část) a svalů m. coracobrachialis a klavikulární porce m. pectoralis major. Pohyb je brzděn aktivitou m. teres major a svalů m. teres minor a m. infraspinatus.

2. 60° – 90° a 3. 90° – 120°: druhá fáze pohybu je přechodovou fází do fáze třetí, kdy se do pohybu zapojuje i m. trapezius a m. serratus anterior a současně je pohyb brzděn aktivitou m. latissimus dorsi a m. pectoralis major (kostosternální č.).

4. 120° – 180°: v závěrečné fázi pohybu dochází k zapojení trupového svalstva, zvětšení lordózy a úklonu



Obrázek č. 2. Kapandji (2007) a jeho stereotyp abdukce: 1) m. deltoideus, 2) m. supraspinatus, 3) m. serratus anterior a 4) m. trapezius (horní část)

2.8 Neuromuskulární kontrola pohybu

Tento termín označuje komplex dějů, během kterých dochází k nepřetržité spolupráci a koordinaci aferentních vstupů z periferie do CNS a eferentních výstupů z CNS do periferie (Wilk et al., 2009).

Ramenní pletenec je podstatným prvkem posturálních mechanismů, který se účastní např. i lokomoce, a proto je správné nastavení postury důležité pro optimální funkci ramenního kloubu, horní části trupu, ale také krční a bederní páteře. Fyziologicky optimální pohyb (tzv. posturálně stabilizovaný pohyb) má být bezbolestný, volný a současně centrovaný. Tento pohyb je centrálně naprogramován a současně neurofyziologicky kontrolován. Cílem je kontinuální zapojení jednotlivých pohybových segmentů do stejné trajektorie pohybu. Mezi počátkem, průběhem i koncem pohybu se odehrává jak dopředná, tak zpětná komunikace mezi úrovněmi míchy, kortexu i subkortexu, tedy na všech úrovních řízení motoriky. Díky této důležité komunikaci je zajištěna tzv. koherentní součinnost, neboli timing jednotlivých pohybových segmentů v globálním pohybu, vzájemné postavení kloubů nebo koordinované zapojení svalů.

Dojde-li z jakéhokoliv důvodu na periférii k poruše funkce, byť jen jednoho svalu nebo kloubu v globálním pohybovém vzoru, tak si do 6 týdnů podkorové struktury vybudují nové pohybové vzorce. Tyto nové pohybové vzorce však nemusí být vždy kineziologicky výhodné, protože naše CNS automaticky dělá to, co je snadné, ale nikoliv to, co je správné. Naším cílem je tedy fyzioterapeuticky zakročit ještě tehdy, kdy je porucha funkce na periférii a kdy se zatím jedná o tzv. horizontální zřetězení poruchy (např. svalové dysbalance jako součást svalové smyčky). Dynamická stabilizace ramenního kloubu je tedy soubor dějů, který vzniká koordinací mezi propiocepcí, neuromotorikou, stavy kloubních struktur i měkkých tkání a obousměrnou kvalitou signálu a periférií ve všech úrovních motorického řízení (Michalíček & Vacek, 2015).

Teka (2017) tvrdí, že i jednoduché pohyby potřebují velice úzkou globální spolupráci mezi CNS a periferním nervovým systémem. Aby došlo k zformování patřičných aktivačních svalových vzorců, musí motorický kortex za úkol vyřešit tzv. inverzní problém. Po vyřešení problému provede motorický kortex dynamické vstupy do míšních okruhů. Dle Teky (2017) jsou spojitosti mezi neuronální aktivitou motorické kůry a pohybovými parametry obšírně diskutovány a prozatím jsou považovány za kontroverzní.

Dle Riemanna et al. (2002) existuje tzv. funkční stabilita kloubu, která funguje na základě optimální koordinace mezi dynamickými a mechanickými stabilizátory v průběhu pohybu. Mechanické ani dynamické stabilizátory nejsou schopny samy o sobě zabezpečit dostatečně velkou kloubní stabilitu, proto je jejich vzájemná interakce doplněna a zprostředkována pomocí senzomotorického systému.

3 Elektromyografie

Elektromyografie je elektrodiagnostická metoda, která se používá k záznamu a hodnocení elektrické aktivity kosterního svalstva. EMG signál představuje anatomicko-fyziologické vlastnosti kosterního svalu, reálně se však jedná o elektrickou aktivitu motorických jednotek svalu. Existují dva typy vyšetření pomocí EMG, a to povrchové nebo intramuskulární vyšetření. Povrchové EMG vyšetření využívá neinvazivní nalepovací elektrody, zatímco intramuskulární EMG vyšetření používá invazivní jehlové elektrody (Chowdhury, 2013).

Elektromyografie má širokou škálu využití. Dá se využít při hodnocení neuromuskulárních a neurologických onemocnění, dá se využít také pro laboratorní hodnocení chůze nebo analýzu biomechaniky kloubů i svalů a své využití najde i v oboru fyzioterapie a pohybových obtíží, včetně posturální kontroly (Sadikoglu, 2017).

3.1 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie je neinvazivní metoda EMG vyšetření, která se nejhojněji využívá v oblasti fyzioterapie a biomechaniky. Výhodou je bezesporu její neinvazivnost a snadná aplikace. Povrchová EMG funguje na základě snímání akčních potenciálů pomocí nalepovacích povrchových elektrod, které se umísťují na kůži testovaného. Samotným výsledkem tohoto vyšetření je tzv. elektromyogram (Krobot & Kolářová, 2011).

3.2 Jehlová elektromyografie

Jehlová elektromyografie je invazivní metoda, s jejíž pomocí můžeme zaznamenávat akční potenciály motorických jednotek přímo v příslušných svalech, které jsou povrchově nedostupné. Jehlová elektromyografie se však nevyužívá u děletrvajících dynamických pohybů a jejich hodnocení (Guzmán – Muñoz, 2018; Krobot & Kolářová, 2011).

3.3 Skutečnosti ovlivňující EMG signál

Na EMG záznamu můžeme sledovat tzv. artefakty, které jsou na záznamu nežádoucí. Nejčastěji se vyskytujícím artefaktem je bezesporu EKG signál, který je několikanásobně intenzivnější oproti signálu z kosterních svalů, z toho důvodu je na EMG záznamu mnohem lépe vidět. EKG signál můžeme pozorovat na většině

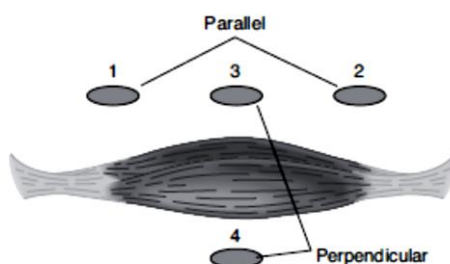
záznamech, kde snímáme trupové svalstvo, a obzvláště na levé straně trupu (Criswell, 2005; Chowdhury, 2013).

Artefakt z pohybu je elektrodou vytvořený vlastní signál, který vzniká klouzáním se elektrody po kůži, a tím dochází ke vzniku vlastního elektrického potenciálu. Běžně k tomu dochází při EMG záznamu u m. serratus anterior při abdukčním pohybu paže, díky tomu je tento artefakt velmi těžko odlišitelný od normálního EMG záznamu (Krobot & Kolářová, 2011; Véle, 2012).

Dle Nazmiho (2016) může být nežádoucím účinkem tzv. CrossTalk, neboli signál ze skupiny svalů, která v jistou chvíli není snímána, následně se signál kontaminuje a může dojít k nesprávné interpretaci informací, záleží však na spoustě dalších fyziologických okolnostech. Signál může být negativně ovlivněn typem a polohou umístění elektrod a také vzájemnou vzdáleností elektrod mezi sebou (běžně ve vzdálenosti 1-2 cm od sebe) nebo elektrodami s malou povrchovou plochou.

3.4 Uložení elektrod

Dle Criswella (2005) je velice důležité dbát na náležité uložení elektrod. Například pro výběr optimálního místa pro uložení elektrod a následného měření vybrané svalové tkáně doporučuje, aby na tomto místě byly elektrody vzájemně co neblíže a mezi elektrodami a svalovými vlákny bylo co možná nejméně ostatní tkáně a uložení elektrod by mělo být paralelně se svalovými vlákny. Odlišné uložení elektrod by mohlo zhoršovat kvalitu signálu. Za nevhodné místo pro uložení elektrod se považují taková místa, jako jsou např. kožní záhyby nebo kostní tkáň.



Obrázek č. 3. Model uložení elektrod na sval (Criswell, 2005)

3.5 Studie věnující se EMG při flexi a abdukci v rameni u běžné populace

Studie prováděná autory Contemori, Panichi a Biscarini (2019) se zabývala účinky různých pozic a poloh lopatky na svalovou aktivitu v oblasti ramenního pletence během pohybu do abdukce v GH kloubu. K samotnému měření svalové aktivity využívali povrchovou elektromyografii. Výzkumníci předpokládali, že v různých polohách lopatky (v neutrální pozici, protrakci či retrakci) by taktéž došlo k odlišným aktivačním vzorcům m. deltoideus a současně by došlo i k ovlivnění aktivačních vztahů mezi scapulothorakálními svaly. Autoři taktéž předpokládali, že pokud by abdukce GH kloubu byla provedena v různých polohách lopatky, došlo by k vyšší aktivitě horních vláken m. trapezius a to by současně mohlo vést k odlišné aktivaci zbývajících svalů pletence. Výzkumný soubor se zahrnoval 18 mužů a 12 žen bez předešlého poranění v oblasti ramene a bez patologického posturálního postavení ramen a páteře, jejichž průměrný věk byl necelých 24 let.

V rámci studie se testovala aktivita následujících svalů: střední porce m. deltoideus, horní, střední i dolní porce m. trapezius a m. serratus anterior. Samotné testování se odehrávalo tak, že testovaný nejprve vykonal maximální požadovanou kontrakci proti odporu pro každý jednotlivý testovaný sval zvlášť, a to za účelem normalizace EMG signálu. Samotná kontrakce probíhala po dobu 5 vteřin s následnou 2 minutovou pauzou. Celkové měření volní kontrakce proběhlo dvakrát. Následně došlo k samotnému testování abdukce v různých polohách. Současně byla horní končetina testovaného pasivně nastavena (5krát) od výzkumníků tak, aby došlo k lepší percepci nastaveného vzoru. Dále měli probandi před samotným testováním možnost si jednotlivé pohyby třikrát vyzkoušet. Následné testování celkově obsahovalo osm opakování od každého jednotlivého pohybu. Testování jedinci vždy prováděli abdukci na dominantní horní končetině, a to nejprve v neutrální pozici lopatky, následně v retrakci a na závěr v protrakci lopatky. Před započítáním jednotlivých pohybů byla dominantní horní končetina volně podél těla a následně byla probandem provedena abdukce v ramenním kloubu v rozsahu 120°. Ke standardizaci rychlosti pohybu využili metronomu o rychlosti 2 úderů/s. Testování následně měli 2 minutovou pauzu. V rámci měření EMG byly použity povrchové elektrody, které byly nalepeny na středy bříšek měřených svalů, a to ve vzdálenosti 1,5 cm od středů elektrod.

Studie prokázala, že aktivita středních vláken m. deltoideus byla podstatně větší v protrakci lopatky, než tomu bylo v retrakci či její neutrální pozici. V neutrální pozici a retrakci lopatky se střední vlákna m. deltoideus aktivovala více s její současnou elevací. Horní vlákna m. trapezius se taktéž aktivovala více v protrakci, než tomu bylo v její retrakci či neutrální poloze. V průběhu všech pohybů, během kterých byla současně lopatka v elevaci, došlo k celkovému zvýšení svalové aktivity. Nicméně aktivita středních vláken m. trapezius byla podstatně větší v neutrální pozici i retrakci lopatky a spodní vlákna m. trapezius taktéž prokazovala podstatně vyšší aktivitu v retrakci lopatky, než tomu bylo v její protrakci nebo neutrální pozici. Naopak m. serratus anterior se maximálně aktivoval v protrakci lopatky bez její současné elevace, avšak jen v rozmezí 75°-120° abdukce.

V rámci výzkumu tedy došlo ke zjištění, že při protrakci a elevaci lopatky dochází během abdukce k vyšší aktivaci středních vláken m. deltoideus a horních vláken m. trapezius, avšak se současně zmenšenou aktivitou středních a spodních vláken m. trapezius. Tyhle neideální aktivační vzory by mohly vést k tomu, že by následně došlo k negativnímu ovlivnění funkce ve scapulothorakálním kloubu, tedy i neoptimální funkci GH kloubu. Výzkumný tým také podotknul, že pozměněné nastavení scapulothorakálního kloubu a lopatky (v protrakci a elevaci) má podstatný vliv na zapojení deltového svalu, což je zajímavé zjištění, protože m. deltoideus je více aktivní v situacích, kde dochází i k aktivaci horních vláken m. trapezius. Dalším zjištěním studie byl fakt, že došlo k větší aktivaci spodních vláken m. trapezius během abdukce v rameni za současné retrakce lopatky. Výzkumníci totiž z počátku očekávali, že ústředním svalem provádějícím retrakci lopatky budou střední vlákna m. trapezius za současné dopomoci mm. rhomboidei a výsledkem byly tudíž překvapení (Contemori, Panichi & Biscarini, 2019).

Jiná studie, která se zabývala abdukci v GH skloubení pochází od Reed, Cathers et al. (2013). Výzkumný tým se snažil pomocí povrchové EMG zjistit, jestli pohyb do abdukce opravdu začíná aktivitou m. supraspinatus, nebo jiným svalem. Autoři odkazovali také na to, že do té doby se obecně považovalo za fakt, že pohyb do abdukce v GH kloubu začíná aktivitou m. supraspinatus, nicméně do té chvíle byla na toto téma uskutečněna pouze jedna studie a ta sama o sobě neposkytla nijak dobré a objektivní výsledky. Z těchto důvodů si dal výzkumný tým za úkol zjistit, jestli je m. supraspinatus skutečně sval, který se během abdukce aktivuje jako první.

V rámci studie byla testováno 14 rekreačních sportovců (9 mužů a 5 žen) ve věkovém rozmezí 18 až 49 let bez prodělaného úrazu či operace na horní končetině. Aby mohli být jednotlivci od fyzioterapeuta do výzkumu přijati, musel mít každý z nich plný rozsah pohybu do abdukce v rameni (180°), scapulohumerální rytmus bez patologického nálezu a mít negativní odporové testy na rotátorovou manžetu.

Samotné testování se odehrávalo na dominantní horní končetině, kde bylo využito povrchových i intramuskulárních EMG elektrod, jejíž invazivita bylo využito na těžko dostupných m. subscapularis a m. supraspinatus. Byla sledována aktivita svalů m. deltoideus, m. infraspinatus, m. serratus anterior, m. subscapularis, m. supraspinatus a horní i spodní vlákna m. trapezius. Měření abdukce bylo provedeno ve třech rovinách – v rovině frontální, v rovině lopatky (30° na hranici abdukce a flexe v rameni) a v rovině, která byla o 30° větší oproti předešlé rovině lopatky. Během vykonávání abdukce měli probandi v ruce testované dominantní HK závaží, které představovalo 25 %, 50 % a 70% z maximální abdukční zátěže, kterou byl proband schopen udržet, aniž by došlo k narušení fyziologického scapulohumerálního rytmu. Testování zahrnovalo celkově 9 opakování pohybu do abdukce.

Studie ukázala, že u všech měřených svalů došlo k jejich aktivaci dříve, než došlo k samotné iniciaci pohybu, a to ve všech třech rovinách. Tím výzkumný tým prokázal, že m. supraspinatus není jediný sval, který začíná pohyb do abdukce, ale naopak dochází v počáteční fázi pohybu k aktivaci více svalů současně.

Autoři Ackland et al. (2008) však tvrdí, že obdobná činnost středních vláken m. deltoideus a m. supraspinatus by mohla být chápána spíše jako určitá podpurná činnost pro produkci jakéhosi abdukčního momentu, tedy určité využitelnosti tohoto svalu, která je nezbytná pro provedení abdukce. Jde tudíž spíše o funkční úlohu m. supraspinatus v iniciálních fázích abdukce.

Zajímavostí je ovšem fakt, že Heuberer et al. (2015) v rámci jeho výzkumu odkazuje na výzkum Kronberga et al. (1990), který se jako jeden z prvních zabýval EMG aktivitou svalů při standardizovaných pohybech u zdravých lidí. Výsledky jejich výzkumu prokázaly, že nejvýznamnějšími aktéry abdukce v GH kloubu jsou přední a střední vlákna m. deltoideus a také m. infraspinatus. Avšak m. supraspinatus, jež mnoho autorů považuje za první aktivující se sval během abdukce, se aktivuje až od 30° abdukce. Faktem také je, že autor popisuje i aktivitu m. subscapularis, který se taktéž aktivuje již v iniciální fázi pohybu (Heuberer et al., 2015).

Výzkum Heuberer et al. (2015) měl za úkol zhodnotit svalovou aktivitu na zdravém GH kloubu pomocí EMG a zvážit užitečnost této metody v klinickém prostředí. V rámci výzkumu bylo pozorováno 11 zdravých jedinců (9 mužů a 2 ženy) v průměrném věku 27 let a bez jakékoliv patologie v oblasti ramene. Testovalo se dohromady 14 svalů pomocí 8 standardizovaných pohybů v GH kloubu. V rámci měření 10 povrchových svalů bylo využito povrchových elektrod, které byly uloženy 1 cm od jejich středů, pro 4 zbývající hlouběji uložené svaly bylo využito intramuskulárních elektrod. Pomocí povrchových elektrod byly snímány svaly m. biceps brachii, m. deltoideus (přední, střední a zadní vlákna), m. pectoralis major, m. trapezius (horní, střední a spodní část) a svaly m. serratus anterior a m. triceps brachii. Pomocí intramuskulárních elektrod byly snímány svaly m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis a m. supraspinatus. Testovaly se následující pohyby – flexe a abdukce v rameni do 180°, zevní a vnitřní rotace v neutrálním postavení HK do 45°, zevní a vnitřní rotace ze 45° abdukce HK a zevní a vnitřní rotace z 90° abdukce HK. Výše zmiňované pohyby byly testovány v sedě a každý jednotlivý pohyb byl testován 3krát. Analyzovala se jen data z průběhu vykonávaného pohybu, oproti tomu data z uvedení HK zpět do původní polohy analyzována nebyla.

Výzkumníci ve svých výsledcích popisují, že m. subscapularis je aktivován už od počátku pohybu do abdukce, během 20° abdukce dosahuje 15 % své maximální možné kontrakce a soustavně tato hodnota volní kontrakce rostla až do 120° pohybu. Zatímco u m. supraspinatus dochází k aktivaci o něco později a okolo 70° abdukce dosahuje jeho hodnota maximální volní kontrakce 35 %. Aktivita m. infraspinatus i m. teres minor byla naopak velice nízká. Každá jednotlivá část m. deltoideus měla obdobně nízkou velikost aktivace, ta se však postupně zvětšovala od 90° abdukce a výš. Zajímavé však bylo zjištění, že m. serratus anterior se dle autora nezapojoval téměř vůbec. Stejně tak střední vlákna m. trapezius neprojevovala nijak velkou aktivitu, ta se však postupně zvětšovala od 100° abdukce a výš.

Výzkumný tým v této studii prokázal, že aktivita m. subscapularis během abdukce je mnohem větší, než se do té doby původně myslelo. Heuberer et al. (2015) také podotýká, že u ramen bez patologického nálezu byla abdukce uskutečněna především aktivitou m. supraspinatus současně s aktivitou předních a středních vláken m. deltoideus, což souhlasí s tvrzením jiných studií (Heuberer et al., 2015).

4 Základní aspekty boxu a Thaiboxu a EMG studie

Box, který bývá také nazýván jako „vznešené umění“, je jedním z nejstarších bojových sportů napříč celou lidskou kulturou. Box se skládá z pěstních soubojů a neměl by být zaměňován s jinými bojovými sporty jako je kickbox, Savate, francouzský box nebo Thai box, či jakýkoli jiný bojový sport, který umožňuje udeřit soupeře nohou, lokty či koleny (Chaabène et al., 2015).

Thai box, neboli Muay Thai je bojové umění, které umožňuje využití úderů a kopů pomocí kolen a loktů. Toto bojové umění klade důraz na fyzický i duševní rozvoj (Delp, 2012).

Základním prvkem úspěchu každého bojovníka boxu či thaiboxu je detailně ovládnutá technická stránka bojového umění. Technika je v tomto sportu klíčová, protože při obraně či útoku je důležité náležitě řídit pohyb a současně ovládat sílu i rychlost požadovaného pohybu. Jestli chce být bojovník ve svém sportu úspěšný a co nejefektivněji využívat své síly a úderů, je nezbytně nutné, aby co nejvíce zkoordinoval všechny kontrakce a relaxace svalů s nádechem či výdechem, neboť jednotlivé kombinace úderů a kopů jsou spojeny s rotací celého těla a tudíž i napínáním svalů. Současně se v boji využívá i váha celého těla, a úder je tedy mnohonásobně rychlejší a silnější, než je pohyb a síla samotné končetiny (Delp, 2012; Woodward, 2007).

V boxu a thaiboxu je velmi důležitý správný bojový postoj, který se používá v souboji a je výchozím bodem pro provedení jednotlivých úderů a taktik. Hmotnost celého těla by měla být rovnoměrně rozložena na obě dolní končetiny bojovníka a šířka jeho základny by měla odpovídat šířce jeho ramen. Trup by měl být napřímený a částečně rotovaný k jedné straně, lokty by měly být drženy co nejvíce u těla a ruce drženy u hlavy bojovníka, aby byla zajištěna ochrana hlavy a krku. Boxeři musí být ustavičně v pohybu, aby se co nejvíce předcházelo možnému zásahu ze strany soupeře (Delp, 2012; Gartland et al., 2001; Woodward, 2007).

Boxeři a thaiboxeři ve svém sportu vyžadují účinnou kombinaci rychlosti, síly, koordinace, obratnosti a vytrvalosti. Bojovníci se ve větší míře než jakýkoli jiný typ sportovce vystavují určitému druhu sebepoškození. Zatímco jedním z hlavních cílů těchto sportů je zabránit zasažení od soupeře, tak žádný boxer ani zdaleka nedosahuje tohoto ideálu a v důsledku toho dostává četné rány do těla a oblasti hlavy. Tyto údery mohou mít za následek zranění v rozsahu od drobných oděrek a odřenin až po vážnější poškození hlavy a krku. Konečným důsledkem může být dlouhodobé zdravotní postižení

nebo v nejextrémnějších případech smrt (Delp, 2012; Gartland et al., 2001; Whiting et al., 1988).

Boxeři na vysoké úrovni, ať už mužští nebo ženští, vykazují sklon k nízké hladině tělesného tuku. Přestože existuje jen málo studií o boxerských somatotypech, dostupné informace ukazují, že pro mužské boxery na elitní úrovni je typický vyšší podíl mezomorfie s dobře vyvinutou muskulaturou a nízkou úrovní tělesného tuku. Sportovci obou pohlaví vyžadují vysokou úroveň kardiorepiračního systému, aby dokázali zavládat celkovou metabolickou náročnost boxerského zápasu a urychlili tak i metabolické regenerační procesy mezi jednotlivými koly. Mezinárodní boxeři vykazují vysoký špičkový a střední anaerobní výkon. Protože jsou jednotlivé údery krátké a velice dynamické, vyžaduje profesionální boxerský výkon optimálně rozvinutou svalovou sílu horních i dolních končetin a pro zápasníka je to jeden z rozhodujících faktorů úspěchu. Ačkoli jsou studie o bojových sportech značně omezené, dostupné studie ukazují, že izometrická síla velice úzce souvisí s kvalitním výkonem v profesionálním boxu (Chaabène et al., 2015). Výsledky studie Guidetti et al. (2002) dokazují, že s výkonem v boxu souvisejí dva základní faktory – fyzická zdatnost, která je podmíněna individuálním anaerobním prahem a maximální spotřebou kyslíku, a svalová síla horní části těla, která je zkoumána ve studii mírou síly stisku.

Izometrická síla stisku je u boxerů důležitým měřítkem úrovně jejich fyzické zdatnosti (Guidetti et al., 2002; Valentino et al., 1990). Ve vzorku obsahujícím italské boxery elitní úrovně Guidetti et al. (2002) zjistili, že izometrická svalová kontrakce, zejména kontrakce dominantní horní končetiny, velmi úzce souvisí s žebříčkovým postavením boxera.

Autoři Lenetsky et al. (2015) se ve své studii s názvem „Shoulder function and scapular position in boxers“ zabývali funkcí ramene a polohou lopatky u boxerů. Cílem bylo zkoumat rozdíly v síle, v rozsahu pohybu v GH kloubu a v poloze lopatky u boxerů ve srovnání s kontrolní skupinou neboxerů. Studie se zúčastnilo 18 boxerů s tří a více letou zkušeností v daném sportu ve věkovém průměru 27 let a 20 lidí z kontrolní skupiny ve věkovém průměru 28 let. U probandů se testovala izometrická síla vnitřní a vnější rotace pomocí dynamometru a pasivní rozsah vnitřní a vnější rotace pomocí 2D videokamery. Výsledkem bylo zjištění, že boxeři měli výraznější scapulární dyskinezi a zvýšenou vnější rotaci na dominantní paži ve srovnání se skupinou neboxerů. Boxeři se třemi nebo více lety zkušeností vykazovali příznaky, které ve srovnání s kontrolní skupinou zvyšují riziko poranění horní končetiny.

5 Cíle a vědecké otázky

5.1 Hlavní cíle

Hodnocení a porovnání EMG aktivity u vybraných svalů na dominantní a nedominantní horní končetině v rámci dvou sportů (thaibox/klasický box) a rozdílnost v jejich aktivaci při flexi a abdukci v ramenním kloubu s a bez použití zátěže

5.2 Vědecké otázky

1. Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi thaiboxery při abdukci v ramenním kloubu s a bez použití zátěže?
2. Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery při abdukci v ramenním kloubu s a bez použití zátěže?
3. Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery při abdukci v ramenním kloubu spontánní rychlostí?
4. Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery při abdukci v ramenním kloubu maximální rychlostí?
5. Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery při abdukci v ramenním kloubu se zátěží?
6. Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi thaiboxery při flexi v ramenním kloubu s a bez použití zátěže?
7. Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery při flexi v ramenním kloubu s a bez použití zátěže?
8. Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery při flexi v ramenním kloubu spontánní rychlostí?
9. Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery při flexi v ramenním kloubu maximální rychlostí?
10. Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery při flexi v ramenním kloubu se zátěží?
11. Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery na dominantní a nedominantní horní končetině?

6 Metodika

Tato diplomová práce se zabývá povrchovou elektromyografií a hodnocením aktivity vybraných svalů ramenního pletence u boxerů a thaiboxerů na dominantní a nedominantní horní končetině a rozdíly v jejich aktivaci při flexi a abdukci v ramenním kloubu do 90° s a bez použití zátěže.

V rámci měření bude hodnocena svalová aktivita následujících svalů: m. deltoideus (přední a zadní část), m. serratus anterior a m. trapezius (horní část).

6.1 Popis výzkumného souboru

V rámci měření bylo testováno 31 zdravých sportovců – 18 thaiboxerů a 13 boxerů. Celkem se měření účastnilo 20 mužů a 11 žen ve věku 15-40 let, věkový průměr byl tedy $24,87 \pm 6,58$ let. Probandi musí daný sport vykonávat alespoň po dobu jednoho roku. Výzkumu se zúčastnili pouze sportovci bez prodělaných úrazů či operací a bez neurologických příznaků v oblasti ramenních pletenců a horních končetin.

Před samotným měřením EMG byli probandi obeznámeni s průběhem vyšetření a pozdějšího měření, následně byl s probandy podepsán informovaný souhlas (u nezletilých byl informovaný souhlas podepsán jejich zákonnými zástupci), dále byl s nimi vyplněn námi vypracovaný speciální dotazník a poté se podrobili kineziologickému vyšetření třemi fyzioterapeuty.

Dne 3. 5. 2021 byl Etickou komisí FTK UP schválen informovaný souhlas i samotné uskutečnění výzkumu (Příloha 1., Příloha 2., Příloha 3.).

6.2 Kineziologický rozbor a vyšetření

Kineziologický rozbor, vyšetření a samotné měření EMG se uskutečnilo v měsících únor až duben 2021 v laboratorních prostorech RRR centra Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Pro sportovce byl vytvořen speciální dotazník, kde byly otázky týkající se jejich anamnestických údajů. Dotazník obsahoval také cílený kineziologický rozbor hodnotící stabilitu ramenního kloubu. V závěru dotazníku se probandi podrobili krátkému testu (Flinders Handedness Survey) na určení dominantní (preferenční) horní končetiny. Speciální dotazník byl rozdělen na 2 úseky:

1. úsek: Anamnestické údaje – jméno, věk, výška, váha, osobní a sportovní anamnéza (počet absolvovaných zápasů a jak dlouho se danému sportu věnují).

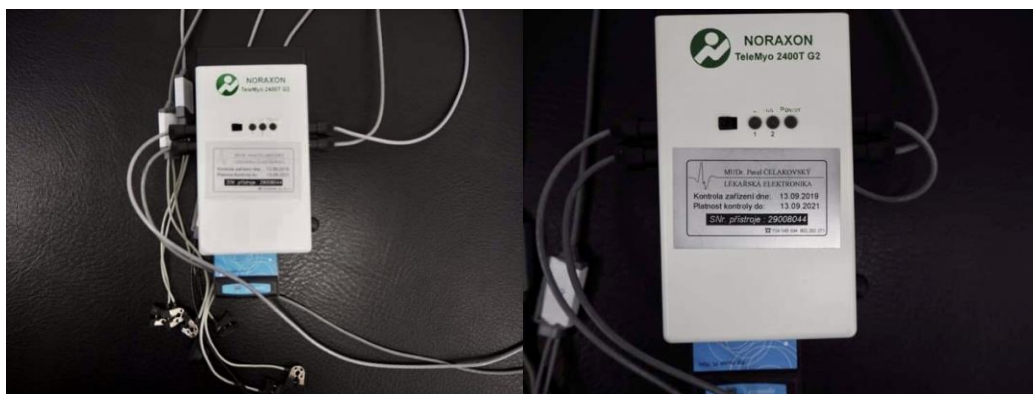
2. úsek: Cílené hodnotící testy na stabilitu GH kloubu a test na určení preferenční HK – a) Testy na stabilitu GH kloubu – zde jsme vyšetřovali a hodnotili stabilitu ramenního kloubu pomocí testů Anterior a Posterior Apprehension test, Rockwood test, Sulcus sign a Rowe test.

b) Dotazníkový test na určení preferenční HK (Flinders Handedness Survey) – tento test obsahuje 10 jednoduchých otázek pro učení preferenční horní končetiny. Tyto otázky jsou položeny tak, aby se zjistilo, kterou ruku testovaný jedinec upřednostňuje v různých situacích. Následně se zaškrtnou pouze jedno políčko pro každou otázku s uvedením, zda dáváte přednost pro daný úkol levé nebo pravé ruce. V testu se objevuje i políčko „Either(kterákoliv)“, které se zaškrtnou v případě, pokud jedna ruka není o nic lepší, než ta druhá. Odpovědí „vlevo“, „kterákoliv“ a „vpravo“ je přiřazeno skóre -1, 0 a +1. Jednotlivá skóre se poté sečtou a vznikne nám skóre testu, které se pohybuje od -10 do +10. Jednotlivci se skóre v rozmezí od -10 do -5 jsou považováni za leváky, zatímco jednotlivci se skóre v rozmezí od +5 do +10 jsou praváci. Jednotlivci se skóre mezi těmito rozmezími jsou ambidextři.

6.3 Hodnocení EMG aktivity vybraných svalů při flexi a abdukci

6.3.1 Použité vybavení

V rámci měření byl použit 8kanálový EMG přístroj značky Noraxon, model TeleMyo 2400 G2. Ke zpracování EMG signálu se využívalo paragramu MyoResearch XP. 2400. Parametry přístroje Noraxon – vstupní napětí 3 mV (max), citlivost 1 μ V, použité pásmo 10-500 Hz, vstupní impedance vyšší než 10 M, Common-Mode Rejection Ratio 130 dB (min).



Obrázek č. 4. EMG přístroj Noraxon, model TeleMyo 2400 G2 (z archivu autora)

Pro záznam EMG aktivity byly využívány oválné povrchové Ag/AgCl elektrody od výrobce Kendall s pevným hydrogelem a detekční plochou o průměru 24 mm, vzdálenost jejich středů byla 2 cm.



Obrázek č. 5. Použité Ag/AgCl elektrody od výrobce Kendall (z archivu autora)

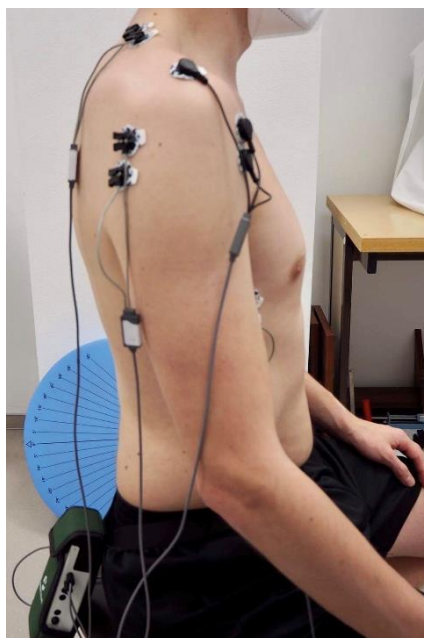
6.3.2 Uložení elektrod

Sportovci měli odhalenou horní část těla, ženskému pohlaví byla povolena sportovní podprsenka. Před samotným nalepením elektrod na tělo sportovce byla v místě jejich uložení omyta kůže vlhčeným ubrouskem a poté otřena do sucha. Následně byly na ošetřená místa nalepeny povrchové elektrody, a to jak na dominantní (ověření pomocí Flinders Handedness Survey testu), tak na nedominantní horní končetinu. Povrchové elektrody byly uloženy na tyto svaly – m. deltoideus (přední a zadní část), m. serratus anterior a m. trapezius (horní část). Kompletní přípravu realizoval pouze jeden fyzioterapeut, a to způsobem, že prvně připevnil elektrody na tělo sportovce a poté už se soustředil jen na zaznamenávání EMG aktivity u počítače. Tyto po sobě jdoucí úlohy prováděl pouze jeden fyzioterapeut, aby nedošlo k porušení homogenity uložení elektrod a následnému ovlivnění snímané EMG aktivity.

Pro uložení povrchových elektrod jsme vycházeli z doporučení pro aplikaci elektrod dle Criswell (2005) a Hermens & Freriks (1999). Následující text je pro detailní představu o uložení elektrod doplněn o ilustrační fotografie a obrázky.

M. deltoideus (přední část)

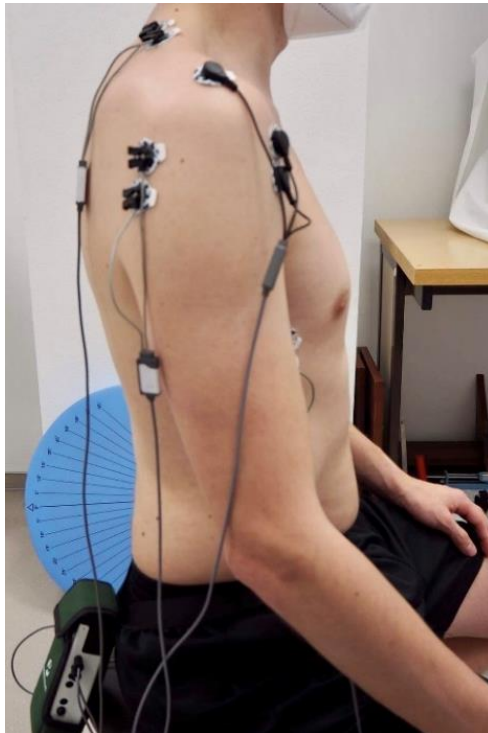
Elektrody musí být umístěny na šířku dvou prstů antero-distálně od acromionu (Hermens & Freriks, 1999).



Obrázek č. 6. Uložení elektrod pro m. deltoideus (přední č.) dle Hermens & Freriks (1999)

M. deltoideus (zadní část)

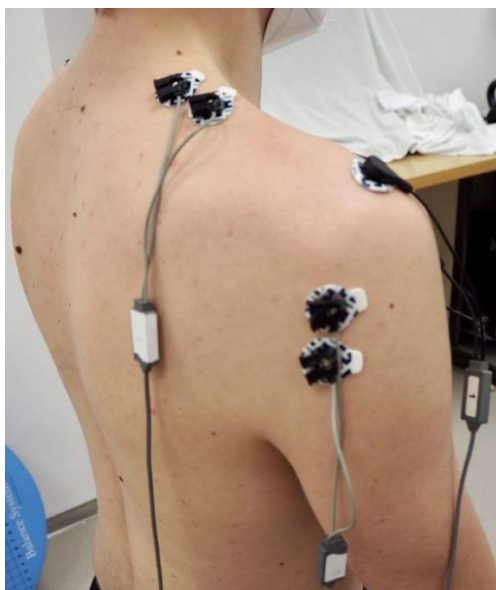
Elektrody musí být umístěny na šířku dvou prstů postero-distálně od acromionu (Hermens & Freriks, 1999).



Obrázek č. 7. Uložení elektrod pro m. deltoideus (zadní č.) dle Hermens & Freriks (1999)

M. trapezius (horní část)

Uložení elektrod je zhruba v poloviční vzdálenosti spojnice trnového výběžku C7 a acromionu (Hermens & Freriks, 1999)



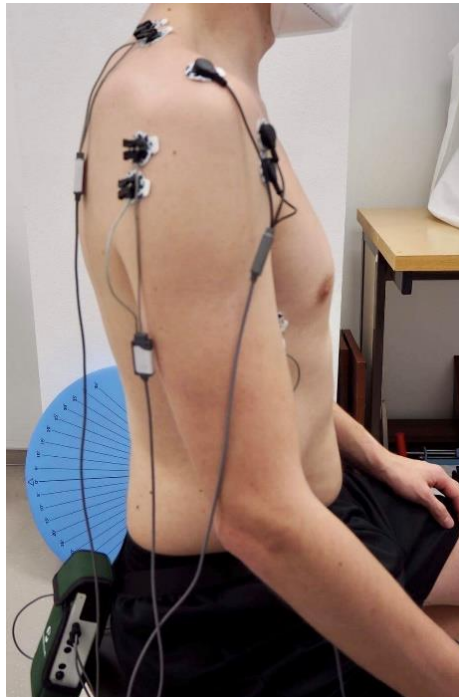
Obrázek č. 8. Uložení elektrod pro m. trapezius (horní č.) dle Hermens & Freriks (1999)

M. serratus anterior

Uložení elektrod je při elevované horní končetině v axilární oblasti anteriorně od m. latissimus dorsi a ve výši spodního úhlu lopatky (Criswell, 2005).



Obrázek č. 9. Uložení elektrod pro m. serratus anterior dle Criswell (2005)



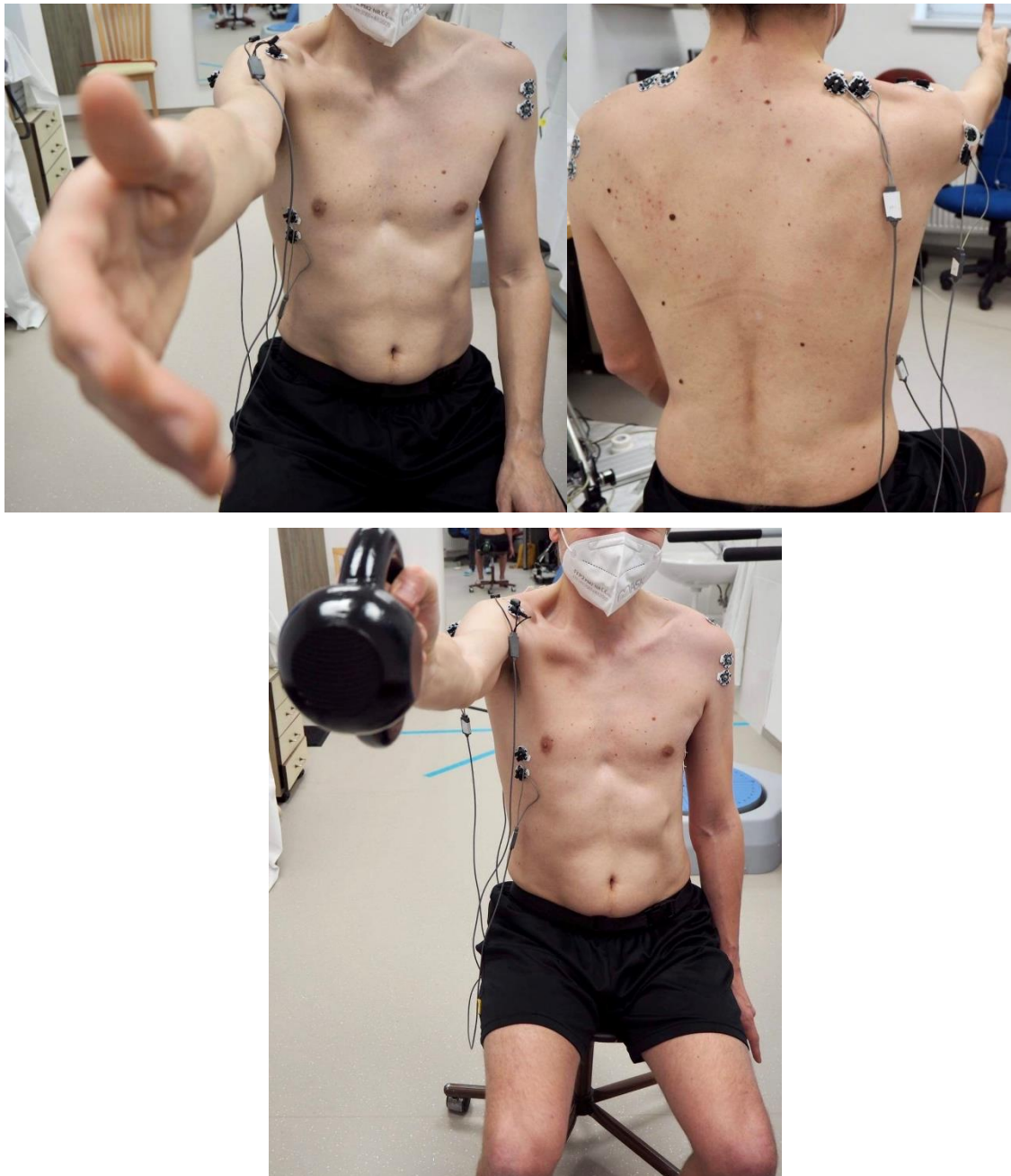
Obrázek č. 10. Uložení zemnicí elektrody na acromionu (z archivu autora)
Dle potřeby byly povrchové elektrody přelepeny a fixovány lepící náplastí.

6.3.3 Výchozí poloha

Výchozí testovací poloha sportovce byla vsedě na taburetové židli, stabilizace trupu byla u testovaných zajištěna kontaktem jejich DKK se zemí místnosti – chodidla spočívala na zemi v pravém úhlu v hlezenním, kolenním i kyčelním kloubu. Před samotným měřením bylo probandům podrobně vysvětleno požadované provedení pohybu a výchozí poloha testované horní končetiny. Testovaná horní končetina byla volně podél těla v neutrální pozici a v co možná největší relaxaci. Byly testovány tři druhy pohybů do flexe a abdukce, a to pohyb do flexe spontánní rychlostí, flexe maximální rychlostí, flexe se 4 kg zátěží v ruce a poté pohyb do abdukce spontánní rychlostí, abdukce maximální rychlostí a abdukce se 4 kg zátěží v ruce. Všechny zmíněné pohyby byly provedeny jak na dominantní, tak na nedominantní horní končetině. Před testováním měli probandi možnost si tyto pohyby vyzkoušet pomocí tří zkušebních pokusů. Vzápětí byly tyto požadované pohyby měřeny pomocí povrchové elektromyografie. Zpětný pohyb do výchozí polohy nebyl součástí měření.

6.3.4 Testovaný pohyb do 90° flexe

Po provedených přípravách byl sportovec nastaven do výchozí polohy – testovaná horní končetina volně podél těla v neutrální pozici a v co možná největší relaxaci. Poté následovalo samotné měření, kdy byla u testovaného prvně zaznamenána jeho klidová svalová aktivita (zhruba první 3s záznamu) a následně byl povel „start“ vyzván k provedení pohybu do flexe do 90°. Testovaný se prvně snažil provést co možná nejplynulejší pohyb do flexe svojí spontánní rychlostí, poté maximální rychlostí a následně se 4 kg zátěží v ruce. Pohyb testovaného byl vždy fyzioterapeutem ukončen v 90° flexi pomocí povelu „stop“. Testovaný pohyb byl vždy proveden třikrát a následně z nich byl vybrán nejkvalitnější záznam. Mezi samotnými pokusy proběhla krátká pauza, aby se mohl daný záznam uložit do počítače a současně došlo ke svalové relaxaci probanda.

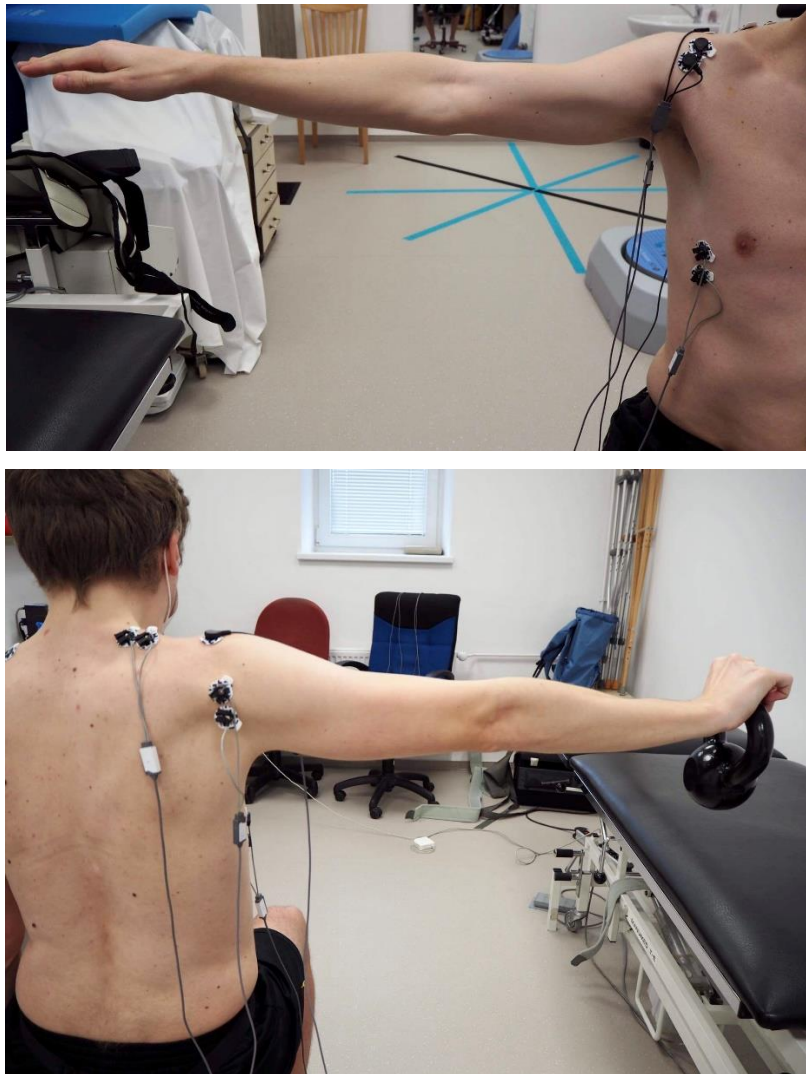


Obrázek č. 11. Finální poloha horní končetiny při flexi do 90° (z archivu autora)

6.3.5 Testovaný pohyb do 90° abdukce

Provedené přípravy i samotné testování proběhlo podobně jako při pohybu do 90° flexe. Výchozí poloha testované horní končetiny pro pohyb do 90° abdukce byla: testovaná horní končetina volně podél těla, opět v neutrální pozici a v co možná největší relaxaci. Následovalo samotné měření, kdy byla u probanda opět prvně zaznamenána jeho klidová svalová aktivita a poté byl povel „start“ vyzván k provedení pohybu do 90° abdukce a následně zpět do výchozí polohy. Proband se opět snažil provést

co nejplynulejší pohyb do abdukce svojí spontánní rychlostí, poté maximální rychlostí a následně se 4 kg zátěží v ruce. Pohyb testovaného byl následně fyzioterapeutem ukončen v 90° abdukci povelom „stop“. Testovaný pohyb byl vždy proveden třikrát a následně z nich byl vybrán nejvyšší záznam. Mezi samotnými pokusy proběhla krátká pauza, aby se mohl daný EMG záznam uložit do počítače a současně došlo ke svalové relaxaci sportovce.



Obrázek č. 12. Finální poloha horní končetiny při abdukci do 90° (z archivu autora)

6.4 Analýza naměřených dat a vyhodnocení EMG signálu

Analýza měřeného záznamu byla provedena pomocí softwaru MyoResearch XP Master. Pro samotné měření se zaznamenávalo několik markerů – první marker během povelu „start“, druhý marker během povelu „stop“ po dosažení plného rozsahu požadovaného pohybu a poslední třetí marker během povelu „zpět“ do výchozí polohy.

Analýzou prošla pouze ta část záznamu, která byla ohraničena markerem během povelu „start“ a markerem během povelu „stop“ po dosažení plného rozsahu požadovaného pohybu, tedy prvním a druhým markerem. Tento hrubý záznam prošel vyhlazením a rektifikací a pomocí frekvenčního filtru z něj byl následně odstraněn i rušivý EKG signál. Pro datovou normalizaci se použily hodnoty amplitude mean a amplitude peak. V rámci hodnocení timingu se využívalo funkce „marker menu“ s nastavenou hodnotou „rise“ 10% a pomocí této funkce byl do záznamu vložen marker označující počátek nástupu svalové aktivity. Jestliže byl rozdíl menší než 10 ms, znamenalo to svalovou synchronizaci. Poté se zaznamenala poloha markeru a pomocí této hodnoty byly následně svaly seřazeny vzestupně podle nástupu jejich aktivace. Analyzovaná data byla následně vložena do softwaru Microsoft Office Excel a později prošla statistickým výpočtem v softwaru Statistica. Pro vyhodnocení naměřených dat se použil test Friedmanova ANOVA, Mann-Whitney U test a Wilcoxonův párový test. Míra statistické významnosti dat byla určena pro $p < 0,05$.

7 Výsledky

7.1 Výzkumná otázka č. 1:

Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi thaiboxery při abdukci v ramenním kloubu s a bez použití zátěže?

Ve výzkumné otázce č. 1 bylo pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity využito testu Friedmanova ANOVA. Tento test byl použit pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity u skupiny thaiboxerů, a to při pohybu do abdukce spontánní rychlostí, maximální rychlostí a následně do abdukce se zátěží. Míra statistické významnosti byla stanovena na hodnotu 0,05. Této významnosti dosáhla aktivita m. deltoideus (přední část) dominantní i nedominantní strany, m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany, m. trapezius dominantní i nedominantní strany. Statistické významnosti se blížila i aktivita m. serratus anterior nedominantní strany, hodnoty 0,05 však nedosáhla.

Tabulka č. 1 Výsledky porovnání hodnot svalové aktivity u skupiny thaiboxerů při pohybu do abdukce spontánní rychlostí, maximální rychlostí a do abdukce se zátěží získané testem Friedmanova ANOVA

Proměnná	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,00023
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,0015
m. trapezius dominantní strany	0,00028
m. serratus anterior dominantní strany	0,21107
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,00235
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,01733
m. trapezius nedominantní strany	0,00199
m. serratus anterior nedominantní strany	0,06948

Tabulka č. 1 nám ukazuje výše uvedené p-hodnoty, kterých jednotlivé svaly dosáhly v rámci různých druhů pohybů. Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity, které taktéž nabyly statistické významnosti, jsou uvedeny níže v Tabulce č. 2.

Tabulka č. 2 Průměrné hodnoty u statisticky významných svalů během abdukce u skupiny thaiboxerů

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,472608	0,321431	0,484436
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,514625	0,354764	0,49158
m. trapezius dominantní strany	0,483265	0,340564	0,485685
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,455722	0,381306	0,470878
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,50358	0,429437	0,489191
m. trapezius nedominantní strany	0,484689	0,385304	0,504455

Abychom zjistili, mezi jakými druhy pohybu existuje statisticky významný rozdíl, byl pro tyto účely použit Wilcoxonův párový test. V Tabulce č. 3 jsou uvedeny přesné dvojice proměnných, včetně dosažených p-hodnot. Statistické významnosti dosáhly hodnoty u m. deltoideus (přední i zadní část) při pohybu spontánní a maximální rychlostí, max. rychlostí a pohybu se zátěží dominantní i nedominantní strany, u m. trapezius při pohybu spon. a max. rychlostí, max. rychlostí a pohybu se zátěží dom. i nedom. strany a u m. serratus anterior při pohybu spon. rychlostí a pohybu se zátěží, max. rychlostí a pohybu se zátěží pouze nedom. strany.

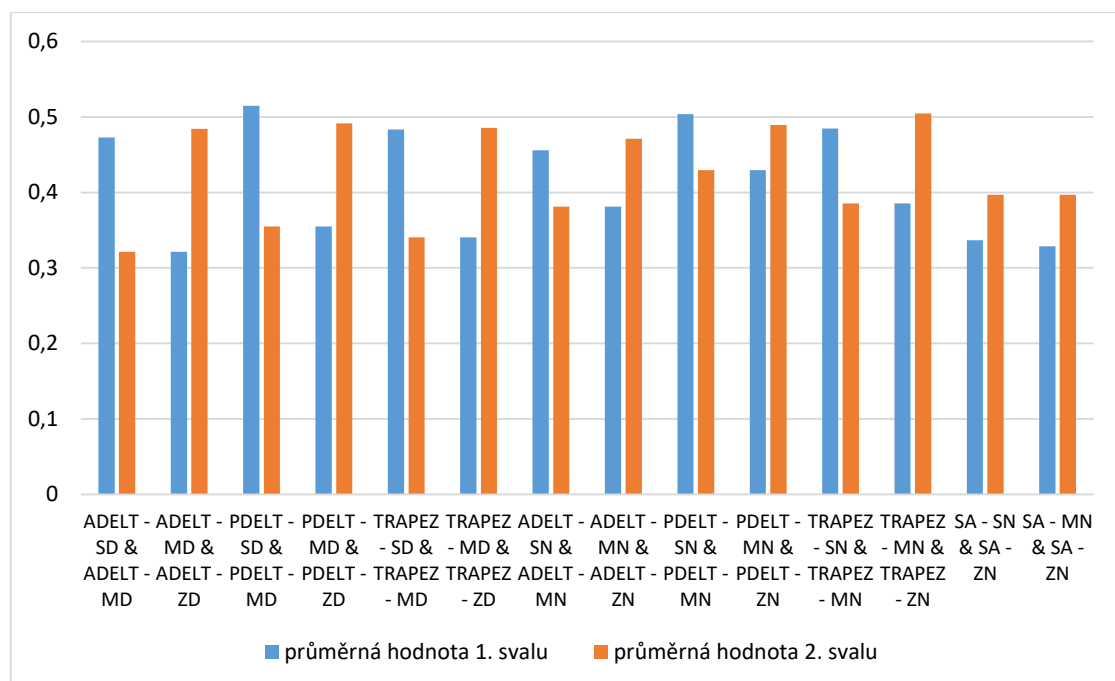
Tabulka č. 3 Výsledky Wilcoxonova testu pro porovnání hodnot při pohybu do abdukce u skupiny thaiboxerů

Proměnná	Z	p-hodnota
ADELTA - SD & ADELTA - MD	3,02675	0,002472
ADELTA - MD & ADELTA - ZD	3,11385	0,001847
PDELTA - SD & PDELTA - MD	3,462253	0,000536
PDELTA - MD & PDELTA - ZD	3,244501	0,001177
TRAPEZ - SD & TRAPEZ - MD	3,11385	0,001847
TRAPEZ - MD & TRAPEZ - ZD	2,983199	0,002853
ADELTA - SN & ADELTA - MN	2,547696	0,010844
ADELTA - MN & ADELTA - ZN	2,765448	0,005685
PDELTA - SN & PDELTA - MN	2,504145	0,012275
PDELTA - MN & PDELTA - ZN	2,112192	0,034671
TRAPEZ - SN & TRAPEZ - MN	3,11385	0,001847
TRAPEZ - MN & TRAPEZ - ZN	3,331602	0,000864
SA - SN & SA - ZN	2,068642	0,03858
SA - MN & SA - ZN	2,765448	0,005685

Legenda: ADELTA – m. deltoideus (přední část), PDELTA – m. deltoideus (zadní část), TRAPEZ – m. trapezius, SA – m. serratus anterior, SD – pohyb spon. rychlostí dom. strany, MD – pohyb max. rychlostí dom. strany, ZD – pohyb se zátěží dom. strany, SN – pohyb spon. rychlostí nedom. strany, MN – pohyb max. rychlostí nedom. strany, ZN – pohyb se zátěží nedom. strany

Na Obrázku č. 13 jsou znázorněny průměrné hodnoty statisticky významných svalových dvojic v rámci různých druhů pohybů. Z grafu můžeme vyčíst, že pokud porovnáme průměrné hodnoty pro pohyby spontánní či maximální rychlostí s hodnotami pro pohyb se zátěží, tak průměrná hodnota pro pohyb se zátěží byla vždy vyšší než pro pohyby spontánní a maximální rychlostí. To však neplatí pro průměrné hodnoty PDELT dominantní i nedominantní strany, kde průměrné hodnoty pro pohyb spontánní rychlostí byly vždy vyšší než průměrné hodnoty pro pohyb se zátěží. Podobný trend můžeme pozorovat i u průměrných hodnot pohybů spontánní a maximální rychlostí, kde průměrné hodnoty pohybů spontánní rychlostí jsou vždy vyšší, než u pohybů maximální rychlostí, a to u všech statisticky významných svalových dvojic.

Obrázek č. 13 Průměrné hodnoty u statisticky významných svalových dvojic při pohybu do abdukce u sk. thaiboxerů



Legenda: ADELTD – m. deltoideus (přední část), PDELTD – m. deltoideus (zadní část), TRAPEZ – m. trapezius, SA – m. serratus anterior, SD – pohyb spon. rychlostí dom. strany, MD – pohyb max. rychlostí dom. strany, ZD – pohyb se zátěží dom. strany, SN – pohyb spon. rychlostí nedom. strany, MN – pohyb max. rychlostí nedom. strany, ZN – pohyb se zátěží nedom. strany

Pro zjištění timingu zapojení jednotlivých svalů během abdukce vykonané spontánní a maximální rychlostí a během pohybu se zátěží u thaiboxerů, byl pro tyto účely použit test Friedmanova ANOVA. Statistické významnosti nabyla aktivita m. deltoideus (zadní část) dominantní strany. Statistické významnosti se taktéž přiblížila aktivita m. trapezius dominantní i nedominantní strany, avšak této statistické významnosti nedosáhla.

Tabulka č. 4 Výsledky testu Friedmanova ANOVA pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během abdukce spontánní a maximální rychlostí a pohybu se zátěží u skupiny thaiboxerů

Proměnná	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,24935
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,01253
m. trapezius dominantní strany	0,06324
m. serratus anterior dominantní strany	0,20529
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,58895
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,21203
m. trapezius nedominantní strany	0,07961
m. serratus anterior nedominantní strany	0,55804

V Tabulce č. 4 jsou červenou barvou vyznačeny ty hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů jsou uvedeny v Tabulce č. 5.

Tabulka č. 5 Průměrné pořadí timingu zapojení jednotlivých svalů během abdukce u skupiny thaiboxerů

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	3,111111	2,722222	3,055556
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	1,5	1,611111	2,111111
m. trapezius dominantní strany	2,222222	1,666667	1,722222
m. serratus anterior dominantní strany	3,111111	3,555556	3,111111
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	2,833333	2,722222	2,722222
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	1,555556	1,611111	2,055556
m. trapezius nedominantní strany	2,611111	2,444444	2,055556
m. serratus anterior nedominantní strany	3	3,222222	3

Abychom zjistili, mezi jakými druhy pohybu existuje statisticky významný rozdíl, byl pro tyto účely použit Wilcoxonův párový test. V Tabulce č. 6 jsou uvedeny přesné dvojice proměnných, včetně dosažených p-hodnot. Statistické významnosti dosáhly hodnoty u m. deltoideus (zadní část) při pohybu do abdukce spontánní rychlostí a pohybu se zátěží a při pohybu maximální rychlostí a pohybu se zátěží dominantní strany. Dále dosáhly statistické významnosti hodnoty u m. trapezius při pohybu do abdukce spontánní rychlostí a maximální rychlostí dominantní strany. Statistické významnosti se také

přiblížily hodnoty u m. deltoideus (přední část) při pohybu do abdukce spontánní a maximální rychlostí dominantní strany a také u m. trapezius při pohybu do abdukce spontánní rychlostí a pohybu se zátěží nedominantní strany, oba zmíněné svaly však statistické významnosti nedosáhly.

Tabulka č. 6 Výsledky Wilcoxonova testu pro srovnání timingu zapojení během abdukce u skupiny thaiboxerů

Dvojice proměnných	Z	p-hodnota
ADELTA - SD & ADELTA - MD	1,783765	0,074463
PDELTA - SD & PDELTA - ZD	2,341169	0,019224
PDELTA - MD & PDELTA - ZD	2,118054	0,034171
TRAPEZ - SD & TRAPEZ - MD	2,213594	0,026857
TRAPEZ - SN & TRAPEZ - ZN	1,870829	0,061369

Legenda: ADELTA – m. deltoideus (přední část), PDELTA – m. deltoideus (zadní část), TRAPEZ – m. trapezius, SD – pohyb spon. rychlostí dom. strany, MD – pohyb max. rychlostí dom. strany, ZD – pohyb se zátěží dom. strany, SN – pohyb spon. rychlostí nedom. strany, ZN – pohyb se zátěží nedom. strany

Z výše uvedených výsledků můžeme odpovědět na výzkumnou otázku č. 1 tak, že statisticky významné rozdíly normalizovaných hodnot při pohybu do abdukce u skupiny thaiboxerů byly nalezeny u m. deltoideus (přední i zadní část) při pohybu spontánní a maximální rychlostí, maximální rychlostí a pohybu se zátěží dominantní i nedominantní strany, u m. trapezius při pohybu spontánní a maximální rychlostí, maximální rychlostí a pohybu se zátěží dominantní i nedominantní strany a u m. serratus anterior při pohybu spontánní rychlostí a pohybu se zátěží, maximální rychlostí a pohybu se zátěží pouze nedom. strany (Tabulka č. 1-3).

Při zkoumání timingu zapojení jednotlivých svalů v rámci pohybu do abdukce u skupiny thaiboxerů dosáhly statisticky významných hodnot m. deltoideus (zadní část) při pohybu do abdukce spontánní rychlostí a pohybu se zátěží a při pohybu maximální rychlostí a pohybu se zátěží dominantní strany. Dále dosáhly statistické významnosti hodnoty u m. trapezius při pohybu do abdukce spontánní rychlostí a maximální rychlostí dominantní strany (Tabulka č. 4-6).

7.2 Výzkumná otázka č. 2:

Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery při abdukci v ramenním kloubu s a bez použití zátěže?

Ve výzkumné otázce č. 2 bylo pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity využito testu Friedmanova ANOVA. Tento test byl použit pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity u skupiny boxerů, a to při pohybu do abdukce spontánní rychlostí, maximální rychlostí a následně do abdukce se zátěží. Míra statistické významnosti byla stanovena na hodnotu 0,05. Této významnosti dosáhla aktivita m. deltoideus (přední část) dominantní strany, m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany, m. trapezius dominantní i nedominantní strany a m. serratus anterior nedominantní strany.

Tabulka č. 7 Výsledky porovnání hodnot svalové aktivity u skupiny boxerů při pohybu do abdukce spontánní rychlostí, maximální rychlostí a do abdukce se zátěží získané testem Friedmanova ANOVA

Proměnná	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,00578
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,05807
m. trapezius dominantní strany	0,04979
m. serratus anterior dominantní strany	0,12532
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,11604
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,04979
m. trapezius nedominantní strany	0,02307
m. serratus anterior nedominantní strany	0,02307

Tabulka č. 7 nám ukazuje výše uvedené p-hodnoty, kterých jednotlivé svaly dosáhly v rámci různých druhů pohybů. Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity, které taktéž nabyly statistické významnosti, jsou uvedeny níže v Tabulce č. 8.

Tabulka č. 8 Průměrné hodnoty u statisticky významných svalů během abdukce u skupiny boxerů

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,483081	0,377872	0,510383
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,552773	0,469578	0,532319
m. trapezius dominantní strany	0,542836	0,383190	0,508740
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,540588	0,438952	0,538668
m. trapezius nedominantní strany	0,490006	0,388403	0,499919
m. serratus anterior nedominantní strany	0,325911	0,349727	0,408078

Abychom zjistili, mezi jakými druhy pohybu existuje statisticky významný rozdíl, byl pro tyto účely použit Wilcoxonův párový test. V Tabulce č. 9 jsou uvedeny přesné dvojice proměnných, včetně dosažených p-hodnot. Statistické významnosti dosáhly hodnoty u m. deltoideus (přední část) při pohybu spon. a max. rychlostí dom. i nedom. strany a při pohybu max. rychlostí a pohybu se zátěží pouze dom. strany, dále u m. deltoideus (zadní část) při pohybu spon. a max. rychlostí dom. i nedom. strany a při pohybu max. rychlostí a pohybu se zátěží pouze nedom. strany, dále u m. trapezius při pohybu spon. a max. rychlostí dom. strany a max. rychlostí a pohybu se zátěží dom. i nedom. strany a dále u m. serratus anterior při pohybu spon. rychlostí a pohybu se zátěží pouze nedom. strany.

Tabulka č. 9 Výsledky Wilcoxonova testu pro porovnání hodnot při pohybu do abdukce u skupiny boxerů

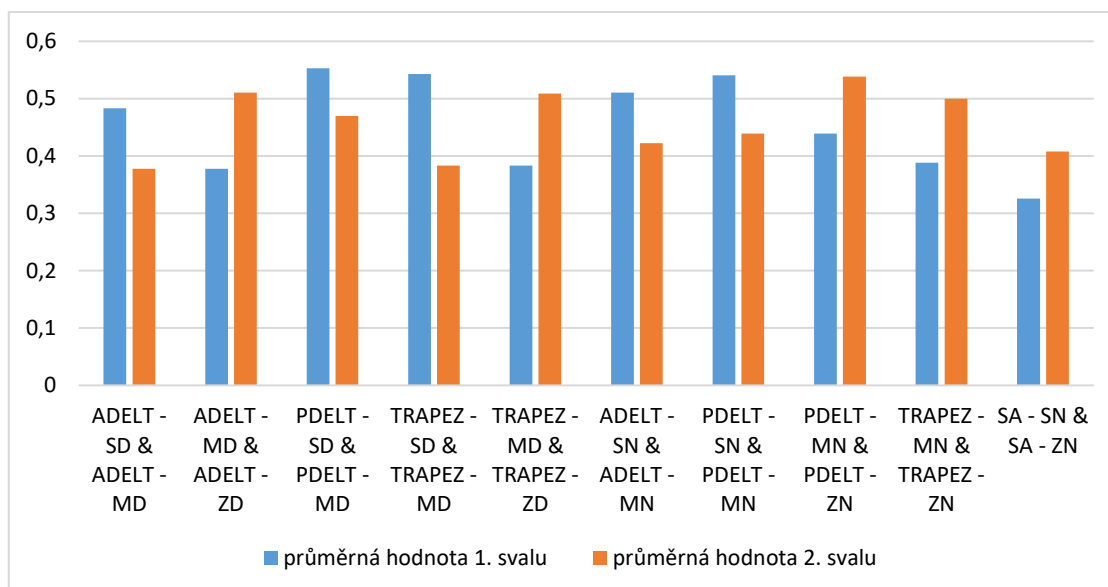
Proměnná	Z	p-hodnota
ADELTA - SD & ADELTA - MD	2,550826	0,010747
ADELTA - MD & ADELTA - ZD	2,900255	0,003729
PDELTA - SD & PDELTA - MD	2,550826	0,010747
TRAPEZ - SD & TRAPEZ - MD	2,480941	0,013104
TRAPEZ - MD & TRAPEZ - ZD	2,480941	0,013104
ADELTA - SN & ADELTA - MN	2,271284	0,023130
PDELTA - SN & PDELTA - MN	2,550826	0,010747
PDELTA - MN & PDELTA - ZN	2,201398	0,027709
TRAPEZ - MN & TRAPEZ - ZN	2,550826	0,010747
SA - SN & SA - ZN	2,061627	0,039244

Legenda: ADELTA – m. deltoideus (přední část), PDELTA – m. deltoideus (zadní část), TRAPEZ – m. trapezius, SA – m. serratus anterior, SD – pohyb spon. rychlostí dom. strany, MD – pohyb max. rychlostí dom. strany, ZD – pohyb se zátěží dom. strany, SN – pohyb spon. rychlostí nedom. strany, MN – pohyb max. rychlostí nedom. strany, ZN – pohyb se zátěží nedom. strany

Na Obrázku č. 14 jsou znázorněny průměrné hodnoty statisticky významných svalových dvojic v rámci různých druhů pohybů. Z grafu můžeme vyčíst, že pokud porovnáme průměrné hodnoty pro pohyby spontánní či maximální rychlostí s hodnotami pro pohyb se zátěží, tak průměrná hodnota pro pohyb se zátěží byla téměř vždy vyšší, než pro pohyby spontánní a maximální rychlostí. To však neplatí pro průměrné hodnoty PDELTA nedominantní strany a TRAPEZ dominantní strany, kde průměrné hodnoty pro pohyby spontánní rychlostí byly vždy vyšší, než průměrné hodnoty pro pohyb se zátěží. Podobný trend můžeme pozorovat i u průměrných hodnot pohybů spontánní a maximální rychlostí, kde průměrné hodnoty pohybů spontánní rychlostí jsou vždy

vyšší, než u pohybů maximální rychlostí, a to u všech statisticky významných svalových dvojic.

Obrázek č. 14 Průměrné hodnoty u statisticky významných svalových dvojic při pohybu do abdukce u sk. boxerů



Legenda: ADELTD – m. deltoideus (přední část), PDELTD – m. deltoideus (zadní část), TRAPEZ – m. trapezius, SA – m. serratus anterior, SD – pohyb spon. rychlostí dom. strany, MD – pohyb max. rychlostí dom. strany, ZD – pohyb se zátěží dom. strany, SN – pohyb spon. rychlostí nedom. strany, MN – pohyb max. rychlostí nedom. strany, ZN – pohyb se zátěží nedom. strany

Pro zjištění timingu zapojení jednotlivých svalů během abdukce vykonané spontánní a maximální rychlostí a během pohybu se zátěží u skupiny boxerů, byl pro tyto účely použit test Friedmanova ANOVA. Statistické významnosti nabyla aktivita m. serratus anterior dominantní strany.

Tabulka č. 10 Výsledky testu Friedmanova ANOVA pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během abdukce spontánní a maximální rychlostí a pohybu se zátěží u skupiny boxerů

Proměnná	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,34130
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,74702
m. trapezius dominantní strany	0,14009
m. serratus anterior dominantní strany	0,04505
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,72921
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,36788
m. trapezius nedominantní strany	0,53526
m. serratus anterior nedominantní strany	0,28276

V Tabulce č. 10 jsou červenou barvou vyznačeny ty hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů jsou uvedeny v Tabulce č. 11.

Tabulka č. 11 Průměrné hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů během abdukce u skupiny boxerů

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	3,153846	3,000000	2,615385
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	1,615385	1,615385	1,769231
m. trapezius dominantní strany	1,846154	1,615385	2,307692
m. serratus anterior dominantní strany	3,000000	3,769231	2,923077
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	2,923077	3,076923	3,153846
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	1,692308	1,461538	1,769231
m. trapezius nedominantní strany	2,153846	2,307692	2,461538
m. serratus anterior nedominantní strany	3,153846	3,153846	2,615385

Abychom zjistili, mezi jakými druhy pohybu existuje statisticky významný rozdíl, byl pro tyto účely použit Wilcoxonův párový test. V Tabulce č. 12 jsou uvedeny přesné dvojice proměnných, včetně dosažených p-hodnot. Statistické významnosti dosáhly hodnoty u m. serratus anterior při pohybu do abdukce spontánní a maximální rychlostí dominantní strany a při pohybu maximální rychlostí a pohybu se zátěží taktéž dominantní strany. Dále dosáhly statistické významnosti hodnoty u m. trapezius při pohybu do abdukce maximální rychlostí a pohybu se zátěží dominantní strany.

Tabulka č. 12 Výsledky Wilcoxonova testu pro srovnání timingu zapojení během abdukce u skupiny boxerů

Dvojice proměnných	Z	p-hodnota
TRAPEZ - MD & TRAPEZ - ZD	2,022600	0,043115
SA - SD & SA - MD	2,100420	0,035693
SA - MD & SA - ZD	2,022600	0,043115

Legenda: TRAPEZ – m. trapezius, SA – m. serratus anterior, SD – pohyb spon. rychlostí dom. strany, MD – pohyb max. rychlostí dom. strany, ZD – pohyb se zátěží dom. strany

Z výše uvedených výsledků můžeme odpovědět na výzkumnou otázku č. 2 tak, že statisticky významné rozdíly normalizovaných hodnot při pohybu do abdukce u skupiny boxerů byly nalezeny u m. deltoideus (přední část) při pohybu spontánní a maximální rychlostí dominantní i nedominantní strany a při pohybu maximální rychlostí a pohybu se zátěží pouze dominantní strany, dále u m. deltoideus (zadní část) při pohybu spontánní a maximální rychlostí dominantní i nedominantní strany a při pohybu maximální rychlostí a pohybu se zátěží pouze nedominantní strany, dále

u m. trapezius při pohybu spontánní a maximální rychlostí dominantní strany a maximální rychlostí a pohybu se zátěží dominantní i nedominantní strany a dále u m. serratus anterior při pohybu spontánní rychlostí a pohybu se zátěží pouze nedominantní strany (Tabulka č. 7-9).

Při zkoumání timingu zapojení jednotlivých svalů v rámci pohybu do abdukce u skupiny boxerů dosáhly statisticky významných hodnot m. serratus anterior při pohybu do abdukce spontánní a maximální rychlostí dominantní strany a při pohybu maximální rychlostí a pohybu se zátěží také dominantní strany. Dále dosáhly statistické významnosti hodnoty u m. trapezius při pohybu do abdukce maximální rychlostí a pohybu se zátěží dominantní strany (Tabulka č. 10-12).

7.3 Výzkumná otázka č. 3:

Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery při abdukci v ramenním kloubu spontánní rychlostí?

Ve výzkumné otázce č. 3 byl pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity využit Mann-Whitney U Test. Tento test byl použit pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi skupinou boxerů a thaiboxerů, a to při pohybu do abdukce spontánní rychlostí. Míra statistické významnosti byla stanovena na hodnotu 0,05. Této statistické významnosti dosáhla aktivita m. trapezius dominantní strany a m. deltoideus (přední část) nedominantní strany.

Tabulka č. 13 Výsledky porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi boxery a thaiboxery při pohybu do abdukce spontánní rychlostí získané Mann-Whitney U Testem

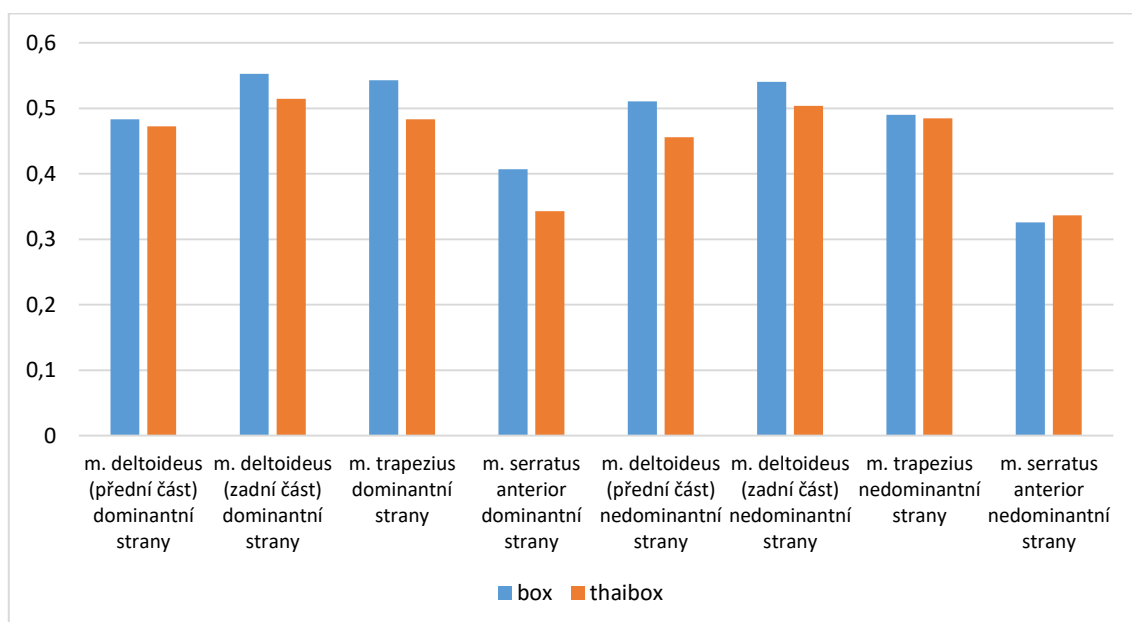
Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	106	-0,42034	0,674240
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	88	-1,14091	0,253907
m. trapezius dominantní strany	66	-2,02162	0,043217
m. serratus anterior dominantní strany	84	-1,30104	0,193245
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	59	-2,30184	0,021345
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	85	-1,26101	0,207306
m. trapezius nedominantní strany	112	-0,18014	0,857039
m. serratus anterior nedominantní strany	116	-0,02002	0,984031

V tabulce č. 13 jsou uvedeny výsledky výše uvedeného testu. Hodnota U představuje testové kritérium a hodnota Z stanovuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity při abdukci vykonané spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů jsou uvedeny níže v Tabulce č. 14. Obrázek č. 15 představuje graf, který zobrazuje data z Tabulky č. 14. Z tabulky i grafu můžeme pozorovat, že skupina boxerů dosahovala vyšších průměrných hodnot při pohybu do abdukce spontánní rychlostí, než tomu bylo u skupiny thaiboxerů, a to u všech svalů, vyjma m. serratus anterior nedominantní strany.

Tabulka č. 14 Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity během pohybu do abdukce spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů

Proměnné	box	thaibox
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,483081	0,472608
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,552773	0,514625
m. trapezius dominantní strany	0,542836	0,483265
m. serratus anterior dominantní strany	0,407081	0,342871
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,510437	0,455722
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,540588	0,503580
m. trapezius nedominantní strany	0,490006	0,484689
m. serratus anterior nedominantní strany	0,325911	0,336583

Obrázek č. 15 Průměry normalizovaných hodnot svalové aktivity během pohybu do abdukce spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů



Pro zjištění timingu zapojení jednotlivých svalů během abdukce vykonané spontánní rychlostí u skupiny boxerů a thaiboxerů byl použit Mann-Whitney U test. Statistické významnosti nenabyla aktivita žádného svalu.

Tabulka č. 15 Výsledky Mann-Whitney U testu pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během abdukce spontánní rychlostí u skupiny boxerů a thaiboxerů

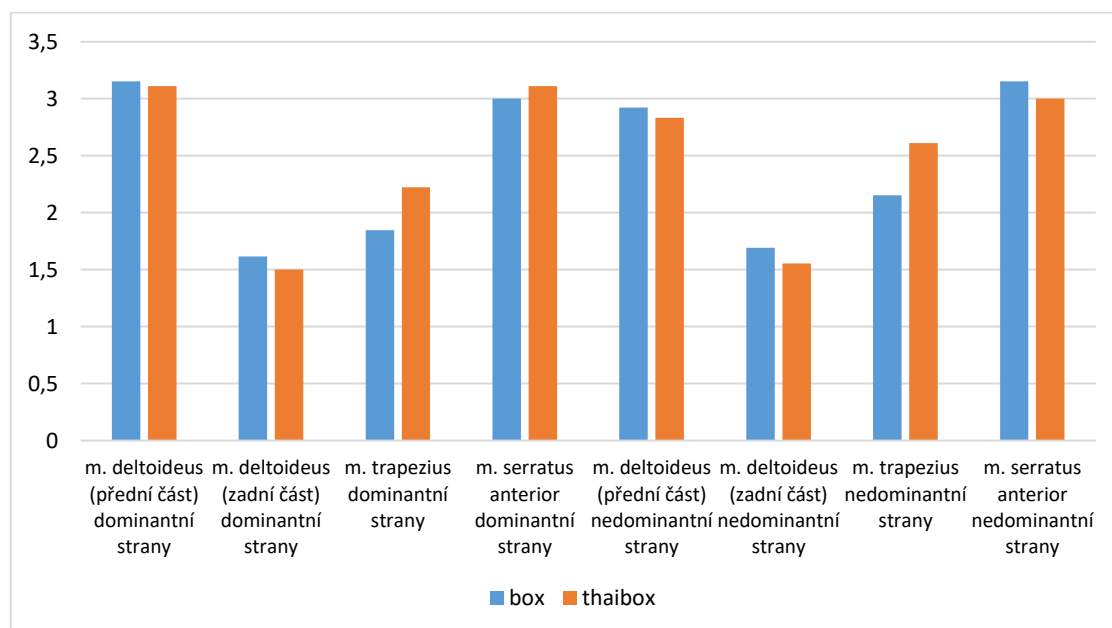
Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	111,5	-0,21361	0,830850
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	103	-0,60791	0,543248
m. trapezius dominantní strany	95,5	0,88555	0,375860
m. serratus anterior dominantní strany	113,5	0,12789	0,898238
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	110	-0,27766	0,781271
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	108	-0,39946	0,689552
m. trapezius nedominantní strany	90	1,10098	0,270906
m. serratus anterior nedominantní strany	109	-0,31809	0,750418

Tabulka č. 15 představuje výsledky pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během abdukce vykonané spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů. Hodnota U představuje testové kritérium a hodnota Z stanovuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Průměrné hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů při abdukci vykonané spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů jsou uvedeny v Tabulce č. 16 a následně i graficky znázorněny na Obrázku č. 16. Z tabulky i grafu můžeme pozorovat, že skupina boxerů dosahovala vyšších průměrných hodnot timingu zapojení při pohybu do abdukce spontánní rychlostí, než tomu bylo u skupiny thaiboxerů, a to u většiny svalů, vyjma m. serratus anterior dominantní strany a m. trapezius dominantní i nedominantní strany.

Tabulka č. 16 Průměrné normalizované hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů během pohybu do abdukce spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů

Proměnné	box	thaibox
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	3,153846	3,111111
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	1,615385	1,500000
m. trapezius dominantní strany	1,846154	2,222222
m. serratus anterior dominantní strany	3,000000	3,111111
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	2,923077	2,833333
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	1,692308	1,555556
m. trapezius nedominantní strany	2,153846	2,611111
m. serratus anterior nedominantní strany	3,153846	3,000000

Obrázek č. 16 Průměry normalizovaných hodnot timingu zapojení jednotlivých svalů během pohybu do abdukce spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů



Z výše uvedených výsledků můžeme odpovědět na výzkumnou otázku č. 3 tak, že mezi skupinou boxerů a thaiboxerů existuje statisticky významný rozdíl během abdukce vykonané spontánní rychlostí. Statisticky významné normalizované hodnoty svalové aktivity byly nalezeny u m. trapezius dominantní strany a m. deltoideus (přední část) nedominantní strany (Tabulka č. 13-14).

Při porovnání timingu zapojení jednotlivých svalů nenabyla aktivita žádného svalu statistické významnosti (Tabulka č. 15-16).

7.4 Výzkumná otázka č. 4:

Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery při abdukci v ramenním kloubu maximální rychlostí?

Ve výzkumné otázce č. 4 byl pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity opět využit Mann-Whitney U Test. Tento test byl použit pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi skupinou boxerů a thaiboxerů, a to při pohybu do abdukce maximální rychlostí. Míra statistické významnosti byla stanovena na hodnotu 0,05. Této statistické významnosti dosáhla aktivita m. deltoideus (zadní část) dominantní strany.

Tabulka č. 17 Výsledky porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi boxery a thaiboxery při pohybu do abdukce maximální rychlostí získané Mann-Whitney U Testem

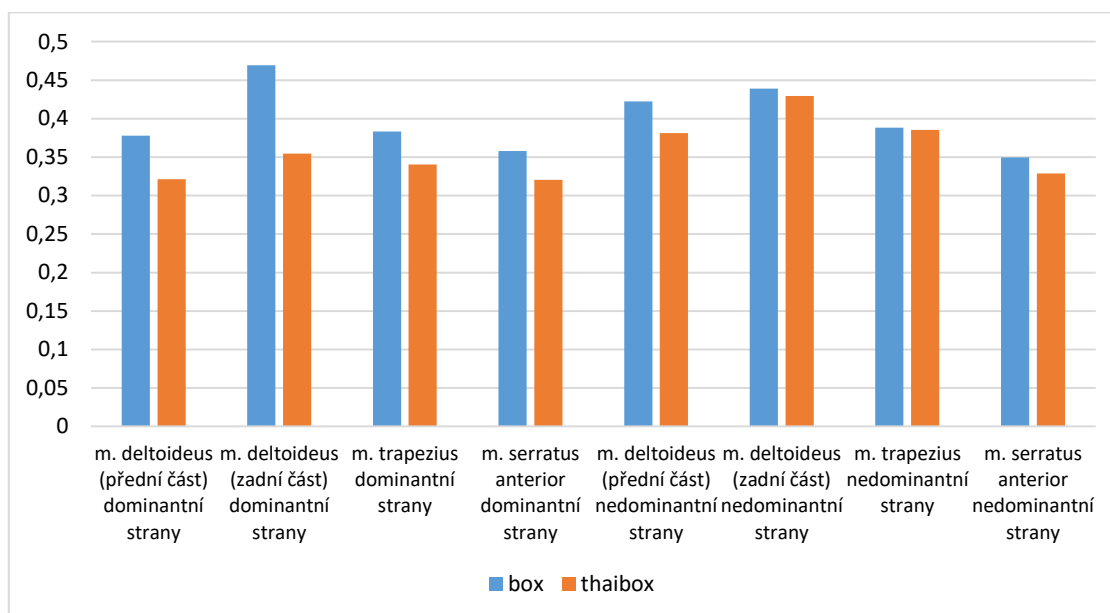
Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	82	-1,38111	0,167248
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	48	-2,74219	0,006103
m. trapezius dominantní strany	91	-1,02082	0,307342
m. serratus anterior dominantní strany	101	-0,62050	0,534931
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	83	-1,34107	0,179898
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	111	-0,22018	0,825734
m. trapezius nedominantní strany	114	-0,10008	0,920281
m. serratus anterior nedominantní strany	115	0,06005	0,952117

V tabulce č. 17 jsou uvedeny výsledky výše uvedeného testu. Hodnota U představuje testové kritérium a hodnota Z stanovuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity při abdukci vykonané maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů jsou uvedeny níže v Tabulce č. 18. Obrázek č. 17 představuje graf, který zobrazuje data z Tabulky č. 18. Z tabulky i grafu můžeme pozorovat, že skupina boxerů dosahovala vyšších průměrných hodnot při pohybu do abdukce maximální rychlostí, než tomu bylo u skupiny thaiboxerů, a to u všech zmíněných svalů.

Tabulka č. 18 Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity během pohybu do abdukce maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů

Proměnné	box	thaibox
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,377872	0,321431
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,469578	0,354764
m. trapezius dominantní strany	0,383190	0,340564
m. serratus anterior dominantní strany	0,357781	0,320285
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,422457	0,381306
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,438952	0,429437
m. trapezius nedominantní strany	0,388403	0,385304
m. serratus anterior nedominantní strany	0,349727	0,328740

Obrázek č. 17 Průměry normalizovaných hodnot svalové aktivity během pohybu do abdukce maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů



Pro zjištění timingu zapojení jednotlivých svalů během abdukce vykonané maximální rychlostí u skupiny boxerů a thaiboxerů byl použit Mann-Whitney U test. Statistické významnosti nenabyla aktivita žádného svalu.

Tabulka č. 19 Výsledky Mann-Whitney U testu pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během abdukce maximální rychlostí u skupiny boxerů a thaiboxerů

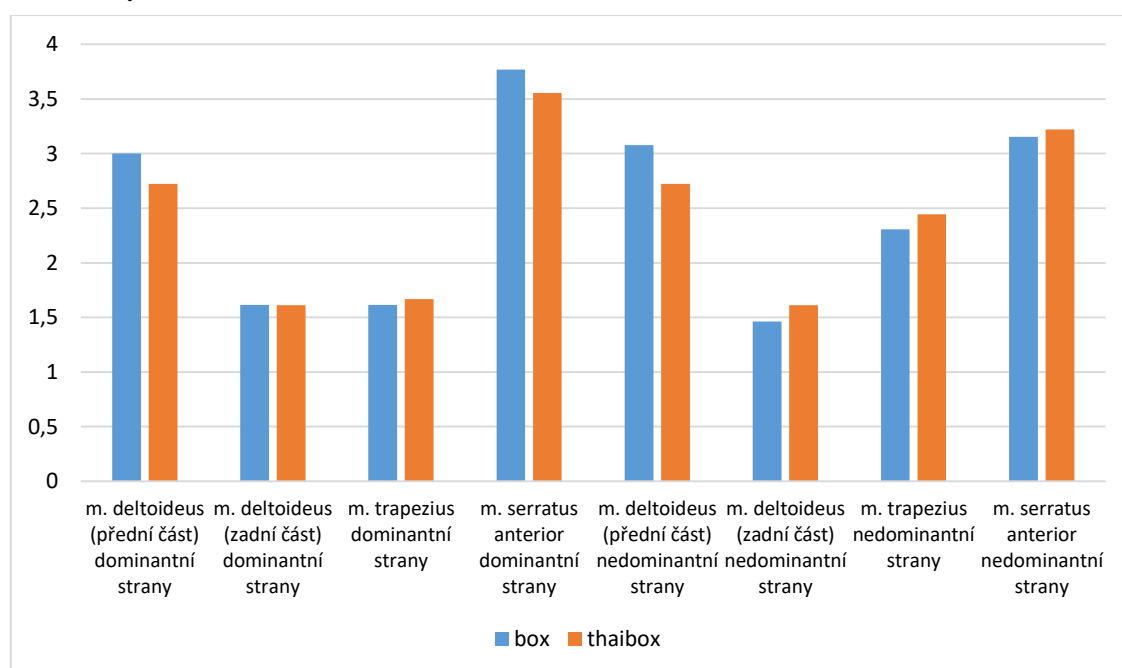
Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	94	-1,03534	0,300510
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	116,5	0	1
m. trapezius dominantní strany	109,5	0,30988	0,756650
m. serratus anterior dominantní strany	103,5	-0,65775	0,510699
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	85	-1,35119	0,176635
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	107,5	0,42379	0,671722
m. trapezius nedominantní strany	105	0,46078	0,644958
m. serratus anterior nedominantní strany	111	-0,25201	0,801032

Tabulka č. 19 představuje výsledky pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během abdukce vykonané maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů. Hodnota U představuje testové kritérium a hodnota Z stanovuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Průměrné hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů při abdukci vykonané maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů jsou uvedeny v Tabulce č. 20 a následně i graficky znázorněny na Obrázku č. 18. Z tabulky i grafu můžeme pozorovat, že skupina boxerů dosahovala v polovině případů vyšších průměrných hodnot timingu zapojení při pohybu do abdukce maximální rychlostí, než tomu bylo u skupiny thaiboxerů, a to u všech svalů, vyjma m. trapezius dominantní i nedominantní strany, m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany a m. serratus anterior nedominantní strany.

Tabulka č. 20 Průměrné normalizované hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů během pohybu do abdukce maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů

Proměnné	box	thaibox
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	3,000000	2,722222
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	1,615385	1,611111
m. trapezius dominantní strany	1,615385	1,666667
m. serratus anterior dominantní strany	3,769231	3,555556
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	3,076923	2,722222
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	1,461538	1,611111
m. trapezius nedominantní strany	2,307692	2,444444
m. serratus anterior nedominantní strany	3,153846	3,222222

Obrázek č. 18 Průměry normalizovaných hodnot timingu zapojení jednotlivých svalů během pohybu do abdukce maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů



Z výše uvedených výsledků můžeme odpovědět na výzkumnou otázku č. 4 tak, že mezi skupinou boxerů a thaiboxerů existuje statisticky významný rozdíl během abdukce vykonané maximální rychlostí. Statisticky významné normalizované hodnoty svalové aktivity byly nalezeny u m. deltoideus (zadní část) dominantní strany (Tabulka č. 17-18).

Při porovnání timingu zapojení jednotlivých svalů nenabyla aktivita žádného svalu statistické významnosti (Tabulka č. 19-20).

7.5 Výzkumná otázka č. 5:

Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery při abdukci v ramenním kloubu se zátěží?

Ve výzkumné otázce č. 5 byl pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity opět použit Mann-Whitney U Test. Tento test byl použit pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi skupinou boxerů a thaiboxerů, a to při pohybu do abdukce se zátěží. Míra statistické významnosti byla stanovena na hodnotu 0,05. Této statistické významnosti dosáhla aktivita m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany. Statistické významnosti se přiblížila i aktivita m. serratus anterior dominantní strany, této významnosti však nedosáhla.

Tabulka č. 21 Výsledky porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi boxery a thaiboxery při pohybu do abdukce se zátěží získané Mann-Whitney U Testem

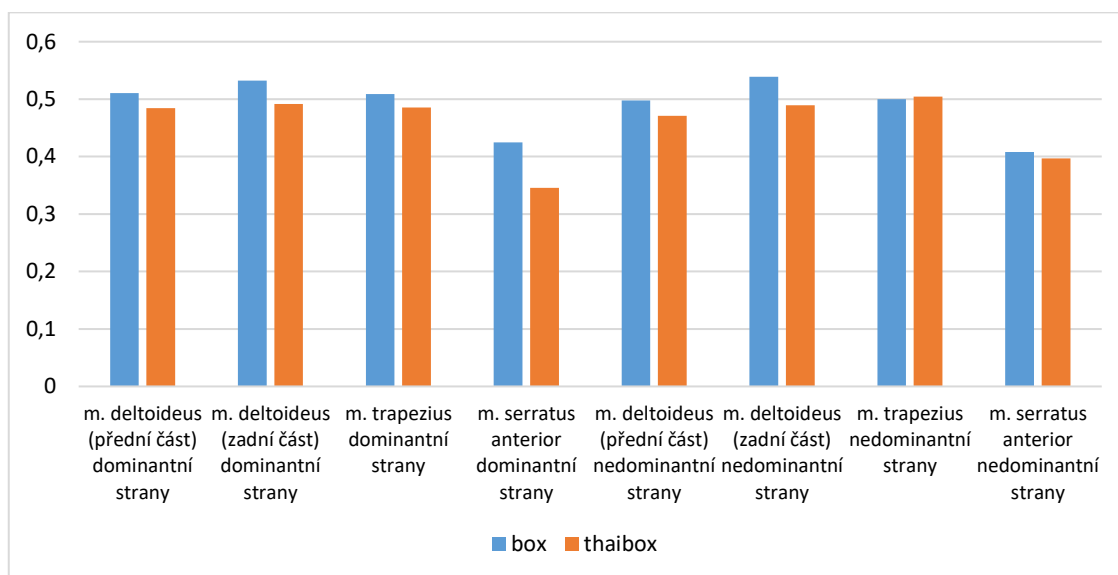
Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	97	-0,78062	0,435024
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	76	-1,62130	0,104955
m. trapezius dominantní strany	87	-1,18095	0,237625
m. serratus anterior dominantní strany	71	-1,82146	0,068538
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	93	-0,94075	0,346832
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	50	-2,66213	0,007765
m. trapezius nedominantní strany	111	0,22018	0,825734
m. serratus anterior nedominantní strany	112	-0,18014	0,857039

V tabulce č. 21 jsou uvedeny výsledky výše uvedeného testu. Hodnota U představuje testové kritérium a hodnota Z stanovuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity při abdukci vykonané se zátěží u boxerů a thaiboxerů jsou uvedeny níže v Tabulce č. 22. Obrázek č. 19 představuje graf, který zobrazuje data z Tabulky č. 22. Z tabulky i grafu můžeme pozorovat, že skupina boxerů dosahovala vyšších průměrných hodnot při pohybu do abdukce se zátěží, než tomu bylo u skupiny thaiboxerů, a to u všech svalů, vyjma m. trapezius nedominantní strany.

Tabulka č. 22 Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity během pohybu do abdukce se zátěží u boxerů a thaiboxerů

Proměnné	box	thaibox
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,510383	0,484436
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,532319	0,491580
m. trapezius dominantní strany	0,508740	0,485685
m. serratus anterior dominantní strany	0,424490	0,345439
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,497500	0,470878
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,538668	0,489191
m. trapezius nedominantní strany	0,499919	0,504455
m. serratus anterior nedominantní strany	0,408078	0,396934

Obrázek č. 19 Průměry normalizovaných hodnot svalové aktivity během pohybu do abdukce se zátěží u boxerů a thaiboxerů



Pro zjištění timingu zapojení jednotlivých svalů během abdukce vykonané se zátěží u skupiny boxerů a thaiboxerů byl použit Mann-Whitney U test. Statistické významnosti nenabyla aktivita žádného svalu, pouze se jí přiblížila aktivita m. trapezius dom. strany.

Tabulka č. 23 Výsledky Mann-Whitney U testu pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během abdukce se zátěží u skupiny boxerů a thaiboxerů

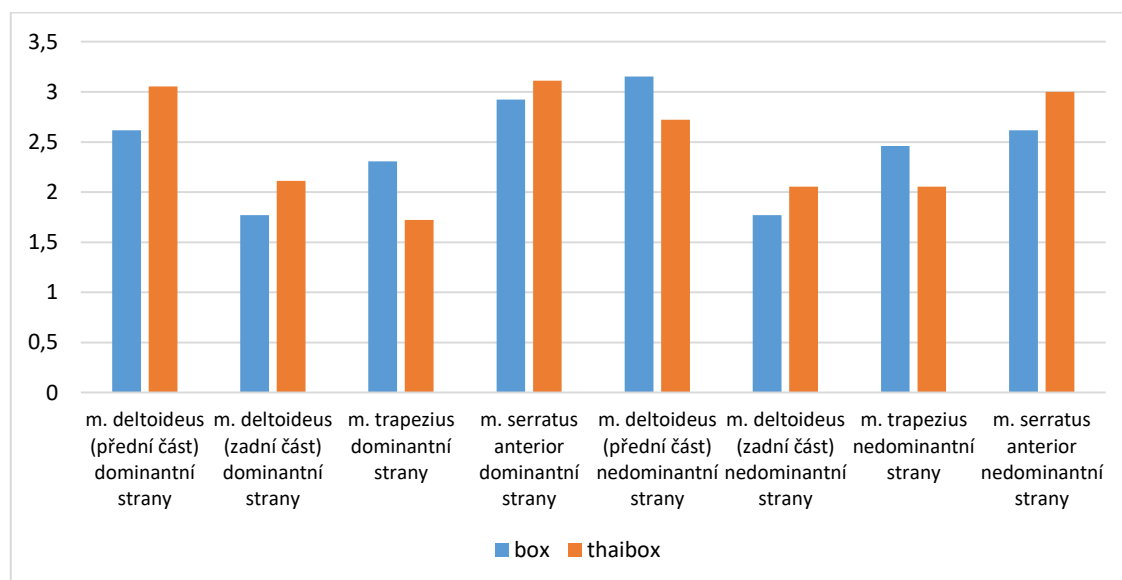
Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	92,5	1,00935	0,312806
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	91	1,10344	0,269836
m. trapezius dominantní strany	76	-1,72315	0,084863
m. serratus anterior dominantní strany	108,5	0,34476	0,730275
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	85,5	-1,31210	0,189489
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	99	0,74678	0,455195
m. trapezius nedominantní strany	86,5	-1,25184	0,210628
m. serratus anterior nedominantní strany	99,5	0,71172	0,476639

Tabulka č. 23 představuje výsledky pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během abdukce vykonané se zátěží u boxerů a thaiboxerů. Hodnota U představuje testové kritérium a hodnota Z stanovuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Průměrné hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů při abdukci vykonané se zátěží u boxerů a thaiboxerů jsou uvedeny v Tabulce č. 24 a následně i graficky znázorněny na Obrázku č. 20. Z tabulky i grafu můžeme pozorovat, že skupina thaiboxerů dosahovala vyšších průměrných hodnot timingu zapojení při pohybu do abdukce se zátěží, než tomu bylo u skupiny boxerů, a to u všech svalů, vyjma m. trapezius dominantní i nedominantní strany a m. deltoideus (přední část) nedominantní strany.

Tabulka č. 24 Průměrné normalizované hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů během pohybu do abdukce se zátěží u boxerů a thaiboxerů

Proměnné	box	thaibox
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	2,615385	3,055556
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	1,769231	2,111111
m. trapezius dominantní strany	2,307692	1,722222
m. serratus anterior dominantní strany	2,923077	3,111111
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	3,153846	2,722222
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	1,769231	2,055556
m. trapezius nedominantní strany	2,461538	2,055556
m. serratus anterior nedominantní strany	2,615385	3,000000

Obrázek č. 20 Průměry normalizovaných hodnot timingu zapojení jednotlivých svalů během pohybu do abdukce se zátěží u boxerů a thaiboxerů



Z výše uvedených výsledků můžeme odpovědět na výzkumnou otázku č. 5 tak, že mezi skupinou boxerů a thaiboxerů existuje statisticky významný rozdíl během abdukce vykonané se zátěží. Statisticky významné normalizované hodnoty svalové aktivity byly nalezeny u m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany (Tabulka č. 21-22).

Při porovnání timingu zapojení jednotlivých svalů nenabyla aktivita žádného svalu statistické významnosti, pouze se jí přiblížila aktivita m. trapezius dominantní strany (Tabulka č. 23-24).

7.6 Výzkumná otázka č. 6:

Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi thaiboxery při flexi v ramenním kloubu s a bez použití zátěže?

Ve výzkumné otázce č. 6 bylo pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity využito testu Friedmanova ANOVA. Tento test byl použit pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity u skupiny thaiboxerů, a to při pohybu do flexe spontánní rychlostí, maximální rychlostí a následně do flexe se zátěží. Míra statistické významnosti byla stanovena na hodnotu 0,05. Této významnosti dosáhla aktivita m. deltoideus (přední část) dominantní i nedominantní strany, m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany, m. trapezius dominantní i nedominantní strany a m. serratus anterior nedominantní strany.

Tabulka č. 25 Výsledky porovnání hodnot svalové aktivity u skupiny thaiboxerů při pohybu do flexe spontánní rychlostí, maximální rychlostí a do flexe se zátěží získané testem Friedmanova ANOVA

Proměnná	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,00007
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,00034
m. trapezius dominantní strany	0,00008
m. serratus anterior dominantní strany	0,67781
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,00062
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,00457
m. trapezius nedominantní strany	0,00002
m. serratus anterior nedominantní strany	0,01242

Tabulka č. 25 nám ukazuje výše uvedené p-hodnoty, kterých jednotlivé svaly dosáhly v rámci různých druhů pohybů. Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity, které nabyly statistické významnosti, jsou uvedeny níže v Tabulce č. 26.

Tabulka č. 26 Průměrné hodnoty u statisticky významných svalů během flexe u skupiny thaiboxerů

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,515684	0,346314	0,461576
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,467676	0,344740	0,407578
m. trapezius dominantní strany	0,482044	0,301867	0,493578
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,512692	0,359846	0,478585
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,450462	0,370830	0,407913
m. trapezius nedominantní strany	0,473051	0,289812	0,494335
m. serratus anterior nedominantní strany	0,399363	0,324479	0,398110

Abychom zjistili, mezi jakými druhy pohybu existuje statisticky významný rozdíl, byl pro tyto účely použit Wilcoxonův párový test. V Tabulce č. 27 jsou uvedeny přesné dvojice proměnných, včetně dosažených p-hodnot. Statistické významnosti dosáhly hodnoty u m. deltoideus (přední část) při pohybu spontánní a maximální rychlostí dominantní i nedominantní strany, spontánní rychlostí a pohybu se zátěží pouze dominantní strany, max. rychlostí a pohybu se zátěží dominantní i nedominantní strany, u m. deltoideus (zadní část) při pohybu spontánní a maximální rychlostí dominantní i nedominantní strany, spontánní rychlostí a pohybu se zátěží dominantní i nedominantní strany, max. rychlostí a pohybu se zátěží pouze dominantní strany, u m. trapezius při pohybu spontánní a maximální rychlostí, maximální rychlostí a pohybu se zátěží dom. i nedom. strany a u m. serratus anterior při pohybu spontánní a maximální rychlostí, maximální rychlostí a pohybu se zátěží pouze nedom. strany.

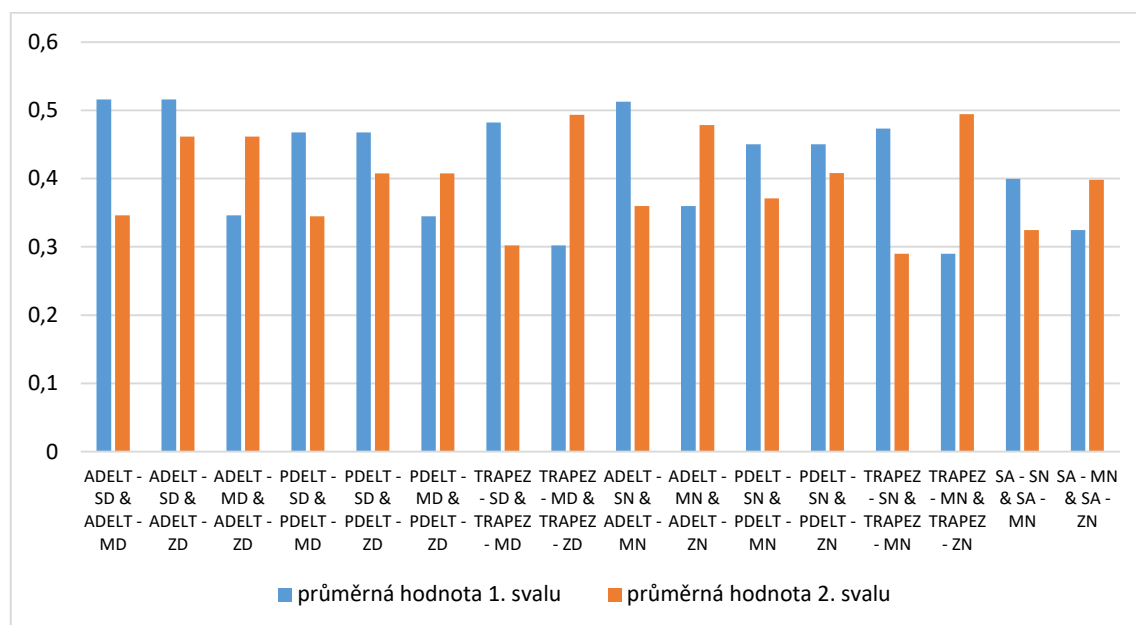
Tabulka č. 27 Výsledky Wilcoxonova testu pro porovnání hodnot při pohybu do flexe u skupiny thaiboxerů

Proměnná	Z	p-hodnota
ADELTA - SD & ADELTA - MD	3,505804	0,000455
ADELTA - SD & ADELTA - ZD	2,025092	0,042859
ADELTA - MD & ADELTA - ZD	3,200951	0,001370
PDELTA - SD & PDELTA - MD	3,462253	0,000536
PDELTA - SD & PDELTA - ZD	2,242843	0,024908
PDELTA - MD & PDELTA - ZD	2,155743	0,031105
TRAPEZ - SD & TRAPEZ - MD	3,331602	0,000864
TRAPEZ - MD & TRAPEZ - ZD	3,592904	0,000327
ADELTA - SN & ADELTA - MN	3,505804	0,000455
ADELTA - MN & ADELTA - ZN	3,288052	0,001009
PDELTA - SN & PDELTA - MN	2,460595	0,013871
PDELTA - SN & PDELTA - ZN	1,981541	0,047531
TRAPEZ - SN & TRAPEZ - MN	3,680005	0,000233
TRAPEZ - MN & TRAPEZ - ZN	3,680005	0,000233
SA - SN & SA - MN	2,112192	0,034671
SA - MN & SA - ZN	3,026750	0,002472

Legenda: ADELTA – m. deltoideus (přední část), PDELTA – m. deltoideus (zadní část), TRAPEZ – m. trapezius, SA – m. serratus anterior, SD – pohyb spon. rychlostí dom. strany, MD – pohyb max. rychlostí dom. strany, ZD – pohyb se zátěží dom. strany, SN – pohyb spon. rychlostí nedom. strany, MN – pohyb max. rychlostí nedom. strany, ZN – pohyb se zátěží nedom. strany

Na Obrázku č. 21 jsou znázorněny průměrné hodnoty statisticky významných svalových dvojic v rámci různých druhů pohybů. Z grafu můžeme vyčíst, že pokud porovnáme průměrné hodnoty pro pohyby spontánní rychlostí s hodnotami pro pohyby se zátěží, tak průměrné hodnoty pro pohyby spontánní rychlostí byly vždy vyšší, než pro pohyby se zátěží. To však neplatí pro průměrné hodnoty TRAPEZ dominantní i nedominantní strany, kde průměrné hodnoty pro pohyby spontánní rychlostí byly vždy nižší, než průměrné hodnoty pro pohyby se zátěží. Podobný trend můžeme pozorovat i u průměrných hodnot pohybů spontánní a maximální rychlostí, kde průměrné hodnoty pohybů spontánní rychlostí jsou vždy vyšší, než u pohybů maximální rychlostí, a to u všech statisticky významných svalových dvojic.

Obrázek č. 21 Průměrné hodnoty u statisticky významných svalových dvojic při pohybu do flexe u sk. thaiboxerů



Legenda: ADELTD – m. deltoideus (přední část), PDELTD – m. deltoideus (zadní část), TRAPEZ – m. trapezius, SA – m. serratus anterior, SD – pohyb spon. rychlostí dom. strany, MD – pohyb max. rychlostí dom. strany, ZD – pohyb se zátěží dom. strany, SN – pohyb spon. rychlostí nedom. strany, MN – pohyb max. rychlostí nedom. strany, ZN – pohyb se zátěží nedom. strany

Pro zjištění timingu zapojení jednotlivých svalů během flexe vykonané spontánní a maximální rychlostí a během pohybu se zátěží u thaiboxerů, byl pro tyto účely použit test Friedmanova ANOVA. Statistické významnosti nenabyla aktivita žádného svalu. Statistické významnosti se přiblížila pouze aktivita m. trapezius nedominantní strany, avšak této statistické významnosti nedosáhla.

Tabulka č. 28 Výsledky testu Friedmanova ANOVA pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během flexe spontánní a maximální rychlostí a pohybu se zátěží u skupiny thaiboxerů

Proměnná	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,29577
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,81393
m. trapezius dominantní strany	0,35474
m. serratus anterior dominantní strany	0,34994
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,81502
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,45943
m. trapezius nedominantní strany	0,08296
m. serratus anterior nedominantní strany	0,17961

V Tabulce č. 28 jsou červenou barvou vyznačeny ty hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů jsou uvedeny v Tabulce č. 29.

Tabulka č. 29 Průměrné pořadí timingu zapojení jednotlivých svalů během flexe u skupiny thaiboxerů

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	2,222222	2,055556	1,944444
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	3,444444	3,388889	3,611111
m. trapezius dominantní strany	1,944444	2,166667	1,777778
m. serratus anterior dominantní strany	2,388889	2,111111	2,500000
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	2,000000	1,888889	2,111111
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	3,555556	3,388889	3,666667
m. trapezius nedominantní strany	2,555556	2,277778	1,888889
m. serratus anterior nedominantní strany	1,888889	2,333333	2,166667

Abychom zjistili, mezi jakými druhy pohybu existuje statisticky významný rozdíl, byl pro tyto účely použit Wilcoxonův párový test. V Tabulce č. 30 jsou uvedeny přesné dvojice proměnných, včetně dosažených p-hodnot. Statistické významnosti dosáhly pouze hodnoty u m. trapezius při pohybu do flexe spontánní rychlostí a při pohybu se zátěží nedominantní strany.

Tabulka č. 30 Výsledky Wilcoxonova testu pro srovnání timingu zapojení svalů během flexe u skupiny thaiboxerů

Dvojice proměnných	Z	p-hodnota
TRAPEZ - SN & TRAPEZ - ZN	2,222771	0,026232

Legenda: TRAPEZ – m. trapezius, SN – pohyb spon. rychlostí nedom. strany, ZN – pohyb se zátěží nedom. strany

Z výše uvedených výsledků můžeme odpovědět na výzkumnou otázku č. 6 tak, že statisticky významné normalizované hodnoty při pohybu do flexe u skupiny thaiboxerů byly nalezeny u m. deltoideus (přední část) při pohybu spontánní a maximální rychlostí dominantní i nedominantní strany, spontánní rychlostí a pohybu se zátěží pouze dominantní strany, max. rychlostí a pohybu se zátěží dominantní i nedominantní strany, u m. deltoideus (zadní část) při pohybu spontánní a maximální rychlostí dominantní i nedominantní strany, spontánní rychlostí a pohybu se zátěží dominantní i nedominantní strany, max. rychlostí a pohybu se zátěží pouze dominantní strany, u m. trapezius při pohybu spontánní a maximální rychlostí, maximální rychlostí a pohybu se zátěží dom. i nedom. strany a u m. serratus anterior při pohybu spontánní a maximální rychlostí, maximální rychlostí a pohybu se zátěží pouze nedom. strany (Tabulka č. 25-27).

Při zkoumání timingu zapojení jednotlivých svalů v rámci pohybu do flexe u skupiny thaiboxerů dosáhl statisticky významných hodnot m. trapezius při pohybu do flexe spontánní rychlostí a pohybu se zátěží nedominantní strany (Tabulka č. 28-30).

7.7 Výzkumná otázka č. 7:

Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery při flexi v ramenním kloubu s a bez použití zátěže?

Ve výzkumné otázce č. 7 bylo pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity využito testu Friedmanova ANOVA. Tento test byl použit pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity u skupiny boxerů, a to při pohybu do flexe spontánní rychlostí, maximální rychlostí a následně do flexe se zátěží. Míra statistické významnosti byla stanovena na hodnotu 0,05. Této významnosti dosáhla aktivita m. deltoideus (přední část) dominantní i nedominantní strany a m. trapezius dominantní i nedominantní strany.

Tabulka č. 31 Výsledky porovnání hodnot svalové aktivity u skupiny boxerů při pohybu do flexe spontánní rychlostí, maximální rychlostí a do flexe se zátěží získané testem Friedmanova ANOVA

Proměnná	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,00078
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,58365
m. trapezius dominantní strany	0,00289
m. serratus anterior dominantní strany	0,36788
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,03660
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,79392
m. trapezius nedominantní strany	0,00289
m. serratus anterior nedominantní strany	0,58365

Tabulka č. 31 nám ukazuje výše uvedené p-hodnoty, kterých jednotlivé svaly dosáhly v rámci různých druhů pohybů. Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity, které nabyly statistické významnosti, jsou uvedeny níže v Tabulce č. 32.

Tabulka č. 32 Průměrné hodnoty u statisticky významných svalů během flexe u skupiny boxerů

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,497455	0,333224	0,497680
m. trapezius dominantní strany	0,480273	0,287598	0,470945
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,491714	0,411889	0,524366
m. trapezius nedominantní strany	0,506403	0,338929	0,494511

Abychom zjistili, mezi jakými druhy pohybu existuje statisticky významný rozdíl, byl pro tyto účely použit Wilcoxonův párový test. V Tabulce č. 33 jsou uvedeny přesné dvojice proměnných, včetně dosažených p-hodnot. Statistické významnosti dosáhly hodnoty u m. deltoideus (přední část) při pohybu spontánní a maximální rychlostí dominantní strany, max. rychlostí a pohybu se zátěží dominantní i nedominantní strany, u m. trapezius při pohybu spontánní a maximální rychlostí, maximální rychlostí a pohybu se zátěží dom. i nedom. strany.

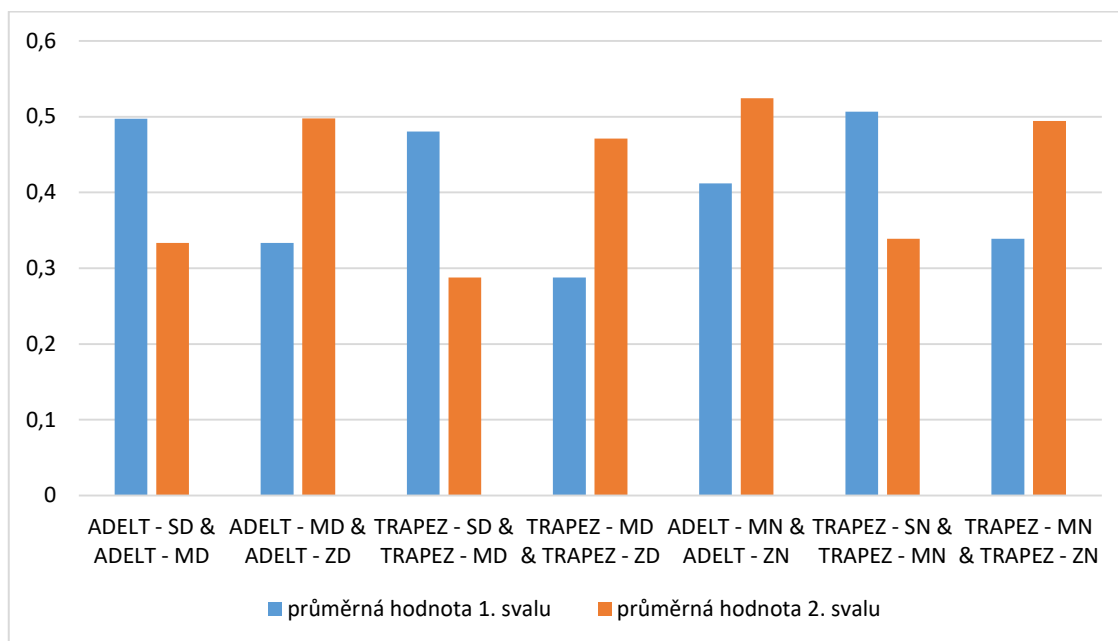
Tabulka č. 33 Výsledky Wilcoxonova testu pro porovnání hodnot při pohybu do flexe u skupiny boxerů

Proměnná	Z	p-hodnota
ADELTA - SD & ADELTA - MD	3,109912	0,001872
ADELTA - MD & ADELTA - ZD	2,900255	0,003729
TRAPEZ - SD & TRAPEZ - MD	3,109912	0,001872
TRAPEZ - MD & TRAPEZ - ZD	2,900255	0,003729
ADELTA - MN & ADELTA - ZN	2,411055	0,015907
TRAPEZ - SN & TRAPEZ - MN	2,690598	0,007133
TRAPEZ - MN & TRAPEZ - ZN	2,550826	0,010747

Legenda: ADELTA – m. deltoideus (přední část), TRAPEZ – m. trapezius, SD – pohyb spon. rychlostí dom. strany, MD – pohyb max. rychlostí dom. strany, ZD – pohyb se zátěží dom. strany, SN – pohyb spon. rychlostí nedom. strany, MN – pohyb max. rychlostí nedom. strany, ZN – pohyb se zátěží nedom. strany

Na Obrázku č. 22 jsou znázorněny průměrné hodnoty statisticky významných svalových dvojic v rámci různých druhů pohybů. Z grafu můžeme vyčíst, že pokud porovnáme průměrné hodnoty pro pohyby spontánní rychlostí s hodnotami pro pohyby se zátěží, tak průměrné hodnoty pro pohyby spontánní rychlostí byly pro TRAPEZ dominantní i nedominantní strany vždy vyšší, než pro pohyby se zátěží. To však neplatí pro průměrné hodnoty ADELTA dominantní i nedominantní strany, kde průměrné hodnoty pro pohyby spontánní rychlostí byly vždy nižší, než průměrné hodnoty pro pohyby se zátěží. Podobný trend můžeme pozorovat i u průměrných hodnot pohybů spontánní a maximální rychlostí, kde průměrné hodnoty pohybů spontánní rychlostí jsou vždy vyšší, než u pohybů maximální rychlostí, a to u všech statisticky významných svalových dvojic.

Obrázek č. 22 Průměrné hodnoty u statisticky významných svalových dvojic při pohybu do flexe u sk. boxerů



Legenda: *ADELTA* – m. deltoideus (přední část), *TRAPEZ* – m. trapezius, *SD* – pohyb spon. rychlostí dom. strany, *MD* – pohyb max. rychlostí dom. strany, *ZD* – pohyb se zátěží dom. strany, *SN* – pohyb spon. rychlostí nedom. strany, *MN* – pohyb max. rychlostí nedom. strany, *ZN* – pohyb se zátěží nedom. strany

Pro zjištění timingu zapojení jednotlivých svalů během flexe vykonané spontánní a maximální rychlostí a během pohybu se zátěží u boxerů, byl pro tyto účely použit test Friedmanova ANOVA. Statistické významnosti nabyla aktivita m. deltoideus (přední část) dominantní strany. Statistické významnosti se přiblížila také aktivita m. serratus anterior dominantní strany, avšak této statistické významnosti nedosáhla.

Tabulka č. 34 Výsledky testu Friedmanova ANOVA pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během flexe spontánní a maximální rychlostí a pohybu se zátěží u skupiny boxerů

Proměnná	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,01160
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,59683
m. trapezius dominantní strany	0,14009
m. serratus anterior dominantní strany	0,07178
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,76743
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,54881
m. trapezius nedominantní strany	0,83176
m. serratus anterior nedominantní strany	0,97531

V Tabulce č. 34 jsou červenou barvou vyznačeny ty hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů jsou uvedeny v Tabulce č. 35.

Tabulka č. 35 Průměrné pořadí timingu zapojení jednotlivých svalů během flexe u skupiny boxerů

Proměnná	spontánní rychlost	maximální rychlost	pohyb se zátěží
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	2,076923	2,615385	1,846154
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	3,769231	3,461538	3,384615
m. trapezius dominantní strany	2,307692	2,000000	2,076923
m. serratus anterior dominantní strany	1,846154	1,769231	2,692308
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	2,153846	2,076923	2,076923
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	3,461538	3,076923	3,461538
m. trapezius nedominantní strany	2,000000	2,076923	2,230769
m. serratus anterior nedominantní strany	2,384615	2,538462	2,230769

Abychom zjistili, mezi jakými druhy pohybu existuje statisticky významný rozdíl, byl pro tyto účely použit Wilcoxonův párový test. V Tabulce č. 36 jsou uvedeny přesné dvojice proměnných, včetně dosažených p-hodnot. Statistické významnosti dosáhly hodnoty u m. deltoideus (přední část) při pohybu do flexe spontánní rychlostí a maximální rychlostí, maximální rychlostí a pohybu se zátěží dominantní strany. Statistické významnosti nabyly také hodnoty u m. serratus anterior při pohybu do flexe spontánní rychlostí a pohybu se zátěží, maximální rychlostí a pohybu se zátěží dominantní strany.

Tabulka č. 36 Výsledky Wilcoxonova testu pro srovnání timingu zapojení svalů během flexe u skupiny boxerů

Dvojice proměnných	Z	p-hodnota
ADELTA - SD & ADELTA - MD	2,201398	0,027709
ADELTA - MD & ADELTA - ZD	2,520504	0,011719
SA - SD & SA - ZD	2,133860	0,032855
SA - MD & SA - ZD	2,000494	0,045448

Legenda: ADELTA – m. deltoideus (přední část), SA – m. serratus anterior, SD – pohyb spon. rychlostí dom. strany, MD – pohyb max. rychlostí dom. strany, ZD – pohyb se zátěží dom. strany

Z výše uvedených výsledků můžeme odpovědět na výzkumnou otázku č. 7 tak, že statisticky významné normalizované hodnoty při pohybu do flexe u skupiny boxerů byly nalezeny u m. deltoideus (přední část) při pohybu spontánní a maximální rychlostí dominantní strany, max. rychlostí a pohybu se zátěží dominantní i nedominantní strany, a u m. trapezius při pohybu spontánní a maximální rychlostí, maximální rychlostí a pohybu se zátěží dom. i nedom. strany (Tabulka č. 31-33).

Při zkoumání timingu zapojení jednotlivých svalů v rámci pohybu do flexe u skupiny boxerů dosáhly statisticky významných hodnot m. deltoideus (přední část) při pohybu do flexe spontánní rychlostí a maximální rychlostí, maximální rychlostí a pohybu se zátěží dominantní strany. Statistické významnosti nabyly také hodnoty u m. serratus anterior při pohybu do flexe spontánní rychlostí a pohybu se zátěží, maximální rychlostí a pohybu se zátěží dominantní strany (Tabulka č. 34-36).

7.8 Výzkumná otázka č. 8:

Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery při flexi v ramenním kloubu spontánní rychlostí?

Ve výzkumné otázce č. 8 byl pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity využit Mann-Whitney U Test. Tento test byl použit pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi skupinou boxerů a thaiboxerů, a to při pohybu do flexe spontánní rychlostí. Míra statistické významnosti byla stanovena na hodnotu 0,05. Této statistické významnosti nedosáhla aktivita žádného svalu.

Tabulka č. 37 Výsledky porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi boxery a thaiboxery při pohybu do flexe spontánní rychlostí získané Mann-Whitney U Testem

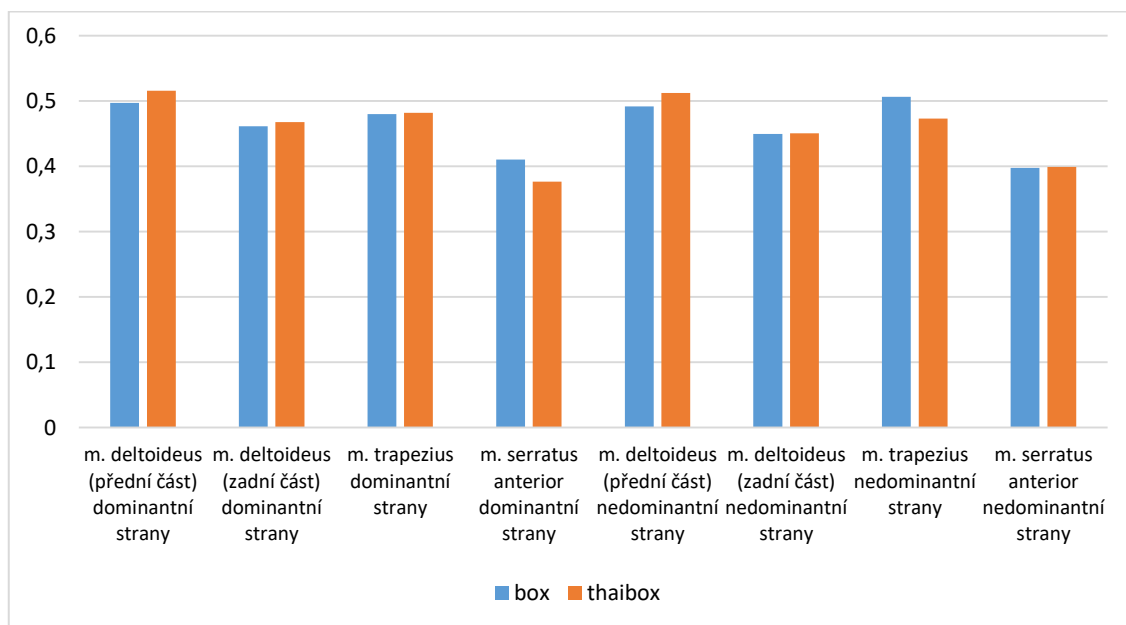
Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	105	0,46037	0,645252
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	107	0,38030	0,703720
m. trapezius dominantní strany	110	0,26021	0,794703
m. serratus anterior dominantní strany	112	-0,18014	0,857039
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	109	0,30024	0,763994
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	104	0,50040	0,616793
m. trapezius nedominantní strany	99	-0,70056	0,483578
m. serratus anterior nedominantní strany	116	0,02002	0,984031

V tabulce č. 37 jsou uvedeny výsledky výše uvedeného testu. Hodnota U představuje testové kritérium a hodnota Z stanovuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity při flexi vykonané spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů jsou uvedeny níže v Tabulce č. 38. Obrázek č. 23 představuje graf, který zobrazuje data z Tabulky č. 38. Z tabulky i grafu můžeme pozorovat, že skupina thaiboxerů dosahovala vyšších průměrných hodnot při pohybu do flexe spontánní rychlostí, než tomu bylo u skupiny boxerů, a to u všech svalů, vyjma m. serratus anterior dominantní strany a m. trapezius nedominantní strany.

Tabulka č. 38 Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity během pohybu do flexe spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů

Proměnné	box	thaibox
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,497455	0,515684
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,461587	0,467676
m. trapezius dominantní strany	0,480273	0,482044
m. serratus anterior dominantní strany	0,410417	0,376828
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,491714	0,512692
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,449910	0,450462
m. trapezius nedominantní strany	0,506403	0,473051
m. serratus anterior nedominantní strany	0,397799	0,399363

Obrázek č. 23 Průměry normalizovaných hodnot svalové aktivity během pohybu do flexe spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů



Pro zjištění timingu zapojení jednotlivých svalů během flexe vykonané spontánní rychlostí u skupiny boxerů a thaiboxerů byl použit Mann-Whitney U test. Statistické významnosti nenabyla aktivita žádného svalu.

Tabulka č. 39 Výsledky Mann-Whitney U testu pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během flexe spontánní rychlostí u skupiny boxerů a thaiboxerů

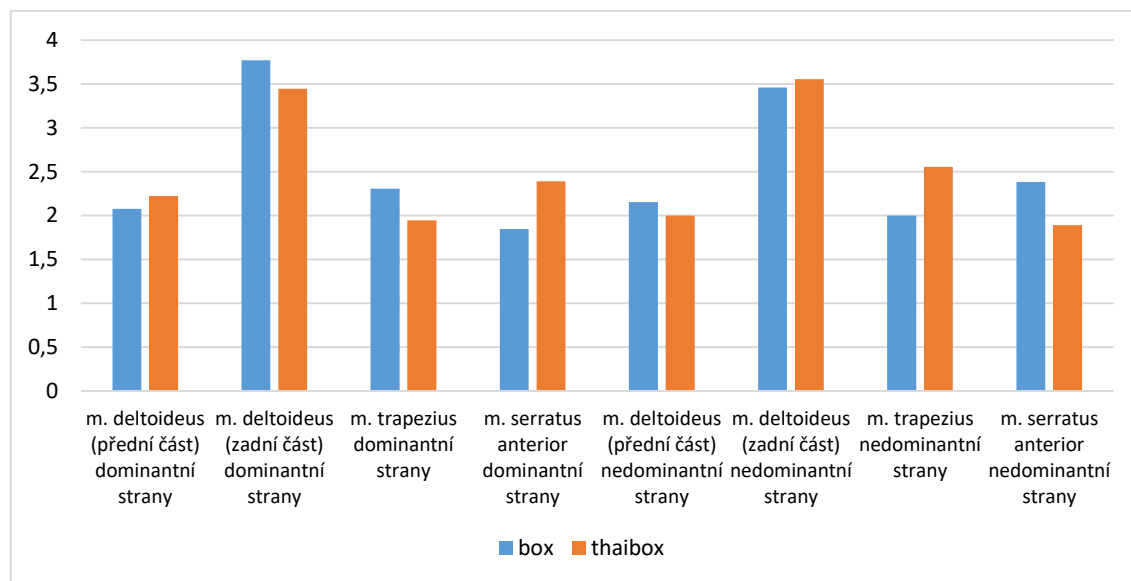
Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	106	0,44086	0,659317
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	112	-0,24627	0,805474
m. trapezius dominantní strany	93,5	-0,96323	0,335431
m. serratus anterior dominantní strany	80	1,53250	0,125399
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	109,5	-0,29413	0,768656
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	110,5	0,28557	0,775210
m. trapezius nedominantní strany	77,5	1,63151	0,102784
m. serratus anterior nedominantní strany	79	-1,57344	0,115617

Tabulka č. 39 představuje výsledky pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během flexe vykonané spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů. Hodnota U představuje testové kritérium a hodnota Z stanovuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Průměrné hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů při flexi vykonané spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů jsou uvedeny v Tabulce č. 40 a následně i graficky znázorněny na Obrázku č. 24.

Tabulka č. 40 Průměrné normalizované hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů během pohybu do flexe spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů

Proměnné	box	thaibox
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	2,076923	2,222222
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	3,769231	3,444444
m. trapezius dominantní strany	2,307692	1,944444
m. serratus anterior dominantní strany	1,846154	2,388889
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	2,153846	2,000000
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	3,461538	3,555556
m. trapezius nedominantní strany	2,000000	2,555556
m. serratus anterior nedominantní strany	2,384615	1,888889

Obrázek č. 24 Průměry normalizovaných hodnot timingu zapojení jednotlivých svalů během pohybu do abdukce spontánní rychlostí u boxerů a thaiboxerů



Z výše uvedených výsledků můžeme odpovědět na výzkumnou otázku č. 8 tak, že mezi skupinou boxerů a thaiboxerů neexistuje žádný statisticky významný rozdíl během flexe vykonané spontánní rychlostí (Tabulka č. 37-40).

7.9 Výzkumná otázka č. 9:

Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery při flexi v ramenním kloubu maximální rychlostí?

Ve výzkumné otázce č. 9 byl pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity opět využit Mann-Whitney U Test. Tento test byl použit pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi skupinou boxerů a thaiboxerů, a to při pohybu do flexe maximální rychlostí. Míra statistické významnosti byla stanovena na hodnotu 0,05. Této statistické významnosti se přiblížila pouze aktivita m. deltoideus (přední část) nedominantní strany, statistické významnosti ale nedosáhla.

Tabulka č. 41 Výsledky porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi boxery a thaiboxery při pohybu do flexe maximální rychlostí získané Mann-Whitney U Testem

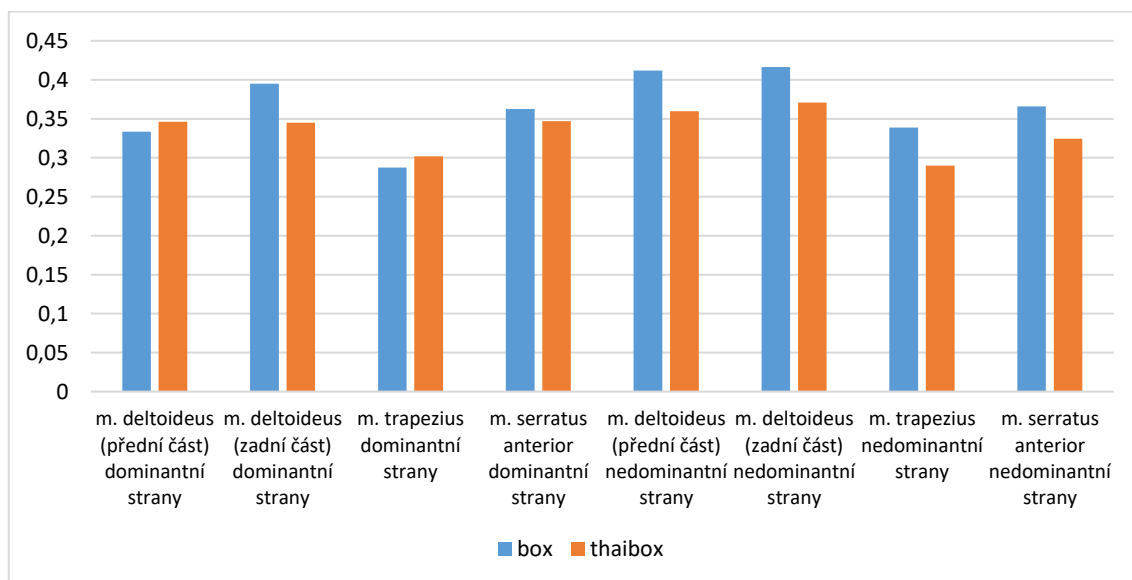
Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	99	0,70056	0,483578
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	94	-0,90072	0,367737
m. trapezius dominantní strany	106	0,42034	0,674240
m. serratus anterior dominantní strany	110	-0,26021	0,794703
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	74	-1,70136	0,088876
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	92	-0,98078	0,326700
m. trapezius nedominantní strany	86	-1,22098	0,222096
m. serratus anterior nedominantní strany	92	-0,98078	0,326700

V tabulce č. 41 jsou uvedeny výsledky výše uvedeného testu. Hodnota U představuje testové kritérium a hodnota Z stanovuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity při flexi vykonané maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů jsou uvedeny níže v Tabulce č. 42. Obrázek č. 25 představuje graf, který zobrazuje data z Tabulky č. 42. Z tabulky i grafu můžeme pozorovat, že skupina boxerů dosahovala vyšších průměrných hodnot při pohybu do flexe maximální rychlostí, než tomu bylo u skupiny thaiboxerů, a to u všech svalů, vyjma m. deltoideus (přední část) dominantní strany a m. trapezius dominantní strany.

Tabulka č. 42 Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity během pohybu do flexe maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů

Proměnné	box	thaibox
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,333224	0,346314
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,394912	0,344740
m. trapezius dominantní strany	0,287598	0,301867
m. serratus anterior dominantní strany	0,362623	0,346834
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,411889	0,359846
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,416184	0,370830
m. trapezius nedominantní strany	0,338929	0,289812
m. serratus anterior nedominantní strany	0,365687	0,324479

Obrázek č. 25 Průměry normalizovaných hodnot svalové aktivity během pohybu do flexe maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů



Pro zjištění timingu zapojení jednotlivých svalů během flexe vykonané maximální rychlostí u skupiny boxerů a thaiboxerů byl použit Mann-Whitney U test. Statistické významnosti nenabyla aktivita žádného svalu.

Tabulka č. 43 Výsledky Mann-Whitney U testu pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během flexe maximální rychlostí u skupiny boxerů a thaiboxerů

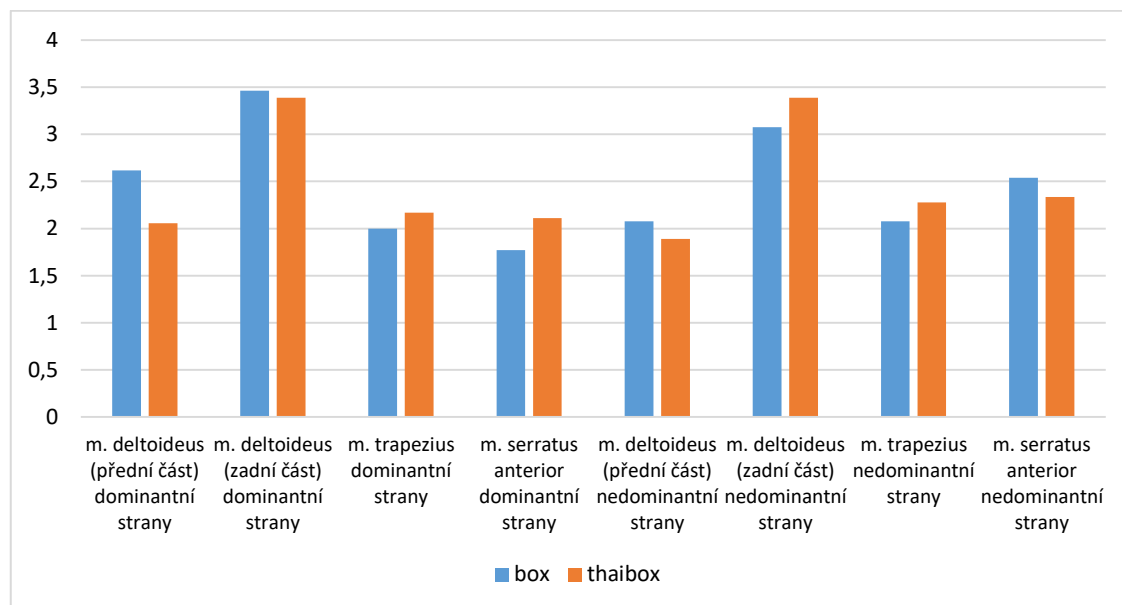
Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	77,5	-1,67117	0,094690
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	104,5	-0,55218	0,580824
m. trapezius dominantní strany	105,5	0,46796	0,639812
m. serratus anterior dominantní strany	97	0,84771	0,396599
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	110,5	-0,25424	0,799310
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	100	0,75604	0,449628
m. trapezius nedominantní strany	104,5	0,50490	0,613628
m. serratus anterior nedominantní strany	104,5	-0,49683	0,619307

Tabulka č. 43 představuje výsledky pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během flexe vykonané maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů. Hodnota U představuje testové kritérium a hodnota Z stanovuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Průměrné hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů při flexi vykonané maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů jsou uvedeny v Tabulce č. 44 a následně i graficky znázorněny na Obrázku č. 26.

Tabulka č. 44 Průměrné normalizované hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů během pohybu do flexe maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů

Proměnné	box	thaibox
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	2,615385	2,055556
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	3,461538	3,388889
m. trapezius dominantní strany	2,000000	2,166667
m. serratus anterior dominantní strany	1,769231	2,111111
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	2,076923	1,888889
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	3,076923	3,388889
m. trapezius nedominantní strany	2,076923	2,277778
m. serratus anterior nedominantní strany	2,538462	2,333333

Obrázek č. 26 Průměry normalizovaných hodnot timingu zapojení jednotlivých svalů během pohybu do flexe maximální rychlostí u boxerů a thaiboxerů



Z výše uvedených výsledků můžeme odpovědět na výzkumnou otázku č. 9 tak, že mezi skupinou boxerů a thaiboxerů neexistuje žádný statisticky významný rozdíl během flexe vykonané maximální rychlostí. Statistické významnosti normalizovaných hodnot svalové aktivity se přiblížila pouze aktivita m. deltoideus (přední část) nedom. strany. V rámci timingu se statistické významnosti přiblížila aktivita m. deltoideus (přední část) dom. strany. Statistické významnosti však nedosáhl žádný z nich (Tabulka č. 41-44).

7.10 Výzkumná otázka č. 10:

Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery při flexi v ramenním kloubu se zátěží?

Ve výzkumné otázce č. 10 byl pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity opět použit Mann-Whitney U Test. Tento test byl použit pro porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi skupinou boxerů a thaiboxerů, a to při pohybu do flexe se zátěží. Míra statistické významnosti byla stanovena na hodnotu 0,05. Této statistické významnosti dosáhla aktivita m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany.

Tabulka č. 45 Výsledky porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi boxery a thaiboxery při pohybu do flexe se zátěží získané Mann-Whitney U Testem

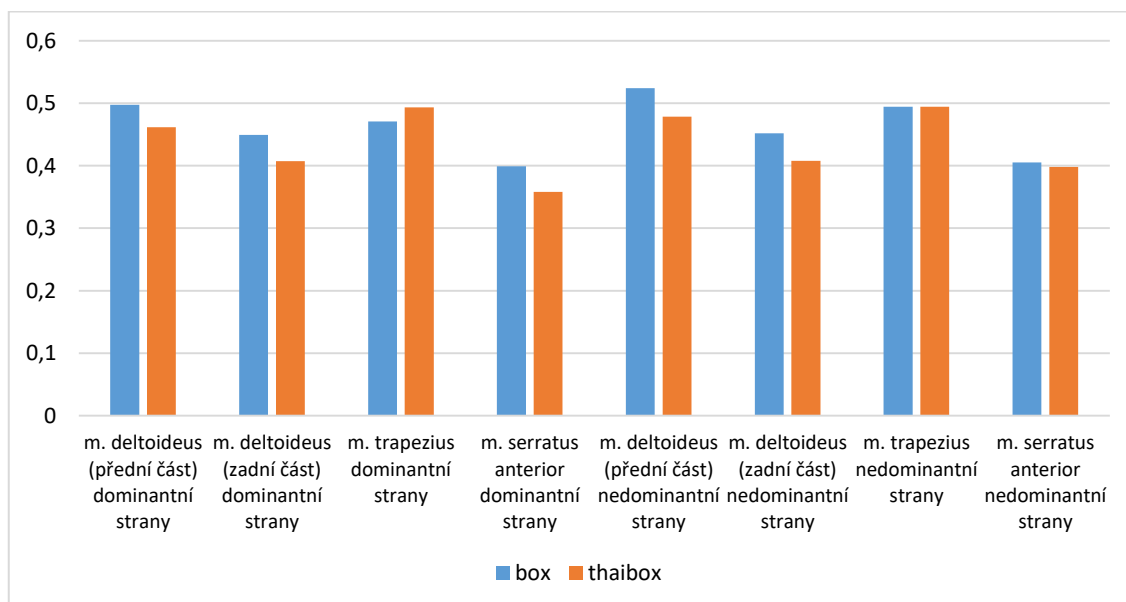
Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	81	-1,42114	0,155278
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	80	-1,46117	0,143970
m. trapezius dominantní strany	96	0,82066	0,411842
m. serratus anterior dominantní strany	108	-0,34027	0,733652
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	80	-1,46117	0,143970
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	69	-1,90152	0,057235
m. trapezius nedominantní strany	114	-0,10008	0,920281
m. serratus anterior nedominantní strany	109	-0,30024	0,763994

V tabulce č. 45 jsou uvedeny výsledky výše uvedeného testu. Hodnota U představuje testové kritérium a hodnota Z stanovuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které dosáhly statistické významnosti. Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity při flexi vykonané se zátěží u boxerů a thaiboxerů jsou uvedeny níže v Tabulce č. 46. Obrázek č. 27 představuje graf, který zobrazuje data z Tabulky č. 46. Z tabulky i grafu můžeme pozorovat, že skupina boxerů dosahovala vyšších průměrných hodnot při pohybu do flexe se zátěží, než tomu bylo u skupiny thaiboxerů, a to u všech svalů, vyjma m. trapezius dominantní strany.

Tabulka č. 46 Průměrné normalizované hodnoty svalové aktivity během pohybu do flexe se zátěží u boxerů a thaiboxerů

Proměnné	box	thaibox
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	0,497680	0,461576
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	0,449138	0,407578
m. trapezius dominantní strany	0,470945	0,493578
m. serratus anterior dominantní strany	0,399348	0,358240
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	0,524366	0,478585
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	0,452177	0,407913
m. trapezius nedominantní strany	0,494511	0,494335
m. serratus anterior nedominantní strany	0,405462	0,398110

Obrázek č. 27 Průměry normalizovaných hodnot svalové aktivity během pohybu do flexe se zátěží u boxerů a thaiboxerů



Pro zjištění timingu zapojení jednotlivých svalů během flexe vykonané se zátěží u skupiny boxerů a thaiboxerů byl použit Mann-Whitney U test. Statistické významnosti nenabyla aktivita žádného svalu.

Tabulka č. 47 Výsledky Mann-Whitney U testu pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během flexe se zátěží u skupiny boxerů a thaiboxerů

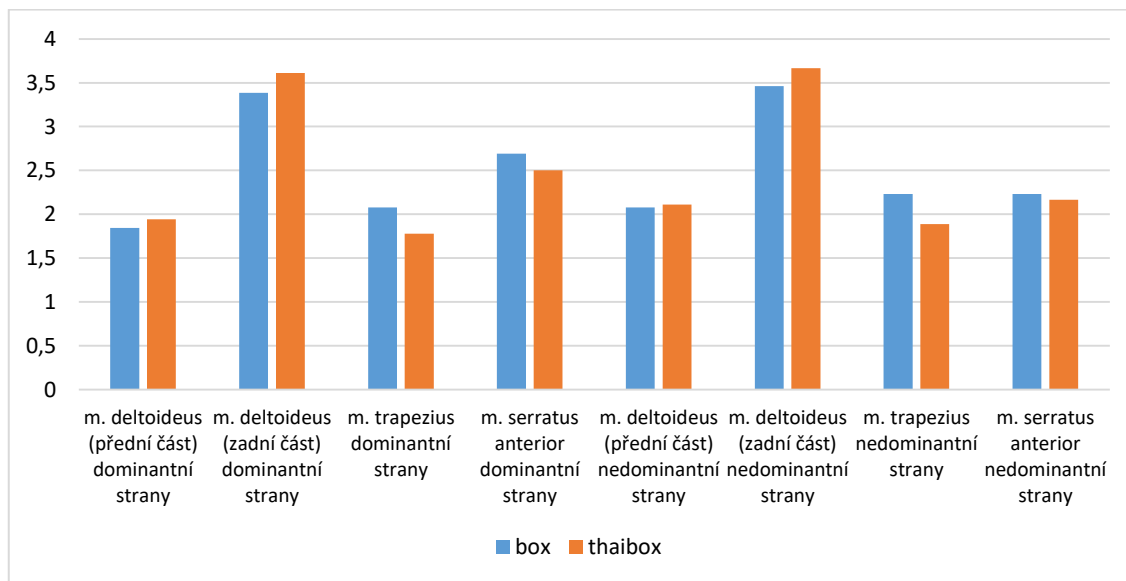
Proměnné	U	Z	p-hodnota
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	108,5	0,35118	0,725455
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	94,5	1,04175	0,297529
m. trapezius dominantní strany	106,5	-0,43503	0,663538
m. serratus anterior dominantní strany	105	-0,47701	0,633357
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	114	0,10497	0,916403
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	94,5	1,14882	0,250631
m. trapezius nedominantní strany	96	-0,86216	0,388602
m. serratus anterior nedominantní strany	116,5	0	1

Tabulka č. 47 představuje výsledky pro pořadí zapojení jednotlivých svalů během flexe vykonané se zátěží u boxerů a thaiboxerů. Hodnota U představuje testové kritérium a hodnota Z stanovuje rozdíl mezi párovými hodnotami. Průměrné hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů při flexi vykonané se zátěží u boxerů a thaiboxerů jsou uvedeny v Tabulce č. 48 a následně i graficky znázorněny na Obrázku č. 28.

Tabulka č. 48 Průměrné normalizované hodnoty timingu zapojení jednotlivých svalů během pohybu do flexe se zátěží u boxerů a thaiboxerů

Proměnné	box	thaibox
m. deltoideus (přední část) dominantní strany	1,846154	1,944444
m. deltoideus (zadní část) dominantní strany	3,384615	3,611111
m. trapezius dominantní strany	2,076923	1,777778
m. serratus anterior dominantní strany	2,692308	2,500000
m. deltoideus (přední část) nedominantní strany	2,076923	2,111111
m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany	3,461538	3,666667
m. trapezius nedominantní strany	2,230769	1,888889
m. serratus anterior nedominantní strany	2,230769	2,166667

Obrázek č. 28 Průměry normalizovaných hodnot timingu zapojení jednotlivých svalů během pohybu do flexe se zátěží u boxerů a thaiboxerů



Z výše uvedených výsledků můžeme odpovědět na výzkumnou otázku č. 10 tak, že mezi skupinou boxerů a thaiboxerů existuje statisticky významný rozdíl během flexe vykonané se zátěží. Statisticky významné normalizované hodnoty svalové aktivity byly nalezeny u m. deltoideus (zadní část) nedom. strany (Tabulka č. 45-46).

Při porovnání timingu zapojení jednotlivých svalů nenabyla aktivita žádného svalu statistické významnosti (Tabulka č. 47-48).

7.11 Výzkumná otázka č. 11:

Existují rozdíly ve svalové aktivitě u vybraných svalů mezi boxery a thaiboxery na dominantní a nedominantní horní končetině?

Abychom zjistili, mezi jakými druhy pohybu existuje u skupiny boxerů statisticky významný rozdíl v rámci pohybu do abdukce, byl pro tyto účely použit Wilcoxonův párový test. V Tabulce č. 49 jsou uvedeny přesné dvojice proměnných, včetně dosažených p-hodnot. Statistické významnosti nenabyla aktivita žádného svalu.

Tabulka č. 49 Výsledky Wilcoxonova testu pro porovnání hodnot při pohybu do abdukce u skupiny boxerů

Proměnná	Z	p-hodnota
ADELTA - SD & ADELTA - SN	1,083228	0,278708
PDELTA - SD & PDELTA - SN	0,594028	0,552494
TRAPEZ – SD & TRAPEZ – SN	1,712199	0,086861
SA – SD & SA - SN	1,664101	0,096092
ADELTA - MD & ADELTA - MN	0,943456	0,345448
PDELTA - MD & PDELTA - MN	1,109400	0,267258
TRAPEZ – MD & TRAPEZ – MN	0,803685	0,421579
SA – MD & SA - MN	1,109400	0,267258
ADELTA - ZD & ADELTA - ZN	0,554700	0,579100
PDELTA - ZD & PDELTA - ZN	1,109400	0,267258
TRAPEZ – ZD & TRAPEZ – ZN	0,314485	0,753153
SA – ZD & SA - ZN	1,664101	0,096092

Legenda: ADELTA – m. deltoideus (přední část), PDELTA – m. deltoideus (zadní část), TRAPEZ – m. trapezius, SA – m. serratus anterior, SD – pohyb spon. rychlostí dom. strany, MD – pohyb max. rychlostí dom. strany, ZD – pohyb se zátěží dom. strany, SN – pohyb spon. rychlostí nedom. strany, MN – pohyb max. rychlostí nedom. strany, ZN – pohyb se zátěží nedom. strany

Pro zjištění, mezi jakými druhy pohybu existuje u skupiny thaiboxerů statisticky významný rozdíl v rámci pohybu do abdukce, byl pro tyto účely opět použit Wilcoxonův párový test. V Tabulce č. 50 jsou uvedeny přesné dvojice proměnných, včetně dosažených p-hodnot. Statistické významnosti nabyla aktivita m. deltoideus (přední i zadní část) při pohybu maximální rychlostí.

Tabulka č. 50 Výsledky Wilcoxonova testu pro porovnání hodnot při pohybu do abdukce u skupiny thaiboxerů

Proměnná	Z	p-hodnota
ADELTA - SD & ADELTA - SN	0,500829	0,616492
PDELTA - SD & PDELTA - SN	0,500829	0,616492
TRAPEZ – SD & TRAPEZ – SN	0,235702	0,813664
SA – SD & SA - SN	0,195977	0,844629
ADELTA - MD & ADELTA - MN	2,373494	0,017621
PDELTA - MD & PDELTA - MN	3,244501	0,001177
TRAPEZ – MD & TRAPEZ – MN	0,936333	0,349103
SA – MD & SA - MN	0,457279	0,647471
ADELTA - ZD & ADELTA - ZN	0,631480	0,527727
PDELTA - ZD & PDELTA - ZN	0,239527	0,810697
TRAPEZ – ZD & TRAPEZ – ZN	1,154084	0,248466
SA – ZD & SA - ZN	1,415387	0,156956

Abychom zjistili, mezi jakými druhy pohybu existuje u skupiny boxerů statisticky významný rozdíl v rámci pohybu do flexe, byl pro tyto účely opět použit Wilcoxonův párový test. V Tabulce č. 51 jsou uvedeny přesné dvojice proměnných, včetně dosažených p-hodnot. Statistické významnosti nabyla aktivita m. deltoideus (přední část) při pohybu maximální rychlostí.

Tabulka č. 51 Výsledky Wilcoxonova testu pro porovnání hodnot při pohybu do flexe u skupiny boxerů

Proměnná	Z	p-hodnota
ADELTA - SD & ADELTA - SN	0,384371	0,700704
PDELTA - SD & PDELTA - SN	0,454257	0,649644
TRAPEZ – SD & TRAPEZ – SN	0,663914	0,506746
SA – SD & SA - SN	0,594028	0,552494
ADELTA - MD & ADELTA - MN	2,131513	0,033048
PDELTA - MD & PDELTA - MN	0,594028	0,552494
TRAPEZ – MD & TRAPEZ – MN	1,292885	0,196052
SA – MD & SA - MN	0,663914	0,506746
ADELTA - ZD & ADELTA - ZN	1,083228	0,278708
PDELTA - ZD & PDELTA - ZN	0,314485	0,753153
TRAPEZ – ZD & TRAPEZ – ZN	0,803685	0,421579
SA – ZD & SA - ZN	0,314485	0,753153

Pro zjištění, mezi jakými druhy pohybu existuje u skupiny thaiboxerů statisticky významný rozdíl v rámci pohybu do flexe, byl pro tyto účely opět použit Wilcoxonův párový test. V Tabulce č. 52 jsou uvedeny přesné dvojice proměnných, včetně dosažených p-hodnot. Statistické významnosti nenabyla aktivita žádného svalu.

Tabulka č. 52 Výsledky Wilcoxonova testu pro porovnání hodnot při pohybu do flexe u skupiny thaiboxerů

Proměnná	Z	p-hodnota
ADELTA - SD & ADELTA - SN	0,239527	0,810697
PDELTA - SD & PDELTA - SN	0,762131	0,445982
TRAPEZ – SD & TRAPEZ – SN	0,500829	0,616492
SA – SD & SA - SN	0,239527	0,810697
ADELTA - MD & ADELTA - MN	0,239527	0,810697
PDELTA - MD & PDELTA - MN	0,370178	0,711250
TRAPEZ – MD & TRAPEZ – MN	0,283077	0,777118
SA – MD & SA - MN	0,762131	0,445982
ADELTA - ZD & ADELTA - ZN	0,675031	0,499657
PDELTA - ZD & PDELTA - ZN	0,370178	0,711250
TRAPEZ – ZD & TRAPEZ – ZN	0,239527	0,810697
SA – ZD & SA - ZN	0,544379	0,586181

Abychom zjistili, mezi jakými druhy pohybu existuje u skupiny boxerů a thaiboxerů statisticky významný rozdíl v rámci pohybu do abdukce, byl pro tyto účely opět použit Wilcoxonův párový test. V Tabulce č. 53 jsou uvedeny přesné dvojice proměnných, včetně dosažených p-hodnot. Statistické významnosti nabyla aktivita m. deltoideus (přední i zadní část) při pohybu maximální rychlostí. V rámci pohybu do flexe u skupiny boxerů a thaiboxerů nenabyla žádná svalová aktivita statistické významnosti.

Tabulka č. 53 Výsledky Wilcoxonova testu pro porovnání hodnot při pohybu do abdukce u boxerů a thaiboxerů

Proměnná	Z	p-hodnota
ADELTA - SD & ADELTA - SN	0,352738	0,724285
PDELTA - SD & PDELTA - SN	0,607493	0,543524
TRAPEZ – SD & TRAPEZ – SN	0,999424	0,317590
SA – SD & SA - SN	1,195389	0,231936
ADELTA - MD & ADELTA - MN	2,371182	0,017732
PDELTA - MD & PDELTA - MN	1,920461	0,054801
TRAPEZ – MD & TRAPEZ – MN	1,175793	0,239679
SA – MD & SA - MN	0,078386	0,937521
ADELTA - ZD & ADELTA - ZN	0,744669	0,456473
PDELTA - ZD & PDELTA - ZN	0,450721	0,652191
TRAPEZ – ZD & TRAPEZ – ZN	0,783862	0,433122
SA – ZD & SA - ZN	0,529107	0,596732

Z výše uvedených výsledků můžeme odpovědět na výzkumnou otázku č. 11 tak, že mezi skupinou boxerů a thaiboxerů existuje statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní horní končetinou během pohybu do abdukce. Statisticky významné normalizované hodnoty svalové aktivity byly nalezeny u m. deltoideus (přední i zadní část) při pohybu maximální rychlostí. V rámci pohybu do flexe se u skupiny boxerů a thaiboxerů žádná statistická významnost mezi dominantní a nedominantní horní končetinou neobjevila (Tabulka č. 53).

Statistické významnosti mezi dominantní a nedominantní horní končetinou v rámci pohybu do abdukce u skupiny thaiboxerů dosáhla také aktivita m. deltoideus (přední i zadní část) při pohybu maximální rychlostí. U boxerů se žádná taková statistická významnost v rámci pohybu do abdukce neobjevila (Tabulka č. 49 a Tabulka č. 50).

Statistické významnosti mezi dominantní a nedominantní horní končetinou v rámci pohybu do flexe u skupiny boxerů dosáhla aktivita m. deltoideus (přední část) při pohybu maximální rychlostí. U thaiboxerů se žádná taková statistická významnost v rámci pohybu do flexe nepotvrdila (Tabulka č. 51 a Tabulka č. 52).

Při porovnání timingu zapojení jednotlivých svalů nenabyla aktivita žádného svalu mezi dominantní a nedominantní horní končetinou statistické významnosti.

8 Diskuze

Cílem práce bylo zhodnotit a porovnat elektromyografickou aktivitu u vybraných svalů na dominantní a nedominantní horní končetině v rámci dvou sportů (thaibox a klasický box) a rozdílnost v jejich aktivaci při flexi a abdukci v ramenním kloubu za použití spontánní a maximální rychlosti a při provedení pohybu se zátěží. V rámci měření byla hodnocena EMG aktivita m. deltoideus (přední část), m. deltoideus (zadní část), m. serratus anterior a m. trapezius (horní část). Tyto svaly byly určeny za primární svaly vykonávající flexi a abdukci v ramenním kloubu (Contemori & Biscarini, 2019; Dylevský, 2009; Heuberer et al., 2015; Kapandji, 2007; Michalíček, 2014; Neumann, 2010; Sakita, 2015). Dle Michalíčka (2014) a dalších autorů nelze v GH kloubu provést izolovaný samostatný pohyb, jelikož během kteréhokoliv pohybu v rameni současně dochází ke komplexnímu pohybu a aktivitě všech tkání a struktur ramenního pletence (Dylevský, 2009; Gross, 2005; Hamill & Knutzen, 2014; Reed, Cathers et al., 2013; Sakita, 2015).

Tvar amplitudy a její velikost určuje charakter a míru aktivity svalu. Motorické jednotky jsou při svalové kontrakci nabírány postupně či střídavě, a to v závislosti na zvyšující se nároky na provedení kontrakce. Zpočátku dochází k aktivaci malých motorických jednotek a se zvyšujícími se nároky k provedení svalové kontrakce následně dochází k náboru větších motorických jednotek, k náboru tedy dochází asynchronně, a to má za následek plynulý nárůst síly kontrakce. Se zvyšujícími se nároky na svalovou kontrakci roste zároveň i velikost dané amplitudy. Jestliže dochází k časové sumaci vzruchů, které se řítí k motorickým jednotkám, může na krátkou dobu dojít k zvýšení síly na nejvyšší možnou úroveň (Criswell, 2005; Enoka, 2008; Krobot & Kolářová, 2011; Véle, 2006).

Existuje celá řada zevních i vnitřních faktorů, které daný EMG signál mohou rušit a ovlivňovat. Za vnitřní faktor se považuje druh svalového vlákna nebo jeho poloměr. Mezi další ovlivňující faktory řadíme aktivitu sousedních svalů. Z těchto důvodů je velice zásadní dbát na správné uložení elektrod. EMG signál je ovlivňován také odlišnou elektrickou vodivostí různých tkání. Tuková tkáň má nižší elektrickou vodivost než tkáň svalová, což má negativní důsledky na velikost amplitudy (Chowdhury, 2013; De Luca, 1997; Hermens & Freriks, 1999; Krobot & Kolářová, 2011; Konrad, 2006).

V rámci našeho výzkumu byly elektrody umístěny do oblasti ramenního pletence. Udává se, že doporučená vzdálenost mezi středy elektrod je 2 cm, názory autorů se však

na tuto vzdálenost liší. Dle autorů by se však tato vzdálenost měla pro naše svaly pohybovat v rozmezí 2-4 cm (Blanc & Dimanico, 2010; Criswell, 2005; Hermens & Freriks, 1999).

Na hodnocení svalové aktivity v oblasti ramenního pletence pomocí povrchové elektromyografie proběhla celá řada studií. Cílem těchto studií bylo hodnocení svalové aktivity v rámci různých rehabilitačních cvičení, nebo specifických dynamických či izometrických úkonů (Brown et al., 2007; Contemori, Panichi & Biscarini, 2019; Hawkes et al., 2019; Heuberer et al., 2015; Illyés & Kiss, 2005; Parry et al., 2012; Reed, Cathers et al., 2013; Wattanaparakornkul et al., 2011; Wickham et al., 2010). Část těchto studií využívala k hodnocení svalové aktivity a následné normalizaci naměřených dat maximální izometrické kontrakce. Normalizace naměřených dat pomocí maximální izometrické kontrakce se přesto nejevila jako nejvíce vhodná metoda. Zásadní příčinou je totiž skutečnost, že testovaní jedinci nemusí docílit maximální možné kontrakce, a z těchto důvodů nemohou být naměřené hodnoty získané v rámci specifických úkonů zcela přesné. Normalizace naměřených dat využitím hodnoty mean amplitude a hodnoty peak se osvědčila jako vhodnější metoda v rámci dynamických pohybů (Bolgla & Uhl, 2007; Morris et al., 1998; Yang & Winter, 1984).

V rámci našeho výzkumu byly během abdukce vykonané různými způsoby (spontánní rychlostí, maximální rychlostí, abdukce se zátěží) u vzorku thaiboxerů prokázány statisticky významné normalizované hodnoty u šesti svalů (Tabulka č. 1). Během pohybu se zátěží dosahovaly statisticky významné svaly největších průměrných hodnot, což koreluje se studii autorů Illyés & Kiss, 2005 a Wattanaparakornkul et al., 2011. To však neplatí pro průměrné hodnoty PDELT dominantní i nedominantní strany, kde průměrné hodnoty pro pohyb spontánní rychlostí byly vyšší než průměrné hodnoty pro pohyb se zátěží (Brown et al., 2007). Všechny dané svaly nabyly vyšších průměrných hodnot během abdukce vykonané spontánní rychlostí ve srovnání s průměrnými hodnotami abdukce vykonané maximální rychlostí (Tabulka č. 2 a Obrázek č. 13). Nejvíce markantní rozdíl vykazoval m. deltoideus (přední část) dominantní strany během abdukce vykonané maximální rychlostí a pohybem se zátěží (Obrázek č. 13), což koreluje se studii Brown et al., 2007; Illyés & Kiss, 2005 a Hawkes et al., 2019. Při porovnání timingu zapojení jednotlivých svalů byly během pohybu do abdukce vykonané různými způsoby (spontánní rychlostí, maximální rychlostí, abdukce se zátěží) u vzorku thaiboxerů prokázány statisticky významné hodnoty u m. deltoideus (zadní část) dominantní strany a m. trapezius dominantní strany (Illyés & Kiss, 2005) (Tabulka č. 4,

Tabulka č. 6). Při pohybu do abdukce spontánní a maximální rychlostí se m. deltoideus (zadní část) dominantní strany aktivoval jako první a m. trapezius dominantní strany jako druhý, avšak během pohybu se zátěží tomu bylo přesně naopak (Tabulka č. 5).

Během abdukce vykonané různými způsoby (spontánní rychlostí, maximální rychlostí, abdukce se zátěží) u skupiny boxerů byly taktéž prokázány statisticky významné hodnoty u šesti svalů (Tabulka č. 7). Během pohybu se zátěží dosahovaly statisticky významné svaly největších průměrných hodnot, což taktéž koreluje se studii autorů Illyés & Kiss, 2005 a Wattanaprakornkul et al., 2011. To však taktéž neplatilo pro průměrné hodnoty PDELT dominantní i nedominantní strany a TRAPEZ dominantní strany, kde průměrné hodnoty pro pohyb spontánní rychlostí byly vyšší než průměrné hodnoty pro pohyb se zátěží (Brown et al., 2007). Všechny dané svaly také nabyly vyšších průměrných hodnot během abdukce vykonané spontánní rychlostí ve srovnání s průměrnými hodnotami abdukce vykonané maximální rychlostí, vyjma m. serratus anterior nedominantní strany (Tabulka č. 8 a Obrázek č. 14). Nejvíce markantní rozdíl vykazoval m. trapezius dominantní strany během abdukce vykonané spontánní rychlostí a maximální rychlostí, což opět koreluje se studií autora Hawkes et al., 2019 (Obrázek č. 14). Při porovnání timingu zapojení jednotlivých svalů byly během pohybu do abdukce vykonané různými způsoby (spontánní rychlostí, maximální rychlostí, abdukce se zátěží) u vzorku boxerů prokázány statisticky významné hodnoty u m. serratus anterior dominantní strany a m. trapezius dominantní strany (Hawkes et al., 2019) (Tabulka č. 10, Tabulka č. 12). Při abdukci spontánní rychlostí a abdukci se zátěží se m. trapezius dominantní strany aktivoval jako druhý (hned po m. deltoideus zadní část), avšak při maximální rychlosti se m. trapezius aktivoval jako první současně s m. deltoideus zadní část (Tabulka č. 11). Tento fakt poukazuje na rozdílné pořadí aktivace m. deltoideus (zadní část) a m. trapezius mezi boxery a thaiboxery. Současně to může poukazovat i na chybný stereotyp abdukce při pohybu maximální rychlostí u boxerů a abdukce se zátěží u thaiboxerů. Názory autorů se však na správný stereotyp abdukce v GH kloubu liší, a proto můžeme o jeho správnosti či nesprávnosti pouze spekulovat.

Skupina boxerů i thaiboxerů dosahovala nižších průměrných hodnot amplitudy během flexe i abdukce maximální rychlostí ve srovnání se spontánní rychlostí a pohybem se zátěží v obou směrech (Illyés & Kiss, 2005; Wattanaprakornkul et al., 2011). Během abdukce se zátěží dosahovali thaiboxeři vyšších průměrných hodnot ve srovnání s abdukci vykonanou spontánní rychlostí, zatímco během flexe se zátěží dosahovali

thaiboxeři nižších průměrných hodnot. Průměrné hodnoty amplitud u boxerů byly během pohybů do flexe i abdukce vykonané spontánní rychlostí nebo se zátěží takřka totožné (Wattanaprakornkul et al., 2011) (Tabulka č. 2, Tabulka č. 8, Tabulka č. 26, Obrázek č. 21; Tabulka č. 32, Obrázek č. 22). Poněvadž thaiboxeři využívají na rozdíl od boxerů k úderům i dolní končetiny, dal se mezi těmito sporty předpokládat jistý rozdíl. Je však zajímavé, že pro thaiboxery je ekonomičtější využívat pohybu do abdukce spontánní rychlostí (než se zátěží) a do flexe se zátěží (než spontánní rychlostí).

V rámci srovnání mezi sporty dosahovala skupina boxerů vyšších průměrných hodnot svalové aktivity během pohybu do abdukce i flexe, a to ve všech typech provedení oproti skupině thaiboxerů, pouze u flexe vykonané spontánní rychlostí dosahovala skupina thaiboxerů častěji vyšších hodnot (Tabulka č. 14, Obrázek č. 15; Tabulka č. 18, Obrázek č. 17; Tabulka č. 22, Obrázek č. 19; Tabulka č. 38, Obrázek č. 23; Tabulka č. 42, Obrázek č. 25; Tabulka č. 46). Z toho vyplývá, že pro thaiboxery je obecně pohyb do abdukce i flexe ekonomičtější, než pro skupinu boxerů, zatímco pro boxery je spíše ekonomičtější pouze pohyb do flexe spontánní rychlostí. Při porovnání timingu zapojení jednotlivých svalů nedosáhl žádný sval během pohybu do flexe ani abdukce statistické významnosti (Tabulka č. 15, Tabulka č. 19, Tabulka č. 23, Tabulka č. 39, Tabulka č. 43, Tabulka č. 47). Thaiboxeři využívají oproti boxerům své horní končetiny spíše k dynamičtějším úderům a pohybům a tyto výsledky byly tudíž předpokládáné. Flexory a abduktory ramenního kloubu bývají často používány v rámci různých úderů, především u tzv. direktu, háku, zvedáku či u úderu loktem. Jak již bylo zmíněno výše, thaiboxeři využívají na rozdíl od boxerů k úderům i dolní končetiny, a proto skupina thaiboxerů dosahovala nižších průměrných hodnot svalové aktivity a obecně je pro ně pohyb horní končetinou do abdukce i flexe ekonomičtější, než pro skupinu boxerů (*International Federation of Muaythai Associations, 2021; Thaiboxing: Czech Muaythai Federation, 2021; Green et al., 2001; Rebac, 1994; Vít et al., 2010; Link & Chou, 2011; Vences Brito et al., 2011; Harvey, 2009; International boxing association, 2021; World boxing association, 2021; Gabriel, 2016; Reguli, 2005*).

Při srovnání průměrných normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi dominantní a nedominantní horní končetinou u skupiny boxerů a thaiboxerů byly hodnoty daných svalových dvojic nahodilé, a to v rámci pohybů do flexe i abdukce a všech jejich variant provedení, tyto hodnoty tudíž neměly žádnou vypovídající hodnotu (Tabulka č. 2, Tabulka č. 8, Tabulka č. 26, Obrázek č. 21; Tabulka č. 32, Obrázek č. 22). Stranová symetrie mezi dominantní a nedominantní horní končetinou by zajistila vyšší

výkonnost bojovníka, a protože v našem výzkumném vzorku byla pravá horní končetina dominantní končetinou, byla by tato symetrie žádoucí, protože levostranní zápasníci mají zejména v bojových sportech značnou výhodu (Faurie & Raymond, 2005; Hagemann, 2009).

V rámci porovnání normalizovaných hodnot svalové aktivity mezi sporty byly nalezeny jisté statisticky významné hodnoty mezi dominantní a nedominantní horní končetinou. Mezi skupinou boxerů a thaiboxerů byly nalezeny statisticky významné normalizované hodnoty svalové aktivity u m. deltoideus (přední i zadní část) při pohybu do abdukce maximální rychlostí. V rámci pohybu do flexe se mezi skupinou boxerů a thaiboxerů žádná statistická významnost mezi dominantní a nedominantní horní končetinou neobjevila (Tabulka č. 53). Boxeři však v drtivé většině dosahovali vyšších průměrných hodnot.

Statistické významnosti mezi dominantní a nedominantní horní končetinou v rámci pohybu do abdukce u skupiny thaiboxerů dosáhla také aktivita m. deltoideus (přední i zadní část) při pohybu maximální rychlostí. U boxerů se žádná taková statistická významnost v rámci pohybu do abdukce neobjevila (Tabulka č. 49 a Tabulka č. 50).

Statistické významnosti mezi dominantní a nedominantní horní končetinou v rámci pohybu do flexe u skupiny boxerů dosáhla aktivita m. deltoideus (přední část) při pohybu maximální rychlostí. U thaiboxerů se žádná taková statistická významnost v rámci pohybu do flexe nepotvrdila (Tabulka č. 51 a Tabulka č. 52). Boxeři však v drtivé většině dosahovali vyšších průměrných hodnot. Při porovnání timingu zapojení jednotlivých svalů nenabyla aktivita žádného svalu mezi dominantní a nedominantní horní končetinou v rámci jednotlivých sportů i mezi nimi navzájem žádné statistické významnosti.

Autoři Dyson et al. (2007) ve své studii zmiňují důležitost svalů m. rectus femoris, m. gastrocnemius a m. biceps femoris při zahájení boxerského úderu. Valentino et al. (1990) sledovali svalovou aktivitu při úderu a objevili pozoruhodný nábor deltových svalů. Tento výzkum prokázal význam lineárního náboru svalů vycházejícího z nohou, postupně přes trup a ramena až do paží, který podmiňuje výslednou sílu úderu. To podporuje důležitost správného výchozího postoje s optimálně nastavenými tělesnými segmenty sportovce, aby byl úder co nejvíce účinný (Hickey, 1980). Při pokusu o razantní úder pozoroval Dyson et al. (2007) větší důraz na plantární flexi v hleznu, extenzi kolene a kyčle zahrnující aktivitu svalů m. gastrocnemius, m. rectus femoris a m. biceps femoris. Tato práce podporuje přístup, podle kterého by trenéři boxu měli postupovat pro optimální rozvoj techniky svých svěřenců (Dyson et al., 2007).

Autoři Dyson et al. (2007) se ve své studii taktéž zabývali elektromyografií svalů během úderu maximální rychlostí do dynamometrem měřeného boxovacího pytle. Při úderu maximální rychlostí byl timing sledovaných svalů takový, že nejdříve došlo k aktivaci m. deltoideus (přední část) a až o něco později k aktivaci m. trapezius (horní část), což částečně koreluje i s naší studií, konkrétně u skupiny thaiboxerů během pohybu do flexe maximální rychlostí (Tabulka č. 29).

Existuje poměrně značné množství výzkumů úrazovosti v boxu. Většina těchto studií zjistila, že ve srovnání s jinými kontaktními sporty má box nižší nebo srovnatelnou míru úrazovosti (Estwanik et al., 1984; Pappas, 2007; Welch et al., 1986; Zazryn et al., 2006). Zranění v oblasti ramene tvoří 7,1 % až 27,5 % z celkového množství zranění u boxerů (Jordan et al., 1990; Potter et al., 2011; Siewe et al., 2015; Welch et al., 1986). Většina poranění se však týká oblasti hlavy nebo rukou a zápěstí (Murphy & Sheard, 2006; Lemme et al., 2018). Jiní autoři však tvrdí, že rameno je u boxerů primárním místem poranění (Bledsoe et al., 2005; Lemme et al., 2018; Owens et al., 2007; Potter et al., 2011; Welch et al., 1986).

Naopak u thaiboxerů je poranění dolních končetin nejčastějším typem poranění. Zranění hlavy je druhý nejčastější typ a zranění trupu a horních končetin třetí nejčastější typ poranění. Poranění měkkých tkání je velice časté jak u profesionálů, tak i amatérských bojovníků. U profesionálů bývají nejčastějším typem zranění zlomeniny kostí. U amatérů a začátečníků to jsou podvrtnutí a natažení měkkých tkání (Bolach et al., 2016; Del Vecchio et al., 2018; Gartland et al., 2001; Jensen et al., 2017).

Každá jednotlivá aktivace určitého svalu během pohybu v GH kloubu podmiňuje kvalitu úderu zápasníka. Každý specifický sportovní úkon je komplexní děj, během kterého dochází k aktivaci svalstva dolních končetin, trupu, ramenního kloubu, loketního kloubu, zápěstí i prstů. Pouze profesionální zápasník zvládá přesně regulovat směr, rychlost a rotaci, kterou do úderu dává. Svalstvo, které je při tomto úkonu aktivováno, je většinou na tak vysoké kondiční i koordinační úrovni, že společně vytvářejí specifický vzorec pohybu. Není tedy překvapivé, že výzkumy porovnávající dominantní (preferenční) horní končetinu u profesionálních a amatérských sportovců potvrzují rozdílnou úroveň svalové aktivity, která je zapříčiněna lepší neuromuskulární koordinací a kontrolou právě u profesionálních sportovců (Illyés & Kiss, 2005). Zajímavý je ovšem fakt, že u sportovně nespecifických úkonů nejsou tyto interindividuální a intraindividuální rozdíly v rámci svalové aktivity tak patrné (Karagiannakis, Athanasopoulos & Mandalidis; 2018; Oleksy et al., 2018). Ovšem o námi zjištěné

stranově i sportovně asymetrické svalové aktivitě mezi boxery a thaiboxery během pohybu do flexe a abdukce můžeme jen spekulovat.

Na podkladě argumentací autorů uvedených výše, jež prováděli studie zabývající se elektromyografií svalů ramenního pletence, můžeme zvážit tyto možnosti – vliv tréninkových dávek a celkovou svalovou únavu, které však na podkladě parametru „mean amplitude“ nejdou stanovit, asymetrická svalová síla vycházející z neúměrného tréninku, rozdílná strategie dynamické stabilizace a koordinace svalů horní končetiny během pohybu či asymetrická pozice ramenního pletence. Díky nedostatečnému množství příčinných studií, které se zabývají námi podobným tématem, je potřeba dalšího zkoumání, aby mohly být naše závěry potvrzeny.

Limity našeho výzkumu, které mohly naměřené hodnoty a výsledky ovlivnit, pozorujeme v málo početném vzorku testovaných probandů (n=31). Jednou z příčin byla i nepříznivá epidemiologická situace související s onemocněním COVID-19. Další příčinou mohla být poloha umístěných elektrod na tělech probandů. I přesto, že byly snímací elektrody aplikovány stále stejným jedincem, nemuselo vždy dojít k jejich přesnému uložení, a to mohlo výsledný EMG signál ovlivnit. Dalším možným faktorem ovlivňující výsledky mohla být samotná náročnost měření a s tím spojená i možná únava testovaného. Celý proces testování a vyšetření, včetně samotného měření EMG, trval přes 1,5 hodiny, což také mohlo mít vliv na celkové nastavení probanda, včetně jeho svalového napětí.

Protože se našeho výzkumu zúčastnilo i několik probandů ženského pohlaví, mezi kterými se zvyšuje obliba v těchto bojových sportech, mohly by být vypracovány další diplomové práce a studie zabývající se obdobným tématem pro porovnání hodnot svalové aktivity mezi boxerkami a thaiboxerkami. Obdobně by mohla být uskutečněna longitudinální studie zkoumající rizika poranění horní končetiny u boxerů i thaiboxerů se scapulární dyskinezi, na která poukázal Lenetsky et al. (2015).

9 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit a porovnat elektromyografickou aktivitu u vybraných svalů na dominantní a nedominantní horní končetině v rámci dvou sportů (thaibox a klasický box) a rozdílnost v jejich aktivaci během pohybu do flexe a abdukce v ramenním kloubu za použití spontánní rychlosti, maximální rychlosti a při provedení daného pohybu se zátěží. V rámci měření byla hodnocena elektromyografická aktivita m. deltoideus (přední část), m. deltoideus (zadní část), m. serratus anterior a m. trapezius (horní část).

V rámci pohybů do abdukce i flexe a jejich různých variant provedení bylo dosaženo statisticky významných rozdílů a hodnot, stejně tak jich bylo dosaženo v rámci jednotlivých sportů i v porovnání mezi nimi navzájem.

Při porovnání různých variant provedení pohybu do abdukce bylo u thaiboxerů dosaženo statisticky významných hodnot u m. deltoideus (přední část) dominantní i nedominantní strany, m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany, m. trapezius dominantní i nedominantní strany. U skupiny boxerů nabyla statistické významnosti aktivita m. deltoideus (přední část) dominantní strany, m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany, m. trapezius dominantní i nedominantní strany a m. serratus anterior dominantní i nedominantní strany. Při porovnání mezi sporty (box a thaibox) byly nalezeny rozdílné hodnoty u m. trapezius dominantní strany, m. deltoideus (přední část) nedominantní strany a m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany. Skupina boxerů v drtivé většině dosahovala vyšších průměrných hodnot.

V rámci porovnání různých variant provedení pohybu do flexe bylo u thaiboxerů dosaženo statisticky významných hodnot u m. deltoideus (přední část) dominantní i nedominantní strany, m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany, m. trapezius dominantní i nedominantní strany a m. serratus anterior nedominantní strany. U skupiny boxerů nabyla statistické významnosti pouze aktivita m. deltoideus (přední část) dominantní i nedominantní strany a m. trapezius dominantní i nedominantní strany. Při porovnání normalizovaných hodnot mezi sporty byly nalezeny rozdílné hodnoty pouze u m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany. Skupina boxerů v drtivé většině dosahovala vyšších průměrných hodnot.

Pokud porovnáme oba sporty mezi sebou v rámci dominantní a nedominantní horní končetiny, můžeme říci, že existují statisticky významné hodnoty pouze během pohybu

do abdukce. Statisticky významné hodnoty byly nalezeny u m. deltoideus (přední i zadní část) při pohybu maximální rychlostí. Statistické významnosti mezi dominantní a nedominantní horní končetinou v rámci pohybu do abdukce u skupiny thaiboxerů dosáhla aktivita m. deltoideus (přední i zadní část při pohybu maximální rychlostí). Statistické významnosti mezi dominantní a nedominantní horní končetinou v rámci pohybu do flexe u skupiny boxerů dosáhla aktivita m. deltoideus (přední část) při pohybu maximální rychlostí. Boxeři však v drtivé většině dosahovali vyšších průměrných hodnot. Při porovnání timingu zapojení jednotlivých svalů nenabyla aktivita žádného svalu mezi dominantní a nedominantní horní končetinou statistické významnosti.

V diplomové práci došlo k zodpovězení všech daných výzkumných otázek a podařilo se zhodnotit a porovnat svalovou aktivitu v rámci všech pohybových manévrů u obou bojových skupin. Cíl diplomové práce byl tímto splněn.

10 Souhrn

Tato diplomová práce se věnovala zhodnocení a porovnávání elektromyografické aktivity u vybraných svalů na dominantní a nedominantní horní končetině v rámci dvou sportů (thaibox a klasický box) a rozdílnosti v jejich aktivaci během pohybu do flexe a abdukce v ramenním kloubu za použití spontánní rychlosti, maximální rychlosti a při provedení daného pohybu se zátěží. V rámci měření se využívalo přístroje Noraxon TeleMyo 2400T a k následnému vyhodnocení a zpracování naměřených dat došlo v programu MyoResearch XP Master.

Teoretická část diplomové práce obsahuje kineziologické prvky zabývající se anatomii glenohumerálního kloubu, jeho svalovým aparátem, pohybovými stereotypy a neuromuskulární kontrolou GH kloubu. Následná kapitola shrnuje principy povrchové elektromyografie, uložení elektrod a skutečnosti ovlivňující EMG signál. Závěr teoretické části je věnován studiím EMG během flexe a abdukce v rameni a základním aspektům boxu a thaiboxu.

V rámci měření byl výzkumný vzorek probandů rozčleněn podle sportu – na boxery (n=13) a thaiboxery (n=18). Každý testovaný jedinec se podrobil kineziologickému rozboru a dalším vyšetřením, a to pro případ možného vyřazení ze studie a pro následné stanovení dominantní (preferenční) HK. Dále byly na předem ošetřená místa probanda nalepeny povrchové elektrody, a to jak na dominantní (Flinders Handedness Survey test), tak na nedominantní horní končetinu. Povrchové elektrody byly uloženy na m. deltoideus (přední a zadní část), m. serratus anterior a m. trapezius (horní část). Následně byla snímána jejich svalová aktivita během provedení pohybu do abdukce a flexe v ramenním kloubu v sedě na taburetové židli. Oba pohyby byly vykonávány různými typy provedení – spontánní rychlostí, maximální rychlostí a v rámci pohybu se zátěží vykonával proband daný pohyb se 4 kg zátěží v ruce. Každý testovaný jedinec měl před samotným měřením tři zkušební pokusy, během kterých proběhla kontrola snímacích elektrod a technika provedení pohybu. V rámci hodnocení aktivity svalů se využívalo parametru mean amplitude, taktéž byl hodnocen i timing zapojení svalů. Pro datovou normalizaci se použil poměr mezi hodnotami amplitude mean a amplitude peak.

Cílem práce bylo zhodnotit a porovnat EMG aktivitu u vybraných svalů na dominantní a nedominantní horní končetině v rámci thaiboxu a klasického boxu a rozdílnost v jejich aktivaci při flexi a abdukci v GH kloubu za použití spontánní a maximální rychlosti a při provedení pohybu se zátěží.

Při porovnání různých variant provedení pohybu do abdukce bylo u thaiboxerů dosaženo statisticky významných hodnot u m. deltoideus (přední část) dominantní i nedominantní strany, m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany, m. trapezius dominantní i nedominantní strany. U skupiny boxerů nabyla statistické významnosti aktivita m. deltoideus (přední část) dominantní strany, m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany, m. trapezius dominantní i nedominantní strany a m. serratus anterior dominantní i nedominantní strany. Při porovnání mezi sporty (box a thaibox) byly nalezeny rozdílné hodnoty u m. trapezius dominantní strany, m. deltoideus (přední část) nedominantní strany a m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany. Skupina boxerů v drtivé většině dosahovala vyšších průměrných hodnot.

V rámci porovnání různých variant provedení pohybu do flexe bylo u thaiboxerů dosaženo statisticky významných hodnot u m. deltoideus (přední část) dominantní i nedominantní strany, m. deltoideus (zadní část) dominantní i nedominantní strany, m. trapezius dominantní i nedominantní strany a m. serratus anterior nedominantní strany. U skupiny boxerů nabyla statistické významnosti pouze aktivita m. deltoideus (přední část) dominantní i nedominantní strany a m. trapezius dominantní i nedominantní strany. Při porovnání normalizovaných hodnot mezi sporty byly nalezeny rozdílné hodnoty pouze u m. deltoideus (zadní část) nedominantní strany. Skupina boxerů v drtivé většině dosahovala vyšších průměrných hodnot.

Pokud porovnáme oba sporty mezi sebou v rámci dominantní a nedominantní horní končetiny, můžeme říci, že existují statisticky významné hodnoty pouze během pohybu do abdukce. Statisticky významné hodnoty byly nalezeny u m. deltoideus (přední i zadní část) při pohybu maximální rychlostí. Statistické významnosti mezi dominantní a nedominantní horní končetinou v rámci pohybu do abdukce u skupiny thaiboxerů dosáhla aktivita m. deltoideus (přední i zadní část) při pohybu maximální rychlostí. Statistické významnosti mezi dominantní a nedominantní horní končetinou v rámci pohybu do flexe u skupiny boxerů dosáhla aktivita m. deltoideus (přední část) při pohybu maximální rychlostí. Boxeři však v drtivé většině dosahovali vyšších průměrných hodnot.

11 Summary

This diploma thesis was devoted to the evaluation and comparison of electromyographic activity in selected muscles on dominant and non-dominant upper limb in two sports (Thai boxing and classical boxing) and differences in their activation during flexion and abduction in the shoulder using spontaneous speed, maximum speed and movement with the load. The Noraxon TeleMyo 2400T G2 instrument was used in the measurement, and the measured data was subsequently evaluated and processed in the MyoResearch XP Master program.

The theoretical part of the diploma thesis contains kinesiological elements dealing with the anatomy of the glenohumeral joint, its muscular system, movement stereotypes and neuromuscular control of the GH joint. The following chapter summarizes the principles of surface electromyography, electrode placement and facts affecting the EMG signal. The conclusion of the theoretical part is devoted to EMG studies during flexion and abduction in the shoulder and the basic aspects of boxing and Thai boxing.

As a part of the measurements, the research sample of probands was divided according to sports – boxers (n=13) and Thai boxers (n=18). Each subject underwent a kinesiological analysis and further examination in case of possible exclusion from the study and for the subsequent determination of dominant (preferential) upper limb. Furthermore, surface electrodes were placed to the pre-treated areas of proband's dominant (Flinders Handedness Survey test) and on non-dominant upper limb. The surface electrodes were placed on m. deltoideus (anterior and posterior part), m. serratus anterior and m. trapezius (upper part). Subsequently, their muscle activity was sensed during the abduction and flexion movements in the shoulder joint while sitting on a chair. Both movements were performed with different types of design - spontaneous speed, maximum speed and within the movement with the load, the proband performed the movement with a load of 4 kg in the hand. Each test subject had three attempts before the measurement, during which the electrodes were inspected and the technique performed. The „mean amplitude“ parameter was used in the evaluation of muscle activity, and the timing of muscle involvement was also evaluated. The ratio between amplitude mean and amplitude peak values was used for data normalization.

The aim of the study was to evaluate and compare EMG activity in selected muscles on dominant and non-dominant upper limbs in the group of Thai boxers and classical boxers and compare the differences in their activation during flexion and abduction

in the GH joint using spontaneous and maximum speed and when performing that movement with the load.

During the different variants of abduction movement in the group of Thaiboxers, the significant values were achieved in m. deltoideus (anterior part) on dominant side and non-dominant side, m. deltoideus (posterior part) on dominant side and non-dominant side, m. trapezius on dominant side and non-dominant side. In the group of boxers it was the activity of m. deltoideus (anterior part) on dominant side, m. deltoideus (posterior part) on dominant side and non-dominant side, m. trapezius on dominant side and non-dominant side and m. serratus anterior on dominant side and non-dominant side. Among the sports, the different values were found for m. trapezius of dominant side, m. deltoideus (anterior part) of non-dominant side and m. deltoideus (posterior part) of dominant and non-dominant side. Boxers mostly reached higher average values.

During the different variants of flexion movement in the group of Thaiboxers, the significant values were achieved in m. deltoideus (anterior part) on dominant side and non-dominant side, m. deltoideus (posterior part) on dominant side and non-dominant side, m. trapezius on dominant side and non-dominant side and m. serratus anterior of non-dominant side. In the group of boxers, it was only the activity of m. deltoideus (anterior part) of dominant side and non-dominant side and m. trapezius of dominant side and non-dominant side. Among the sports, different values were found only in the m. deltoideus (posterior part) of non-dominant side. Boxers mostly reached higher average values.

If we compare the two sports within the dominant and non-dominant upper limbs, we can say that there are statistically significant values only during the movement to abduction. The values were significant in m. deltoideus (anterior and posterior) when perform at maximum speed. In the group of Thaiboxers during abduction movement reached statistical significance m. deltoideus (anterior and posterior) when perform at maximum speed. M. deltoideus (front part) reached statistical significance in the flexion movement in the group of boxers when perform at maximum speed. Boxers mostly reached higher average values.

12 Referenční seznam

Ackland, D. C., Pak, P., Richardson, M. & Pandy, M. G. (2008). Moment arms of the muscles crossing the anatomical shoulder. *Journal of Anatomy*, 213(4); 383-390. Retrieved 23. 1. 2021 from PubMed database on the World Wide Web <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2644775/>

Barden, J. M., Balyk, R., Raso, V. J., Moreau, M., & Bagnall, K. (2005). Atypical shoulder muscle activation in multidirectional instability. *Clinical neurophysiology*, 116(8), 1846-1857.

Bartoníček, J. – Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf.

Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Baltimore: Williams and Wilkins. Links, 432-62.

Bigliani, L., Kelkar, R., Flatow, E., et al. (1996). Glenohumeral stability. *Clin Orthop*, 330, p. 13-30.

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

Bledsoe, G. H., Li, G., & Levy, F. (2005). Injury risk in professional boxing. *Southern Medical Journal*, 98(10), 994e998.

Brindle, T. J, Nitz, A. J., Uhl, T. L., Kifer, E., & Shapiro, R. (2006). Kinematic and EMG characteristics of simple shoulder movements with proprioception and visual feedback. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2006, 16(3); 236-249. Retrieved 12. 1. 2021 from ScienceDirect database on the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641105000842>

Bolach, B., Witkowski, K., Piepiora, P., Sokólski, R., & Bolach, E. (2016). Injuries and overloads in combat sports exemplified by Thai boxing and judo. *Journal of Combat Sports and Martial Arts*, 2(2), 89-96.

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

Brown, J. M. M., Wickham, J. B., McAndrew, D. J., & Huang, X. F. (2007). Muscles within muscles: Coordination of 19 muscle segments within three shoulder

muscles during isometric motor tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(1), 57-73.

Cailliet, R. (1991). *Shoulder pain* (3rd ed). Philadelphia: F. A. Davis.

Contemori, S., Panichi, R. & Biscarini, A. (2019). Effects of scapular retraction/protraction position and scapular elevation on shoulder girdle muscle activity during glenohumeral abduction. *Human Movement Science*, 2019, 64; 55-66. Retrieved 4. 1. 2021 from ScienceDirect database on the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0167945718304743?via%3DiHub>

Contemori, S. & Biscarini, A. (2019). Isolated infraspinatus atrophy secondary to suprascapular nerve neuropathy results in altered shoulder muscles activity. *Journal of Sport Rehabilitation*, 2019, 28(3); 219-228. Retrieved 5. 1. 2021 from PubMed database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29364045>

Criswell, E. (2005). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Massachusetts: Jones & Bartlett Learning.

Cyriax, J. H., Cyriax, P. J. (1992), *Cyriax's illustrated manual of orthopaedic medicine*. London: Butterworth-Heinemann.

Čápková, J. (2008). *Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“*. Ostrava: Repronis.

Čihák, R. (2011). *Anatomie 1*. Grada Avicenum

De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13(2), 135-163.

Del Vecchio, F. B., Farias, C. B., de Leon, R. C., Rocha, A. C. C. A., Galliano, L. M., & Coswig, V. S. (2018). Injuries in martial arts and combat sports: prevalence, characteristics and mechanisms. *Science & Sports*, 33(3), 158-163.

Delp, C. (2012). *Muay Thai Basics: Introductory Thai Boxing Techniques*. North Atlantic Books.

Dobeš, M., Michková, M., Vlček, J., Pospíšil, P., & Čentík, M. (2011). *Diagnostika a terapie funkčních poruch pohybového systému (manuální terapie) pro fyzioterapeuty: učební text k základnímu kurzu*. Horní Bludovice: Domiga.

Dufek, J. (2005). *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.

Dungl, P. aj. (2014). *Ortopedie*. (2. vydání) Praha: Grada.

Dvořák, R. (2003). *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého - Fakulta tělesné kultury.

Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.

Dylevský, I. (2009). *Kineziologie: Základy strukturální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Triton.

Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.

Dyson, R., Smith, M., Martin, C., & Fenn, L. (2007). **MUSCULAR RECRUITMENT DURING REAR HAND PUNCHES DELIVERED AT MAXIMAL FORCE AND SPEED BY AMATEUR BOXERS**. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*.

Dziak A., Tayara S. H. (1998). *Bolesny Bark*. Krakow: Handlowo-Uslugowa „Kasper“.

Edwards, S. (2002). *Neurological physiotherapy*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Ekstrom, R. A., Donatelli, R.A. & Soderberg, G. (2003). Surface electromyographic analysis of exercises for the trapezius and serratus anterior muscles. *Journal of Orthopaedic & Sport Physical Therapy*, 2003, 33(5); 247-258. Retrieved 26. 12. 2020 from *Journal of Orthopaedic & Sport Physical Therapy on the World Wide Web*: <https://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.2003.33.5.247>

Elkharbotly, A. (2016). Shoulder joint instability evaluation by CT arthrography and MR arthrography. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 47(3), 937-948.

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

Estwanik, J. J., Boitano, M., & Ari, N. (1984). Amateur boxing injuries at the 1981 and 1982 USA/ABF national championships. *The Physician and Sports Medicine*, 12(10), 123e128.

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

Felstead, A. J., & Ricketts, D. (2017). Biomechanics of the shoulder and elbow. *Orthopaedics and Trauma*, 31(5), 300–305. Retrieved 23. 12. 2020 from *World Wide Web*: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1877132717300799>

Flatow, E. L., Miniaci, A., Evans, P. J., Simonian, P. T., & Warren, R. F. (1998). Instability of the shoulder: Complex problems and failed repairs. Part II. Failed repairs. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 80(2), 284.

Flusserová, Š. (2008). *Senzomotorika II. – úvod, základy*. Retrieved 12. 1. 2021 from World Wide Web: <https://medicina.ronnie.cz/c-3839-senzomotorika-ii-uvod-zaklady.html>

Funk, L., Owen, J. M., & Bonner, C. (2014). Clinical assessment of posterior shoulder joint instability. *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery*, 1(2), 53-58.

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

Gartland, S., Malik, M. H. A., & Lovell, M. E. (2001). Injury and injury rates in Muay Thai kick boxing. *British Journal of Sports Medicine*, 35(5), 308-313.

Georgopoulos, A. P., Kalaska, J. F., Caminiti, R., & Massey, J. T. (1982). On the relations between the direction of two-dimensional arm movements and cell discharge in primate motor cortex. *Journal of Neuroscience*, 2(11), 1527-1537.

Giroux, B., & Lamontagne, M. (1989). Comparison between surface and intramuscular wire electrodes in isometric and dynamic conditions. *Journal of Biomechanics*, 22(10), 1015.

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

Greiner, S., Hermann, S., & Perka, C. (2010). Shoulder joint instability. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 148(2), 223-240.

Gross, J. M. aj. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.

Guidetti L, Musulin A, Baldari C. (2002). Physiological factors in middleweight boxing performance. *J Sports Med Phys Fit*. 42(3):309–14.

Guzmán-Muñoz, E., & Méndez-Rebolledo, G. (2018). Electromiografía en las ciencias de la rehabilitación. *Revista Científica Salud Uninorte*, 2018, 34(3). Retrieved 12. 1. 2021 from the World Wide Web: <http://rcientificas.uninorte.edu.co/index.php/salud/article/viewFile/10693/2144214434>

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>

Hamill, J., Knutzen, K. M. (2014). *Biomechanical basics of human movement*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott William Wilkins. 491 s.

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

Hawkes, D. H., Khaiyat, O. A., Howard, A. J., Kemp, G. J., & Frostick, S. P. (2019). Patterns of muscle coordination during dynamic glenohumeral joint elevation: An EMG study. *PloS one*, 14(2), e0211800.

Hermens, H. J., & Freriks, B. (1999). SENIAM: Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles guidelines: Recommendations for sensor locations on individual muscles. Retrieved 2. 3. 2021 from the World Wide Web: <http://seniam.org/>

Hess, S. A. (2000). Functional stability of the glenohumeral joint. *Manual therapy*, 5(2), 63-71.

Heuberer, P., Kranzl, A., Laky B., Anderl, W. & Wurnig, Ch. (2015). Electromyographic analysis: shoulder muscle activity revisited. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 2015, 135; 549-563. Retrieved 2. 3. 2021 from PubMed database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25720847>

Hickey, K. (1980). *Boxing – The amateur boxing association coaching manual*. London: Kaye and Ward.

Hoppenfeld, S. (1976). *Physical examination of the spine and extremities*. Norwalk: Appleton.

Chaabène, H., Tabben, M., Mkaouer, B., Franchini, E., Negra, Y., Hammami, M., & Hachana, Y. (2015). Amateur boxing: physical and physiological attributes. *Sports medicine*, 45(3), 337-352.

Chowdhury, R. H., Reaz, M. B., Bakar, A. A., Chellappan, K. & Chang, T. G. (2013). Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors (Basel)*, 2013, 13(9); 12431-12466. Retrieved 14. 1. 2021 from PubMed database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3821366/>

Ikemoto, R. Y., Murachovsky, J., Nascimento, L. G. P., Bueno, R. S., Almeida, L. H. O., & Kojima, C. (2017). Evaluation of surgical treatment of patients with shoulder instability. *Acta ortopedica brasileira*, 25(6), 266-269.

Illyés, Á., & Kiss, R. M. (2005). Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(3), 282-289.

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

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

Itoi, E., Arce, G., Bain, G. I., Diercks, R. L., Guttman, D., Imhoff, A. B. & Yoo, Y. S. (2016). Shoulder stiffness: current concepts and concerns. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 32(7), 1402-1414.

Jaggi, A., Alexander, S., Herbert, R., Funk, L., & Ginn, K. A. (2014). Does surgery followed by physiotherapy improve short and long term outcome for patients with atraumatic shoulder instability compared with physiotherapy alone? - protocol for a randomized controlled clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15. doi: <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2474-15-439>.

Janda, V., Poláková, Z. & Vele, F. (1966). *Funkce hybného systému: fyziologie a patofyziologie hybnosti a kinesiologie z hlediska rehabilitace*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství.

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

JANÍČEK, P. (2013). *Ortopedie*. Brno: Masarykova univerzita.

Janura, M., Míková, M., Krobot, A., & Janurová, E. (2004). Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 33-38.

Jendrichovský, M. (2013). *Neuro-muskulo-skeletální koncept diagnostiky pre fyzioterapeutov II*. 1. vyd.

Jensen, A. R., Maciel, R. C., Petrigliano, F. A., Rodriguez, J. P., & Brooks, A. G. (2017). Injuries sustained by the mixed martial arts athlete. *Sports health*, 9(1), 64-69.

Jordan, B. D., Voy, R. O., & Stone, J. S. (1990). Amateur boxing at the US Olympic training Center. *The Physician and Sports Medicine*, 18(2), 80e90.

Takei, S., Hoffman, D. S., & Strick, P. L. (1999). Muscle and movement representations in the primary motor cortex. *Science*, 285(5436), 2136-2139.

Karagiannakis, D., Athanasopoulos, S., & Mandalidis, D. (2018). Scapular muscles' activity in female volleyball players with scapular asymmetry in the resting position. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 22(3), 580-585.

Kapandji, I. A. (2002). *The Physiology of the Joints: Volume One - Upper Limb*. (5.ed.). London: Churchill Livingstone.

KAPANDJI, Adalbert Ibrahim. (2007) *The physiology of the joints*. 6th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Kibler, W. B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American Journal of sports medicine*, 1998, 26(2); 325-337. Retrieved 5. 1. 2021 from PubMed database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9548131>

Kim, S. J., Choi, C. H., Choi, Y. R., Lee, W., Jung, W. S., & Chun, Y. M. (2018). Atypical traumatic anterior shoulder instability with excessive joint laxity: recurrent shoulder subluxation without a history of dislocation. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 13(1), 80.

Kisner, C., & Colby, L. A. (2002). *Therapeutic exercise: foundations and techniques* (4th ed). Philadelphia: F. A. Davis.

Kiss, R. M., Illyés, Á., & Kiss, J. (2010). Physiotherapy vs. capsular shift and physiotherapy in multidirectional shoulder joint instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 489-501.

Kolar, P. et al. (2014). *Clinical rehabilitation*. Praha: Galén.

Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

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

Krobot, A. & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta zdravotnických věd

Kronberg, M., NÉMETH, G., & BROSTRÖM, L. A. (1990). Muscle activity and coordination in the normal shoulder: an electromyographic study. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 257, 76-85.

Lemme, N. J., Ready, L., Faria, M., DeFroda, S. F., Gil, J. A., & Owens, B. D. (2018). Epidemiology of boxing-related upper extremity injuries in the United States. *The Physician and sportsmedicine*, 46(4), 503-508.

Lenetsky, S., Brughelli, M., & Harris, N. K. (2015). Shoulder function and scapular position in boxers. *Physical Therapy in Sport*, 16(4), 355-360.

LEWIT, K. (2003) *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika, 411 s.

Lin, Y-L. & Karduna, A. (2016). Exercises focusing on rotator cuff and scapular muscles do not improve shoulder joint position sense in healthy subjects. *Journal of Human Movement Science*, 2016, 49; 248-257. Retrieved 12. 1. 2021 from PubMed database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5026609/>

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

Lugo, R., Kung, P. & Ma, B. C. (2008). Shoulder biomechanics. *European Journal of Radiology*, 2008, 68 (1); 16-24. Retrieved 26. 12. 2020 from ScienceDirect database on the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0720048X08001277?via%2Fihub>

Magee, J. D. (2002). *Orthopedic physical assessment*. Philadelphia: Saunders.

Michalíček, P.; Vacek, J. (2014). Rameno v kostce - I. část, Rehabilitace a fyzikální lékařství. *Vojenský rehabilitační ústav Slapy nad Vltavou, klinika rehabilitačního lékařství 3. LF UK a FNKV IPVZ, Praha 2014*, 21(3).

Michalíček, P., & Vacek, J. (2014). Rameno v kostce-II. část. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*, 21(4).

Michalíček, P.; Vacek, J. (2015). Rameno v kostce - III. část, Rehabilitace a fyzikální lékařství. *Vojenský rehabilitační ústav Slapy nad Vltavou, klinika rehabilitačního lékařství 3. LF UK a FNKV IPVZ, Praha, 2015*, 22(3).

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

Murphy, P., & Sheard, K. (2006). Boxing blind: unplanned processes in the development of modern boxing. *Sport in Society*, 9(4), 542e558.

Nazmi, N., Rahman, A. M., Yamamoto, S-I., Ahmad, S., Zamzuri, H. & Mazlan, S. A. (2016). A review of classification techniques of EMG signals during isotonic and isometric contractions. *Sensors (Basel)*, 2016, 16(8); 1304. Retrieved 16. 1. 2021 from PubMed database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5017469/>

Neumann, D. (2010). *Kinesiology of the Musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation* (2nd.edition). St. Louis: Mosby/Elsevier.

Neumann, D. (2015). Shoulder complex. Retrieved 5. 1. 2021 from the World Wide Web: <https://clinicalgate.com/shoulder-complex/>

Nicholls, M. E., Thomas, N. A., Loetscher, T., & Grimshaw, G. M. (2013). The Flinders Handedness survey (FLANDERS): a brief measure of skilled hand preference. *Cortex*, 49(10), 2914-2926.

Oleksy, L., Czarny, W., Bajorek, W., Krol, P., Mika, A., & Kielnar, R. (2018). The Evaluation of Shoulder Muscle Fatigue in Volleyball Players. *Journal of Novel Physiotherapies*, 08(2).

Owens, B. D., Duffey, M. L., Nelson, B. J., DeBerardino, T. M., Taylor, D. C., & Mountcastle, S. B. (2007). The incidence and characteristics of shoulder instability at the United States Military Academy. *The American journal of sports medicine*, 35(7), 1168-1173.

Pappas, E. (2007). Boxing, wrestling, and martial arts related injuries treated in emergency departments in the united states, 2002e2005. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6(CSSI e 2), 58e61.

Parry, J. S., Straub, R., & Cipriani, D. J. (2012). Shoulder-and back-muscle activation during shoulder abduction and flexion using a Bodyblade Pro versus dumbbells. *Journal of sport rehabilitation*, 21(3), 266-272.

Pavlů, D. (2003). Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody. 2. opravené vydání. Praha: Cerm.

Pavlů, D. (2004). Cvičení s Thera-Bandem se zřetelem ke konceptu dle Brüggera. Brno: Akademické nakladatelství CERM, s. r. o.

Phadke, V., Camargo P. R. & Ludewig P. M. (2009). Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 13 (1), 1–9. Retrieved 14. 11. 2011 from EBSCO database on the World Wide Web: <http://ehis.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=22&hid=23&sid=cb811747-41bc-48ba-b9b1-a6bfc6aed274%40sessionmgr11>

Poděbradský, J. - Poděbradská, R. (2009). Fyzikální terapie. Manuál a algoritmy. Praha: Grada, 200 s.

Poděbradský, J., Vařeka, I. (1998). Fyzikální terapie. Praha: Grada, 264s.

Pokorný, D., & Sosna, A. (2007). Aloplastika ramenního kloubu. Triton.

Potter, M. R., Snyder, A. J., & Smith, G. A. (2011). Boxing injuries presenting to US emergency departments, 1990e2008. *American Journal of Preventive Medicine*, 40(4), 462e467.

Pribicevic, M. (2012). The epidemiology of shoulder pain: A narrative review of the literature. In *Pain in perspective*. IntechOpen.

Přikryl, P.; Sadovský, P. (2007) *Artroskopie ramene*, Praha: Galén.

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

Reed, D., Cathers, I., Halaki, M. & Ginn, K. (2013). Does supraspinatus initiate shoulder abduction?. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2013, 23 (2); 425-429. Retrieved 23. 1. 2021 from Elsevier database on the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641112002118?via%3Dihub>

Riemann, B. & Lephart, S. (2002). The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic training*, 2002, 37(1); 71-79. Retrieved 11. 1. 2021 from PubMed database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164311/>

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

Riemann, B. & Lephart, S. (2002). The Sensorimotor System, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic training*, 2002, 37(1); 80-84. Retrieved 11. 1. 2021 from PubMed database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164312/>

Reiser, F. C., Lira, J., Bonfim, B., Santos Filho, S., et al. & Tavares, L. (2017). Electromiografía en ejercicio de apertura con mancuerna utilizando diferentes planos y superficies inestables. *Journal of Exercise Physiology Online*, 2017, 20(6); 31-40. Retrieved 27. 11. 2020 from the ResearchGate database on the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/321342593_Electromyography_of_Dumbbell_Fly_Exercise_Using_Different_Planes_and_Labile_Surfaces

Rodová, D., Mayer, M. & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, No. 4; 174-177.

Rockwood, C. A., Matsen, F. A. (2009). *The shoulder*. Philadelphia, PA: Saunders.

Rosa, J. R. P., Checchia, C. S., & Miyazaki, A. N. (2017). Traumatic anterior instability of the shoulder. *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, 52(5), 513-520.

Rychlíková, E. (2002). Funkční poruchy kloubů končetin: diagnostika a léčba. Grada.

Sadikoglu, F., Kavalcioglu, C. & Dadman, B. (2017). Electromyogram (EMG) signal detection, classification of EMG signals and diagnosis of neuropathy muscle disease. *Procedia Computer Science*, 2017, 120; 422-429. Retrieved 14. 1. 2021 from ScienceDirect database on the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877050917324717>

Sakita, K., Seeley, M., Myrer, J. W. & Hopkins, J. T. (2015). Shoulder muscle electromyography during shoulder external rotation exercises with and without slight abduction. *Journal of sport rehabilitation*, 2015, 24(2). Retrieved 26. 12. 2020 from ResearchGate database on the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/271331621_Shoulder_Muscle_Electromyography_During_Shoulder_External_Rotation_Exercises_With_and_Without_Slight_Abduction

Saunders, I. & Vijayakumar, S. (2011). The role of feed-forward and feedback processes for closed-loop prosthesis control. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2011, 8; 60. Retrieved 12. 1. 2021 from PubMed database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3227590/>

Sedláčková, M. (2008). Syndrom bolestivého ramene.

Schenkman, M. & De Cartaya, V. R. (2017). Kinesiology of the shoulder complex. Retrieved 21. 12. 2020 from the World Wide Web: <https://pdtr-global.com/useful-articles-and-links/articles/kinesiology-of-the-shoulder-complex/>

Siewe, J., Rudat, J., Zarghooni, K., Sobottke, R., Eysel, P., Herren, C. & Michael, J. (2015). Injuries in competitive boxing. A prospective study. *International journal of sports medicine*, 36(03), 249-253.

Teka, W., Hamade, K., Barnett, W., Kim, T., Markin, S., Rybak, I. & Molkov, Y. (2017). From the motor cortex to the movement and back again. *Journal PLOS One*, 2017, 12(6). Retrieved 11. 1. 2021 from PubMed database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5478113/#pone.0179288.ref022>

Thaiboxing: Czech Muaythai Federation. (2021). Retrieved March 28, 2021, from thaiboxing.cz

Trnavský, K., & Sedláčková, M. (2002). Syndrom bolestivého ramene.

Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J., (2005). Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka. Praha: Grada.

Turkel, S.J., Panio, M.W., Marshall, J.L., et al. (1981). Stabilizing mechanism preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint. *J Bone Joint Surg.*

Valentino B, Esposito LC, Fabozzo A. (1990). Electromyographic activity of a muscular group in movements specific to boxing. *J Sports Med Phys Fit.*;30(2):160–2.

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

Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton.

Véle, F. (2012). *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie: příručka pro terapeutu pracující v neurorehabilitaci*. Nakladatelství Triton.

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

Wattanaparakornkul, D., Cathers, I., Halaki, M., & Ginn, K. A. (2011). The rotator cuff muscles have a direction specific recruitment pattern during shoulder flexion and extension exercises. *Journal of science and medicine in sport*, 14(5), 376-382.

Wattanaparakornkul, D., Halaki, M., Boettcher, C., Cathers, I., & Ginn, K. A. (2011). A comprehensive analysis of muscle recruitment patterns during shoulder flexion: an electromyographic study. *Clinical anatomy*, 24(5), 619-626.

Welch, M. J., Sitler, M., & Kroeten, H. (1986). Boxing injuries from an instructional program. *The Physician and Sports Medicine*, 14(9), 81e88.

Whiting, W. C., Gregor, R. J., & Finerman, G. A. (1988). Kinematic analysis of human upper extremity movements in boxing. *The American journal of sports medicine*, 16(2), 130-136.

Wickham, J., Pizzari, T., Stansfeld, K., Burnside, A., & Watson, L. (2010). Quantifying ‘normal’ shoulder muscle activity during abduction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 212-222.

Wilk, K. E., Obma, P., Simpson, C. D., Cain, E. L., Dugas, J., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder injuries in the overhead athlete. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 39(2), 38-54.

Woodward, K. (2007). *Boxing, masculinity and identity*. Taylor & Francis.

World boxing association. (2021). Retrieved April 03, 2021, from <https://www.wbaboxing.com/>

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

Youssef, M. A., Teima, A. H., Abduo, Y. E., & Salem, L. N. (2013). Ultrasonographic and MR diagnosis of rotator cuff disorders & shoulder joint instability. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 44(4), 835-844.

Zazryn, T., Cameron, P., & McCrory, P. (2006). A prospective cohort study of injury in amateur and professional boxing. *British Journal of Sports Medicine*, 40(8), 670e674.

13 Přílohy

Příloha č. 1: Vyjádření etické komise FTK UPOL



Fakulta
tělesné kultury

Genius loci ...

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 8.4.2021 byl projekt diplomové práce

autor /hlavní řešitel/: **Bc. Filip Mráz**

s názvem: **Povrchová elektromyografie svalů horní končetiny ve zvolených pohybových manévrech u cvičenců thaiboxu a klasického boxu**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **64/2021**

dne: **3. 5. 2021**

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 17, 771 00 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 17, 771 00 Olomouc | T: +420 585 638 009
www.ftk.upol.cz

Příloha č. 2: Informovaný souhlas pro nezletilé účastníky studie

Příloha č. 2: Informovaný souhlas pro nezletilé účastníky studie

Informovaný souhlas

Povrchová elektromyografie svalů horní končetiny ve zvolených pohybových manévrech u cvičenců thairboxu a klasického boxu

Jméno probanda:

Datum narození:

Proband bude do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis zákonného zástupce probanda:

Datum:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studii:

Datum:

Příloha č. 3: Informovaný souhlas pro zletilé účastníky studie

Příloha č. 3: Informovaný souhlas pro zletilé účastníky studie

Informovaný souhlas

Povrchová elektromyografie svalů horní končetiny ve zvolených pohybových manévrech u cvičenců tlaihozu a klasického basu

Jméno a příjmení probanda:

Datum naruzení:

Proband bude do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka výzkumu:

Datum:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného výzkumem:

Datum:

Příloha č. 4: Potvrzení o překladu diplomové práce

POTRVZENÍ O PŘEKLADU ABSTRAKTU A SOUHRNU DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení studenta: Bc. Filip Mráz

Studijní obor: Fyzioterapie

Akademický rok: 2021/2022

Název diplomové práce: Povrchová elektromyografie svalů horní končetiny při flexi a abdukci v ramenním kloubu u boxerů a thaiboxerů

Jméno a příjmení překladatele: MUDr. M. El Nakhala

20. 4. 2022

Datum

Podpis

