

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

ELEKTROMYOGRAFICKÉ HODNOCENÍ SVALOVÉ AKTIVITY RAMENNÍHO
PLETENCE PŘI VYBRANÝCH STABILIZAČNÍCH CVIČENÍCH

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Denisa Petříková, fyzioterapie

Vedoucí: Mgr. Elisa Isabel Doleželová, Ph.D.

Olomouc 2019

Jméno a příjmení autora: Bc. Denisa Petříková

Název diplomové práce: Elektromyografické hodnocení svalové aktivity ramenního pletence při vybraných stabilizačních cvičeních

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí: Mgr. Elisa Isabel Doleželová, Ph.D.

Rok obhajoby: 2019

Abstrakt: Cílem této diplomové práce bylo zjistit velikost svalové aktivace ramenního pletence při vybraných stabilizačních cvičeních pomocí povrchové elektromyografie. Zaznamenávána byla aktivita celkem osmi svalů ramenního pletence a to m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis a m. latissimus dorsi. K vlastnímu měření byl použit přístroj MyoSystem 1400A firmy Noraxon. Data byla zaznamenávána programem MyoResearch XP Master Version 1.03.05. Výzkumný soubor tvořilo celkem 30 probandů, z toho 20 žen a 10 mužů ve věku od 18 do 25 let. U jednotlivých cviků byly analyzovány hodnoty průměrné amplitudy při klidové poloze (mean) a hodnoty amplitudy při korigované poloze (peak) pro každý sval. Z těch byl potom vyhodnocen poměrový ukazatel amplitudy (peak/mean), který byl statisticky srovnáván u celkem pěti dvojic stabilizačních cvičení. Pro hodnocení existence rozdílu svalové aktivace mezi jednotlivými dvojicemi cviků byl využit Wilcoxonův jednovýběrový test a Holmova korekce mnohonásobného testování hypotéz. Statisticky významný rozdíl byl prokázán v případě čtyř svalů mezi různými dvojicemi poloh: m. latissimus dorsi a m. trapezius pars transversa při srovnání poloh 2 (stoj s oporou o jednu dlaň) a 3 (stoj s oporou o jednu dlaň na overballu), m. trapezius pars transversa při srovnání poloh 2 (stoj s oporou o jednu dlaň) a 6 (sed na boku s oporou o rozvinutou dlaň) a m. serratus anterior při srovnání poloh 1 (stoj s oporou o dvě dlaně) a 4 (poloha na čtyřech).

Klíčová slova: ramenní pletenec, povrchová elektromyografie, stabilizační cvičení, izometrická kontrakce, uzavřený kinematický řetězec

Souhlasím s půjčováním závěrečné práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Denisa Petříková

Title of the master thesis: Electromyographic evaluation of shoulder girdle muscle activity during stabilization exercises

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: Mgr. Elisa Isabel Doleželová, Ph.D.

The year of presentation: 2019

Abstract: The aim of this thesis was to determine the size of muscle activation of the shoulder girdle during selected stabilization exercises using surface electromyography. The activity of eight muscles of the shoulder girdle was recorded – m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis and m. latissimus dorsi. The measurement itself was performed with the use of Noraxon MyoSystem 1400A. Data were recorded with MyoResearch XP Master Version 1.03.05. The research sample consisted of 30 subjects, 20 women and 10 men, aged 18-25 years. In the individual exercises, values of the average amplitude in rest position (mean) and values of the amplitude in corrected position (peak) were analysed for each muscle. The ratio indicator of the amplitude (peak/mean) was evaluated on the basis of these values, which was statistically compared in a total of five pairs of stabilization exercises. Wilcoxon signed rank test and Holm-Bonferroni method were used to evaluate the existence of a difference in muscle activation between the respective pairs of exercises. The statistically significant difference was found in case of four muscles between different pairs of positions: m. latissimus dorsi and m. trapezius pars transversa in positions 2 (one-palm stand) and 3 (one-palm stand over the overball), m. trapezius pars transversa in positions 2 (one-palm stand) and 6 (side position with palm support), and m. serratus anterior in positions 1 (two-palm stand) and 4 (kneeling on all fours).

Key words: shoulder girdle, surface electromyography, stabilization exercises, isometric contraction, closed kinematic chain

I agree the thesis paper to be lent within the library services.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením Mgr. Elisy Isabel Doleželové, Ph.D., uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne:

.....

Ráda bych touto cestou poděkovala Mgr. Elise Isabel Doleželové, Ph.D. za odborné vedení, trpělivost, čas a rady poskytnuté při zpracovávání této diplomové práce. Dále bych ráda poděkovala Mgr. Jakobovi Kopřivovi za pomoc při statistickém zpracování dat, Mgr. Amr Zaatarovi, Ph.D. za technickou podporu a také Radkovi Chmelíkovi za pořízení ilustračních fotografií. Dále mé poděkování patří všem ochotným účastníkům měření a také Bc. Kateřině Procházkové za pomoc při vlastní realizaci měření. V neposlední řadě bych ráda poděkovala svým nejbližším za jejich podporu a trpělivost po celou dobu studia.

Obsah

1 Úvod.....	10
2 Přehled dosavadních poznatků.....	12
2.1 Funkční anatomie ramenního pletence	12
2.2 Stabilizace glenohumerálního kloubu.....	12
2.2.1 Rotátorová manžeta	13
2.2.2 Vztah m. subscapularis a m. deltoideus	14
2.3 Skapulothorakální spojení v kontextu stabilizace.....	14
2.3.1 Laterální rotátory lopatky	15
2.3.2 Vztah m. serratus anterior a m. subscapularis	16
2.3.3 Vztah m. pectoralis major a m. latissimus dorsi	16
2.3.4 Modelové příklady stabilizace	16
2.3.5 Skapulothorakální dyskineze a stabilita.....	17
2.4 Centrální naprogramování a koordinování v kontextu stabilizace	19
2.5 Stabilizační cvičení ramenního pletence.....	21
2.5.1 Váhy jako prostředek standardizace cvičení.....	23
2.5.2 Terapie dle ontogenetických řad.....	24
2.5.3 Obsah vybraných ontogenetických modelů.....	25
2.5.3.1 Poloha na čtyřech.....	25
2.5.3.2 Poloha nízkého a vysokého šikmého sedu.....	26
2.5.4 Stabilizační techniky využívané v zahraniční literatuře	26
2.5.4.1 Periskapulární cvičení s prvky CKC.....	26
2.5.4.2 Elevačně – abdukční parametry pro řízení cvičení.....	28
2.5.5 Využití balančních a nestabilních pomůcek	29
2.5.6 Nové přístupy v rehabilitaci nestabilit ramenního pletence.....	31
2.5.6.1 Dynamická humerální centrace	31
2.5.6.2 Watsonův program.....	31
2.6 Elektromyografie	33
2.6.1 Jehlová elektromyografie.....	34
2.6.2 Povrchová elektromyografie (SEMG).....	34

3 Cíl a hypotézy	36
3.1 Hlavní cíl.....	36
3.2 Hypotézy	36
4 Metodika	38
4.1 Pilotní studie	38
4.2 Charakteristika výzkumného souboru	39
4.3 Vyšetřovací podmínky a pomůcky	40
4.4 Dotazník.....	40
4.5 Kineziologické vyšetření	41
4.6 Povrchová elektromyografie	42
4.6.1 Příprava probanda	42
4.6.2 Umístění elektrod.....	43
4.7 Průběh měření	47
4.8 Testované polohy	47
4.9 Vyhodnocování výsledků	54
4.9.1 Zpracování snímaného záznamu.....	54
4.9.2 Analýza snímaného záznamu.....	55
4.9.3 Statistické zpracování dat	55
5 Výsledky	57
5.1 Seřazení výsledků podle jednotlivých p -hodnot	57
5.2 Výsledky k hypotéze H ₀₁	59
5.3 Výsledky k hypotéze H ₀₂	62
5.4 Výsledky k hypotéze H ₀₃	65
5.5 Výsledky k hypotéze H ₀₄	68
5.6 Výsledky k hypotéze H ₀₅	71
6 Diskuze	74
6.1 Diskuze výsledků práce	74
6.2 Limitace metodické části práce.....	77
6.3 Poznámky pro praxi	79
7 Závěr	82

8 Souhrn.....	83
9 Summary.....	84
10 Referenční seznam.....	85
11 Přílohy.....	93

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AC – akromioklavikulární kloub

Ag – stříbro

AgCl – chlorid stříbrný

ACT – acral coactive therapy (akrální koaktivační terapie)

BMI – body mass index (index tělesné hmotnosti)

Cp – krční páteř

CKC – closed kinematic chain (uzavřený kinematický řetězec)

CNS – centrální nervový systém

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

DNS – dynamická neuromuskulární stabilizace

EMG – elektromyografie

FTK – fakulta tělesné kultury

FZV – fakulta zdravotnických věd

GH – glenohumerální

HK – horní končetina

HKK – horní končetiny

m. – musculus

mm. – muscoli

MUAP – motor unit action potential

MVIC – maximal voluntary isometric contraction (maximální volní izometrická kontrakce)

OKC – open kinematic chain (otevřený kinematický řetězec)

PNF – proprioceptivní neuromuskulární facilitace

polyEMG – polyelektromyografie

PP – push up plus

SIAS – spina iliaca anterior superior

SEMG – surface electromyography

SENIAM – Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

1 ÚVOD

Bolest ramenního kloubu je jedna z častých muskuloskeletálních obtíží čítající prevalenci v populaci 7-26 % (Luime et al., 2004 in Bury, West, Chamorro-Moriana, & Littlewood, 2016). Nejčastějšími poruchami způsobujícími bolest ramene jsou poruchy rotátorové manžety hlášené až v 70 % případů (Michener, Walsworth, Burnet 2004 in Bury, West, Chamorro-Moriana, & Littlewood, 2016), dále se velmi často setkáváme se subakromiálním impingementem či s nespécifickou a ničím nepodloženou bolestí. Obrovskou roli v léčbě komplexu ramenního pletence hraje právě fyzioterapie, kde včasná a terapeuticky správná intervence může ovlivnit nejen jeho samotnou funkci, ale i s ním velmi úzce související segmenty, kterými je proximálně navazující osový orgán a distálně nasedající akrální motorika.

Důležitou komponentou rehabilitace je jistě její včasnost a správná diagnostika, pro kterou je nezbytně nutná mezioborová spolupráce. Za správným vyšetřením a určením strukturálního, funkčního či kombinovaného problému má své nezanedbatelné místo diferenciální diagnostika a schopnost určení primárního problému. Obecně důležitou vlastností je, že ramenní kloub je velmi mobilní strukturou na úkor jeho stability. Ta je zajišťována hlavně dynamickými komponentami a připojením lopatky k trupu ve skapulothorakálním nepravém skloubení. To, že lopatka je na trupu jen chabě kloubně spojena s klíční kostí a její poloha je vůči osovému orgánu určena pouze svalově, zpětně hovoří o tom, jak je vlastní svalová koordinace a spolupráce důležitá pro výslednou motoriku, rozsah, sílu i rychlost ramenního kloubu a tím i celé horní končetiny. K ovlivnění postavení lopatky a jejímu zapojení při pohybech horní končetinou se mimo akutní stádium bolesti často užívá cvičení v distálně uzavřených kinematických řetězcích. To umožňuje, oproti izolovanému nácviku v řetězci otevřeném a analytickému zvyšování svalové síly, i trénink ko-kontrakčních synergií s centralizační komponentou jednotlivých kloubů. Aktivace svalů s ohledem na provázanost s opornou funkcí akra a souvisejícím zapojením hlubokého stabilizačního systému páteře, se potom výsledně odráží v mobilitě a síle horní končetiny.

V přehledu dosavadních poznatků diplomové práce jsou stručně naznačeny důležité funkční anatomické aspekty celého ramenního pletence. Další kapitoly jsou věnované vlastnímu principu stabilizace a jejímu řízení centrálním nervovým systémem. Přehled dosavadních poznatků je doplněn kapitolou věnovanou principu stabilizačních cvičení, jeho variant v literatuře a novým přístupům v oblasti nestabilit ramenního kloubu. V neposlední

řadě je součástí diplomové práce stručný popis podstaty elektromyografie i její povrchové varianty, která je prostředkem výzkumné části práce.

Cílem výzkumné části diplomové práce bylo zjistit a porovnat velikost svalové aktivace ramenního pletence při vybraných stabilizačních cvičeních v uzavřeném kinematickém řetězci. Ke standardizaci zátěže horních končetin bylo využito klasického, v rehabilitaci běžně dostupného prostředku, a to dvou terapeutických vah, jak se můžeme dočíst v metodice práce. Samotnému získávání dat předcházela pilotní studie, kdy byla prováděna zkušební měření za účelem získání parametrů využívaných při měření oficiálním. Výsledky práce jsou ve speciální kapitole diskutovány s ohledem na její limity a nedostatky a jsou doporučeny další doplňující studie v oblasti ramenního pletence, které by se mohly stát potenciálním přínosem této rozsáhlé a složité problematiky.

2 PŘEHLED DOSAVADNÍCH POZNATKŮ

2.1 Funkční anatomie ramenního pletence

Ramenní pletenec je složitá struktura tvořená z několika na sobě závislých kloubních spojeních. Podle Kapandjiho (1982) lze rozdělit ramenní pletenec na 2 skupiny: první skupinu tvoří anatomicky definované ramenní (skapulohumerální, jindy také glenohumerální - GH) skloubení, ke kterému fyziologicky náleží subdeltoideální nepravé skloubení. Jamka GH skloubení je oproti hlavici humeru neúměrně menšího rozměru, proto je potřeba mnoho pasivních i aktivních komponent k zajištění stability vlastního kloubu. Druhou skupinu tvoří komplex tří kloubů, kterým je ramenní kloub připojen k celku trupu. Patří sem jeden fyziologicky nepravý kloub, a to skapulothorakální a k němu náležící, dvě anatomicky definovatelná skloubení, akromioklavikulární a sternoklavikulární. Někdy jsou ke komplexu ramenního pletence zařazovány ještě kostovertebrální a sternokostální klouby (Michalíček & Vacek, 2014). Skapulothorakální spojení Kapandji (1982) rozčlenil na dva sektory, a to na prostor mezi lopatkou a m. serratus anterior a prostor mezi tentýž svalem a stěnou hrudníku (žebra, interkostální svaly). Z tohoto dělení vyplývá že m. serratus anterior je sval s nezanedbatelnou funkcí, jež podmiňuje svým stavem aktivitu a dynamickou rovnováhu ramenního pletence.

2.2 Stabilizace glenohumerálního kloubu

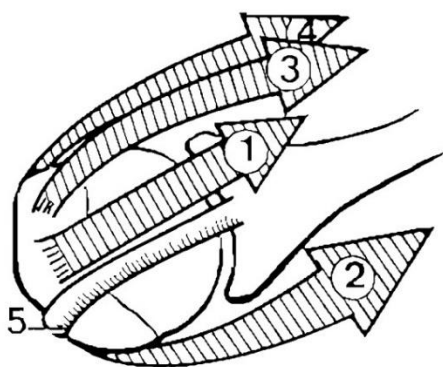
Stabilita glenohumerálního kloubu je výsledkem přítomnosti jak pasivních komponent, tak i činností dynamických stabilizátorů. Pasivní složky tvoří geometrie kostí, relativní intraartikulární tlak, kapsulo-ligamentózní prvky a glenohumerální labrum (Kapandji, 1982). Vysoká mobilita GH kloubu však vyžaduje dostatečnou kompenzační svalovou sílu rotátorové manžety, tedy dynamické komponenty. Ta zajišťuje dynamické tlakové síly, které drží hlavici humeru v konkávní (a oproti hlavici nesouměrně malé) glenoidální jamce (Hurov, 2009). Inman et al. (1994) jako první uvedl, že koaktivační síla dynamických stabilizátorů ramenního kloubu zajišťuje jeho vlastní stabilitu (Inman, Saunders, & Abbott, 1944 in Salles et al., 2015).

Funkční spojení mezi lopatkou a humerem bývá v praxi označováno jako skapulohumerální rytmus. Označuje to, v jakém poměru se vůči sobě pohybuje humerus a lopatka při pohybu do abdukce. Skapulohumerální rytmus by měl být součástí spektra základních vyšetřovacích metod ramenního pletence v klinické praxi. Pro normální funkci celé horní končetiny ramenem počínaje a rukou konče je klíčová správná stabilizační funkce

lopatky. Ta je zase nutně svázaná s koordinovanou aktivitou svalstva trupu a hlubokým stabilizačním systémem páteře.

2.2.1 Rotátorová manžeta

V tomto kontextu je nutné zmínit důležitost svalů rotátorové manžety, kterou tvoří m. infraspinatus, m. supraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis. Tyto svaly jsou krátkými depresory hlavice humeru, na kterou se upínají pod úhlem asi 45° (Mayer & Smékal, 2005). Manžeta rotátorů běží transversálně přes vlastní GH kloub a tím jako komplex „aktivních ligament“ drží hlavici humeru proti glenoidální jamce (Obrázek 1). K rotátorové manžetě bývá taktéž řazena caput longum m. biceps brachii, jež je připojena k tuberculum supraglenoidale. Caput longum m. biceps brachii natáčí hlavici humeru při své kontrakci mediálně a tím skvěle doplňuje mechanismus účinku ostatních svalů. Mezi manžetu rotátorů tedy patří jak zevní rotátory, tak jeden rotátor vnitřní. Nutností je zmínit převahu vnitřních rotátorů ramenního kloubu (m. latissimus dorsi, m. pectoralis major, m. subscapularis, m. teres major) nad zevními (m. infraspinatus, m. teres minor). Důležitými dynamickými stabilizátory jsou však také svaly, jejichž svalová vlákna běží podélně s humerem – mimo zmíněného m. biceps brachii také m. triceps brachii. Ty svou tonickou aktivitou zabraňují nadměrné inferiorní dislokaci hlavice humeru (Kapandji, 1982).



Obrázek 1. Schématické znázornění směru tahů svalů rotátorové manžety – m. supraspinatus (1), m. subscapularis (2), m. infraspinatus (3), m. teres minor (4), m. biceps femoris caput longum (5) (Kapandji, 1982, p. 34).

2.2.2 Vztah m. subscapularis a m. deltoideus

Velmi důležité je zmínění úlohy m. subscapularis, jakožto primárního depresoru humerální hlavice a jeho vztahu k m. deltoideus. Přetrénování m. deltoideus může vést ke střížným superioriorním silám způsobující snížení subakromiálního prostoru. Proti němu tedy musí stát aktivní m. subscapularis, který napomáhá centralizaci a kaudálnímu posunu hlavice humeru (Mayer & Smékal, 2005). Pokud není mezi sebou síla stabilizátorů vyrovnána, je tedy mechanika kloubů i jejich stabilita ohrožena. Proto musí být k zajištění stability trénink zaměřen k dosažení dvou hlavních aspektů – úrovně svalové síly a zároveň k rovnováze sil mezi jednotlivými svaly (Salles et al., 2015). Chybějící nebo nedostatečné tlakové síly rotátorové manžety mohou vést například k již zmíněné superioriorní dislokaci hlavice a k následnému zúžení prostoru subakromiálně (Poppen & Walker, 1976), ale mimo to také k oslabení m. supraspinatus nebo k abnormálnímu napětí v předním dolním GH vazů (Kibler, Sciascia, & Dome, 2006; Cricchio & Frazer, 2011).

2.3 Skapulothorakální spojení v kontextu stabilizace

Celý rozsah pohybů do rotací v ramenním kloubu nenáleží pouze zmíněným rotátorům ramenního pletence, ale i svalům skapulothorakálním, protože současně s rotacemi v ramenním kloubu dochází i k určité změně polohy lopatky na hrudníku. Při zevní rotaci v GH kloubu současně dochází k addukci lopatky, stávají se tedy aktivními m. trapezius pars transversa a ascendens a mm. rhomboidei. Abdukce lopatky se naopak přidává k pohybu do vnitřní rotace v ramenním kloubu, a proto se jí účastní m. serratus anterior a také m. pectoralis minor (Kapandji, 1982).

Mezi horní stabilizátory lopatky řadíme m. trapezius pars descendens, m. levator scapulae a m. serratus anterior. Dolní fixátory potom tvoří m. serratus anterior, mm. rhomboidei, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars ascendens a m. latissimus dorsi (Janda, 1982). V souvislosti s propojením segmentů trupu s lopatkou definoval Véle (2006) klíčové svalové dvojice: 1. mm. rhomboidei a m. serratus anterior, 2. m. levator scapulae a m. trapezius pars ascendens, 3. m. pectoralis minor a m. trapezius pars descendens, 4. střední a horní vlákna m. serratus anterior a m. trapezius pars transversa. Tyto svalové dvojice mají zásadní význam pro klidovou polohu lopatky a tím i ramene. Jelikož ovlivňují postavení lopatky, určují i orientaci glenoidální jamky. Vzájemný rozdíl aktivace v partnerské dvojici umožňuje jak vlastní pohyb lopatky, tak i její fixaci v určité poloze

(Véle, 2006). Zapojení svalových smyček se uplatňuje při cvičení v opoře a má návaznost na aktivaci dalších svalů proximálním i distálním směrem.

2.3.1 Laterální rotátory lopatky

Pro normální skapulohumerální rytmus je vyžadována správná funkce „upward scapula rotators“, neboli laterálních rotátorů dolního úhlu lopatky, mezi které řadíme m. trapezius pars descendens, m. trapezius pars ascendens a m. serratus anterior (Ekstrom, Bifulco, Lopau, Andersen, & Gough, 2004). Trojice těchto svalů je často předmětem mnoha studií, které se zabývají problematikou skapulothorakálního spojení (Ekstrom, Bifulco, Lopau, Andersen, & Gough, 2004; De Mey et al., 2014). Laterální rotace dolního úhlu je pohyb, kdy se glenoid naklání superiorně, stejně tak jako supero-laterální úhel lopatky. Rozsah pohybu je asi 60°, inferiorní úhel se posune až o 10-12 cm, a supero-laterální úhel o 5-6 cm. Opakem pohybu je „downward rotation“, kdy se glenoid natáčí inferiorně a inferiorní úhel lopatky se posouvá mediálně (Kapandji, 1982). Rovnováha mezi všemi částmi m. trapezius a m. serratus anterior je rovněž důležitá pro dynamickou stabilitu lopatky během pohybu paže (Hwang, Kwon, Jeon, Kim, & Weon, 2017), tzn. k optimálnímu náklonu glenoidu vůči hlavici humeru a tím k zajištění dynamické centrace ramene při pohybu. Obnova správného skapulohumerálního rytmu vyžaduje tedy cvičení k nácvičku koaktivace všech složek m. trapezius a m. serratus anterior (Ekstrom, Bifulco, Lopau, Andersen, & Gough, 2004). M. serratus anterior produkuje vedle rotace dolního úhlu laterálně také posteriorní náklon a protrakci, čímž pomáhá udržovat dostatečnou velikost subakromiálního prostoru. Posilování m. serratus anterior bývá vždy součástí cvičení ke stabilizaci ramenního kloubu, protože jeho slabost vyvolává nerovnováhu ve skapulothorakálním skloubení. Tím může vést k dysfunkci v ramenním kloubu a k poruše skapulohumerálního rytmu (Hwang, Kwon, Jeon, Kim, & Weon, 2017). Je známo, že pacienti s impigment syndromem trpí slabostí a nevhodným funkčním zapojením m. serratus anterior se současnou zvýšenou aktivací m. trapezius descendens během elevace v GH kloubu (Cricchio & Frazer, 2011). Nedostatečná aktivita m. trapezius ascendens, m. trapezius transversa a m. serratus anterior často souvisí s nadměrným užíváním m. trapezius pars descendens (Cools et al., 2007 in Cricchio & Frazer, 2011). Tyto funkce nezávisí jen na svalové síle, ale i motorické kontrole, tj. timingu svalů a schopnosti postupného náboru svalových vláken (Mendez-Rebolledo et al., 2018). U pacientů s nerovnováhou svalů určující polohu a pohyb lopatky by měla být využita selektivní aktivace slabších částí svalů se současnou minimální aktivitou hyperaktivních svalů a jejich částí. Takto zvolený postup může být důležitou součástí terapie

pro snižování inter-muskulární nerovnováhy. Zároveň by výběr konkrétních ramenních cvičení neměl být založen výlučně na absolutních hodnotách síly, ale měl by počítat s poměry svalové rovnováhy založené na elektromyografické analýze (Cools, Dewite, Lansweert et al., 2007 in Cricchio & Frazer, 2011).

2.3.2 Vztah m. serratus anterior a m. subscapularis

Již výše byla zmíněna úloha m. subscapularis jakožto primárního krátkého depresoru hlavice humeru. Tento sval zároveň tvoří významnou dvojici s m. serratus anterior. V klinické praxi můžeme pozorovat, že funkční poruchy těchto dvou svalů se navzájem podmiňují, oba jsou totiž klíčové pro dynamickou centraci ramenního pletence. Pokud je m. serratus anterior nesprávně funkčně zapojen, může docházet k anterosuperiorní translaci hlavice humeru při elevaci paže. Tím dojde ke snížení subakromiálního prostoru, který je spojen s nedostatečnou centralizační a depresorickou funkcí m. subscapularis (Mayer & Smékal, 2005).

2.3.3 Vztah m. pectoralis major a m. latissimus dorsi

Mimo depresorické funkce rotátorové manžety je nezbytné zmínit i roli depresorů dlouhých. Biomechanická studie z roku 2001 prokázala, že m. latissimus dorsi patří mezi svaly umožňující kaudální posun hlavice humeru (Halder, Zhao, O'Driscoll, Morrey, & An, 2001 in Campbell et al., 2014). Dále bylo zjištěno, že aktivace m. latissimus dorsi spolu s m. pectoralis major je zvýšena například po masivním defektu rotátorové manžety z důvodu potřeby jiné stabilizační funkce (Hawkes et al., 2012). Defekt m. supraspinatus a m. infraspinatus způsobí superiorní posun hlavice humeru, která následně vede k nutnému zvýšení aktivace m. latissimus dorsi společně m. pectoralis major. Ty dokáží zabránit nadměrné elevaci humeru, čímž je výsledně snížen akromiohumerální tlak (Oh, Jun, McGarry, & Lee, 2011). Výsledky studií naznačují, že nácvik koaktivace těchto dvou svalů může pomoci snížit tlak v subakromiálním prostoru u pacientů s impigment syndromem nebo při lézích rotátorové manžety. Selektivních kontrakcí m. latissimus dorsi a m. pectoralis major využívá například metoda dynamické humerální centrace sloužící k léčbě vícesměrných nestabilit ramenního pletence (Beaudreuil et al., 2015).

2.3.4 Modelové příklady stabilizace

Aby lopatka zvládala nápor sil, které na ni působí, musí být schopná je současně přenášet. Lopatka má minimální geometrické a anatomické omezení, protože je uložena

na hrudníku a kloubně a vazivově připojena k osovému orgánu pouze pomocí klíční kosti. Svalové propojení je však velmi rozsáhlé, protože se na ní upíná celkem 17 svalů, z nichž některé jsou považovány za „prime movers“ nebo „pivots“ skapulothorakálního skloubení (Rubin & Kibler, 2002). Vzhledem k tomu, že neexistuje geometrická základna pro přenášení sil z horní končetiny na lopatku, jeden z modelů přenosu zatížení naznačuje, že lopatka funguje jako rozbočovač struktury „tensegrity“. V tomto modelu jsou síly z horní končetiny přenášeny na axiální systém prostřednictvím měkkých tkání (Levin, 2005). Jiný, více biomechanicky zaměřený model, nabízí lopatku spíše jako prostředníka pro přenos energie. Zde není jejím hlavním úkolem poskytovat anatomickou strukturální základnu opory, ale maximalizovat celkové stupně volnosti potřebné k umístění horní končetiny v prostoru a absorbovat či přenášet energii na horní končetinu a od ní (McQuade, Borstad, & de Oliveira, 2016).

Ačkoli se v souvislosti s lopatkou běžně užívá termín „stabilita“ nebo „stabilizace“, podle autorů McQuade, Borstad, & de Oliveira (2016) se může tento pojem mnohdy jevit jako nepřesný nebo ne zcela výstižný. Vlastní nestabilitu kloubu si můžeme představit jako pohyblivost přesahující fyziologické limity bez přiměřené motorické kontroly. Tuto základní definici lze však obtížně aplikovat na skapulothorakální spojení, protože je obtížně kvantifikovatelná a zcela neobjektivní. Ve fyziologicky fungujícím neuromuskulárním systému nepřekračuje pohyblivost lopatky své fyziologické hranice. Aby bylo dosaženo dynamické stability, není možné, aby byla síla stabilizátorů lopatky mezi sebou zcela vyrovnána. Aktivace a generovaná síla nemusí být stejná u všech působících svalů. Například při vytváření rotačního momentu na lopatku směrem vzhůru nemůže být síla m. trapezius pars descendens, m. trapezius pars ascendens a m. serratus anterior vyrovnána. Tato situace by mohla být nežádoucí a paradoxně působit „nerovnováhu“. Svalové síly tedy nejsou povinně stejné, protože u svalů existují různá momentová ramena a tím i jisté vlastní mechanické výhody, které způsobují úhlovou rotaci v kloubu. Spíše je žádoucí, aby čistý moment splňoval Newtonovu podmínku dynamické rovnováhy a tím bylo v důsledku docíleno svalové koaktivace a stabilizace (McQuade, Borstad, & de Oliveira, 2016).

2.3.5 Skapulothorakální dyskinéze a stabilita

Kapandji (1982) uvádí, že přirozená poloha lopatky je taková, že spina scapulae leží v linii s processus spinosus třetího hrudního obratle a inferiorní úhel lopatky je v linii s processus spinosus sedmého nebo osmého hrudního obratle. Lopatka bývá umístěna ve vzdálenosti 5-6 cm laterálně od hrudních obratlů. Zároveň lopatka neleží čistě ve frontální

rovině, ale je od ní odkloněna zhruba o 30°, což vyplývá z tvaru hrudního koše (Kapandji, 1982). Klidová poloha lopatky je zcela závislá nejen na tvaru hrudního koše, ale i na stavu a napětí svalů, které ji obklopují. Většina literatury naznačuje, že významně přispívající k různým GH patologiím je skapulothorakální dyskineze (Cricchio & Frazer, 2011; Ludewick & Cook, 2000). Ta je definovaná jako abnormalita v klidové poloze lopatky a jejím pohybu po hrudníku (Kibler, Sciascia, Uhl, Tambay, & Cunningham, 2008), která následně ovlivňuje a současně je ovlivněna GH rytmem.

Existuje však teorie, že dyskineze lopatky není vlastním indikátorem nestability ramenního pletence a může být v určité míře v podstatě fyziologickou variabilitou. Autoři tohoto názoru přirovnávají dyskinezi k chůzi. Při chůzi je totiž mnoho jejích variant a pohybových vzorů považováno za normální stereotyp, podle jehož typických znaků a jedinečnosti lze například rozpoznat určitou osobu. Obecně je mnohem méně přijímána inter-individuální variabilita v oblasti skapulothorakálního spojení. Podobně je například přijímáno, že normální vzory chůze jsou výsledkem kombinovaných pohybů jak dolních končetin, pánve, tak i páteře. Méně už je potom zdůrazňován fakt, že pro funkci horních končetin není důležitý pouze pohyb lopatky, ale mimo něj také komplexní povaha celého systému v souvislosti s páteří (McQuade, Borstad, & de Oliveira, 2016).

Navzdory tomu studie autorů Baškurt Z., Baškurt F., Gelecek a Özkan (2011) potvrzuje, že stabilizační cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci významně pozitivně ovlivňuje skapulothorakální dyskinezi a polohocit i pohybovitost u pacientů se subakromiálním impingementem. Mimo to autoři uvádějí, že u skupiny probandů, kde navíc kromě strečinku a klasických posilovacích cvičení, byly do rehabilitace zařazeny cviky pro stabilizaci skapulothorakálního spojení v CKC, byla následně velmi výrazně ovlivněna svalová síla celého ramenního pletence (Baškurt Z., Baškurt F., Gelecek, & Özkan, 2011). Výsledky této studie můžeme jednoznačně objasnit tou skutečností, že impingement syndrom je spojen s nedostatečnou dynamickou fixací lopatky a zároveň s její nedostatečnou zevní rotací během pohybu do abdukce (Mayer & Smékal, 2005). Proto pojmy skapulothorakální dyskineze a impingement syndrom spolu nejspíše úzce souvisejí. Navzdory tomuto provedli autoři Ratcliffe, Pickering, McLean a Lewis (2014) systematický přehled 10 studií hodnotících vazbu mezi kinematikou lopatky a subakromiálním postižením. Dospěli k závěru, že ve skutečnosti neexistuje žádná ideální pozice lopatky a že odchylky pohybu lopatky nezpůsobují nebo nepodporují subakromiální impingement.

Výsledky většiny studií, které potvrzují, že skapulothorakální dyskineze je indikátorem nestability, jsou ovlivněny například experimentální skupinou, kde zařazení

sportovců ovlivňuje momentální polohu lopatky. Ta se může každý den mírně lišit s ohledem na aktuální sportovní zatížení. Podle tohoto názoru, tedy není tato teorie využitelná univerzálně v celé populaci (Ratcliffe, Pickering, McLean, & Lewis, 2014; McQuade, Borstad, & de Oliveira, 2016) a tudíž nemůžeme jednoznačně říci, že dyskinéze lopatky podmiňuje instabilitu a naopak.

2.4 Centrální naprogramování a koordinování v kontextu stabilizace

Vzhledem k tomu, že činnost dynamických komponent je zajištěna kontraktálním svalstvem, kolem-kloubní aktivita musí být koordinována a modulována neuromuskulárním systémem (Kapandji, 1982; Inman, Saunders, & Abbott, 1944 in Salles et al., 2015). Posturálně stabilizovaný, ale přitom dostatečně volný rozsah pohybu, musí být centrálně naprogramován a zároveň kontrolován neurofyziologickými principy. Platí, že pohyb musí být koordinován nejen v jeho průběhu, ale již od jeho počátku i po jeho ukončení. V tomto kontextu musí být přítomna kontrola pohybů v dostatečné dopředné i zpětné úrovni. Stabilita ramenního pletence je tedy podmíněna neustálou komunikací s centrálním nervovým systémem. Nezbytné je řízení na úrovních mícha – podkorové oblasti – kůra, které zajišťuje jak „timing“ jednotlivých pohybových segmentů v komplexním pohybu, tak i koordinaci zapojení jednotlivých svalových komponent. Mimo to musí být řízeny také ko-kontrakční synergie ve svalových smyčkách a vzájemné postavení kloubních povrchů vůči sobě nebo jednoho kloubu vzhledem k ostatním. V případě vzniku patologie dojde zhruba do šesti týdnů k automatickému přeprogramování náhradním vzorcem v oblasti podkoří. Tento vzor je většinou fylogeneticky starší a posturálně prověřený, pro celý systém tedy snadnější variantou pohybového chování (Michalíček & Vacek, 2015).

Základem pasivních a dynamických interakcí je propioceptivní signál vystávající z mechanoreceptorů kloubů, svalů a jejich šlach, vazů, fascií i kůže. Propriocepce je nezbytná pro řízení celého kontextu motoriky a tím i stability kloubů. Může být definována jako schopnost lokalizovat a rozpoznat pozici tělesného segmentu a jeho orientaci v prostoru. Propriocepce je nezbytným prostředkem pro motorickou kontrolu a udržení stability kloubů při každodenních, nejen sportovních, činnostech (Salles et al., 2011). Například při kloubní instabilitě nebo impigment syndromu dochází k poruše propioceptivního vnímání, což následně vede i k poruše neuromuskulární odpovědi (Michalíček & Vacek, 2014). V souvislosti s propiocepcí je nutné zmínit termín kloubní

polohocit a pohybcit (kinestezie), což jsou pojmy hovořící o vědomém vnímání polohy a pohybu těla a jeho segmentů. V minulosti bylo prokázáno, že nestabilita ramen je způsobena nedostatkem mechanických a senzomotorických prvků. Zlepšení propriocepce v periartikulárních svalech ramenního kloubu je potom jedním z hlavních faktorů, které mohou zvýšit funkční stabilitu ramen (Khademi Kalantari & Berenji Ardestani, 2014). Ve studiích byl zaznamenán deficit kinestezie jako faktor podmiňující nestabilitu ramen například u atletů zabývajících se rychlostní silovou disciplínou (hod dominantní horní končetinou) (Safran, Borsa, Lephart, Fu, & Warner, 2001). Naopak bylo prokázáno, že pravidelné opakující se silové cvičení horní končetiny (o stejné opakující se intenzitě) má pozitivní vliv na polohocit u sportovců (Salles et al., 2015). Navíc jiná studie prokázala, že sportovci mají vyšší kvalitu polohocitu než kontrolní skupina, z čehož vyplývá, že sportovní činnost má vliv na propriocepci GH kloubu jako takovou (Herrington, Horsley, & Rofl, 2010).

Kloubní pozice je kontrolována v relativním klidu i během pohybu ko-kontrakcí antagonistů. Koaktivační vzorce práce antagonistů se vyvíjí mezi čtvrtým a šestým týdnem posturální ontogeneze. Správně vyvážená aktivita antagonistů garantuje dobrou funkční centraci kloubů. Ta závisí na normálním vývoji CNS, kdy jeho abnormalita zapříčiní i abnormální kloubní polohu. Funkční centrace zajistí nejlepší možnou distribuci tlaku na artikulační plochy v jakékoli pozici při pohybu. Vyrovnaná funkce antagonistů je v tomto případě klíčová v roli centralizační funkce jak ramenního kloubu, tak i osového orgánu a jeho dílčích částí – kloubů, intervertebrálních disků apod. (Liebenson, 2006).

Pro plynulost pohybů a jejich ekonomizaci je důležitá intermuskulární koordinace, tedy spolupráce a souhra svalů podílejících se na určitém pohybu. Pro udržení stability při opoře o labilní podložku musí zúčastněné svaly pracovat v souhře, organizovaně se kontrahovat a uvolňovat pro udržení dané postury. Na první pohled, ale přesto zcela významově odlišným termínem, je intramuskulární koordinace. Ta je zákonem uvnitř jednoho konkrétního svalu a na jejím principu platí pravidlo „všechno nebo nic“. Intramuskulární koordinaci lze trénovat (Jebavý & Zumr, 2014).

Pro udržení stability v opoře o horní končetinu, je důležité zmínit termín statická rovnováha. Pokud je tělo v některém místě v kontaktu s podložkou, o kterou se opírá a prakticky nedochází ke změně jeho polohy a místa opory, hovoříme o statické rovnovážné schopnosti. Pro zachování stability je v tomto případě potřeba udržení těžiště ve vertikální linii, která se snižuje do oblasti opory směrem ke středu. Pro zachování stability v relativně labilní poloze je nutné koordinované zapojení svalových smyček. Pokud by například

výkonné mechanismy nestačily k zachování rovnováhy, musí zvolit CNS jinou strategii, a to dynamickou rovnovážnou schopnost. Uplatňuje se při rychlých rozsáhlých změnách polohy jejímž výsledkem může být změna místa opory v prostoru (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2005; Jebavý & Zumr, 2014).

Pro úspěšnou terapii v oblasti ramenního pletence je nutné si uvědomit provázanost stavu měkkých tkání, kloubních komponent s propiocepcí, neuromotorikou a se všemi úrovněmi řízení v jejich zpětnovazebné i dopředné signální cestě (Michalíček & Vacek, 2015).

2.5 Stabilizační cvičení ramenního pletence

Dobře nastavený rehabilitační program ramenního pletence je rozhodujícím prvkem pro brzký návrat pacienta k jeho původní úrovni funkce. U většiny poruch ramenního pletence se v rehabilitaci zaměřujeme jak na znovu získání motorické kontroly pohybů ramenního pletence, tak na zlepšení průběžné funkční centrace GH kloubu (Michalíček & Vacek, 2015). Stabilizační cvičení lopatky pozitivně ovlivňuje stabilitu samotného GH kloubu díky jeho centralizačnímu účinku (Jeon & Chon, 2018). Terapie poruch ramenního pletence může být efektivní jen pokud se současně zaměřujeme jak na funkční centraci vlastního GH kloubu, tak i na poziční funkci lopatky (Mayer & Smékal, 2005). Pokud hovoříme o tréninku funkční koaktivace pro dynamickou centraci a stabilizaci lopatky, většinou se jedná o optimalizaci nervosvalové kontroly m. serratus anterior a zároveň o nácvik translačního skluzu hlavice podporou depresorické funkce svalů rotátorové manžety a m. biceps brachii caput longum (Michalíček & Vacek, 2015).

Za účelem stabilizace ramenního pletence je v literatuře využíváno různých forem cvičení v uzavřeném i otevřeném kinematickém řetězci, jimž po většinou předchází manuální měkko-tkáňové techniky. Autoři Bastlová, Krobot, Mikova, Skoumal a Freiwald (2004) uvádí, že nervosvalová stabilizace GH kloubu je nedílnou součástí rehabilitace ramenního pletence. S touto reedukací funkční synergie pletencových, ale současně i trupových a končetinových svalů, většinou začínáme pracovat od 3. týdne v případě poúrazového stavu ramenního kloubu či po zlomeninách v oblasti proximálního humeru. Jako taková navazuje tato fáze stabilizace ramenního kloubu na předchozí, kterou je obnova skapulothorakální motoriky. Obvykle ji můžeme alespoň částečně do terapeutického plánu zařadit již po týdnu intenzivní rehabilitace lopatky. Nervosvalová stabilizace je založena na nácviku svalových synergií v distálně uzavřených kinematických řetězcích, které jsou klíčové pro následnou obnovu specifické motorické funkce ramenního kloubu (Bastlová,

Krobot, Mikova, Skoumal, & Freiwald, 2004). Uzavřený kinematický řetězec (closed chain, dále jen CKC) je takový, kde nelze změnit postavení v jednom kloubu beze změny postavení v kloubech ostatních (Vařeka, 2002). V případě izometrických kontrakcí se však tato definice setkává s určitou limitací, a to kvůli vlastnímu „pohybu“. V praxi a při běžných denních činnostech je však vymezení přesných pojmů uzavřený a otevřený řetězec obtížné. Pojmy se vzájemně prolínají v závislosti na odporu nebo například na pevnosti opory pro manipulaci s předměty, kde můžeme i v OKC pozorovat prvky uzavírání řetězce (Dvořák, 2005a). V oblasti ramenního pletence může v případě OKC punctum mobile představovat akrum, zatímco trup je punctum fixum. V CKC se v případě opory a přenesení váhy na akrum či mediální epikondyl přesouvá punctum fixum právě sem, punctum mobile je v oblasti připojení lopatky k trupu (Krobot in Dvořák, 2005a). Prvky CKC vidíme v kinezioterapeutické praxi v mnoha konceptech a jejich motorických aktivitách. Ať už jsou to techniky využívající poloh posturální ontogeneze (DNS, Bazální programy a podprogramy, ACT[®]), nebo techniky využívající opory bez lokomočního významu (PNF, senzomotorická stimulace) apod. (Dvořák, 2005b).

Ve svém širším pojetí se obnova svalových synergií realizovaná dynamickou stabilizací lopatky využívá nejen v rehabilitaci poúrazových mechanismů, ale například jako součást rehabilitace hlubokého stabilizačního systému páteře. Ve sportovní fyzioterapii ji můžeme využívat za účelem prevence zranění, ale i pro zvýšení výkonnosti u sportovců. V minulosti bylo například prokázáno, že dvanáct týdnů dlouhá terapie založená na cvičení ramenního pletence v CKC vedla k výraznému zlepšení rychlosti hodů u hráčů softballu (Prokopy et al., 2015). Navíc je prokázáno že pravidelné cvičení ramenního pletence v CKC (třikrát týdně po dobu šesti týdnů) vede k výraznému zlepšení kloubní propriocepce (Rogol, Ernst, & Perrin, 1998).

Mimo rehabilitace ramenního pletence se cvičení v CKC používá například pro terapii fraktur v oblasti distálního radia. Ve třetí fázi rehabilitace se postupně z otevřeného kinematického řetězce přechází k režimu uzavřeného řetězce. Pacienta postupně učíme přenášet zátěž na operovanou horní končetinu v opoře o podložku či o stěnu. Cvičení provádíme se současnou abdukcí a zevní rotací v ramenním kloubu. Hmotnost těla nesená skrz horní končetiny slouží k facilitaci propojení axiální motoriky a ramenního pletence s motorikou akrální (Jančíková, Opavský, & Krobot, 2016).

V CKC je velmi výhodné využití různých vzporů, a to například o stěnu nebo terapeutický stůl, ve stoje nebo vleže formou klasického kliku. Při vzporech postupně přidáváme na obtížnosti podle stavu pacienta a jeho konkrétní indikace k rehabilitaci.

Při vzporech rozlišných variant dochází k antigravitační koaktivaci pletencových, ale i trupových svalů s minimalizací aktivity horních vláken m. trapezius (Bastlová, Krobot, Mikova, Skoumal, & Freiwald, 2004). Zároveň dochází k zapojení většího množství kloubních spojení a tím pádem k podráždění většího množství proprioreceptorů, jak kloubních, tak svalových (Michalíček & Vacek, 2015).

Nezbytně nutné je zmínění role centralizovaného punctum fixum pro celý CKC. Decentrované postavení opěrného bodu při cvičení může výrazně ovlivnit svalové smyčky a může být výchozím bodem pro vznikající svalovou nerovnováhu ramenního pletence (Kolář et al., 2009). Stejně tak jako nastavení akra ovlivňuje aktivitu v okolí ramene, může mít stabilizace lopatky vliv na obratnou motoriku akra. Dynamická stabilizace lopatky totiž podmiňuje schopnost diferenciaci jemné motoriky. O efektivním pohybu celé horní končetiny potom můžeme hovořit pouze v tom případě, pokud mu předchází funkční dynamická stabilizace lopatky (Jančíková, Opavský, & Krobot, 2016).

2.5.1 Váhy jako prostředek standardizace cvičení

Váhy se často používají při rehabilitaci po operacích různých segmentů dolních i horních končetin za účelem kvantifikace postupného zatěžování. Využívá se jich například po artroskopických operacích dolních končetin ale i po aloplastikách kyčelních nebo kolenních kloubů. V případě pooperačního stavu pacienta se vždy řídíme indikací lékaře v předpisu FT. Zde bývá ošetřujícím či operujícím lékařem indikována postupná zátěž operované dolní končetiny. Pokud by měl pacient například dodržovat přenos váhy do $\frac{1}{3}$ plné zátěže, je zde plnou zátěží samostatný stoj na jedné dolní končetině, tzn. celá hmotnost probanda.

Autoři Bastlová, Krobot, Míková, Skoumal a Freiwald (2004) uvádí, že i v časných fázích rehabilitace, tj. od 3. poúrazového týdne, se v rámci terapie fraktur proximálního humeru, využívá například tlaku do vah jakožto ukazatele zatížení ramenního kloubu. Autoři doporučují v tomto případě umístit horní končetinu na váhu a pracovat s individuální maximální silou tlaku, která zpočátku nácvičku nemusí být vyšší než 6-10 kg. Druhá horní končetina může být umístěna na podložce nebo na druhé váze. Autoři navíc zdůrazňují důležitost přesně definované pozice horní končetiny vůči hrudníku kvůli zachování centrovaného postavení ramenního kloubu. Autoři dále uvádí, že celková tělesná hmotnost probanda a její procentuální díly mohou sloužit jako ukazatel velikosti tlaku do vah. Maximální velikost tlaku do vah při stabilizačních cvičeních může činit třetinu až polovinu celkové tělesné hmotnosti pacienta (Bastlová, Krobot, Mikova, Skoumal, & Freiwald, 2004).

V rámci rehabilitace fraktur proximálního radia taktéž používáme vah za účelem kontroly zátěže operované horní končetiny. Autoři uvádí, že můžeme pacienta instruovat k vyvíjení kontrolovaného konstantního tlaku do vah, který by měl být vždy nebolestivý a zároveň individuálně přizpůsobený (Jančíková, Opavský, & Krobot, 2016).

Váhy byly v minulosti využity jako nástroj, kterým byla zjišťována korelace mezi vzrůstající zátěží horních končetin a velikostí amplitudy svalové aktivace. Subjekty byly testovány v sedmi izometrických stabilizačních cvičeních, ve kterých postupně narůstaly nároky na zátěž dominantní horní končetiny sledovanou na vahách. Jak bychom mohli předpokládat, konečné výsledky studie prokazují vyšší nároky na svalovou stabilizaci narůstající s tlakem vyvíjeným horními končetinami. Nejjasnější korelace byla prokázána při aktivaci m. infraspinatus. Autoři studie tedy poukazují na klinickou využitelnost vah pro kvantifikaci zatížení horní končetiny v denní praxi (Uhl, Carver, Mattacola, Mair, & Nitz, 2003).

Váhy mohou být ve výzkumných účelech využívány také namísto izometrického dynamometru při testování svalové síly ramenního pletence. Pilotní studie z roku 2018 porovnává výsledky měření pomocí inovativní a jednoduché váhové metody a izometrického dynamometru. Autoři závěrem zmiňují možnost měření svalové síly izometrické kontrakce jednoduchou váhovou metodou, která ukazovala velmi podobné výsledky jako jinak velmi přesné měření dynamometrem. Za výhody této metody autoři považují její dostupnost, jednoduchost a snadnou reprodukovatelnost naměřených dat (Collin, Banarji, Denard, Kherad, & Lädermann, 2018).

2.5.2 Terapie dle ontogenetických řad

Jednotlivých modelů ontogenetických řad a jejich různých modifikací bylo využito při zpracovávání současně hojně využívaných terapeutických konceptů. Jsou jimi například Bazální programy a podprogramy (Čápková, 2008), Dynamická neuromuskulární stimulace (Kolář, 2009) nebo Akrální koaktivační terapie (Palaščáková Špringrová, 2011). Modelů ontogenetického vývoje se využívá u pacientů různého věkového spektra, u dětí i dospělých. V jednotlivých polohách musí být dodrženo centrované postavení kloubů, kdy jsou síly na ně působící rovnoměrně rozloženy. Tato pozice odpovídá ideálnímu statickému zatížení, jejíž odpovědí by měla být ideální svalová souhra. Dalším důležitým prvkem je využití aproximace za účelem zvýšení odpovědi posturální reakce. Zároveň je nutné dodržet centrované postavení segmentu (dlaně, mediálního epikondylu), které tvoří punctum fixum celé stabilizační souhry (Kolář et al., 2009). Decentrování postavení pouze jednoho kloubu

může mít v uzavřeném kinematickém řetězci vliv na centraci ostatních kloubů a tím na probíhající svalové ko-kontrakce (Liebenson, 2006). Využívají se různé varianty cviků podle individuálních potřeb pacienta, podle omezení rozsahu pohybu, bolesti, nízké svalové síly apod.

2.5.3 Obsah vybraných ontogenetických modelů

Ve vývoji dítěte vidíme v jeho novorozeneckém (holokinetickém) období nejdříve spíše prvky OKC. Podložka je dítětem kontaktována na řadě míst, avšak pasivně, působící tíhovou silou. Jak centrální nervový systém dozrává, dítě v rámci své spontánní motoriky postupně objevuje možnosti uzavírání řetězců. Se schopností využití opory se objevuje selektivně ovládaný tonus svalstva mezi agonisty a antagonisty. Zvládání rozlišných aktivit v CKC umožňuje postupný přesun k cílené motorice v OKC podle potřeby dítěte (Dvořák, 2005b). V průběhu posturální ontogeneze se postupně vyvíjí funkční centrace kloubních spojení způsobená vybalancovanou svalovou aktivitou. Aktivita hlubokých flexorů zad, krční páteře s vyváženou aktivitou břišních svalů se stává výchozím bodem pro oporu v centralizovaném postavení. To, že se dítě v průběhu svého vývoje začne opírat, umožní postupné zdokonalování koaktivace ventrodorsální muskulatury. Z hlediska vývoje stabilizační funkce ramenního pletence se jeví nejdůležitějším obdobím zrání posturální ontogeneze po 4. týdnu. V tomto období se začíná objevovat zapojení m. trapezius pars ascendens a m. serratus anterior. Pro stabilizační funkci ostatních svalů pletence, ale i svalů břišních a bránice je esenciální vývoj zevní rotace dolního úhlu lopatky. S ním se potom vyvíjí schopnost abdukce a zevní rotace humeru se současnou stabilizací ramenního pletence (Liebenson, 2006).

Pro praktické měření byly v rámci této diplomové práce využity dva cviky inspirované motorickými modely ontogenetického vývoje. Proto je následující text věnován jejich stručnému popisu.

2.5.3.1 Poloha na čtyřech

Okolo 7. měsíce vývoje se dítě dostává z polohy na břicho do polohy na čtyřech (Palašáková Špringrová, 2011), tento vzor je však ještě homologní. Skaličková-Kováčiková (2017) uvádí, že pomocí vzpřímení přes laterální kondyl femuru se do diferencované polohy na čtyřech dítě dostává z polohy šikmého sedu jakožto pokračování přetáčení ze zad na břicho. V tomto období je dítě ve věku asi 8. měsíců a může se pokusit o svoji první kvadrupedální formu lokomoce (Skaličková-Kováčiková, 2017).

2.5.3.2 Poloha nízkého a vysokého šikmého sedu

Do polohy nestabilního šikmého sedu se může dítě dostat ve věku 7. měsíců, a to z polohy na čtyřech dolních končetinách (Cíbochová, 2004). Pokud hovoříme o nízkém šikmém sedu, jedná se o zajištění polohy na boku. Z vlastní zajištěné polohy se potom dítě může přesunout do polohy vysokého šikmého sedu a potom zpět na čtyři dolní končetiny (Vojta, 1993 in Palašáková Špringrová, 2011). Nízký šikmý sed vzniká při otáčení ze zad na břicho zhruba v 7,5 měsících věku. Je upoutána pozornost dítěte, které se při otáčení zastaví. Při snaze dosáhnout na něco potom postupně přenáší váhu z ramene na loket. Poloha je v tomto období charakteristická oporou o mediální epikondyl humeru, předloktí na podložce je v pronaci a směřuje ventrálně. V průběhu úplného vzpřímení na mediálním epikondylu se humerus dostává vzhledem k trupu až do 90° abdukce. Spodní dolní končetina je v kontaktu s podložkou svou laterální stranou, bérce leží na podložce asi v 90° flexi. Postupem času pod vlivem motivace se dítě dostává do šikmého sedu vysokého tím, že přenesou váhu z lokte až na rozvinutou dlaň. Výsledné vzpřímení trupu i držení hlavy je potom v rovině frontální (Skaličková-Kováčiková, 2017).

2.5.4 Stabilizační techniky využívané v zahraniční literatuře

V systematické review kontrolovaných studií z roku 2016 najdeme přehled terapií využívaných v zahraničí pro léčbu dysfunkce ramenního pletence, konkrétněji zaměřenou na rotátorovou manžetu. Aktivnímu cvičení nejčastěji předcházejí mobilizační nebo manipulační techniky (GH kloub, AC kloub, Cp), dále mobilizace a masáž měkkých tkání, PNF strečink nebo diacutaneósní fibrolýza. Co se týče následného aktivního cvičení, nejčastěji bylo využíváno různých forem posilování za účelem zvýšení svalové síly (odporová cvičení nebo cviky s pomůckami, činkami, kliky), dále potom strečink, analytické zvyšování rozsahu pohybu, progresivní odporová cvičení, Codmanova kyvadlová cvičení, excentrický trénink, posturální korekce, cvičení na zlepšení motorické kontroly, trénink propriocepce, automobilizace, či dynamická humerální centrace (Page et al., 2016). Žádnou ze samostatných kategorií studií netvořilo konkrétní izometrické cvičení v CKC v opoře o horní končetinu nebo například využití poloh posturální ontogeneze.

2.5.4.1 Periskapulární cvičení s prvky CKC

S ohledem na zapojení laterálních rotátorů lopatky se v literatuře vyskytuje několik druhů cvičení, při kterých dochází k zapojení m. serratus anterior spolu s m. trapezius pars transversa a ascendens s ohledem na minimalizaci aktivace m. trapezius pars descendens.

Jedním z nich je „isometric low row“, při kterém pacient stojí před nepohyblivým povrchem (např. zdi), o který má opřené ruce. Pacient přenesse váhu na horní končetiny se současnou kaudalizací a retrakcí lopatek (Kibler, Sciascia, Dome, 2006 in Cricchio, & Frazer, 2011). Cvik je vlastně variantou izometrické opory o zeď.

V literatuře velmi rozšířeným cvikem k docílení aktivace m. serratus anterior je „push-up plus“ (často pod zkratkou PP). Při tomto cviku dochází k izometrické kontrakci svalů paže a předloktí, které musejí být stabilizovány. Jedinými pohybujícími se segmenty by měly být lopatky vůči hrudní páteři. Díky různým variantám tohoto cviku (například ve stoje s pouze částečným přenosem váhy na horní končetiny), bývá využíván v rámci různých fází rehabilitace. V průběhu „plus fáze“ je generována největší aktivace m. serratus anterior oproti jiným cvikům v CKC (Martins et al., 2008; Mendez-Rebolledo et al., 2018).

Dalším cvikem je „wall slide“, při kterém stojí pacient čelem k nepohyblivému, spíše hladkému povrchu. Loketní klouby jsou flektovány v 90° a předloktí je opřeno o zeď jeho ulnární hranou. Při cviku pacient posouvá předloktí po ulnární hraně směrem kraniálním („klouže“ po povrchu vzhůru). Výhodou tohoto cvičení shledáváme ve vysoké míře aktivace m. serratus anterior a nízké aktivaci m. trapezius pars descendens, dále také v nácviku laterální rotace lopatky, která zde při správném provedení dosahuje svého maxima (až 60°). „Wall slide“ je možné provádět jak bilaterálně, tak v unilaterální variantě v nároku, vždy s počáteční korekcí fyzioterapeuta (Hardwick, Beebe, McDonnell, & Lang, 2006).

Určitým prvkem uzavírání kinematického řetězce může být také využití posilovacích gum (např. TheraBand™). S ohledem na výhodnou koaktivaci m. serratus anterior a m. trapezius pars transversa a ascendens je doporučován například cvik „dynamic hug“ či „lawnmower“. První zmíněný se provádí ve stoje, kdy má pacient za zády provlečený TheraBand™, jehož konce drží pevně rukama. V průběhu cviku dochází k pohybu podobnému „objímání“ (z extenze a abdukce směruje pohyb do flexe a addukce v ramenních kloubech) se současným využitím odporu pomůcky (Decker, Hintermeister, Faber, & Hawkins, 1999). „Lawnmower“ se provádí taktéž s využitím pružného odporu. Posilovací guma je jedním koncem připevněna k pevnému bodu (např. přivázána), jeho druhý konec drží pacient jednou rukou. Na počátku pacient stojí relaxovaně ve flexi trupu a rotaci trupu na kontralaterální stranu, než je držena guma. V průběhu cviku se pacient napřimuje až do vertikály a táhne za gumu ve flexi v lokti se současnou retrakcí a depresí lopatky, poté se pomalu vrací do výchozí klidové polohy (Kibler, Sciascia, Dome, 2006 in Cricchio & Frazer, 2011).

2.5.4.2 Elevačně – abdukční parametry pro řízení cvičení

Při cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci je možné řídit a nastavovat úhel elevace ramenního kloubu podle potřeby zapojení jednotlivých svalů a jejich částí. Ačkoli je naším cílem vyrovnané zapojení svalů ramenního pletence se současnou funkční centrací ramenního kloubu, je možné podle potřeby volit úhel abdukce či flexe při jednotlivých cvičeních s myšlenkou maximalizování či minimalizování míry aktivace určitých svalů. Využívání elevace jako parametru vyžaduje dobré znalosti z oblasti biomechaniky ramenního pletence.

Hwang, Kwon, Jeon, Kim, & Weon (2017) uvádějí, že pro cílení maximálního možného zapojení m. serratus anterior je nutné při cvičení „push up plus“ přesně definovat a dodržovat úhel elevace humeru. Autoři předpokládali, že se zvýšením úhlu elevace se poměr aktivace m. trapezius pars descendens oproti m. serratus anterior sníží, což se při studii potvrdilo. Nejvyšší amplituda aktivace m. serratus anterior se prokázala při úhlu elevace 120°, nižší potom v 90° a ještě o něco nižší v 60°. Poměry m. trapezius pars descendens a m. pectoralis major vzhledem k m. serratus anterior byly nejvyšší v 60°. Míra zapojení m. trapezius pars descendens a m. pectoralis major se však zvyšovala se vzrůstající elevací (Hwang, Kwon, Jeon, Kim, & Weon, 2017). Ve studii Hardwick, Beebe, McDonnell, a Lang (2006) byla sledována svalová aktivita m. serratus anterior mimo jiné při „push up plus“ o zeď a „wall slide“ v celkem třech variantách cviků a to v 90°, 120° a 140° elevace v GH kloubu. Také byla prokázána korelace mezi zvýšením aktivity m. serratus anterior a velikostí elevace v GH kloubu.

Při terapii po úrazu ramenního kloubu je k zajištění jeho stability třeba docílit aktivace m. infraspinatus se současným minimalizováním aktivity m. deltoideus pars spinalis (Lee D., Lee S., & Han, 2016). V zahraniční literatuře je tento parametr doporučován zejména kvůli tomu, že v časných fázích rehabilitace nemusí být m. infraspinatus schopen překonat elevační složku m. deltoideus na hlavici humeru (Bitter et al., 2007; Lee D., Lee S., & Han, 2016). Současně se opět prokazuje závislost úhlu abdukce v ramenním kloubu na velikost zapojení jednotlivých svalů. Ve studii Lee D., Lee S., a Han (2016) vyšlo najevo, že aktivita m. deltoideus pars spinalis je při cvičení v opoře nejvyšší ve 45° abdukci v ramenním kloubu se současně udržovanou zevní rotací. Pro cílení aktivace m. infraspinatus tedy autoři doporučují použití většího abdukčního úhlu se současnou zevní rotací (Lee D., Lee S., & Han, 2016). Současně bylo prokázáno, že k vyšší aktivaci m. infraspinatus by mělo docházet v zevní rotaci ve frontální rovině (HK v abdukčním postavení) než při zevní rotaci

v rovině sagitální (Reinold et al., 2004). Zároveň je frontální rovina výhodná k eliminaci aktivace m. trapezius pars descendens a ke zvýšení míry aktivace m. trapezius pars ascendens. Pro snížení míry aktivace m. trapezius pars descendens jsou obecně výhodné pozice s eliminací vlivu gravitace a minimální mírou elevace (Cools et al., 2007).

Z daných studií vyplývá, že úhel flexe nebo abdukce humeru tedy může současně sloužit jako nástroj k řízení obtížnosti cvičení s ohledem na jednotlivé svaly. Pokud například potřebujeme docílit největší možné míry aktivace m. serratus anterior, budeme volit větší úhel elevace ramenního kloubu. Fyzioterapeut by však měl vždy sledovat i poměrnou aktivaci mezi částmi m. trapezius, protože v polohách náročnějších na antigravitační kontrolu může docházet k nechtěnému nadměrnému zapojení m. trapezius pars descendens. Pokud budeme cvičení cílit na větší zapojení m. infraspinatus a nižší míru aktivace m. deltoideus pars spinalis, budeme pracovat s cviky ve frontální rovině, s úhlem abdukce větším než 45° apod.

2.5.5 Využití balančních a nestabilních pomůcek

Velmi populárními jsou balanční pomůcky, kterými po zvládnutí základních cviků v oporách docílujeme zvýšení náročnosti. V minulosti byla napsána spousta publikací, kde se kombinují posilovací cvičení s nejrůznějšími pomůckami. Využívá se například balančních kulových úsečí, velkých i malých míčů, aquahitu (vak naplněný vodou), medicinbalů (Jebavý & Zumr, 2014).

Předpokládá se, že cvičení v CKC s využitím nestabilní podložky způsobuje větší nároky na nervosvalový systém a tím vede při správném a dlouhodobém tréninku ke zvýšení kloubní stability, propriocepce, koaktivace svalů a k jejich dokonalejší nervosvalové kontrole. Při cvičení je generována série různých vzorů pohybu v důsledku snahy o odolávání náhlých změn směrů pohybu. Dochází k větší stimulaci mechanoreceptorů a tím v důsledku ke zvýšení kloubní stabilizace (McMahon, Jobe, Pink, Brault, & Perry 1996; Khademi Kalantari & Berenji Ardestani, 2014).

Při rehabilitaci ramenního pletence využíváme nejčastěji míčů velikostí úměrných tělu pacienta. Ke cvikům na labilní podložce přecházíme po zvládnutí většího tlaku v opoře o stabilní podložku. Kombinací dvou balančních podložek můžeme navýšit facilitační efekt míry svalové aktivace (Bastlová, Krobot, Mikova, Skoumal, & Freiwald, 2004). Pokud z nějakého důvodu není možné opírat se o nestabilní podložku dominantní horní končetinou, je možné podložit jí jiný bod opory – trup, chodidla, kontralaterální horní končetinu apod.,

příčemž pokaždé dojde k jinému zapojení svalů (Khademi Kalantari & Berenji Ardestani, 2014).

V minulosti byla provedena řada výzkumů, zabývajících se mírou aktivace svalů v oporách a její změně při opoře o jednu nebo dvě balanční podložky. Změny v poměru zapojení m. serratus anterior a m. trapezius pars descendens mohou být prostředkem k indikaci různých typů opor při nejrůznějších dysbalancích ramenního pletence. Změny v poměru aktivace svalů ale mohou vést k jejich abnormálnímu zapojení, a tím například ke změnám dynamické stabilizace lopatky. Například nadměrná aktivace m. pectoralis major může způsobit anteriorní translaci GH kloubu a tím snížit jeho soudržnou sílu. Proto se v minulosti několik studií zaměřilo na účinky cvičení z hlediska možnosti koaktivace svalů s maximalizováním kontrakce m. serratus anterior v souladu s postavením ramen, umístěním rukou a typem povrchu (stabilní/nestabilní) (Hwang, Kwon, Jeon, Kim, & Weon, 2017; Kim et al., 2014). Byla sledována velikost amplitudy aktivovaného m. serratus anterior při klicích na stabilní a nestabilní podložce a na nestabilní oscilující podložce. Prokázalo se, že není významný rozdíl v aktivaci m. serratus anterior na stabilní a nestabilní podložce, maximální amplituda aktivity svalu byla však výrazněji vyšší při provádění cviku na nestabilní, a navíc oscilující podložce (Kim et al., 2014).

Z hlediska zapojení svalů při opoře o dominantní horní končetinu byl zkoumán rozdíl při opoře o dvě balanční podložky (pod každou rukou jedna) a při opoře o jednu balanční podložku (pouze pod dominantní horní končetinou). Vysoký poměr zapojení m. serratus anterior versus m. trapezius pars descendens byl nalezen při izometrickém cvičení v opoře o dvě balanční nestabilní podložky. Pro nejvyšší možné izolované zapojení m. serratus anterior autoři doporučují izometrické cvičení v opoře o jednu nestabilní podložku (Yoo & Hwang, 2010).

Cvičení v opoře o jednu horní končetinu a jeho variantu v opoře o overball doporučují autoři McMullen a Uhl (2000). Uvádí, že tohle cvičení v CKC je vhodné ke stimulaci ko-kontrakčních synergií v oblasti ramenního pletence. Autoři tuhle terapii nabízí při současném udržení „atletické postury“ (váha rovnoměrně rozložená na obou DKK v nároku, semiflexe kolenních kloubů). Avšak za účelem normalizace a možnosti srovnání dat mezi probandy musela být tato pozice v rámci diplomové práce upravena tak, aby mohla být využita univerzálně u všech probandů.

V minulosti však byla provedena řada studií, při kterých se nepotvrdilo, že zvýšení míry aktivace jednotlivých svalů koresponduje s využitím balanční podložky. Ukazuje se, že snížená stabilita opory v CKC nemusí nutně souviset s nárůstem aktivity svalů ramene.

Zdá se, že nestabilní základna opory není jediným určujícím faktorem ovlivňujícím svalovou aktivitu během CKC cvičení (Anderson & Behm, 2004; Khademi Kalantari & Berenji Ardestani, 2014). Autoři výše zmíněných studií však nevyužívali žádného prostředku k přesnému odměření zatížení horní končetiny.

Další možností zvýšení úrovně aktivace stabilizačních svalů může být využití RedCord® v terapii. Tento typ terapie byl testován na 47 zdravých probandech. Při cvicích v uzavřeném kinematickém řetězci s využitím RedCord® však došlo k signifikantnímu snížení aktivace m. serratus anterior a k nežádoucímu zvýšení aktivace m. pectoralis major. Autoři doporučují RedCord® jako vhodný nástroj výcviku stability, který by však neměl být upřednostňován a neměl by předcházet posilování na stabilní opoře (De Mey et al., 2014).

Někdy se při tréninku balance na podložkách za účelem nácviku koaktivace stabilizátorů klíčových kloubů či hlubokého stabilizačního systému páteře využívá reaktivního tréninku. Tělo musí okamžitě reagovat na externí vychýlení těžiště (Jebavý & Zumr, 2014). Rychlá změna polohy v malém rozsahu je provokována terapeutem z výchozí pozice.

2.5.6 Nové přístupy v rehabilitaci nestabilit ramenního pletence

2.5.6.1 Dynamická humerální centrace

Dynamická humerální centrace je relativně novou metodou, která se využívá v rehabilitaci ramenního pletence. Při terapii touto technikou se využívá selektivních kontrakcí depresorů hlavice humeru, m. pectoralis major a m. latissimus dorsi při současném provádění abdukce v GH skloubení. Díky využití aktivace depresorů ramenního pletence lze tedy techniku považovat za speciálně přizpůsobenou pro léčbu subakromiálního impingement syndromu, který sekundárně přispívá k degenerativnímu onemocnění svalů rotátorové manžety. Jako pozitivní účinky po šesti-týdenní intervenci autoři považují zvýšení bezbolestného rozsahu pohybu do flexe i abdukce, a to i při kontrole stavu pacientů po třech měsících od intervence (Beaudreuil et al., 2011; Beaudreuil et al., 2015).

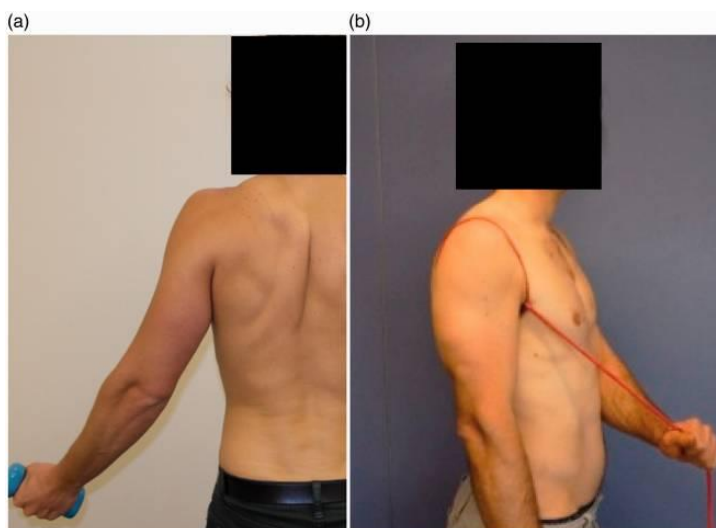
2.5.6.2 Watsonův program

Nový diagnosticko-terapeutický koncept využívaný zejména k léčbě více směrné GH instability představil kolektiv autorů Watson, Warby, Balster, Lenzen a Pizzari (2016). Koncept je založen na udržení dobré kontroly lopatky a hlavice humeru prostřednictvím šesti kroků, které nejsou striktní a vždy umožňují individuální přizpůsobení terapie jedinci. Klíčovým prvkem Watsonova programu je terapeutická manuální korekce pozice lopatky

a hlavice humeru. Pro realizaci celého konceptu se postupuje od hodnocení chyb v biomechanice pohybu ramenního pletence a zlepšení kontroly pohybu lopatky v prostoru (zejména zevní rotaci dolního úhlu), přes zlepšení kontroly GH kloubu při elevaci humeru a až k postupné progresi kvality funkčních rozsahů ramenního pletence (Watson, Warby, Balster, Lennsen, & Pizzari, 2016; Watson, Warby, Balster, Lennsen, & Pizzari, 2017).

Korekce pozice lopatky se provádí podepřením lopatky pod axilou nejčastěji při pohybu do flexe či abdukce nebo při izometrické zkoušce do zevní rotace. Nejčastější korekce lopatky u pacientů s nestabilitou probíhá do těchto směrů: zevní rotace dolního úhlu, posteriorní náklon a elevace. Při korekci hlavice humeru se používá jemný tlak zepředu dozadu a opačně na hlavici (Watson, Warby, Balster, Lennsen, & Pizzari, 2016).

Vlastní terapie zahrnuje šest kroků. První čtyři fáze jsou rozděleny na kontrolu lopatky v prostoru a následný pohyb doprovázený její neustálou korekcí. První fází je aktivní stabilizace ve výchozím nastavení lopatky a její kontrola při pohybech do 30° abdukce v GH kloubu. Postupně se přidává trénink pohybů do zevní a vnitřní rotace ve 30° abdukci se současnou kontrolou poziční funkce lopatky. Po zvládnutí pohybů s centralizovanou hlavici humeru oproti glenoidální jamce se může využít gumové pásky „scapula resistance band“ (např. TheraBand™) pro facilitaci větší svalové aktivace, posléze se využívá závaží (Obrázek 2) (Watson, Warby, Balster, Lennsen, & Pizzari, 2016).

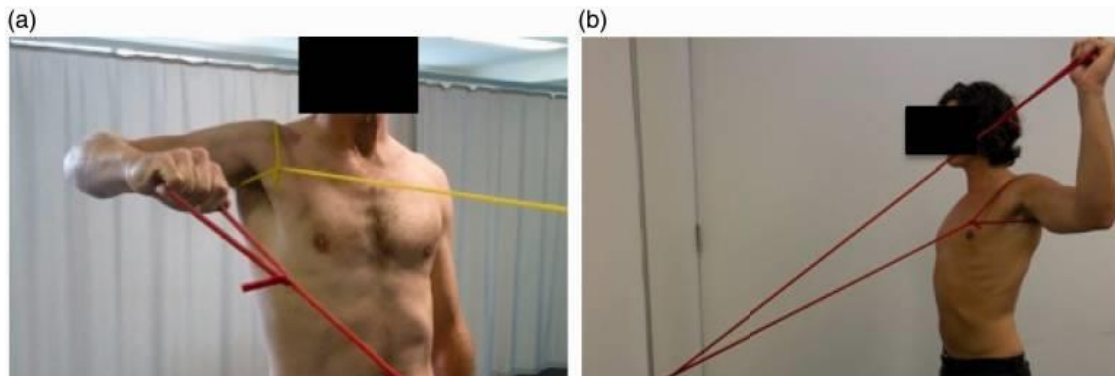


Obrázek 2. Pohyb do 30° abdukce se závažím se současnou prostorovou kontrolou pohybu lopatky (a); využití „scapula resistance band“ při tréninku výchozí polohy lopatky (b) (Watson, Warby, Balster, Lennsen, & Pizzari, 2016; p. 275).

Druhou fází je trénink posteriorních svalů pro prevenci posteriorní translace hlavice humeru (dril spinální porce m. deltoideus) a nácvik extenze ve 45° abdukci jako pokračování

kontroly lopatky ve větším rozsahu elevace (Watson, Warby, Balster, Lenssen, & Pizzari, 2016). Cílem třetí fáze je dosažení kontroly lopatky při rozsahu do 45° v GH skloubení v sagitální rovině. Opět se postupně využívá odporu TheraBandu™ nebo závaží. Ve čtvrtém stupni je terapie zaměřena na kontrolu pohybů v sagitální a frontální rovině při současně 90° elevaci (vnitřní a zevní rotace, horizontální addukce v 90° abdukci v GH kloubu) (Obrázek 3).

Pátá fáze je zaměřena na dril jednotlivých porcí m. deltoideus v různých polohách, ve variantách s využitím odporu nebo závaží. Šestá fáze je potom přizpůsobena sportovnímu zatížení daného pacienta a jeho individuálním potřebám (např. pohyb do zevní a vnitřní rotace ve 120° elevaci pro nácvik tenisového podání apod.) (Watson, Warby, Balster, Lenssen, & Pizzari, 2017).



Obrázek 3. Pohyb v horizontální rovině v 90° abdukci v GH skloubení s využitím odporu (a); pohyb v rovině rotací v 90° abdukci v GH skloubení s využitím odporu (b) (Watson, Warby, Balster, Lenssen, & Pizzari, 2017; p. 50).

Výše zmíněné metody a jejich výsledky v praxi zatím nejsou podloženy velkým množstvím studií, proto před zvýšením povědomí o nich musí dojít k dalším výzkumům potvrzujících jejich účinek.

2.6 Elektromyografie

Elektromyografie poskytuje experimentální hodnocení, jež umožňuje v klinické praxi nahlížet na obraz mechanismů neuromuskulárního řízení a aktivitu svalů. Může dávat jak informace o svalové aktivitě, tak o jejich ko-kontrakčních synergiích, sekvenci zapojování svalů či jejich únavě. Jako přístrojová metoda je hojně využívána mimo pole rehabilitace také v neurologii. Zde má své nezaměnitelné místo zejména v diagnostice svalových, nervových i nervosvalových onemocnění. Na základě odpovědi periferie na evokované

potenciály dokáže vytvořit také určitý obraz o onemocnění centrálního nervového systému (Krobot & Kolářová, 2011).

Podstatou EMG je snímání akčních potenciálů právě aktivních motorických jednotek v okolí aplikované elektrody. Od neuromuskulární ploténky se šíří depolarizace doprovázená pohybem iontů oběma směry podél svalového vlákna. V okolí svalových vláken je generováno v průběhu depolarizace elektromagnetické pole. V oblasti neuromuskulární ploténky v průběhu depolarizace sarkolemy vznikají akční potenciály šířící se bez dekrementu. Akční potenciál představuje časový průběh napětí, které je zaznamenáváno elektrodami umístěnými nad snímanými svalovými vlákny. Podstatou EMG je potom snímání zmíněných akčních potenciálů, které se šíří v průběhu kontrakce membránou svalových vláken. Velikost a množství tzv. motor unit action potential (MUAP) je sumovaná aktivita z většího množství zrovna aktivních svalových vláken charakterizující velikost a frekvenci výsledného EMG záznamu (Criswell, 2005; Krobot & Kolářová, 2011). V praxi mohou být snímány akční potenciály jednotlivých motorických jednotek (jehlová EMG) anebo akční potenciály většího množství motorických jednotek jednoho svalu (povrchová EMG) (Krobot & Kolářová, 2011).

2.6.1 Jehlová elektromyografie

Jehlová elektromyografie je invazivní formou snímání jednotlivých akčních potenciálů motorické jednotky určitého svalu. Mimo aktivity motorické jednotky během kontrakce se hodnotí také v klidu a při vlastním vpichování elektrody. Její rozsáhlé využití nalézáme zejména v neurologii v diagnostice onemocnění nervosvalového přenosu, v klinické rehabilitaci jí bývá využíváno méně. Ač může poskytovat velmi detailní obraz o svalové aktivitě, z důvodu intramuskulární aplikace není vhodná pro hodnocení dynamických pohybů. Může způsobovat bolest a tím ovlivnit i výsledky potencionálního měření (Krobot & Kolářová, 2011).

2.6.2 Povrchová elektromyografie (SEMG)

Povrchová elektromyografie z anglického „surface electromyography“ (SEMG) je relativně snadná a neinvazivní metoda sloužící ke snímání svalové aktivity a jejích dalších komponent („timing“, velikost aktivity, synergie, únava svalu apod.). Pokud je snímáno více svalů současně hovoříme o poly-elektromyografii (polyEMG). Podstatou této vyšetřovací metody je snímání bioelektrických signálů svalů, které nám mohou říct více o neurálních mechanismech kontroly pohybů (Kolářová, Marková, Stacho, & Szmeková, 2014). Tato

přístrojová technika nám dává záznam o elektrických potenciálech a tím nám umožňuje sledovat kontrakční aktivitu kosterních svalů během různých motorických situací. Určitou výhodou SEMG je funkční, tedy kineziologická analýza. S touto přístrojovou technikou můžeme analyzovat a objektivizovat pohyb jako funkci, a tedy sledovat funkční poruchy. Vedle analýzy je v současné době možné využívat jej také terapeuticky formou bio-feedback terapie (Krobot & Kolářová, 2011).

Standardně se v praxi využívá snímání bipolární, kdy každá elektroda snímá elektrický potenciál svalové aktivity s jinou fází. Potenciálový rozdíl je potom výsledkem snímaného signálu a je zároveň vlastní svalovou aktivitou (Kolářová, Marková, Stacho, & Szemeková, 2014).

Snímaný signál může být ovlivněn řadou vnitřních i vnějších faktorů. Mezi vnitřní faktory patří vlastnosti aktivních svalových vláken, jejich počet, umístění vzhledem ke snímající elektrodě a vzdálenosti od ní (kůže, podkoží, fascie, sval). V průběhu dynamického pohybu také dochází ke změně polohy elektrody vůči svaly. Dále může být signál zkreslen svalovou aktivitou okolních svalů, které se podílí na realizaci daného pohybu. Ke znečištění záznamu také může dojít signálem naměřeným z okolních elektricky aktivních tkání (srdeční činnost). Mezi vnější faktory, které však lze terapeuticky ovlivnit, patří například umístění elektrod a jejich velikost, inter-elektrodová vzdálenost, kontakt mezi elektrodami a kůží či externí šum (pohybové artefakty vznikající při prudkých pohybech těla, externí přístroje) (Krobot & Kolářová, 2011).

3 CÍL A HYPOTÉZY

3.1 Hlavní cíl

Cílem této diplomové práce je zhodnotit svalovou aktivitu vybraných svalů ramenního pletence při vybraných stabilizačních cvičeních a vzájemně ji srovnat mezi jednotlivými dvojicemi poloh.

3.2 Hypotézy

H₀₁: Neexistuje rozdíl ve velikosti svalové aktivace m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis a m. latissimus dorsi mezi polohou ve stoji s oporou o dvě dlaně (1. poloha) a mezi polohou ve stoji s oporou o jednu dlaň (2. poloha).

H₀₂: Neexistuje rozdíl ve velikosti svalové aktivace m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis a m. latissimus dorsi mezi polohou ve stoji s oporou o dvě dlaně (1. poloha) a mezi polohou na čtyřech (4. poloha).

H₀₃: Neexistuje rozdíl ve velikosti svalové aktivace m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis a m. latissimus dorsi mezi polohou ve stoji s oporou o jednu dlaň (2. poloha) a mezi stejnou ve stoji s oporou o jednu dlaň na overballu (3. poloha).

H₀₄: Neexistuje rozdíl ve velikosti svalové aktivace m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis a m. latissimus dorsi mezi polohou na boku s oporou o mediální epikondyl (5. poloha) a mezi polohou v sedu na boku s oporou o rozvinutou dlaň (6. poloha).

H₀₅: Neexistuje rozdíl ve velikosti svalové aktivace m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis a m. latissimus dorsi mezi polohou ve stoji s oporou o jednu dlaň (2. poloha) a mezi polohou na boku s oporou o rozvinutou dlaň (6. poloha).

4 METODIKA

4.1 Pilotní studie

V rámci přípravy diplomové práce byla provedena pilotní studie na čtyřech probandech, kde byla pozorována svalová aktivita při různých stabilizačních cvičeních běžně využívaných v terapeutické praxi. Svalová činnost byla snímána v celkovém množství šestnácti poloh a v jejich modifikacích v oporách o jednu nebo dvě horní končetiny. Sledované byly například cviky inspirované ontogenetickým vývojem nebo cviky s balančními pomůckami (overball, gymball, Bosu®) a jejich kombinace. Kvůli možnosti srovnávání poloh mezi sebou bylo nutné zobecnit a specifikovat je, a tím pádem je moci následně využít u všech probandů univerzálně s nižším rizikem zkreslení výsledků. Nakonec byly vybrány pouze ty, kde bylo možné nastavit horní končetinu/y tak, aby se zároveň opírala/y o jednu nebo dvě váhy. Tím pádem bylo nutné vyřadit polohy ve stoji s oporou o zeď (např. výdrž v kliku o zeď) nebo polohy s oporou o gymball a Bosu®. Obsahem všech pozic byly statické výdrže s korigovanou a izometrickou aktivitou svalů ramenního pletence.

Zároveň byla v rámci pilotní studie měřena svalová aktivita celkem třinácti svalů ramenního pletence nebo jejich částí (pars ascendens, transversalis a descendens m. trapezius, pars clavicularis, acromialis a spinalis m. deltoideus, dále také m. latissimus dorsi, caput longum m. biceps brachii, caput lateralis m. triceps brachii, m. serratus anterior, m. infraspinatus a v neposlední řadě pars clavicularis a pars sternocostalis m. pectoralis major). Z celkového množství testovaných svalů bylo možné kvůli technickým možnostem EMG přístroje vybrat pro samotnou práci maximálně osm svalů.

Součástí pilotní studie bylo také posuzování parametrů jednotlivých cvičení, jejich přesný popis a rovněž tlak, kterým se proband bude opírat do terapeutických vah. Bylo zjištěno, že přirozeně dochází při cvičení v poloze na čtyřech k přenosu váhy na horní končetinu zhruba do $\frac{1}{4}$ tělesné hmotnosti probanda. Tento tlak bylo možné bez problémů přenést prostřednictvím horních končetin ve všech vybraných polohách. Například při hmotnosti probanda 52 kg, byla na váhy prostřednictvím horních končetin přenášena hmotnost 13 kg (v případě obou HK byla na každou z vah přenášena hmotnost 13 kg). S těmito hodnotami se velmi dobře pracovalo při oporu o jednu, ale i o obě horní končetiny zároveň, přičemž tlak $\frac{1}{4}$ tělesné hmotnosti byl vždy vyvíjen jednou i druhou horní končetinou.

Polohy číslo 4, 5, 6 jsou inspirované ontogenetickou řadou. Muselo však být modifikováno několik detailů (viz jejich přesný popis v kapitole 4.8). Polohy na boku

s oporou o mediální epikondyl a v sedu na boku s oporou o rozvinutou dlaň byly modifikovány oproti klasickým polohám v šikmém sedu nízkém a vysokém. Prvním důvodem byla možnost kvantifikace tlaku vyvíjenému do vah, jež činil $\frac{1}{4}$ tělesné hmotnosti. Druhým důvodem byla také vysoká obtížnost poloh v jejich plném provedení (to znamená do plného nadlehčení v oblasti m. gluteus medius homolaterálně při vzpřímení se nad opěrnou horní končetinou). Při těchto polohách totiž docházelo kvůli jejich náročnosti ke svalovému třesu a ke vzniku náhradních kompenzačních, avšak nežádoucích svalových synergií (například nadměrná elevace a protrakce ramene či neschopnost napřímení páteře). V klinické praxi při patologiích v oblasti ramenního pletence by byla tato skutečnost nejspíše ještě výraznější. Posledním důvodem byla při plném provedení šikmých sedů velmi rozdílná velikost zátěže přenášená na horní končetinu u každého probanda, jinými slovy každý proband se dokázal opírat při správném provedení cviku jiným zlomkem své tělesné hmotnosti. Kvůli těmto důvodům byly polohy modifikovány a byla při nich taktéž použita výše zmíněná kvantifikace tlaku $\frac{1}{4}$ tělesné hmotnosti probanda. V poloze v sedu na boku s oporou o rozvinutou dlaň nebyl zachován úhel abdukce v ramenním kloubu 90° tak, jak je definován v ideálním vývoji motoriky (Skaličková-Kováčiková, 2017). Tato poloha byla pro probandy velmi těžká k udržení stability a zároveň centrovaného postavení kloubů, proto byla poloha z části modifikována. Za účelem standardizace byl nastaven úhel abdukce v ramenním kloubu tak, aby bylo rameno umístěno nad dlaní opěrné horní končetiny. Takto využívá šikmý sed například Palaščáková Špringrová (2011).

4.2 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumnou skupinou byli mladí lidé, převážně studenti Univerzity Palackého v Olomouci. Větší část probandů tvořila skupina studentů fyzioterapie různých ročníků z fakult FZV i FTK. Všichni probandi byli ve věkové kategorii mezi 18 a 25 lety. Do výzkumného souboru byli vybráni pouze probandi bez anamnesticky zjištěných úrazů nebo operací, bez bolesti a bez neurologických příznaků v oblasti ramenního pletence. Do výzkumné části diplomové práce bylo zařazeno 10 mužů a 20 žen. Průměrný věk celého výzkumného souboru byl 21,7 let (SD = 1,7), z toho průměrný věk žen činil 21,9 let (SD = 1,6) a průměrný věk mužů 21,3 let (SD = 1,9). Dalším důležitým inkluzivním kritériem bylo splnění indexu BMI $18\text{--}25\text{ kg/m}^3$, které bylo stěžejní pro možnou specifikaci zátěže horní končetiny určitým zlomkem hmotnosti u všech probandů. Zahrnout BMI do inkluzivních kritérií bylo nutné kvůli využití $\frac{1}{4}$ hmotnosti ke standardizaci všech stabilizačních cvičení, a to u všech probandů bez výjimek. Průměrná hodnota BMI celého

výzkumného souboru byla 22,42 kg/m² (SD = 1,8), z toho průměrná hodnota BMI u žen činila 22,14 kg/m² (SD = 1,9) a průměrná hodnota BMI u mužů 22,98 kg/m² (SD = 1,5).

Exkluzivní kritéria zahrnovala prodělané úrazy či operace v oblasti ramenního pletence ale i neurologická či nervosvalová onemocnění, ortopedické vady v oblasti ramenního pletence, případě bolest zápěstí limitující možnost opory o horní končetinu. Dalším exkluzivním kritériem bylo užívání léků ovlivňujících svalové napětí.

Před zahájením celého vyšetření byli probandi informováni o celém průběhu měření a obsahu výzkumné části práce. Každý z probandů podepsal informovaný souhlas (viz Příloha 2).

4.3 Vyšetřovací podmínky a pomůcky

Měření za účelem získání dat k vypracování diplomové práce probíhalo v laboratoři R-centra Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Diplomová práce byla schválena etickou komisí FTK UP (viz Příloha 1). Pro vlastní měření bylo zapotřebí následujících pomůcek: EMG přístroj firmy Noraxon, počítač, terapeutické lehátko s nastavitelnou výškou, goniometr, 2 stejné terapeutické váhy, podložka (Thera-Band™ Professional Excercise Matt 40 x 100 cm), overball a svinovací metr.

Overball je typem malého nafukovacího míče s velmi všestranným použitím. Bývá využíván zejména jako statická podložka k podkládání zad například při nácviu korigovaného sedu. Jako dynamická balanční podložka je však vyhledáván při cvicích pracujících se zapojením hlubokého stabilizačního systému páteře. Overballem bývají podkládány různé části těla a balancováním na nich dochází k tréninku koordinovaného zapojení svalů klíčových kloubů (Jebavý & Zumr, 2014). V této studii byl využit overball o průměru 23 cm, který byl u každého probanda byl naplněný vzduchem tak, aby při sepnutí prsty mohl být dlaněmi stlačen na 20 cm.

4.4 Dotazník

Každý proband před samotným měřením vyplnil dotazník (Příloha 3) týkající se parametrů, které by jej v případě nežádoucích problémů v oblasti ramenního pletence mohly ze studie vyloučit. Dále bylo nutností zjistit pacientovu váhu a výšku kvůli odpočtu hodnot tlaku vyvíjenému do vah a vzdálenosti od lehátka. Raději byli probandi znovu doptáváni na bolest, úrazy či operace v oblasti ramenního pletence a také neurologické symptomy, které by se mohly stát potencionálními exkluzivními kritérii vylučujícími probanda

ze studie. Další anamnesticky zjišťované skutečnosti se týkaly pohybových stereotypů probanda během dne nebo pravidelné fyzické zátěže. Jedním anamnesticky zjišťovaným údajem byla také poslední pohybová aktivita předcházející samotnému vyšetření. Tato skutečnost byla důležitá zejména proto, že případné cílené posilování svalů ramenního pletence by mohlo výrazně ovlivnit výsledky sledovaných probandů. Ve zkratce byli probandi také dotazováni na užívané léky. Některé z těchto výše zmíněných parametrů se potom staly předmětem pro závěrečnou diskuzi.

4.5 Kineziologické vyšetření

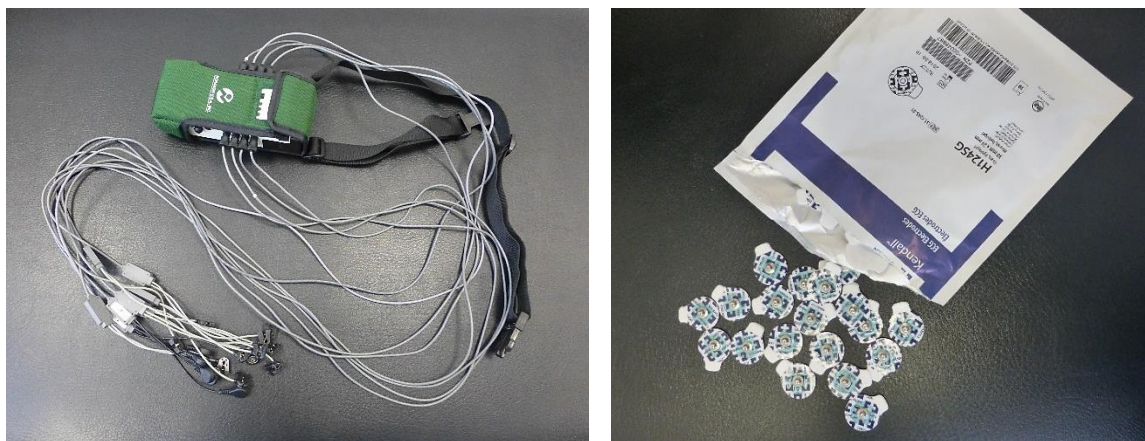
Před každým měřením bylo provedeno kineziologické vyšetření. Každý proband byl vyšetřován naboso, ve spodním prádle. K zápisu vyšetření sloužil záznamový protokol, který je součástí Přílohy 3.

Aspekčně bylo vyšetřeno držení těla a nápadné odchylky od ideálního korigovaného stoje. Dále byly pozorovány nápadné svalové dysbalance. Součástí následujícího palpačního vyšetření bylo bilaterální posouzení stavu měkkých tkání v oblasti lopatek a krční páteře. Přítomnost případné bolestivosti, citlivosti, hypertonu či hypotonu byla poznamenána do záznamového protokolu. Každý proband dále podstoupil orientační vyšetření krční páteře aktivními pohyby ve frontální a sagitální rovině a v rovině rotací. Podstatné bylo také vyšetření laterality pro určení testované horní končetiny. Všichni probandi byli dále podrobeni testování konstituční hypermobility pomocí Beighton score. K posouzení schopnosti aktivace hlubokého stabilizačního systému páteře byl vybrán brániční test dle prof. Koláře (Kolář et al., 2009).

Poslední částí vstupního vyšetření bylo cílené vyšetření samotného ramenního pletence, který byl nejdříve zhodnocen aspekčně a palpačně. Dále vyšetření zahrnovalo goniometrické testování aktivního rozsahu pohybu ramenního kloubu podléhající metodice Jandy a Pavlů (1993). Pozorován byl také skapulohumerální rytmus až do maximálního rozsahu pohybu, kde bylo sledováno postupné zapojení svalů pletence ramenního a odchylky od fyziologického „timingu“. V neposlední řadě byla posuzována stabilita ramenního kloubu, kde byl vybrán vždy po jednom testu k posouzení anteriorní, posteriorní a inferiorní instability na obou horních končetinách. K posouzení anteriorní instability byl využit test „aprehension and relocation“, k posouzení posteriorní instability potom test zadní zásuvky. „Sulcus sign“ byl použit k posouzení inferiorní instability.

4.6 Povrchová elektromyografie

Z původních třinácti svalů nebo jejich jednotlivých porcí bylo nakonec vybráno osm svalů ramenního pletence: m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis a m. latissimus dorsi. Záznam byl snímán vždy na svalech dominantní horní končetiny, k určení laterality byly použity základní pohybové testy (viz Příloha 3). Elektromyografický záznam byl snímán přístrojem MyoSystem 1400A firmy Noraxon (Obrázek 4) a zaznamenáván programem MyoResearch XP Master Version 1.03.05. Záznam byl snímán osmi kanály o frekvenci 1000 Hz, odpor přístroje byl $> 10 \text{ M}\Omega$. Data byla zpracovávána počítačem značky Apple. Ke snímání elektrického signálu byly použity jednorázové lepící elektrody značky Covidien Kendall z kombinací materiálu Ag/AgCl (Obrázek 5) s pevným hydrogelem. Velikost vodivé plochy elektrod činila 24 mm a elektrody byly nalepené tak, aby vzdálenost jejich středů byla rovna 1 cm (dle doporučené inter-elektrodové vzdálenosti 10-20 mm autorů Kolářová, Marková, Stacho a Szemeková, 2014). Při vlastním měření byly se souhlasem probandů pořizovány fotografické snímky, z nichž pak byly některé vybrány k ilustraci testovaných poloh či umístění jednotlivých elektrod.



Obrázek 4, 5. Bezdrátový EMG přístroj firmy Noraxon (vlevo), Elektrody Covidien Kendall (vpravo), (archiv autorky)

4.6.1 Příprava probanda

Každému probandovi byl doporučen vhodný oděv, který jej neomezoval v pohybu a zároveň umožňoval bezproblémový průběh měření. Ženy byly navíc poučeny o sepnutí vlasů. Před samotným snímáním byla kůže probandů nejdříve náležitě připravena k nalepení elektrod, čímž bylo dosaženo zlepšení kontaktu mezi kůží a elektrodou. Pokožka byla

očištěna gázou navlhčenou v alkoholovém roztoku a následně osušena. V případě potřeby (zvýšená potivost kůže, větší míra ochlupení) byly elektrody přelepeny zdravotnickou anti-alergenní lepicí páskou zajišťující maximální možný kontakt kůže a elektrody a tím zamezující znečištění signálu pohybovými artefakty.

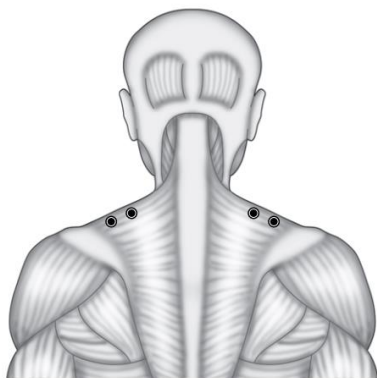
4.6.2 Umístění elektrod

Elektrody byly aplikované ve standartním uložení, a to ve středu svalového břicha a rovnoběžně s jeho vlákny. Referenční elektroda byla vždy umístěna na kostěný výstupek processus spinosus sedmého krčního obratle. Na obrázcích číslo 6 a 7 můžeme vidět uložení elektrod pro snímání aktivity vybraných svalů.



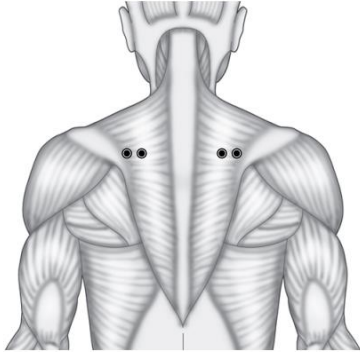
Obrázek 6 a 7. Uložení elektrod na všech vyšetřovaných svaech (archiv autorky)

Elektrody pro snímání svalové aktivity m. trapezius pars descendens byly aplikovány v poloviční vzdálenosti mezi akromiem a processus spinosus sedmého krčního obratle (Obrázek 8) (SENIAM, 1999).



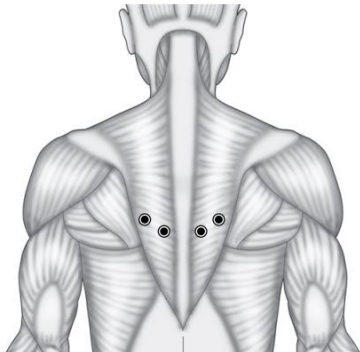
Obrázek 8. Uložení elektrody pro snímání aktivity m. trapezius pars descendens (Criswell, 2005)

Elektrody pro snímání aktivity m. trapezius pars transversa byly aplikovány v poloviční vzdálenosti mezi mediální hranou lopatky a processus spinosus třetího hrudního obratle (Obrázek 9) (SENIAM, 1999).



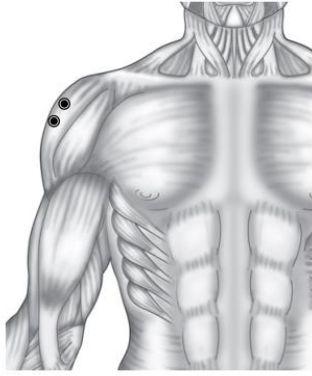
Obrázek 9. Uložení elektrody pro snímání aktivity m. trapezius pars transversa (Criswell, 2005)

Elektrody pro snímání aktivity m. trapezius pars ascendens byly aplikovány ve dvou třetinové vzdálenosti mezi trogonum spinea a processus spinosus osmého hrudního obratle (Obrázek 10) (SENIAM, 1999).



Obrázek 10. Uložení elektrody pro snímání aktivity m. trapezius pars ascendens (Criswell, 2005)

Elektrody pro snímání svalové aktivity m. deltoideus pars acromialis byly aplikovány v místě největší prominence svalového břicha, na spojnici akromia a laterálního epikondylu loketního kloubu (Obrázek 11) (SENIAM, 1999).



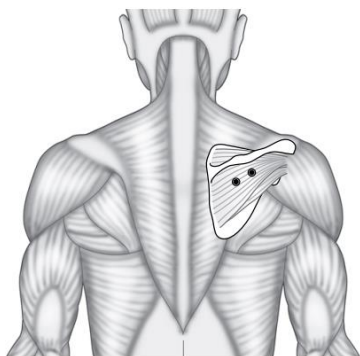
Obrázek 11. Uložení elektrody pro snímání aktivity m. deltoideus pars acromialis (Criswell, 2005)

Elektrody pro snímání svalové aktivity m. serratus anterior byly aplikovány na svalové břicho v oblasti 6. žebra (Lee at al., 2016). Elektrody byly umístěné pod axilární oblast na úrovni dolního okraje lopatky, mediálně od m. latissimus dorsi, sval byl ověřen odporovanou flexí paže (Obrázek 12) (Criswell, 2005).



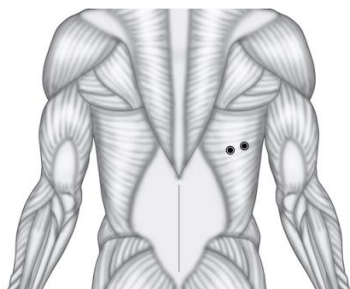
Obrázek 12. Uložení elektrod pro snímání aktivity m. serratus anterior (Criswell, 2005)

Elektrody pro snímání svalové aktivity m. infraspinatus byly aplikovány paralelně se spinou scapulae asi 4 cm pod jejím laterálním aspektem. Sval byl ověřen odporovanou zevní rotací, pro aplikaci bylo nutné vyhnout se vláknům pars spinalis m. deltoideus (Obrázek 13) (Criswell, 2005).



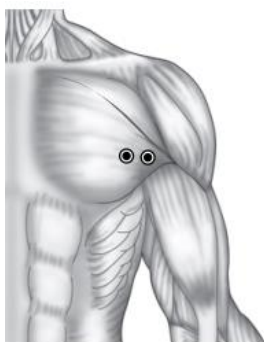
Obrázek 13. Uložení elektrod pro snímání aktivity m. infraspinatus (Criswell, 2005)

Elektrody pro snímání svalové aktivity m. latissimus dorsi byly aplikovány 4 cm pod dolním okrajem angulus inferior scapulae (Lee et al., 2016), přibližně v poloviční úrovni mezi páteří a boční linií trupu. Elektrody byly umístěny v úhlu svírajícím s horizontálou přibližně 25° (Obrázek 14) (Criswell, 2005).



Obrázek 14. Uložení elektrod pro snímání aktivity m. latissimus dorsi (Criswell, 2005)

Elektrody pro snímání svalové aktivity m. pectoralis major pars sternocostalis byly aplikovány v centrální oblasti této části svalu na prominentní svalové břicho, a to přibližně 2 cm mediálně od axily. Elektrody byly nalepeny po ověření svalu odporovanou vnitřní rotací (Obrázek 15) (Criswell, 2005).



Obrázek 15. Uložení elektrod pro snímání aktivity m. pectoralis major (Criswell, 2005)

4.7 Průběh měření

Snímání záznamu probíhalo celkem třikrát při každé poloze. Nejdříve byla probandovi poloha vysvětlena a ukázána. Ve všech případech se při měření přecházelo z výchozí klidové polohy do polohy testovací. Samotná testovací poloha byla současně stabilizačním cvičením, a tedy výdrží ve statické korigované pozici. Obsahem této statické pozice byla svalová aktivita výše zmíněných svalů ramenního pletence, a to ve formě izometrických kontrakcí. Zároveň je nutné zmínit, že všechny pozice byly korigované fyzioterapeutkou. Byla při nich zachována stejná poloha a mělo by tedy docházet ke správnému zapojení svalů rotátorové manžety ramenního pletence, k přiměřené aktivaci hlubokého stabilizačního systému páteře a bránice v její posturálně – dechové funkci. Důraz byl také kladen na centrované postavení akrálních částí horních končetin, jejichž decentrace by mohla značně ovlivnit výsledky celé studie (Kolář et al., 2009).

V každé poloze byl proband měřen celkem třikrát. Mezi jednotlivými měřeními byl prostor pro odpočinek probanda 2-3 minuty. Záznam začal být pořizován v klidové poloze cviku odpovídající posturální situaci (stoj, sed, leh na boku, klek) s úplně uvolněnou oblastí snímaných svalů. Ukončení klidové fáze bylo zaznačeno markerem, po ní se proband přesunul do polohy korigované. Jakmile byl proband v konečné poloze zkorigován fyzioterapeutkou, okamžik byl zaznačen markerem v EMG záznamu. Proband setrval v korigované pozici 5 s, ukončení pozice bylo taktéž naznačeno markerem. Poté se proband opět přesunul do výchozí pozice a záznam byl ukončen po jeho úplné relaxaci.

Ze tří měření v každé poloze byl potom vybrán záznam nejčastěji druhý v pořadí k samotné analýze a hodnocení. Při každé poloze byla buď jedna nebo obě horní končetiny v opoře o jednu nebo dvě váhy. V každé poloze byl kladen důraz na přenesení tlaku do vah dominantní horní končetinou o velikosti $\frac{1}{4}$ celkové tělesné hmotnosti probanda.

4.8 Testované polohy

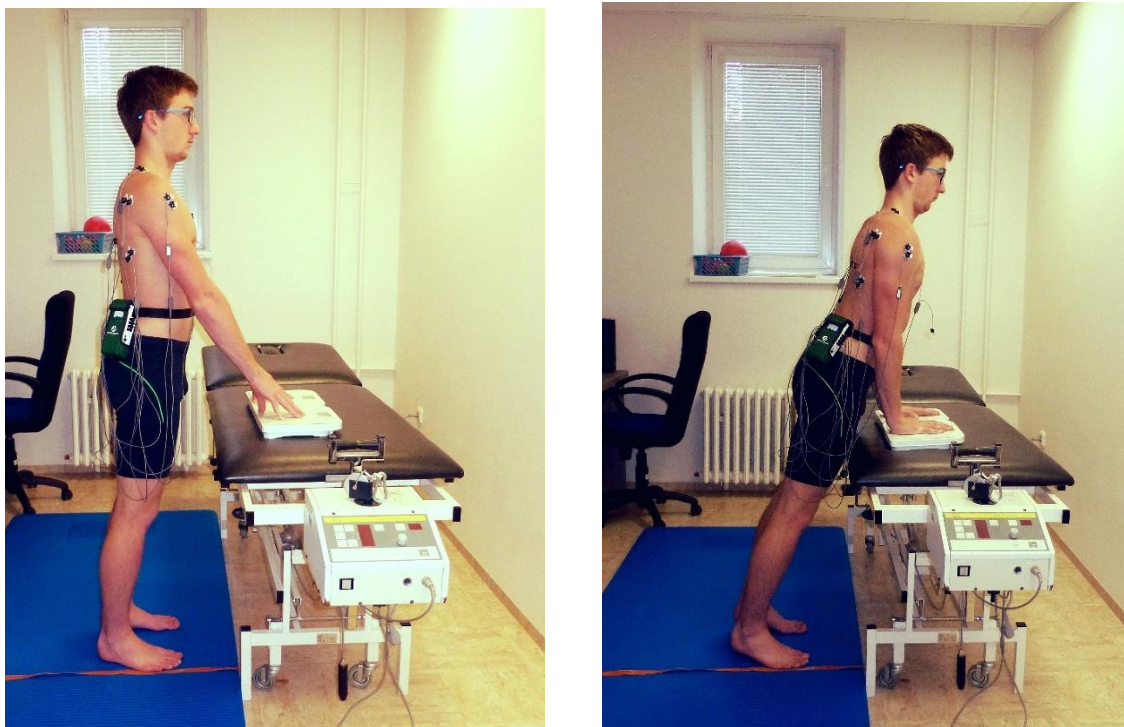
Z původních šestnácti poloh a jejich modifikací testovaných v pilotní studii bylo k výzkumnému účelu vybráno celkem šest poloh. V následujícím textu je obsažen popis jednotlivých poloh a jejich ilustrační fotografie.

1. Poloha: Stoj s oporou o dvě dlaně

Ve výchozí poloze proband stojí čelem k lehátku s chodidly mírně od sebe. Na lehátku jsou umístěny 2 váhy bezprostředně vedle sebe. Proband je od lehátka vzdálen tak,

aby vzdálenost nohou od vah byla rovna $\frac{1}{5}$ tělesné výšky probanda. Lehátko je umístěno tak, aby váhy na něm ležely pod inferiorním okrajem trochanter femoris probanda. Horní končetiny ve výchozí poloze spočívají každá na jedné váze na lehátku. Úhel flexe v ramenních kloubech je ve výchozí poloze asi 45° mezi HKK a trupem. Vzdálenost jedné horní končetiny od druhé je podmíněna umístěním palců HKK před SIAS probanda (Obrázek 16).

Ve fyzioterapeutem korigované poloze proband přenáší váhu na předonoží s možným přítomným nadlehčením pat nad podložku. Současně se opírá o rozvinuté dlaně umístěné na středu vah v centrovaném postavení. Každá horní končetina vyvíjí do váhy tlak o velikosti $\frac{1}{4}$ tělesné hmotnosti. V konečné poloze jsou ramena umístěná nad dlaněmi, lokty proband drží při těle. Proband se snaží o současné zařazení lopatek do svalové souhry ramenního pletence, protažení v ose páteře, její napřímení a koaktivaci ventro-dorsální muskulatury (Obrázek 17).



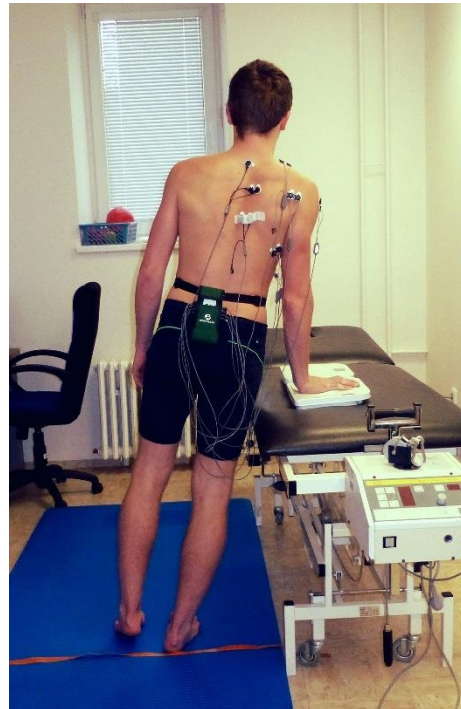
Obrázek 16, 17. Stoj s oporou o dvě dlaně – výchozí poloha (vlevo), korigovaná poloha (vpravo), (archiv autorky)

2. Poloha: Stoj s oporou o jednu dlaň

Ve výchozí poloze proband stojí bokem k lehátku s chodidly mírně od sebe. Na lehátku je umístěna 1 váha. Proband je od lehátka vzdálen tak, aby byla vzdálenost bližšího chodidla od váhy rovna $\frac{1}{5}$ tělesné výšky probanda. Lehátko je umístěno tak,

aby váha na něm ležela pod inferiorním okrajem trochanter femoris probanda. Dominantní horní končetina ve výchozí poloze spočívá na jedné váze na lehátku. Úhel abdukce v ramenním kloubu je ve výchozí poloze asi 30° mezi HK a trupem. Druhá horní končetina volně spočívá při těle probanda (Obrázek 18).

Ve fyzioterapeutem korigované poloze proband přenáší váhu na dolní končetinu umístěnou blíže k lehátku, možné bylo nadlehčení vzdálenějšího chodidla od podložky. Současně se opírá o rozvinutou dlaň umístěnou na středu váhy v centrovaném postavení, prsty směřují laterálně. Dominantní horní končetina vyvíjí do váhy tlak o velikosti $\frac{1}{4}$ tělesné hmotnosti. V konečné poloze je rameno umístěné nad dlaní, loket směřuje posteriorně. Proband se snaží o současné zařazení lopatky do svalové souhry ramenního pletence, protažení v ose páteře, její napřímení a koaktivaci ventro-dorsální muskulatury (Obrázek 19).



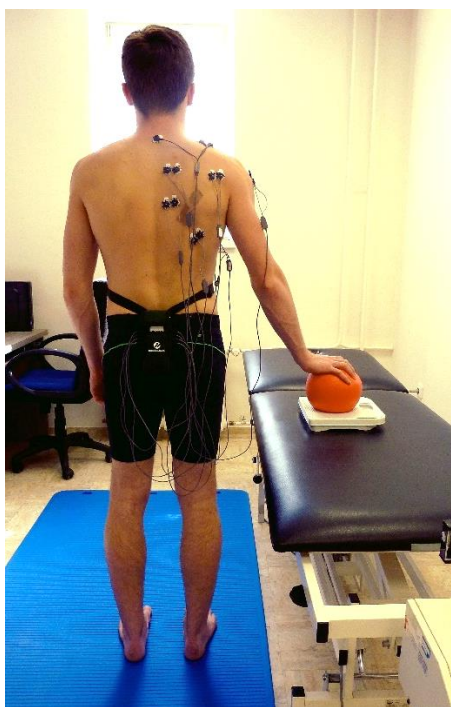
Obrázek 18, 19. Stoj bokem k lehátku s oporou o jednu dlaň – výchozí poloha (vlevo), korigovaná poloha (vpravo), (archiv autorky)

3. Poloha: Stoj s oporou o jednu dlaň na overballu

Ve výchozí poloze proband stojí bokem k lehátku s chodidly mírně od sebe. Na lehátku je umístěna 1 váha a na ní overball. Proband je od lehátka vzdálen tak, aby vzdálenost nohou od váhy byla rovna $\frac{1}{3}$ tělesné výšky probanda. Lehátko je umístěno tak, aby vrchol overballu na váze ležel pod inferiorním okrajem trochanter femoris probanda.

Dominantní horní končetina ve výchozí poloze spočívá na overballu. Úhel abdukce v ramenním kloubu je ve výchozí poloze asi 30° mezi HK a trupem. Druhá horní končetina volně spočívá při těle probanda (Obrázek 20).

Ve fyzioterapeutem korigované poloze proband přenáší váhu na dolní končetinu umístěnou blíže k lehátku, možné bylo nadlehčení vzdálenějšího chodidla od podložky. Současně se opírá o rozvinutou dlaň na overballu, který je umístěný na středu váhy. Prsty směřují laterálně. Dominantní horní končetina vyvíjí do váhy tlak o velikosti ¼ tělesné hmotnosti. V konečné poloze je rameno umístěné nad dlaní, loket směřuje posteriorně. Proband se snaží o současné zařazení lopatky do svalové souhry ramenního pletence, protažení v ose páteře, její napřímení a koaktivaci ventro-dorsální muskulatury (Obrázek 21).



Obrázek 20, 21. Stoj bokem k lehátku s oporou o jednu dlaň na overballu – výchozí poloha (vlevo), korigovaná poloha (vpravo) (archiv autorky)

4. Poloha: Poloha na čtyřech

Tato poloha je inspirovaná modelem sedmého až osmého měsíce ontogenetického vývoje motoriky, kdy se dítě dostává do polohy na čtyřech. Z této polohy, potom dítě začíná kvadrupedální lokomoci. Váhy jsou položeny vedle sebe před podložkou. Ve výchozí poloze proband klečí, DKK spočívají pod váhou těla na podložce ve flexi v kyčelních i kolenních kloubech. Horní končetiny spočívají před tělem, každá z dlaní je umístěná na jedné váze (Obrázek 22).

Ve fyzioterapeutem korigované poloze je proband opřen o kolena a o dlaně. Kyčelní klouby jsou v lehké abdukci, zevní rotaci a 90° flexi, kolenní klouby jsou umístěné pod kyčelními taktěž v 90° flexi. V ramenních kloubech je 90° flexe, lehká abdukce a zevní rotace, loketní klouby jsou odemčeny a směřují posteriorně. Dlaně jsou pod rameny, jedna dlaň je umístěná na jedné váze, prsty směřují anteriorně. Každá horní končetina vyvíjí do váhy tlak o velikosti ¼ tělesné hmotnosti. Proband se snaží o současné zařazení lopatek do svalové souhry ramenního pletence, protažení v ose páteře, její napřimení a koaktivaci ventro-dorsální muskulatury (Obrázek 23).



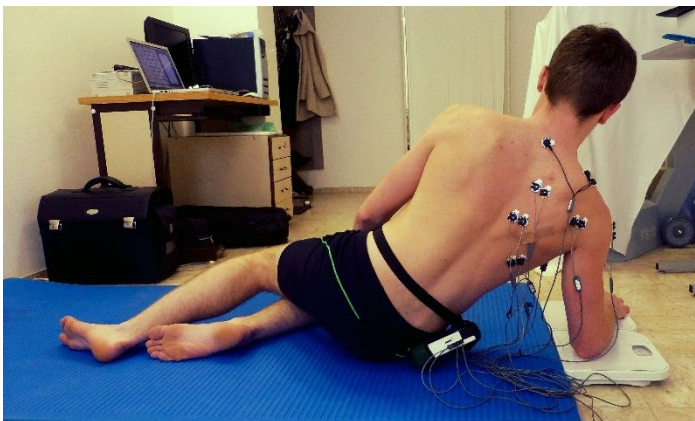
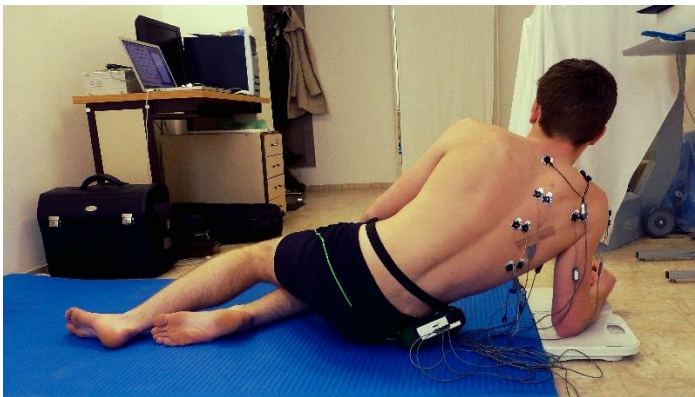
Obrázek 22, 23. Poloha na čtyřech – výchozí poloha (výše), korigovaná poloha (níže), (archiv autorky)

5. Poloha: Poloha na boku s oporou o mediální epikondyl

Tato poloha je inspirována modelem 7,5 měsíce ontogenetického vývoje motoriky, a to nízkým šikmým sedem. Váha je umístěna před podložkou. Ve výchozí poloze proband relaxovaně leží na podložce. Spodní dolní končetina je ve flexi v kyčelním i kolenním kloubu a volně spočívá na podložce, s kterou je v kontaktu svojí laterální stranou. Svrchní dolní končetina je uložena za spodní dolní končetinou v semiflexi v kyčelním i kolenním

kloubu. Proband má loket dominantní končetiny umístěný na váze, předloktí je v pronaci a směřuje anteriorně. Druhá horní končetina spočívá volně před tělem (Obrázek 24).

Ve fyzioterapeutem korigované poloze se proband opírá o mediální epikondyl dominantní HK umístěný na váze, a to tlakem úměrným $\frac{1}{4}$ své tělesné hmotnosti. Úhel abdukce v ramenním kloubu je podmíněn umístěním loketního kloubu pod ramenním kloubem a činí 70° . Druhá horní končetina je volně před tělem. Proband se snaží o současné zařazení lopatky do svalové souhry ramenního pletence a trupu, protažení v ose páteře, její napřímení a koaktivaci ventro-dorsální muskulatury (Obrázek 25).



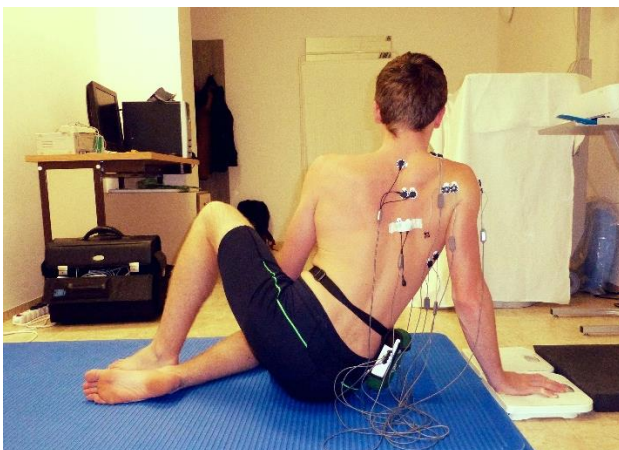
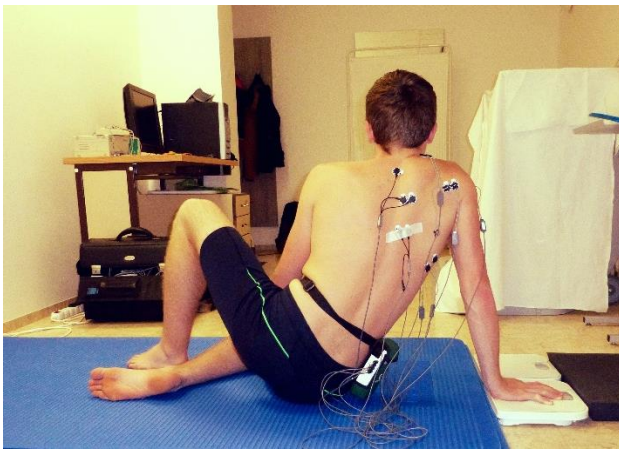
Obrázek 24, 25. Poloha na boku s oporou o mediální epikondyl – výchozí poloha (výše), korigovaná poloha (níže), (archiv autorky)

6. Poloha: Poloha v sedu na boku s oporou o rozvinutou dlaň

Tato poloha je inspirovaná modelem 7,5 měsíce ontogenetického vývoje motoriky, a to vysokým šikmým sedem. Váha je umístěna před podložkou. Ve výchozí poloze proband relaxovaně sedí na podložce, spodní dolní končetina je v semiflexi v kyčelním i kolenním kloubu a volně spočívá na podložce, s kterou je v kontaktu svojí laterální stranou. Svrchní dolní končetina je opřena o chodidlo před kolenem spodní dolní končetiny ve flexi

v kolenním i kyčelním kloubu. Dlaň probandovi dominantní končetiny je umístěna na váze. Druhá horní končetina spočívá volně před tělem (Obrázek 26).

V korigované poloze se proband aktivně opírá o centrovanou dlaň dominantní HK umístěné na váze, a to tlakem úměrným $\frac{1}{4}$ své tělesné hmotnosti. Úhel abdukce v ramenním kloubu je podmíněn umístěním loketního kloubu pod ramenním kloubem a činí 40° , prsty směřují laterálně. Loket dominantní horní končetiny je v semiextenzi a směřuje posteriorně. Druhá horní končetina zůstává volně před tělem. Proband se snaží o současné zařazení lopatky do svalové souhry ramenního pletence a trupu, protažení v ose páteře, její napřímení a koaktivaci ventro-dorsální muskulatury (Obrázek 27).



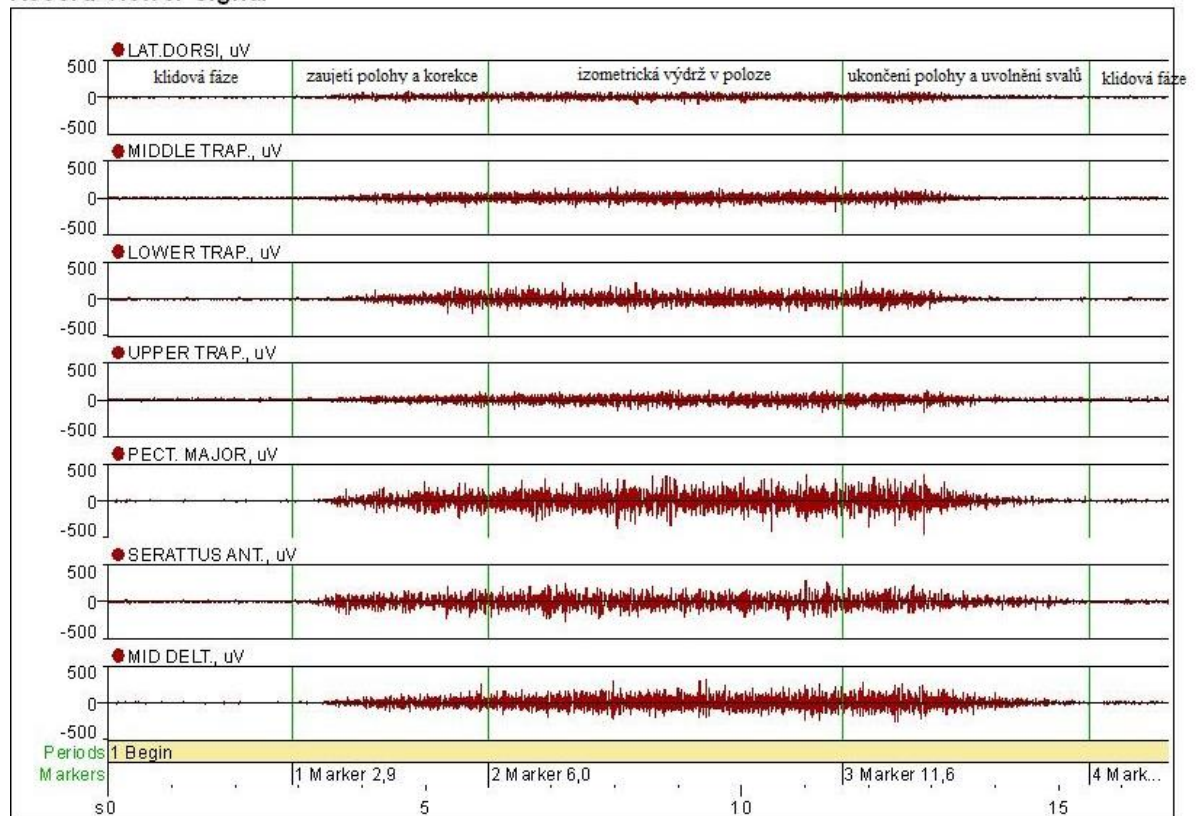
Obrázek 26, 27. Poloha v sedu na boku s oporou o rozvinutou dlaň – výchozí poloha (výše), korigovaná poloha (níže), (archiv autorky)

4.9 Vyhodnocování výsledků

4.9.1 Zpracování snímaného záznamu

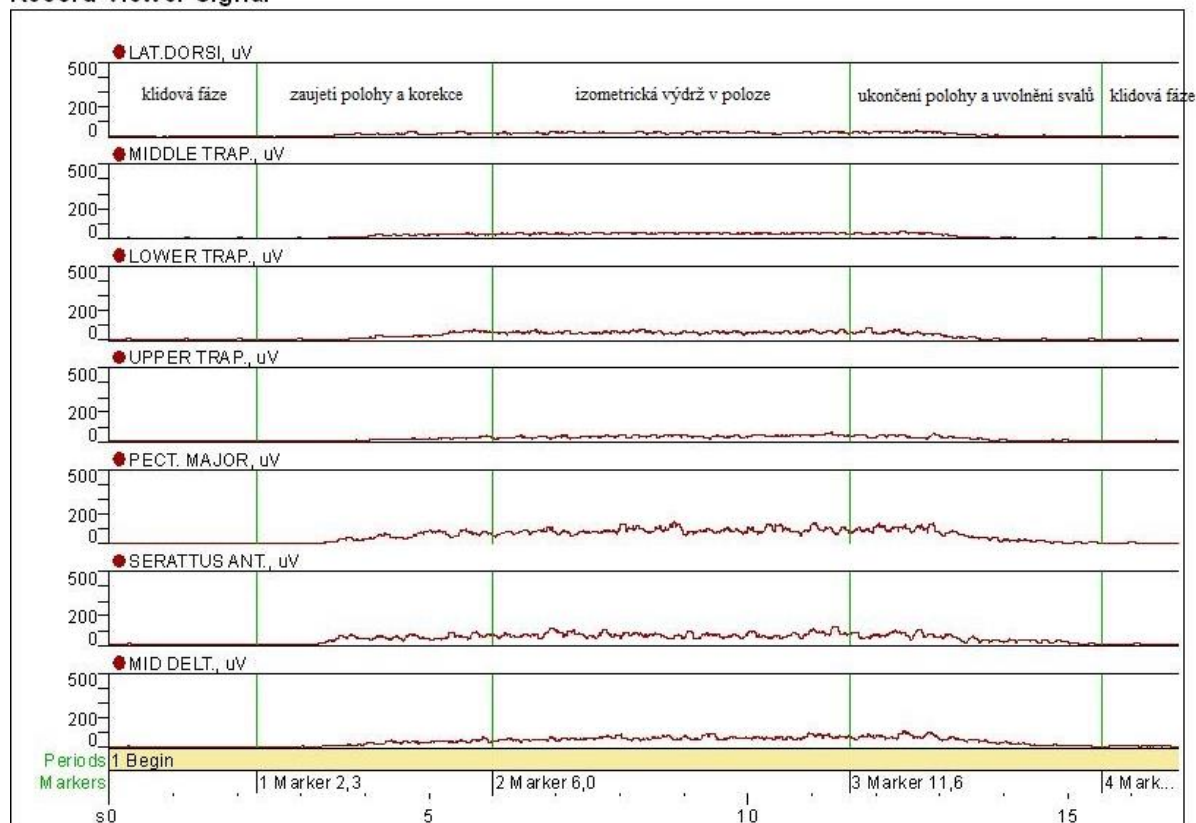
Naměřený elektromyografický záznam byl následně zpracováván v programu MyoResearch XP Master Version 1.03.07. Při zpracovávání výsledků byl analyzován záznam naměřený jako druhý v pořadí. V případě znečištění signálu nežádoucími pohybovými artefakty byl analyzován záznam třetí v pořadí. Sledovaná kontrakce svalů byla vždy izometrická, měřená ve výdrž v statických polohách. Surový elektromyografický záznam (Obrázek 28) byl nejdříve upraven rektifikací („full wave rectification“) a vyhlazením („smoothing“), případně redukcí EKG křivek („removing ECG artifacts“). Analyzován byl posléze zpracovaný EMG signál (Obrázek 29). Pro přesnější hodnocení EMG záznamu byl celkový pohybový úkol rozdělen do čtyř fází pomocí markerů. Klidová fáze odpovídá snímání klidové aktivity svalů v dané posturální situaci. Prvním markerem je označen okamžik, kdy začíná korigování probanda v dané poloze, druhým markerem je potom označen počátek izometrické výdrže v dané poloze. Třetí marker označuje konec korigované polohy a uvolnění svalů, za čtvrtý markerem potom následuje opět klidová fáze (viz popis u Obrázků 28, 29).

Record Viewer Signal



Obrázek 28. Nezpracovaný EMG záznam všech snímaných svalů (archiv autorky)

Record Viewer Signal



Obrázek 29. Zpracovaný EMG signál všech snímaných svalů (archiv autorky)

4.9.2 Analýza snímaného záznamu

Analyzována byla 1 s dlouhá sekvence snímání klidové aktivity každého svalu, z níž byla vyhodnocena průměrná hodnota v mikrovoltech (mean). Klidovou aktivitou byla myšlena hodnota amplitudy svalové aktivity před korekcí v posturální situaci odpovídající danému cviku (výchozí poloha). Druhá 1 s dlouhá sekvence byla analyzována po druhém markeru v záznamu, tedy po docílení korigované polohy, z níž byla vyhodnocena maximální hodnota aktivity v mikrovoltech (peak). Hodnoty byly zaznamenány do tabulky programu Microsoft Office Excel. Klidová hodnota amplitudy svalu byla využita za účelem normalizace snímaných dat. Normalizovaná hodnota byla potom podílem hodnoty amplitudy svalové aktivity při daném cvičení (peak) a klidové amplitudy (mean). Získán byl tedy poměrový ukazatel amplitudy (peak/mean) (Mgr. Amr Zaatar, Ph.D. – osobní sdělení).

4.9.3 Statistické zpracování dat

Naměřená data byla zaznamenána do tabulek programu Microsoft Office Excel, kde byl vypočítán poměrový ukazatel amplitudy. Pro všech osm svalů při každém cviku byly posléze vyhodnoceny základní statistické charakteristiky jako je aritmetický průměr (M),

medián (Me), minimální (Min) a maximální hodnota (Max) a směrodatná odchylka (SD) (Příloha 4-9). Pro statistické výpočty bylo využito matematického prostředí R verze 3.4.1 a balíčků stats, data.table a ggplot2. Hladina statistické významnosti byla stanovena na $p \leq 0,05$. Pro ověření hypotéz byl použit párový neparametrický test, a to jednovýběrový Wilcoxonův test (v anglické literatuře také jako „Wilcoxon signed rank test“) s předpokladem nezávislých výběrů (Anděl, 2011). Z toho důvodu, že bylo testováno 5 hypotéz z nichž každá obsahuje 8 částí (celkem tedy 40 hypotetických situací), muselo být provedeno mnohonásobné testování hypotéz korekcí Holmovou metodou (v anglické literatuře jako „Holm-Bonferroni method“) (Aickin & Gensler, 1996). Čím víc hypotéz pozorujeme, tím je pravděpodobnější, že nulová hypotéza platí. Korekci Holmovou metodou používáme k tomu, abychom kontrolovali pravděpodobnost (tedy udrželi ji rozumně nízkou), že zamítneme nějakou z nulových hypotéz, ačkoli platí (Mgr. Jakub Kopřiva – osobní sdělení).

5 VÝSLEDKY

5.1 Seřazení výsledků podle jednotlivých p -hodnot

Podle „významnosti rozdílu“ mezi dvěma polohami lze seřadit svaly podle jednotlivých p -hodnot. Tím, že bylo testováno 8 svalů v rámci každé hypotézy, bylo nutné provést tzv. Holmovu korekci (metodu mnohonásobného testování hypotéz). Čím více hypotéz totiž testujeme, tím nižší p -hodnota musí být. Vysoká p -hodnota znamená, že taková data za platnosti nulové hypotézy čekáme, nízká naopak, že nečekáme. Čím je tedy p -hodnota nižší, tím významněji můžeme říci, že lze pozorovat systematický rozdíl v aktivaci svalu v oněch polohách. Pomocí p -hodnoty potom kontrolujeme pravděpodobnost chyby, že zamítneme nulovou hypotézu, ačkoliv platí. Statisticky významný rozdíl bychom po testování pouze jednovýběrovým Wilcoxonovým testem u hypotézy viděli s naprostou jistotou, jen pokud bychom testovali jen jednu konkrétní hypotetickou situaci, míněno trojici: sval – poloha 1 – poloha 2. V našem případě však mluvíme o statistické významnosti, jen u menších p -hodnot, tedy u těch, kde byla prokázána statistická významnost po Holmově korekci. V následující Tabulce 1 jsou seřazeny výsledky rozdílu svalové aktivity v konkrétním případě dvou srovnávaných stabilizačních cvičení. Ve čtyřech případech můžeme říci, že existuje statisticky významný rozdíl ve svalové aktivaci konkrétního svalu mezi dvěma danými polohami (blíže viz kapitoly 5.2-5.6). Největší systematický rozdíl ve svalové aktivaci byl tedy pozorován v případě m. latissimus dorsi při srovnávání polohy 2 a polohy 3 ($p = 0$), proto tedy stojí na prvním místě (Mgr. Jakub Kopriva – osobní sdělení).

Tabulka 1. Seřazení výsledků podle jejich statistické významnosti

Sval	Poloha A	Poloha B	p -hodnota	Pořadí	Práh	Výsledek
m. latissimus dorsi	2	3	0,0000	1	0,0013	zamítáme
m. serratus anterior	1	4	0,0003	2	0,0013	zamítáme
m. trapezius pars transversa	2	3	0,0008	3	0,0013	zamítáme
m. trapezius pars transversa	2	6	0,0010	4	0,0014	zamítáme
m. pectoralis major	2	3	0,0017	5	0,0014	nezamítáme
m. trapezius pars transversa	1	4	0,0099	6	0,0014	nezamítáme
m. pectoralis major	1	2	0,0106	7	0,0015	nezamítáme
m. deltoideus pars acromialis	1	4	0,0164	8	0,0015	nezamítáme
m. serratus anterior	2	6	0,0208	9	0,0016	nezamítáme
m. trapezius pars ascendens	2	6	0,0345	10	0,0016	nezamítáme
m. trapezius pars ascendens	1	4	0,0473	11	0,0017	nezamítáme
m. trapezius pars transversa	1	2	0,0549	12	0,0017	nezamítáme
m. trapezius pars descendens	2	6	0,0841	13	0,0018	nezamítáme

Tabulka 1. Seřazení výsledků podle jejich statistické významnosti – pokračování

m. latissimus dorsi	1	2	0,1094	14	0,0019	nezamítáme
m. infraspinatus	2	6	0,1403	15	0,0019	nezamítáme
m. serratus anterior	1	2	0,1519	16	0,0020	nezamítáme
m. serratus anterior	2	3	0,1579	17	0,0021	nezamítáme
m. serratus anterior	5	6	0,1706	18	0,0022	nezamítáme
m. infraspinatus	5	6	0,2206	19	0,0023	nezamítáme
m. trapezius pars descendens	2	3	0,2286	20	0,0024	nezamítáme
m. pectoralis major	1	4	0,2367	21	0,0025	nezamítáme
m. infraspinatus	1	4	0,2534	22	0,0026	nezamítáme
m. latissimus dorsi	2	6	0,2710	23	0,0028	nezamítáme
m. trapezius pars descendens	1	4	0,3184	24	0,0029	nezamítáme
m. latissimus dorsi	1	4	0,3707	25	0,0031	nezamítáme
m. latissimus dorsi	5	6	0,4045	26	0,0033	nezamítáme
m. infraspinatus	2	3	0,4161	27	0,0036	nezamítáme
m. deltoideus pars acromialis	2	3	0,4400	28	0,0038	nezamítáme
m. deltoideus pars acromialis	2	6	0,4645	29	0,0042	nezamítáme
m. trapezius pars descendens	5	6	0,4771	30	0,0045	nezamítáme
m. trapezius pars descendens	1	2	0,4898	31	0,0050	nezamítáme
m. pectoralis major	2	6	0,5291	32	0,0056	nezamítáme
m. pectoralis major	5	6	0,5838	33	0,0063	nezamítáme
m. trapezius pars ascendens	1	2	0,6408	34	0,0071	nezamítáme
m. trapezius pars transversa	5	6	0,6850	35	0,0083	nezamítáme
m. infraspinatus	1	2	0,7303	36	0,0100	nezamítáme
m. trapezius pars ascendens	5	6	0,7303	37	0,0125	nezamítáme
m. deltoideus pars acromialis	5	6	0,7922	38	0,0167	nezamítáme
m. trapezius pars ascendens	2	3	0,8078	39	0,0250	nezamítáme
m. deltoideus pars acromialis	1	2	0,9354	40	0,0500	nezamítáme

Legenda:

Poloha A číselné označení první sledované polohy

Poloha B číselné označení druhé sledované polohy

p-hodnota hodnota jednovýběrového Wilcoxonova testu pro rozdíly normovaných hodnot svalové aktivity, pravděpodobnost chyby I. druhu, tedy že zamítneme nulovou hypotézu, ačkoliv platí

Pořadí seřazení všech hodnot (poměrových ukazatelů amplitud) všech svalů ve všech polohách podle podle *p*-hodnot po mnohonásobném testování

Práh hodnota $\alpha/(m+1-k)$, kde α je hladina významnosti, kterou bereme 5 %, *m* je počet hypotéz, tedy 40, a *k* je pořadí *p*-hodnoty v uspořádání od nejmenší po největší

5.2 Výsledky k hypotéze H₀₁

H₀₁: Neexistuje rozdíl ve velikosti svalové aktivace m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis a m. latissimus dorsi mezi polohou ve stoji s oporou o dvě dlaně (1. poloha) a mezi polohou ve stoji s oporou o jednu dlaň (2. poloha).

Při zpracování výsledků byla zjištěna velikost svalové aktivace dle poměrového ukazatele amplitudy v 1. poloze vyšší než ve 2. poloze v celkem třech případech (m. trapezius pars descendens, m. infraspinatus, m. pectoralis major). Velikost svalové aktivace podle poměrového ukazatele amplitudy v 1. poloze nižší než v 2. poloze byla potom zjištěna v celkem pěti případech (m. deltoideus pars acromialis, m. trapezius pars ascendens, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior, m. trapezius pars transversa) (viz Tabulka 2 a Obrázek 30). Ostatní základní statistické charakteristiky nalezneme v Příloze 4 a 5.

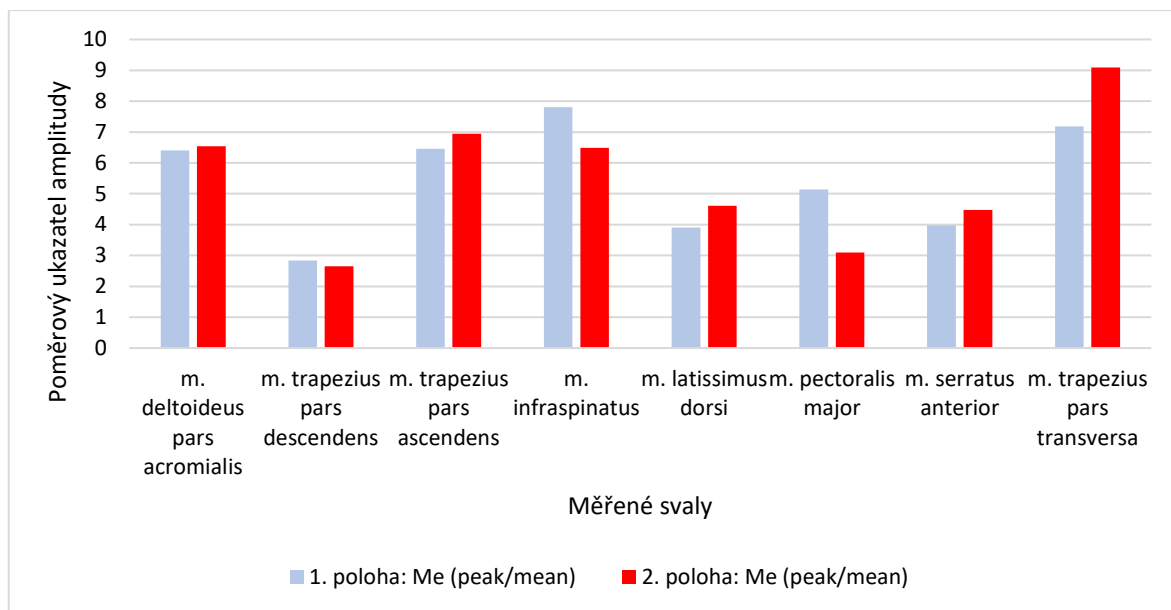
Tabulka 2. Hodnoty mediánu poměrového ukazatele amplitudy v poloze 1 a 2

Sval	1. poloha: Me (peak/mean)	2. poloha: Me (peak/mean)
m. deltoideus pars acromialis	6,41	6,54
m. trapezius pars descendens	2,84	2,65
m. trapezius pars ascendens	6,46	6,94
m. infraspinatus	7,81	6,49
m. latissimus dorsi	3,91	4,61
m. pectoralis major	5,14	3,1
m. serratus anterior	3,98	4,48
m. trapezius pars transversa	7,18	9,09

Legenda:

1. poloha: Me (peak/mean) poměrový ukazatel amplitudy jednotlivých svalů v 1. poloze (medián)

2. poloha: Me (peak/mean) poměrový ukazatel amplitudy jednotlivých svalů v 2. poloze (medián)



Obrázek 30. Velikost poměrových ukazatelů amplitudy aktivace svalů v poloze 1 a 2 (medián)

Při testování jednovýběrovým Wilcoxonovým testem při zachování hladiny statistické významnosti $p \leq 0,05$ se jevil rozdíl ve velikosti aktivace m. pectoralis major jako významný (hodnota označená hvězdičkou). Významnosti se také blíží m. trapezius pars transversa viz Tabulka 3. Z důvodu testování velkého počtu hypotetických situací, tedy po nutné korekci Holmovou metodou, však tento rozdíl ve svalové aktivaci v daných polohách nebyl prokázán jako statisticky významný (viz Tabulka 4).

Tabulka 3. Testování rozdílu svalové aktivace mezi polohou 1 a 2 (jednovýběrový Wilcoxonův test)

Dvojice poloh	Sval	<i>p</i> -hodnota	Medián
1 a 2	m. deltoideus pars acromialis	0,9354	0,2860
1 a 2	m. trapezius pars ascendens	0,6408	-0,7168
1 a 2	m. trapezius pars descendens	0,4898	-0,2080
1 a 2	m. infraspinatus	0,7303	0,3656
1 a 2	m. latissimus dorsi	0,1094	-0,4603
1 a 2	m. pectoralis major	0,0106*	1,9192
1 a 2	m. serratus anterior	0,1519	-0,5389
1 a 2	m. trapezius pars transversa	0,0549	-2,2702

Legenda:

Dvojice poloh konkrétní dvojice srovnávaných poloh (polohy 1 a 2)

p-hodnota hodnota jednovýběrového Wilcoxonova testu pro rozdíly hodnot poměrových kazatelů svalové aktivity, pravděpodobnost chyby I. druhu, tedy že zamítneme nulovou hypotézu, ačkoliv platí

Medián medián rozdílů poměrového ukazatele hodnot svalové aktivity

Hodnoty označené „“* *p*-hodnota $\leq 0,05$

Tabulka 4. Statistické závěry mnohonásobného testování hypotéz Holmovou metodou pro srovnání poloh 1 a 2

Pořadí	Dvojice poloh	Sval	<i>p</i> - hodnota	Práh	Výsledek
40	1 a 2	m. deltoideus pars acromialis	0,9354	0,0500	nezamítáme
34	1 a 2	m. trapezius pars ascendens	0,6408	0,0071	nezamítáme
31	1 a 2	m. trapezius pars descendens	0,4898	0,0050	nezamítáme
36	1 a 2	m. infraspinatus	0,7303	0,0100	nezamítáme
14	1 a 2	m. latissimus dorsi	0,1094	0,0019	nezamítáme
7	1 a 2	m. pectoralis major	0,0106	0,0015	nezamítáme
16	1 a 2	m. serratus anterior	0,1519	0,0020	nezamítáme
12	1 a 2	m. trapezius pars transversa	0,0549	0,0017	nezamítáme

Legenda:

Pořadí seřazení všech hodnot (poměrových ukazatelů amplitud) všech svalů ve všech polohách podle *p*-hodnot po mnohonásobném testování

p-hodnota hodnota jednovýběrového Wilcoxonova testu pro rozdíly normovaných hodnot svalové aktivity, pravděpodobnost chyby I. druhu, tedy že zamítneme nulovou hypotézu, ačkoliv platí

Práh hodnota $\alpha/(m+1-k)$, kde α je hladina významnosti, kterou bereme 5 %, m je počet hypotéz, tedy 40, a k je pořadí *p*-hodnoty v uspořádání od nejmenší po největší

Závěr: Hypotézu H_0 nezamítáme. Neexistuje statisticky významný rozdíl velikosti svalové aktivity mezi testovanými svaly v poloze 1 (stoj s oporou o dvě dlaně) a 2 (stoj s oporou o jednu dlaň).

5.3 Výsledky k hypotéze H₀₂

H₀₂: Neexistuje rozdíl ve velikosti svalové aktivace m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis a m. latissimus dorsi mezi polohou ve stoji s oporou o dvě dlaně (1. poloha) a mezi polohou na čtyřech (4. poloha).

Při zpracování výsledků byla zjištěna velikost svalové aktivace dle poměrového ukazatele amplitudy v 1. poloze vyšší než ve 4. poloze v celkem čtyřech případech (m. trapezius pars descendens, m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa a m. latissimus dorsi). Velikost svalové aktivace v 1. poloze nižší než ve 4. poloze byla potom zjištěna také v celkem čtyřech případech (m. deltoideus pars acromialis, m. serratus anterior, m. pectoralis major a m. infraspinatus) (viz Tabulka 5 a Obrázek 31). Ostatní základní statistické charakteristiky nalezneme v Příloze 4 a 7.

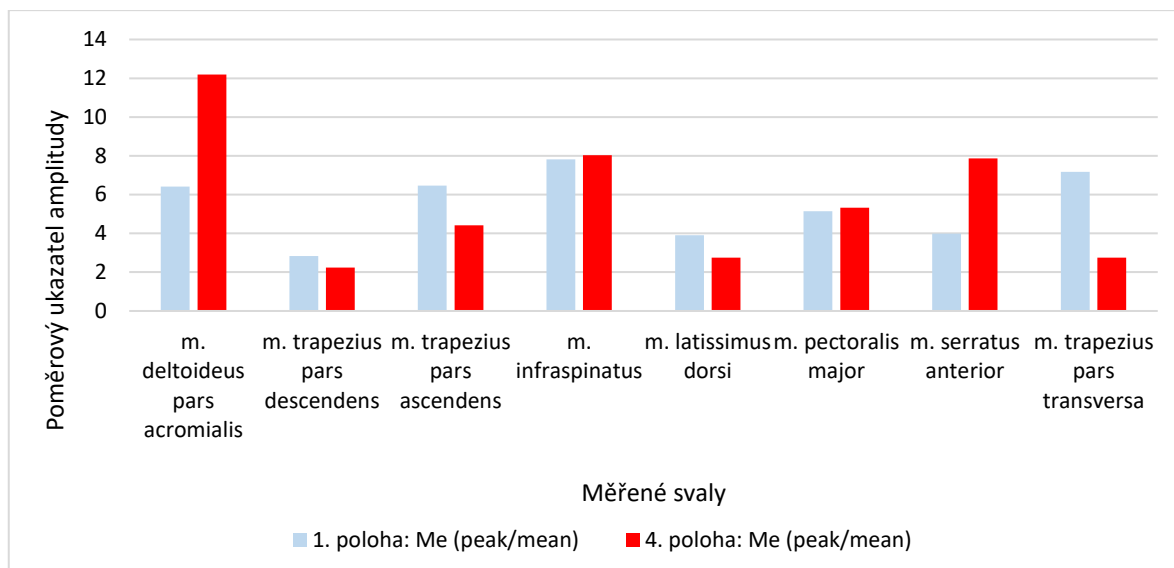
Tabulka 5. Hodnoty mediánu poměrového ukazatele amplitudy v poloze 1 a 4

Sval	1. poloha: Me (peak/mean)	4. poloha: Me (peak/mean)
m. deltoideus pars acromialis	6,41	12,19
m. trapezius pars descendens	2,84	2,24
m. trapezius pars ascendens	6,46	5,12
m. infraspinatus	7,81	8,03
m. latissimus dorsi	3,91	2,75
m. pectoralis major	5,14	5,33
m. serratus anterior	3,98	7,87
m. trapezius pars transversa	7,18	2,75

Legenda:

1. poloha: Me (peak/mean) poměrový ukazatel amplitudy jednotlivých svalů v 1. poloze (medián)

4. poloha: Me (peak/mean)poměrový ukazatel amplitudy jednotlivých svalů v 4. poloze (medián)



Obrázek 31. Velikost poměrových ukazatelů amplitudy aktivace svalů v poloze 1 a 4 (medián)

Při testování jednovýběrovým Wilcoxonovým testem při zachování hladiny statistické významnosti $p \leq 0,05$ se jevil jako významný rozdíl ve velikosti svalové aktivace v případě svalů m. deltoideus pars acromialis, m. trapezius pars ascendens, m. serratus anterior a m. trapezius pars transversa (hodnoty označené hvězdičkou viz Tabulka 6). Z důvodu testování velkého počtu hypotetických situací, tedy po nutné korekci Holmovou metodou, však byla statistická významnost prokázána pouze v případě jednoho svalu, a to m. serratus anterior (viz Tabulka 7).

Tabulka 6. Testování rozdílu svalové aktivace mezi polohou 1 a 4 (jednovýběrový Wilcoxonův test)

Dvojice poloh	Sval	<i>p</i> -hodnota	Medián
1 a 4	m. deltoideus pars acromialis	0,0164*	-4,2661
1 a 4	m. trapezius pars ascendens	0,0473*	1,0426
1 a 4	m. trapezius pars descendens	0,3184	0,2537
1 a 4	m. infraspinatus	0,2534	-1,2665
1 a 4	m. latissimus dorsi	0,3707	-0,2830
1 a 4	m. pectoralis major	0,2367	-0,8948
1 a 4	m. serratus anterior	0,0003*	-4,4304
1 a 4	m. trapezius pars transversa	0,0099*	2,6032

Legenda:

Dvojice poloh konkrétní dvojice srovnávaných poloh (polohy 1 a 2)

p-hodnota hodnota jednovýběrového Wilcoxonova testu pro rozdíly hodnot poměrových ukazatelů svalové aktivity, pravděpodobnost chyby I. druhu, tedy že zamítneme nulovou hypotézu, ačkoliv platí

Medián medián rozdílů poměrového ukazatele hodnot svalové aktivity

Hodnoty označené „“* *p-hodnota* $\leq 0,05$

Tabulka 7. Statistické závěry mnohonásobného testování hypotéz Holmovou metodou pro srovnání poloh 1 a 4

Pořadí	Dvojice poloh	Sval	<i>p</i> -hodnota	Práh	Výsledek
8	1 a 4	m. deltoideus pars acromialis	0,0164	0,0015	nezamítáme
11	1 a 4	m. trapezius pars ascendens	0,0473	0,0017	nezamítáme
24	1 a 4	m. trapezius pars descendens	0,3184	0,0029	nezamítáme
22	1 a 4	m. infraspinatus	0,2534	0,0026	nezamítáme
25	1 a 4	m. latissimus dorsi	0,3707	0,0031	nezamítáme
21	1 a 4	m. pectoralis major	0,2367	0,0025	nezamítáme
2	1 a 4	m. serratus anterior	0,0003*	0,0013	zamítáme
6	1 a 4	m. trapezius pars transversa	0,0099	0,0014	nezamítáme

Legenda:

Pořadí seřazení všech hodnot (poměrových ukazatelů amplitud) všech svalů ve všech polohách podle *p*-hodnot po mnohonásobném testování

p-hodnota hodnota jednovýběrového Wilcoxonova testu pro rozdíly normovaných hodnot svalové aktivity, pravděpodobnost chyby I. druhu, tedy že zamítneme nulovou hypotézu, ačkoliv platí

Práh hodnota $\alpha/(m+1-k)$, kde α je hladina významnosti, kterou bereme 5 %, m je počet hypotéz, tedy 40, a k je pořadí *p*-hodnoty v uspořádání od nejmenší po největší

Výsledek výsledek dané hypotézy (resp. konkrétního svalu v dané hypotéze)

*Hodnoty zvýrazněné tučně** statisticky významné hodnoty

Závěr: Hypotézu H_02 zamítáme. Existuje statisticky významný rozdíl velikosti svalové aktivity m. serratus anterior ($p = 0,003$) mezi polohami 1 (stoj s oporou o dvě dlaně) a 4 (poloha na čtyřech), v případě ostatních svalů se tento statisticky významný rozdíl neprokázal.

5.4 Výsledky k hypotéze H₀₃

H₀₃: Neexistuje rozdíl ve velikosti svalové aktivace m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis a m. latissimus dorsi mezi polohou ve stoji s oporou o jednu dlaň (2. poloha) a mezi stejnou ve stoji s oporou o jednu dlaň na overballu (3. poloha).

Při zpracování výsledků byla zjištěna velikost svalové aktivace dle poměrového ukazatele amplitudy v 2. poloze vyšší než ve 3. poloze v celkem čtyřech případech (m. deltoideus pars acromialis, m. trapezius pars descendens, m. infraspinatus a m. trapezius pars transversa). Velikost svalové aktivace podle poměrového ukazatele amplitudy v 2. poloze nižší než v 3. poloze byla potom zjištěna také v celkem čtyřech případech (m. trapezius pars ascendens, m. latissimus dorsi, m. pectoralis major a m. serratus anterior) (viz Tabulka 8 a Obrázek 32). Ostatní základní statistické charakteristiky nalezneme v Příloze 5 a 6.

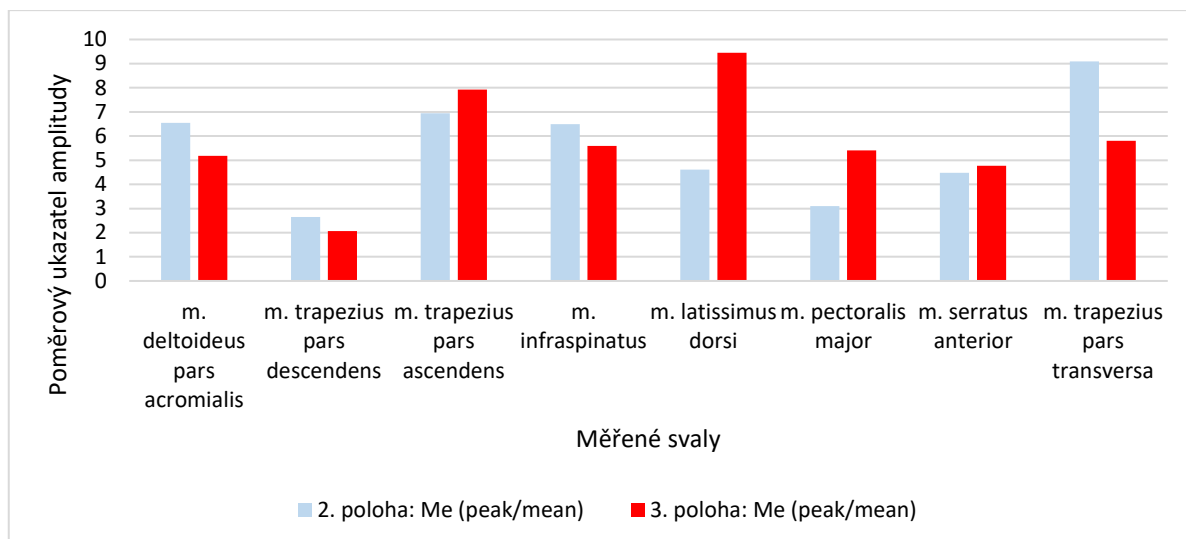
Tabulka 8. Hodnoty mediánu poměrového ukazatele amplitudy v poloze 2 a 3

Sval	2. poloha: Me (peak/mean)	3. poloha: Me (peak/mean)
m. deltoideus pars acromialis	6,54	5,18
m. trapezius pars descendens	2,65	2,07
m. trapezius pars ascendens	6,94	7,92
m. infraspinatus	6,49	5,59
m. latissimus dorsi	4,61	9,45
m. pectoralis major	3,1	5,41
m. serratus anterior	4,48	4,77
m. trapezius pars transversa	9,09	5,8

Legenda:

2. poloha: Me (peak/mean) poměrový ukazatel amplitudy jednotlivých svalů v 2. poloze (medián)

3. poloha: Me (peak/mean) poměrový ukazatel amplitudy jednotlivých svalů ve 3. poloze (medián)



Obrázek 32. Velikost poměrových ukazatelů amplitudy aktivace svalů v poloze 2 a 3 (medián)

Při testování jednovýběrovým Wilcoxonovým testem při zachování hladiny statistické významnosti $p \leq 0,05$ se jevil jako významný rozdíl ve velikosti svalové aktivace v případě svalů m. latissimus dorsi, m. pectoralis major a m. trapezius pars transversa (hodnoty označené hvězdičkou viz Tabulka 9). Z důvodu testování velkého počtu hypotetických situací, tedy po nutné korekci Holmovou metodou, však byla statistická významnost prokázána pouze ve dvou případech, a to v případě m. latissimus dorsi a m. trapezius pars transversa (Tabulka 10).

Tabulka 9. Testování rozdílu svalové aktivace mezi polohou 2 a 3 (jednovýběrový Wilcoxonův test)

Dvojice poloh	Sval	<i>p</i> -hodnota	Medián
2 a 3	m. deltoideus pars acromialis	0,4400	0,0309
2 a 3	m. trapezius pars ascendens	0,8078	0,3588
2 a 3	m. trapezius pars descendens	0,2286	0,0747
2 a 3	m. infraspinatus	0,4161	0,5801
2 a 3	m. latissimus dorsi	0,0000*	-4,3576
2 a 3	m. pectoralis major	0,0017*	-2,0839
2 a 3	m. serratus anterior	0,1579	-0,6961
2 a 3	m. trapezius pars transversa	0,0008*	5,0136

Legenda:

Dvojice poloh konkrétní dvojice srovnávaných poloh (polohy 2 a 3)

p-hodnotahodnota jednovýběrového Wilcoxonova testu pro rozdíly hodnot poměrových ukazatelů svalové aktivity, pravděpodobnost chyby I. druhu, tedy že zamítneme nulovou hypotézu, ačkoliv platí

Medián medián rozdílů poměrového ukazatele hodnot svalové aktivity

Hodnoty označené „,“* *p*-hodnota $\leq 0,05$

Tabulka 10. Statistické závěry mnohonásobného testování hypotéz Holmovou metodou pro srovnání poloh 2 a 3

Pořadí	Dvojice poloh	Sval	<i>p</i> -hodnota	Práh	Výsledek
28	2 a 3	m. deltoideus pars acromialis	0,4400	0,0038	nezamítáme
39	2 a 3	m. trapezius pars ascendens	0,8078	0,0250	nezamítáme
20	2 a 3	m. trapezius pars descendens	0,2286	0,0024	nezamítáme
22	2 a 3	m. infraspinatus	0,2534	0,0026	nezamítáme
1	2 a 3	m. latissimus dorsi	0,0000*	0,0013	zamítáme
5	2 a 3	m. pectoralis major	0,0017	0,0014	nezamítáme
17	2 a 3	m. serratus anterior	0,1579	0,0021	nezamítáme
3	2 a 3	m. trapezius pars transversa	0,0008*	0,0013	zamítáme

Legenda:

Pořadí seřazení všech hodnot (poměrových ukazatelů amplitud) všech svalů ve všech polohách podle *p*-hodnot po mnohonásobném testování

p-hodnota hodnota jednovýběrového Wilcoxonova testu pro rozdíly normovaných hodnot svalové aktivity, pravděpodobnost chyby I. druhu, tedy že zamítneme nulovou hypotézu, ačkoliv platí

Práh hodnota $\alpha/(m+1-k)$, kde α je hladina významnosti, kterou bereme 5 %, m je počet hypotéz, tedy 40, a k je pořadí *p*-hodnoty v uspořádání od nejmenší po největší

Výsledek výsledek dané hypotézy (resp. konkrétního svalu v dané hypotéze)

*Hodnoty zvýrazněné tučně**.... statisticky významné hodnoty

Závěr: Hypotézu **H₀₃** zamítáme. Existuje statisticky významný rozdíl velikosti svalové aktivity **m. latissimus dorsi** ($p = 0,000$) a **m. trapezius pars transversa** ($p = 0,0008$) mezi polohami 2 (stoj s oporou o jednu dlaň) a 3 (stoj s oporou o jednu dlaň na overballu), v případě ostatních svalů se tento statisticky významný rozdíl neprokázal.

5.5 Výsledky k hypotéze H₀₄

H₀₄: Neexistuje rozdíl ve velikosti svalové aktivace m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis a m. latissimus dorsi mezi polohou na boku s oporou o mediální epikondyl (5. poloha) a mezi polohou v sedu na boku s oporou o rozvinutou dlaň (6. poloha).

Při zpracování výsledků byla zjištěna velikost svalové aktivace dle poměrového ukazatele amplitudy v 5. poloze vyšší než v 6. poloze v celkem třech případech (m. latissimus dorsi, m. serratus anterior, m. trapezius pars transversa). Velikost svalové aktivace podle poměrového ukazatele amplitudy v 5. poloze nižší než v 6. poloze byla potom zjištěna v celkem pěti případech (m. deltoideus pars acromialis, m. trapezius pars descendens a ascendens, m. infraspinatus, m. pectoralis major) (viz Tabulka 11 a Obrázek 33). Ostatní základní statistické charakteristiky nalezneme v Příloze 8 a 9.

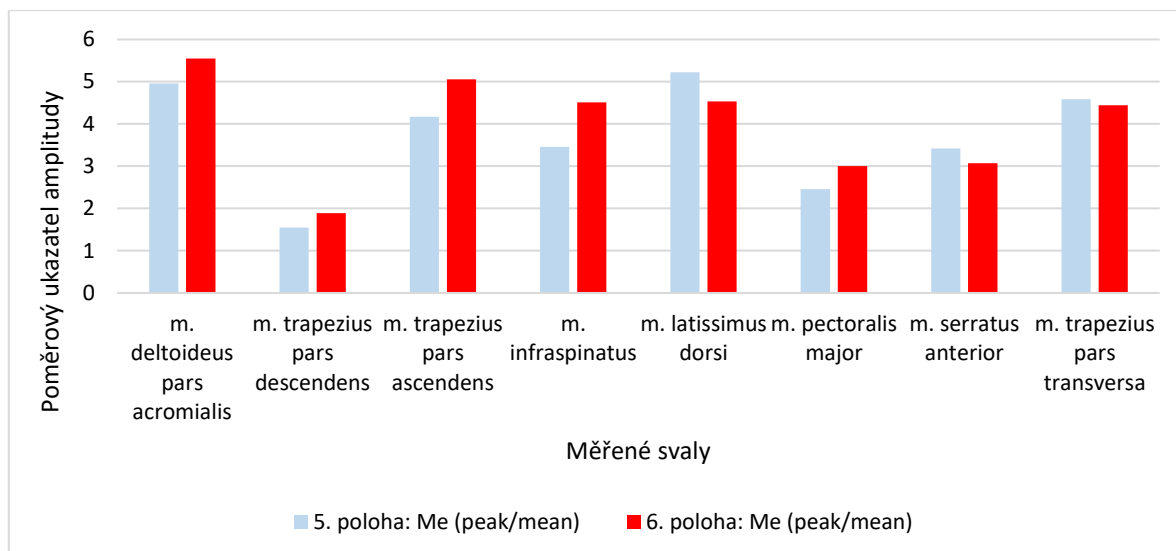
Tabulka 11. Hodnoty mediánu poměrového ukazatele amplitudy v poloze 5 a 6

Sval	5. poloha: Me (peak/mean)	6. poloha: Me (peak/mean)
m. deltoideus pars acromialis	4,96	5,55
m. trapezius pars descendens	1,55	1,89
m. trapezius pars ascendens	4,17	5,06
m. infraspinatus	3,46	4,51
m. latissimus dorsi	5,22	4,53
m. pectoralis major	2,46	3
m. serratus anterior	3,42	3,07
m. trapezius pars transversa	4,59	4,44

Legenda:

5. poloha: Me (peak/mean) poměrový ukazatel amplitudy jednotlivých svalů v 5. poloze (medián)

6. poloha: Me (peak/mean) poměrový ukazatel amplitudy jednotlivých svalů v 6. poloze (medián)



Obrázek 33. Velikost poměrových ukazatelů amplitudy aktivace svalů v poloze 5 a 6 (medián)

Testováním jednovýběrovým Wilcoxonovým testem a posléze korekcí Holmovou metodou nebyl, při zachování hladiny statistické významnosti $p \leq 0,05$, prokázán žádný statisticky významný rozdíl ve velikosti svalové aktivace jakéhokoliv testovaného svalu mezi polohami 5 a 6 (viz Tabulka 12 a 13).

Tabulka 12. Testování rozdílu svalové aktivace mezi polohou 5 a 6 (jednovýběrový Wilcoxonův test)

Dvojice poloh	Sval	<i>p</i> -hodnota	Medián
5 a 6	m. deltoideus pars acromialis	0,7922	-0,4969
5 a 6	m. trapezius pars ascendens	0,7303	-0,1809
5 a 6	m. trapezius pars descendens	0,4771	-0,2218
5 a 6	m. infraspinatus	0,2206	-1,1581
5 a 6	m. latissimus dorsi	0,4045	0,8316
5 a 6	m. pectoralis major	0,5838	-0,0090
5 a 6	m. serratus anterior	0,1706	0,6724
5 a 6	m. trapezius pars transversa	0,6850	-0,6301

Legenda:

Dvojice poloh konkrétní dvojice srovnávaných poloh (polohy 5 a 6)

p-hodnota hodnota jednovýběrového Wilcoxonova testu pro rozdíly hodnot poměrových ukazatelů svalové aktivace, pravděpodobnost chyby I. druhu, tedy že zamítneme nulovou hypotézu, ačkoliv platí

Medián medián rozdílů poměrového ukazatele hodnot svalové aktivity

Hodnoty označené „“* **p**-hodnota $\leq 0,05$

Tabulka 13. Statistické závěry mnohonásobného testování hypotéz Holmovou metodou pro srovnání poloh 5 a 6

Pořadí	Dvojice poloh	Sval	p -hodnota	Práh	Výsledek
38	5 a 6	m. deltoideus pars acromialis	0,7922	0,0167	nezamítáme
37	5 a 6	m. trapezius pars ascendens	0,7303	0,0125	nezamítáme
30	5 a 6	m. trapezius pars descendens	0,4771	0,0045	nezamítáme
19	5 a 6	m. infraspinatus	0,2206	0,0023	nezamítáme
26	5 a 6	m. latissimus dorsi	0,4045	0,0033	nezamítáme
33	5 a 6	m. pectoralis major	0,5838	0,0063	nezamítáme
18	5 a 6	m. serratus anterior	0,1706	0,0022	nezamítáme
35	5 a 6	m. trapezius pars transversa	0,6850	0,0083	nezamítáme

Legenda:

Pořadí seřazení všech hodnot (poměrových ukazatelů amplitud) všech svalů ve všech polohách podle *p*-hodnot po mnohonásobném testování

***p*-hodnota** hodnota jednovýběrového Wilcoxonova testu pro rozdíly normovaných hodnot svalové aktivity, pravděpodobnost chyby I. druhu, tedy že zamítneme nulovou hypotézu, ačkoliv platí

Práh hodnota $\alpha/(m+1-k)$, kde α je hladina významnosti, kterou bereme 5 %, m je počet hypotéz, tedy 40, a k je pořadí *p*-hodnoty v uspořádání od nejmenší po největší.

Výsledek výsledek dané hypotézy (resp. konkrétního svalu v dané hypotéze)

Závěr: Hypotézu **H₀₄** nezamítáme. Neexistuje statisticky významný rozdíl velikosti svalové aktivity testovaných svalů mezi polohami 5 (poloha na boku s oporou o mediální epikondyl) a 6 (sed na boku s oporou o rozvinutou dlaň).

5.6 Výsledky k hypotéze H₀₅

H₀₅: Neexistuje rozdíl ve velikosti svalové aktivace m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis a m. latissimus dorsi mezi polohou ve stoji s oporou o jednu dlaň (2. poloha) a mezi polohou na boku s oporou o rozvinutou dlaň (6. poloha).

Při zpracování výsledků byla zjištěna velikost svalové aktivace dle poměrového ukazatele amplitudy v 2. poloze vyšší než v 6. poloze ve všech, tedy v osmi případech (m. deltoideus pars acromialis, m. trapezius pars descendens, m. trapezius pars ascendens, m. infraspinatus, m. latissimus dorsi, m. pectoralis major, m. serratus anterior a trapezius pars transversa) (viz Tabulka 14 a Obrázek 34). Ostatní základní statistické charakteristiky nalezneme v Příloze 5 a 9.

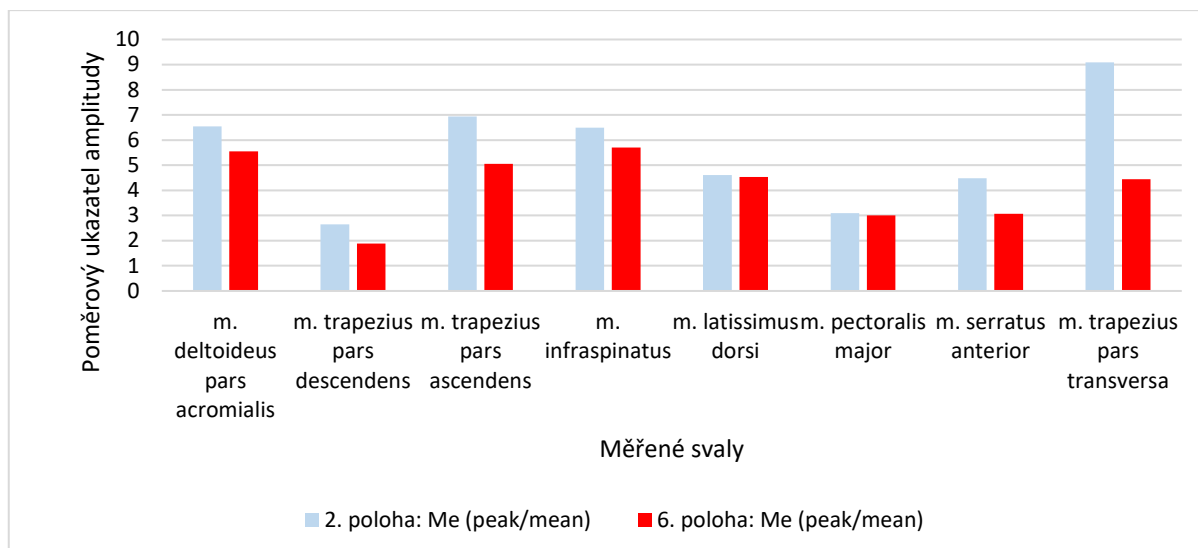
Tabulka 14. Hodnoty mediánu poměrového ukazatele amplitudy v poloze 2 a 6

Sval	2. poloha: Me (peak/mean)	6. poloha: Me (peak/mean)
m. deltoideus pars acromialis	6,54	5,55
m. trapezius pars descendens	2,65	1,89
m. trapezius pars ascendens	6,94	5,06
m. infraspinatus	6,49	5,7
m. latissimus dorsi	4,61	4,53
m. pectoralis major	3,1	3
m. serratus anterior	4,48	3,07
m. trapezius pars transversa	9,09	4,44

Legenda:

2. poloha: Me (peak/mean) poměrový ukazatel amplitudy jednotlivých svalů v 5. poloze (medián)

6. poloha: Me (peak/mean) poměrový ukazatel amplitudy jednotlivých svalů v 6. poloze (medián)



Obrázek 34. Velikost poměrových ukazatelů amplitudy aktivace svalů v poloze 2 a 6 (medián)

Při testování jednovýběrovým Wilcoxonovým testem při zachování hladiny statistické významnosti $p \leq 0,05$ se jevil jako významný rozdíl ve velikosti svalové aktivace v případě svalů m. trapezius pars ascendens, m. serratus anterior a m. trapezius pars transversa (hodnoty označené hvězdičkou viz Tabulka 15). Z důvodu testování velkého počtu hypotetických situací, tedy po nutné korekci Holmovou metodou, však byla statistická významnost prokázána pouze v případě m. trapezius pars transversa (hodnoty označené hvězdičkou viz Tabulka 16).

Tabulka 15. Testování rozdílu svalové aktivace mezi polohou 2 a 6 (jednovýběrový Wilcoxonův test)

Dvojice poloh	Sval	p -hodnota	Medián
2 a 6	m. deltoideus pars acromialis	0,4645	0,6768
2 a 6	m. trapezius pars ascendens	0,0345*	2,6670
2 a 6	m. trapezius pars descendens	0,0841	0,9717
2 a 6	m. infraspinatus	0,1403	1,5592
2 a 6	m. latissimus dorsi	0,2710	0,7621
2 a 6	m. pectoralis major	0,5291	-0,1160
2 a 6	m. serratus anterior	0,0208*	1,6322
2 a 6	m. trapezius pars transversa	0,0010*	4,4194

Legenda:

Dvojice poloh konkrétní dvojice srovnávaných poloh (polohy 2 a 6)

p-hodnota hodnota jednovýběrového Wilcoxonova testu pro rozdíly hodnot poměrových ukazatelů svalové aktivace, pravděpodobnost chyby I. druhu, tedy že zamítneme nulovou hypotézu, ačkoliv platí

Medián medián rozdílů poměrového ukazatele hodnot svalové aktivace

Hodnoty označené „“* *p*-hodnota $\leq 0,05$

Tabulka 16. Statistické závěry mnohonásobného testování hypotéz Holmovou metodou pro srovnání poloh 2 a 6

Pořadí	Dvojice poloh	Sval	<i>p</i> -hodnota	Práh	Výsledek
29	2 a 6	m. deltoideus pars acromialis	0,4645	0,0042	nezamítáme
10	2 a 6	m. trapezius pars ascendens	0,0345	0,0016	nezamítáme
13	2 a 6	m. trapezius pars descendens	0,0841	0,0018	nezamítáme
15	2 a 6	m. infraspinatus	0,1403	0,0019	nezamítáme
23	2 a 6	m. latissimus dorsi	0,2710	0,0028	nezamítáme
32	2 a 6	m. pectoralis major	0,5291	0,0056	nezamítáme
9	2 a 6	m. serratus anterior	0,0208	0,0016	nezamítáme
4	2 a 6	m. trapezius pars transversa	0,0010*	0,0014	zamítáme

Legenda:

Pořadí seřazení všech hodnot (poměrových ukazatelů amplitud) všech svalů ve všech polohách podle *p*-hodnot po mnohonásobném testování

p-hodnota hodnota jednovýběrového Wilcoxonova testu pro rozdíly normovaných hodnot svalové aktivace, pravděpodobnost chyby I. druhu, tedy že zamítneme nulovou hypotézu, ačkoliv platí

Práh hodnota $\alpha/(m+1-k)$, kde α je hladina významnosti, kterou bereme 5 %, *m* je počet hypotéz, tedy 40, a *k* je pořadí *p*-hodnoty v uspořádání od nejmenší po největší.

Výsledek výsledek dané hypotézy (resp. konkrétního svalu v dané hypotéze)

*Hodnoty zvýrazněné tučně** statisticky významné hodnoty

Závěr: Hypotézu H_05 zamítáme. Existuje statisticky významný rozdíl velikosti svalové aktivace m. trapezius pars transversa ($p = 0,0010$) mezi polohami 2 (stoj s oporou o jednu dlaň) a 6 (sed na boku s oporou o rozvinutou dlaň), v případě ostatních svalů se tento statisticky významný rozdíl neprokázal.

6 DISKUZE

6.1 Diskuze výsledků práce

Je dokázáno, že cvičení ke zlepšení stabilizace lopatky v prostoru napomáhá k vlastní centraci GH kloubu. To může vést například ke snížení bolesti u pacientů s dysfunkcí ramene. V literatuře však nebyla prokázána korelace mezi zlepšením symetrického uspořádání lopatek a vlastní stability GH kloubu. I po několikátýdenní rehabilitaci je možné, že lopatky na hrudníku nebudou ležet zcela symetricky (stále bude například jedna výše než druhá, popř. zevně rotována), ale vliv na jejich dynamickou stabilitu a centraci ramenního kloubu má stabilizační cvičení bezpochyby velký (Jeon & Chon, 2018).

Ve studiích se dočteme, že velikost svalové aktivace m. trapezius pars descendens se zvyšuje úměrně se vzrůstající velikostí elevace v GH skloubení (Hwang, Kwon, Jeon, Kim, & Weon, 2017). Výsledky této diplomové práce tento fakt však nepotvrzují. Nebyl potvrzen statisticky významný rozdíl například mezi polohami 1 (stoj s oporou o obě horní končetiny) a 4 (poloha na čtyřech), i přesto, že v druhé zmíněné poloze byl rozsah elevace v ramenním kloubu značně větší. Výsledek si můžeme objasnit tak, že ve všech polohách byl kladen důraz na udržování centrovaného postavení celého ramenního pletence, lopatky nevyjímaje. Po celou dobu izometrické výdrže ve statické pozici byla tedy snaha o udržení lopatky v kaudálním centrovaném postavení, a tím došlo k zamezení většího nárůstu aktivace m. trapezius pars descendens.

Stejně tak studie v literatuře hovoří, že i velikost svalové aktivace m. pectoralis major vzrůstá se zvyšujícími se elevačními parametry v GH skloubení (Hwang, Kwon, Jeon, Kim, & Weon, 2017). Při srovnávání poloh 1 (stoj s oporou o dvě dlaně) a 4 (poloha na čtyřech) se tento výsledek nepotvrdil. Nebyl tedy prokázán významný statistický rozdíl v aktivaci tohoto svalu mezi těmito polohami, kde byl vůbec největší rozdíl v míře elevace humeru oproti lopatce. I přesto, že se zpočátku jevil jako výrazný rozdíl také poměrový ukazatel amplitudy mezi polohami 1 (stoj s oporou o dvě dlaně) a 2 (stoj s oporou o jednu dlaň), statisticky byl tento výsledek vyvrácen. Z našich výsledků vyplývá, že v případě velikosti aktivace m. pectoralis major tolik nezáleží na úhlu elevace humeru, ani na rovině (sagitální, frontální), ve které je humerus vůči rameni umístěn. V žádné námi testované poloze však nebyla míra elevace v GH skloubení vyšší než 90° flexe (poloha na čtyřech). Proto nemůžeme jednoznačně vyvrátit tyto korelace vyplývající z literatury. Je tedy možné, že při výběru poloh s flexí či abdukcí větší než 90° v GH kloubu, by se potvrdil větší nárůst jak aktivace m. pectoralis major, tak m. trapezius pars descendens. Zároveň je možné,

že v náročnějších polohách, kde by docházelo k přenosu tlaku na horní končetinu vyššímu, než je $\frac{1}{4}$ tělesné hmotnosti probanda, by mohl být výsledek také zcela odlišný.

Vyšší nároky na m. serratus anterior jsou rovněž kladeny v opoře o více elevovanou horní končetinu. Ve 140° elevaci v GH skloubení je podle studie Hardwick, Beebe, McDonnell, a Lang (2006) tato aktivace vyšší než v polohách s mírou elevace nižší. Výsledek v naší studii je však omezen pouze pro rozsah do 90° elevace v GH skloubení. V zahraničních studiích byly testovány polohy s postavením humeru nad horizontálou, proto mohla být korelace mezi vzrůstající velikostí aktivace m. serratus anterior a elevací v GH skloubení prokázána ještě mnohem zřetelněji. I přesto byl v naší studii prokázán statisticky významný rozdíl ve velikosti svalové aktivace mezi polohami 1 (stoj s oporou o dvě dlaně) a 4 (poloha na čtyřech), kdy vyšší svalovou aktivaci lze pozorovat ve druhé zmíněné. Výsledky naší studie tedy odpovídají informacím dostupným z literatury.

Z dostupné literatury dále vyplývá, že velikost svalové aktivace m. infraspinatus je výraznější při cvicích ve frontální rovině, tedy s horní končetinou umístěnou v abdukčním postavení a se současným využitím zevní rotace humeru (Reinold et al., 2004; Lee D., Lee S., & Han, 2016). Velikost svalové aktivace ve flekčním postavení humeru v poloze 1 (opora o dvě dlaně ve stoji) v naší studii není statisticky významně rozdílná oproti aktivaci svalu s horní končetinou umístěnou v abdukčním a zevně rotačním postavení v poloze 2 (opora o jednu dlaň ve stoji). Výsledky naší studie tedy neodpovídají informacím dostupným z literatury. Určitým vysvětlením námi zjištěných výsledků může být využití malého abdukčního úhlu v GH kloubu. Není tedy vyloučené, že by se v případě umístění opěrné horní končetiny ve větším abdukčním postavení nepotvrdily informace dostupné v literatuře.

Při jednom z námi aplikovaných cviků byla využita opora o nestabilní podložku, tedy opora o overball. Dostupná literatura uvádí různorodé výsledky při využití stabilní či nestabilní opory. Ve většině zdrojů se dočteme, že při opoře o balanční podložky musí být dosaženo vyšší velikosti svalové aktivace k dosažení stability na opěrné horní končetině (McMahon, Jobe, Pink, Brault, & Perry 1996; Khademi Kalantari & Berenji Ardestani, 2014). Ne všechny provedené studie však tuto skutečnost potvrzují. Zdá se, že nestabilní základna opory není jediným určujícím faktorem ovlivňujícím svalovou aktivitu během CKC cvičení (Anderson & Behm, 2004; Khademi Kalantari & Berenji Ardestani, 2014). Autoři výše zmíněných studií však nevyužívají žádného prostředku k přesnému odměření zatížení horní končetiny. Parametry všech cviků například zahrnovaly udržení 90° flexe v ramenním kloubu, z čehož vyplývá, že pokud proband daný cvik na nestabilní podložce nezvládal, jednoduše mohl přenést větší tlak do oblasti druhostranné horní končetiny nebo

do oblasti dolních končetin. V našich výsledcích taktéž nebylo u všech testovaných svalů potvrzeno, že zvýšení velikosti svalové aktivity souvisí s oporou o nestabilní podložku. Při sledování existence rozdílu ve velikosti svalové aktivity mezi polohami 2 (ve stoji s oporou o jednu dlaň) a 3 (ve stoji s oporou o jednu dlaň na overballu) byl prokázán statisticky významný rozdíl v případě dvou svalů. Prvním z nich je m. latissimus dorsi, jehož velikost aktivity byla vyšší v opoře o nestabilní podložku. Zároveň byl v jeho případě prokázán vůbec největší systematický rozdíl ($p = 0,000$) všech sledovaných svalů napříč všemi testovanými polohami. M. latissimus dorsi je výrazným dlouhým depresorem hlavice humeru, který zajišťuje při jeho správné aktivaci stabilitu GH skloubení a umožňuje udržet dostatečnou šířku subakromiálního prostoru (Oh, Jun, McGarry, & Lee, 2011; Halder, Zhao, O'Driscoll, Morrey, & An 2001 in Campbell et al., 2014). Rozdíl aktivity tohoto svalu ve stabilní a nestabilní poloze můžeme přisuzovat právě většímu úsilí vynaloženému k udržení kaudálního postavení humeru. Druhým svalem, vykazujícím statisticky významný rozdíl ve smyslu zvýšení jeho aktivity v opoře o overball, je m. trapezius pars transversa. Tento sval je významným dolním stabilizátorem lopatky. Jak se jeví, dolní fixátory také disponují výraznějším zapojením při opoře o nestabilní podložku, nejspíše ve snaze udržet optimální postavení lopatky k zachování centrovaného GH kloubu. V literatuře také nalezneme informaci, že aktivace m. serratus anterior je vyšší v opoře o nestabilní podložku (Yoo & Hwang, 2010; Kim et al., 2014). V této diplomové práci však nebyl prokázán statisticky významný rozdíl ve velikosti jeho aktivity při opoře o nestabilní podložku oproti opoře o stabilní. V případě ostatních svalů nebyl prokázán žádný další statisticky významný rozdíl mezi těmito dvěma polohami. Jednou z možností vysvětlení těchto výsledků může být to, že sice nedošlo ke statisticky významnému zvýšení poměrového ukazatele amplitudy všech ostatních svalů, ale mohlo dojít k rozšíření svalové odpovědi i na další svaly nebo jejich jednotlivé části, které ve studii nebyly současně měřeny.

Při srovnání poloh 5 (poloha na boku s oporou o mediální epikondyl) a 6 (poloha v sedu na boku s oporou o rozvinutou dlaň) nebyl prokázán žádný statisticky významný rozdíl v aktivaci kteréhokoliv testovaného svalu mezi danými polohami. Obě polohy jsou si velmi podobné, jsou inspirovány ontogenetickým modelem šikmých sedů (vysokého a nízkého). Poloha 5 poskytuje mnohem větší velikost opěrné báze i opěrné plochy oproti poloze 6. Mohli bychom tedy předpokládat, že v poloze 6 dojde k větší potřebě zapojení stabilizátorů ramenního pletence. Vyšší poměrový ukazatel svalové aktivity v poloze 6 byl nalezen v celkem pěti případech (m. deltoideus pars acromialis, m. trapezius pars descendens a ascendens, m. infraspinatus, m. pectoralis major), avšak rozdíly ve velikosti svalové

aktivace se dle statistického vyhodnocení jeví jako nepodstatné. V praxi tedy danou variantu polohy budeme volit spíše s ohledem na možnosti pacienta nebo jeho potencionální pohybová omezení v loketním či radiokarpálním skloubení apod.

Statisticky významný rozdíl byl také prokázán ve svalové aktivaci m. trapezius pars transversa při srovnání polohy 2 (stoj s oporou o jednu dlaň) a 6 (poloha v sedu na boku s oporou o rozvinutou dlaň), kdy jeho vyšší aktivace byla naměřena v poloze 2. Poloha 2 je charakteristická značně menší opěrnou bází než poloha 6, těžiště těla je zároveň umístěno mnohem výše nad opěrnou bází. Podle Véleho (1995) je úroveň posturální aktivity svalů dána právě výškou těžiště nad opěrnou bází. Ta je vyšší ve stoji než v poloze v sedě na boku. Poloha ve stoji je tedy labilnější a tím také nejspíše poskytuje výraznější stimulaci pro oporu o horní končetinu, a tím i pro kaudalizaci lopatky a aktivitu jejich dolních fixátorů.

6.2 Limitace metodické části práce

Určitou limitací výsledků této diplomové práce může být lokalizace jednotlivých elektrod při vlastním měření. Autoři se v jejich umístění na kůži napříč studii liší. Například v případě m. infraspinatus existují tři architektonicky odlišné oblasti m. infraspinatus (superiorní – pod spina scapulae, mediální – blízko k mediální hraně, inferiorní – laterálněji, blízko k axile) (Fabrizio & Clemente, 2014), z nichž každá je inervovaná odlišnou větví nervus suprascapularis (Hermenegildo et al., 2013). Autoři uvádí, že v každé jednotlivé části svalu může být zjištěna například odlišná velikost maximální izometrické kontrakce (MVIC) (Fabrizio & Clemente, 2014). Většina studií však blíže nedefinuje přesnou oblast analýzy svalové aktivity m. infraspinatus. Při našem testování byl sval ověřován odporem do zevní rotace v GH skloubení. Při nalepování jsme se řídili zásadami publikace autorky Criswell (2005) a zároveň byla snaha elektrody u každého probanda nalepit tak, abychom se vyhnuli posteriorní části m. deltoideus a ascendentní části m. trapezius. Ze studie Alenabi, Whittaker, Kimb, Clark a Dickerson (2018) však vyplývá, že může být při testování dosaženo například různých hodnot MVIC z různých míst m. infraspinatus. Pro snížení variability výsledků doporučují autoři použít více kombinací umístění elektrod u každého probanda a stejně tak testování ve více polohách. Každá část m. infraspinatus totiž vykazovala jinou hodnotu maximální kontrakce v jiné výchozí poloze. Předpokládejme, že podobná variabilita by se dala nalézt při testování každého svalu nebo jeho části. Limitaci této diplomové práce také nalézáme v tom, že umístění elektrod superiorní a mediální části může překrývat m. trapezius pars ascendens. Z hlediska časových možností však nebylo možné uskutečnit rozsáhlejší sběr dat u každého probanda.

V případě svalu *m. pectoralis major* byly elektrody lepené v centrální oblasti sternokostální části svalu, což je nejvyužívanější oblast pro aplikaci elektrod. Avšak z výsledků studie Król, Sobota a Nawrat (2007), kde byly testované změny v aktivitě s ohledem na umístění elektrod, vyplývá, že právě nejnižší aktivita svalu byla naměřena v centrální oblasti sternokostální porce svalu. Autoři však sval testovali jen při jedné pozici (bench press vleže na břiše). Nelze tedy jednoznačně říci, zda by byla aktivita v této oblasti nejnižší například při jiných stupních elevace ramenního kloubu. S ohledem na tuto studii lze však předpokládat, že umístěním elektrod do jiných částí svalu – klavikulární nebo abdominální oblasti, bychom mohli zjistit jinou míru svalové aktivity. Ta by však opět hovořila pouze a jen o konkrétní části tohoto rozsáhlého svalu. Tuto, teoreticky možnou variabilitu, bychom nejspíše mohli najít u všech dalších testovaných svalů.

Dalším aspektem, který může ovlivňovat velikost aktivity svalů při stabilizačních cvičeních může být variabilita tvaru lopatky napříč populací. V klinické praxi věnujeme při vyšetření pacienta pozornost nastavení lopatky a její poloze na hrudníku vzhledem k páteři či kontralaterální lopatce. Nad tvarem a velikostí jednotlivých částí lopatky se však v praxi příliš nepozastavujeme, i přes to, že tyto parametry mohou mít vliv na kvalitu zapojení svalů ramenního pletence. Krobot (2004) uvádí, že se lopatky podle svého fenotypu, osifikace a růstu jednotlivých částí, mohou seřadit do vývojové řady tvarových variací. Tyto varianty lopatek podle vývojových řad potom výrazně korelují s funkcí svalů pletence ramenního. Byla například prokázána korelace mezi ovlivněním kvality zapojení *m. infraspinatus* a tvarem lopatky. To nejspíše proto, že na morfogenetické variabilitě se nejvíce podílí tvar fossa infraspinata. V rámci vstupního kineziologického rozboru byla v této diplomové práci zkoumána pouze klidová poloha lopatky, tedy zda není při své přirozené poloze posazena kraniálněji, případně zda není dolní úhel v zevní rotaci. Dále bylo sledováno napětí svalů a nápadné rysy, ale toto pozorování nebylo samotným předmětem zkoumání této diplomové práce. Tvarová morfologie lopatky a její parametry také nebyly měřeny, proto nevíme, zda například její méně rozšířený fenotyp nemohl ovlivnit výslednou míru svalové aktivity při cvičení.

V rámci kineziologického vyšetření bylo posuzováno držení těla, křivky páteře a jejich nápadné rysy. V rámci této diplomové práce bylo například objeveno několik probandů ($n = 8$) se zvýrazněnou křivkou hrudní kyfózy. Její přítomnost může mít vliv na stav svalů v oblasti ramenního pletence. Ve studii Lee et al. (2016) se autoři zabývali testováním abdukce ve dvou variantách výchozích poloh, a to v korigovaném sedu a v sedu s flekčním držení páteře. Aktivita *m. trapezius pars ascendens* a *transversa* a *m. serratus anterior* se

výrazně zvýšila při flekčním držení trupu. Skapulární dyskineze (změna v klidové poloze lopatky) může dle autorů vést ke zvýšení tonické aktivity těchto svalů, a tedy k jejich přetížení a svalové únavě, což sekundárně bude opět přispívat ke skapulární dyskinezi a myoskeletální bolestivosti (Lee et al., 2016). Častějším nálezem při klinickém vyšetření byla však oploštěná křivka hrudní kyfózy (n = 15). Tyto vlastnosti křivek páteře nebyly předmětem zkoumání této diplomové práce, avšak z výše uvedených výsledků studie Lee et al. (2016) vyplývá, že zvýrazněná hrudní kyfóza se může projevit ve výsledném zapojení svalů. Samotné posuzování závislosti zvýraznění páteřních zakřivení na míře svalové aktivace při cvičích v oporách by mohlo být předmětem samostatné studie.

Předpokládáme, že výrazně náročná pohybová aktivita pro oblast ramenních pletenců předcházející samotnému měření mohla mít vliv na míru svalové aktivace. Před vlastním měřením bylo součástí anamnesticky pokládaných otázek také zjišťování předchozí pohybové aktivity, avšak tato skutečnost nebyla samotným předmětem zkoumání diplomové práce. Zároveň se výsledky mohou lišit napříč vykonávající volnočasovou pohybovou aktivitou probandů. Nejspíše bychom mohli narazit na odlišné výsledky měření i v různém časovém období, s ohledem na aktuální pohybovou náročnost ve volném čase probanda.

Nevýhodou samotné metody povrchové elektromyografie je nemožnost snímání hlouběji uložených svalů a jejich částí. Klíčovou úlohu v centralizaci hlavice humeru proti glenoidální jamce hraje například také m. subscapularis. Tento sval má navíc nejvýraznější funkci krátkého depresoru hlavice humeru a udržuje tak stabilní výšku subakromiálního prostoru (Mayer & Smékal, 2005). Povrchová elektromyografie zaznamenává svalovou aktivitu povrchově uložených svalů, proto je lokalizace m. subscapularis pro tyto účely bohužel nevhodná, a tedy nelze měřit všechny svaly rotátorové manžety ramenního kloubu současně.

6.3 Poznámky pro praxi

I přesto, že statisticky významný rozdíl byl nalezen pouze ve zmíněných čtyřech případech, fyzioterapeut je vždy ten, který samotnou rehabilitaci řídí. Může tedy například klást odpor v požadovaném směru a potencovat tak nárůst zapojení konkrétního svalu v dané posturální situaci. Také může polohy specificky upravit s ohledem na pacientův aktuální problém. V této práci například nebyl nalezen významný statistický rozdíl ve svalové aktivaci m. latissimus dorsi mezi polohami 5 (poloha na boku s oporou o mediální epikondyl) a 6 (sed na boku s oporou o rozvinutou dlaň). V praxi však například můžeme docílit vyšší svalové aktivace m. latissimus dorsi například v poloze 5, a to nastavením

většího úhlu abdukce humeru a se současným kladením odporu do extenze v GH skloubení. Pro praktické provedení cvičení je tedy vždy nutné myslet v širších souvislostech s ohledem na předpokládaný záměr celé terapie.

Protože byla míra svalové aktivity měřena u zdravých mladých probandů, nabízí se otázka, jak by výsledek koreloval například s výsledkem pacientů s určitou patologií v oblasti ramenního pletence. Zaměření podobné studie na určitou konkrétní patologii v oblasti ramenního pletence by mohlo být předmětem další studie. V této práci byla snaha o hodnocení velikosti svalové aktivace při stabilizačních cvičeních se současným vyvíjením stejného tlaku horními končetinami do terapeutických vah. V běžné praxi, například u pacientů po zlomeninách proximálního humeru, indikuje lékař, jakou můžeme v rehabilitaci používat zátěž horní končetiny. Blíže však není specifikována ideální poloha pro vykonávání rehabilitačního cvičení. Dle patologie v oblasti ramenního pletence musí fyzioterapeut svědomitě zhodnotit stav a funkční nedostatky pacienta, tedy přesně na míru individuálně přizpůsobit terapii. Výsledky této studie mohou být přínosné díky analýze zapojení svalů ramenního pletence v různých pozicích při vyvíjení stejného tlaku horní končetinou u každého cviku. V klinické praxi musíme počítat například s jinou velikostí amplitudy jednotlivých svalů, jiným „timingem“ nebo s tendencemi k používání náhradních kompenzačních mechanismů u jedinců s určitou patologií ramenního pletence. Na náhradní kompenzační mechanismy je potom třeba se zaměřit a pokusit se je nahradit koaktivační synergii svalů ramenního pletence.

Znalost existence rozdílu zapojení svalů v určitých polohách může být nápomocná při praktickém cvičení s klientem v rehabilitační ambulanci. Můžeme například volit konkrétní polohy s ohledem na chtěné zapojení určitých svalů či naopak vyvarování se jejich nadměrné aktivaci. Za důležitou poznámku pro praxi můžeme považovat například to, že při analýze nebyl v žádné dvojici poloh nalezen statisticky významný rozdíl ve velikosti aktivace m. trapezius pars descendens. Přílišné aktivaci tohoto svalu a tím nadměrné elevaci ramenního kloubu a lopatky se po většinou snažíme vyvarovat. Nebyl nalezen rozdíl mezi polohami lišícími se postavením humeru oproti trupu a jeho aktivace byla současně ve všech polohách velmi nízká. Dalším důležitým poznatkem je prokázání statisticky významného rozdílu v případě m. serratus anterior mezi polohami 1 (stoj s oporou o dvě dlaně) a 4 (poloha na čtyřech). Aktivitu tohoto svalu, jakožto důležitého stabilizátoru lopatky, a tím i ramenního pletence, naopak po většinou podporujeme. Vyšší velikost aktivace byla prokázána v poloze na čtyřech, a tímto se tedy poloha stává výhodnější variantou opory o obě horní končetiny.

Podobně bychom mohli postupovat při dalším hledání případných žádoucích či nežádoucích atributů rehabilitace ramenního pletence.

7 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo zjistit velikost svalové aktivace ramenního pletence při vybraných stabilizačních cvičeních a vzájemně ji srovnat mezi pěti dvojicemi poloh. Statisticky významný rozdíl byl prokázán v případě čtyř svalů mezi různými dvojicemi poloh: m. latissimus dorsi a m. trapezius pars transversa při srovnání poloh 2 (stoj s oporou o jednu dlaň) a 3 (stoj s oporou o jednu dlaň na overballu), m. trapezius pars transversa při srovnání poloh 2 (stoj s oporou o jednu dlaň) a 6 (poloha v sedu na boku s oporou o rozvinutou dlaň) a m. serratus anterior při srovnání poloh 1 (stoj s oporou o dvě dlaně) a 4 (poloha na čtyřech).

Cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci je důležitou součástí rehabilitace nejen ramenního pletence. Napříč praxí bývá využíváno v terapii nespočtu různých onemocnění pohybového aparátu, včetně kořenových, ale i akrálních kloubních struktur. V dostupné literatuře se můžeme setkat s různými typy cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci, od forem využitelných v ambulantní praxi až po typy cviků vhodnějších spíše do posiloven. Cvičení vyučované v české rehabilitaci se po většinou liší od těch, které můžeme nalézt v zahraniční literatuře. Určitou výhodou může být také možnost zvýšení náročnosti provedení jednotlivých cviků, a to využitím speciálních pomůcek. Těmi mohou být různé veliké míče, pružné gumy a lana, závěsné systémy nebo třeba balanční pomůcky (úseče, válce aj.). Cvičení může být vždy individuálně přizpůsobeno pacientovi s ohledem na jeho problém, aktuální stav, charakter bolesti či rozsah pohybu a může se tak stát velmi variabilní součástí rehabilitace. Existuje mnoho možností jeho obměn, od nejrůznějších základních poloh s horní končetinou u těla až k oporám v maximálních rozsazích pohybu. Terapii lze například upravovat indikací tlaku vyvíjenému horními končetinami do podložky. K tomuto účelu nám mohou skvěle posloužit terapeutické váhy, tedy prostředek běžně dostupný na každém klinickém pracovišti. Modifikace s nízkým přenosem váhy na končetinu je použitelná již v brzkých stádiích rekonvalescence ramenního pletence, naproti tomu můžeme využít náročnější cviky s vyvíjeným tlakem o velikosti až do ½ tělesné hmotnosti u zdatných trénovaných jedinců.

Typ této terapie tedy poskytuje různé výhody například oproti analytickým metodám. Je prokázáno, že cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci zlepšuje proprioceptivní vnímání v oblasti ramenního pletence. Také umožňuje jak nácvik kořenové stability, tak při správném vedení i trénink dynamických aktivit se současným zachováním centrovaného postavení kloubů celého řetězce.

8 SOUHRN

Ramenní pletenec je velmi složitou oblastí s nezanedbatelnou provázaností jak s akrální motorikou, tak s osovým orgánem lidského těla. Svalové dysbalance v oblasti ramenního pletence mohou mít příčinu v životním stylu, chronickém přetěžování, traumatech či mohou být důsledkem léze ať už centrálního nebo periferního nervového systému. Cvičení sloužící k nácviku stabilizace ramenního pletence jsou v klinické praxi běžnou komponentou rehabilitace. Neumožňují pouze zmíněnou kořenovou stabilitu, ale dávají také možnost rozvinutí kvalitní motorice celého řetězce.

V teoretické části diplomové práce byly shrnuty kineziologické poznatky sledovaných svalů a jejich vliv na vlastní stabilitu tolik složitého systému. Byly popsány důležité aspekty stabilizačních cvičení včetně alternativ využívaných v zahraniční literatuře a dále poznatky o povrchové elektromyografii.

V metodické části práce byl popsán celý postup praktického provedení měření, a to výběru probandů, jejich vyšetření, elektromyografického měření a analýzy sbíraných dat. Bylo realizováno měření u třiceti zdravých osob k ověření celkem pěti hypotéz, z nichž každá obsahovala celkem osm konkrétních testovaných svalů (celkem bylo tedy testováno 40 hypotetických situací). U každého probanda byla analyzována jak amplituda klidové svalové aktivity v dané posturální situaci (mean), tak velikost amplitudy v konkrétním stabilizačním cviku (peak). Obsahem každého cviku byla izometrická aktivace všech svalů. Hodnoty byly normalizovány, k analýze dat byl využit poměrový ukazatel amplitudy (peak/mean). Medián poměrového ukazatele amplitudy každého svalu byl porovnáván mezi jednotlivými dvojicemi stabilizačních cvičení.

Výsledky poukazují na statisticky významný rozdíl v celkem čtyřech případech svalů při srovnání dvou konkrétních poloh. Bylo prokázáno, že existuje statisticky významný rozdíl ve velikosti svalové aktivity m. latissimus dorsi a m. trapezius pars transversa mezi polohami 2 (stoj s oporou o jednu dlaň) a 3 (stoj s oporou o jednu dlaň na overballu). Dále byla prokázána existence statisticky významného rozdílu velikosti svalové aktivity m. serratus anterior při srovnání poloh 1 (stoj s oporou o dvě dlaně) a 4 (poloha na čtyřech) a také v případě m. trapezius pars transversa při srovnání poloh 2 (stoj s oporou o jednu dlaň) a 6 (sed na boku s oporou o rozvinutou dlaň). Výsledky jsou dále v diskuzní části komentovány s ohledem na jejich limity a doporučení k dalším výzkumům.

9 SUMMARY

The shoulder girdle is a very complex area with considerable connection to acral motor skills and an axial organ of the human body. Imbalance of muscles in the shoulder girdle may be due to lifestyle, chronic overload, traumas, or they may result from a lesion of central or peripheral nervous system. Shoulder girdle stabilization exercises are a common component of rehabilitation in clinical practice. They allow not only the root stability, but they also provide the possibility to develop good-quality motor skills of the entire chain.

The theoretical part of the diploma thesis summarizes kinesiological findings about the observed muscles and their influence on the complex system stability. This part also describes important aspects of stabilization exercises, including their alternatives used in foreign literature and findings about surface electromyography.

The methodological part of the thesis describes the whole procedure of the practical measurement: the selection of subjects, their examination, the electromyographic measurement and the analysis of collected data. Thirty healthy subjects were tested to confirm five hypotheses, each of them comprising eight specific tested muscles (in total 40 hypothetical situations were tested). In each subject, both the amplitude of rest muscle activation in the given postural situation (mean), and the amplitude in the concrete stabilization exercise (peak) were analysed. Each exercise contained isometric activation of all muscles. The values were normalised and the ratio indicator of the amplitude (peak/mean) was used for the data analysis. The median of the ratio indicator of the amplitude of each muscle was compared for the respective pairs of stabilization exercises.

The results show a statistically significant difference in case of four muscles when comparing two specific positions. It was demonstrated that there is a statistically significant difference in muscle activation of *m. latissimus dorsi* and *m. trapezius pars transversa* between positions 2 (one-palm stand) and 3 (one-palm stand over the overball). In addition, a statistically significant difference was found in *m. serratus anterior* in positions 1 (two-palm stand) and 4 (kneeling on all fours), and also in *m. trapezius pars transversa* in positions 2 (one-palm stand) and 6 (side position with palm support). The results are further discussed in terms of their limits and recommendations for further research.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

Aickin, M., & Gensler, H. (1996). Adjusting for multiple testing when reporting research results: the Bonferroni vs Holm methods. *American Journal of Public Health, 86*(5), 726-728.

Alenabi, T., Whittaker, R., Kim, S. Y., & Dickerson, C. R. (2018). Maximal voluntary isometric contraction tests for normalizing electromyographic data from different regions of supraspinatus and infraspinatus muscles: Identifying reliable combinations. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 41*(1), 19-26.

Anderson, K. G., & Behm, D. G. (2004). Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *Journal of Strength and Conditioning Research, 18*(3), 637-640.

Anděl, J. (2011). *Základy matematické statistiky*. Praha: MatfyzPress.

Başkurt, Z., Başkurt, F., Gelecek, N., & Özkan, M. H. (2011). The effectiveness of scapular stabilization exercise in the patients with subacromial impingement syndrome. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation, 24*(3), 173-179.

Bastlová, P., Krobot, A., Mikova, M., Skoumal, P., & Freiwald, J. (2004) Strategie rehabilitace po frakturách proximálního humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 11*(1), 3-18.

Beaudreuil, J., Lasbleiz, S., Aout, M., Vicaut, E., Yelnik, A., Bardin, T., & Orcel, P. (2015). Effect of dynamic humeral centring (DHC) treatment on painful active elevation of the arm in subacromial impingement syndrome. Secondary analysis of data from an RCT. *British Journal of Sports Medicine, 49*(5), 343-346.

Beaudreuil, J., Lasbleiz, S., Richette, P., Seguin, G., Rastel, C., Aout, M., Vicaut, E., Cohen-Solal, M., Lioté, F., de Vernejoul, M. C., Bardin, T., & Orcel, P. (2011). Assessment of dynamic humeral centering in shoulder pain with impingement syndrome: A randomised clinical trial. *Annals of The Rheumatic Diseases, 70*(9), 1613-1618.

Bitter, N. L., Clisby, E. F., Jones, M. A., Magarey, M. E., Jaberzadeh, S., & Sandow, M. J. (2007). Relative contributions of infraspinatus and deltoid during external rotation in healthy shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 16*(5), 563-568.

Burden, A., & Bartlett, B. (1999). Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering & Physics*, 21(4), 247-257.

Bury, J., West, M., Chamorro-Moriana, G., & Littlewood, C. (2016). Effectiveness of scapula-focused approaches in patients with rotator cuff related shoulder pain: A systematic review and meta-analysis. *Manual Therapy*, 25(1), 35-42.

Campbell, S. T., Ecklund, K. J., Chu, E. H., McGarry, M. H., Gupta, R., & Lee, T. Q. (2014). The role of pectoralis major and latissimus dorsi muscles in a biomechanical model of massive rotator cuff tear. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 23(8), 1136-1142.

Cíbochová, R. (2004). Psychomotorický vývoj dítěte v prvním roce života. *Pediatric pro praxi*, 6, 291-297.

Collin, P., Banarji, B. H., Denard, P. J., Kherad, O., & Lädermann, A. (2018). Comparison of shoulder strength assessment in scaption with an isometric dynamometer and a weighing machine: A pilot study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery Open Access*, 2(2), 141-143.

Cools, A. M., Dewitte, V., Lanszweert, F., Notebaert, D., Roets, A., Soetens, B., Cagnie, B., Witvrouw, E. E. (2007). Rehabilitation of scapular muscle balance: Which exercises to prescribe? *American Journal of Sports Medicine*, 35(10), 1744-1751.

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

Cricchio, M., & Frazer, C. (2011). Scapulothoracic and scapulohumeral exercises: A narrative review of electromyographic studies. *Journal of Hand Therapy*, 24(4), 322-333.

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

Decker, M. J., Hintermeister, R. A., Faber, K. J., & Hawkins, R. J. (1999). Serratus anterior muscle activity during selected rehabilitation exercises. *American Journal of Sports Medicine*, 27(6), 784-791.

De Mey, K., Danneels, L., Cagnie, B., Borms, D., T'Jonck, Z., Van Damme, E., Cools, A. M. (2014). Shoulder muscle activation levels during four closed kinetic chain exercises with and without Redcord slings. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(6), 1626-1634.

Dvořák, R. (2005a). Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(1), 12-17.

Dvořák, R. (2005b). Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(1), 18-22.

Ekstrom, R. A., Bifulco, K. M., Lopau, C. J., Andersen, C. F., & Gough, J. R. (2004). Comparing the function of the upper and lower parts of the serratus anterior muscle using surface electromyography. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(5), 235-243.

Fabrizio, P. A., & Clemente, F. R. (2014). Anatomical structure and nerve branching pattern of the human infraspinatus muscle. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 18(2), 228-232.

Hardwick, D. H., Beebe, J. A., McDonnell, M. K., & Lang, C. E. (2006). A comparison of serratus anterior muscle activation during a wall slide exercise and other traditional exercises. *Journal of Orthopaedic and Sport Physical Therapy*, 36(12), 903-910.

Hawkes, D. H., Alizadehkhayat, O., Kemp, G. J., Fisher, A. C., Roebuck, M. M., & Frostick, S. P. (2012). Shoulder muscle activation and coordination in patients with a massive rotator cuff tear: An electromyographic study. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(7), 1140-1146.

Hermenegildo, J. A., Ko, D. M., Li, Z., Johnson, M., Merrifield, P., & Agur, A. M. (2013) Prototype 3-D model of the musculotendinous architecture of infraspinatus. *FASEB Journal*, 27(13), 745-749.

Herrington, L., Horsley, I., & Rofl, C. (2010). Evaluation of shoulder joint position sense in both asymptomatic and rehabilitated professional rugby players and matched controls. *Physical Therapy in Sport*, 11(1), 18-22.

Hurov, J. (2009). Anatomy and mechanics of the shoulder: review of current concepts. *Journal of Hand Therapy*, 22(4), 328-343.

Hwang, U. J., Kwon, O. Y., Jeon, I. C., Kim, S. H., & Weon, J. H. (2017). Effect of humeral-elevation angle on electromyographic activity in the serratus anterior during the push-up-plus exercise. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(1), 57-64.

Jančíková, V., Opavský, J., & Krobot, A. (2016). Využití funkčních vztahů rameno – ruka v cílené kinezioterapii po poranění distálního rádia. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 23(1), 36-41.

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

Janda, V., & Pavlů, D. (1993). *Goniometrie – učební text*. Brno: Institut pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků.

Jebavý, R., & Zumr, T. (2014). *Posilování s balančními pomůckami*. Praha: Grada.

Jeon, N. Y., & Chon, S. C. (2018). Effect of glenohumeral stabilization exercises combined with scapular stabilization on shoulder function in patients with shoulder pain: A randomized controlled experimenter-blinded study. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 31(2), 259-265.

Kapandji, I. A. (1982). *The Physiology of the Joints – Volume One: Upper Limb* (5th ed.). London: Churchill Livingstone.

Khademi Kalantari, K., & Berenji Ardestani, S. (2014). The effect of base of support stability on shoulder muscle activity during closed kinematic chain exercises. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 18(2), 233-238.

Kim, S. H., Kwon, O. Y., Kim, S. J., Park, K. N., Choung, S. D., & Weon, J. H. (2014). Serratus anterior muscle activation during knee push-up plus exercise performed on static stable, static unstable, and oscillating unstable surfaces in healthy subjects. *Physical Therapy in Sport*, 15(1), 20-25.

Kibler, W. B., Sciascia, A. D., & Dome, D. C. (2006). Evaluation of apparent and absolute supraspinatus strength in patients with shoulder injury using the scapular retraction test. *American Journal of Sports Medicine*, 34(10), 1643-1647.

Kibler, W. B., Sciascia, A. D., Uhl, T. L., Tambay, N., & Cunningham, T. (2008). Electromyographic analysis of specific exercises for scapular control in early phases of shoulder rehabilitation. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(9), 1789-1798.

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

Kolářová, B. Marková, M., Stacho, J., & Szmeková, L. (2014). *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Krobot, A. (2004). Variabilita tvaru lopatky a predikce pohybových poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 67-81.

Krobot, A., Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické praxi*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci – fakulta zdravotnických věd.

Król, H., Sobota, G., & Nawrat, A. (2007). Effect of electrode position on EMG recording in pectoralis major. *Journal of Human Kinetics*, 17(1), 105-112.

Lee, D., Lee, S., & Han, S. (2016). Changes in the electromyographic activities of the infraspinatus and posterior deltoid according to abduction angles of the shoulder joint during shoulder external rotation in closed kinetic chain exercise. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(10), 2748-2750.

Lee, S. T., Moon, J., Lee, S. H., Cho, K. H., Im, S. H., Kim, M., & Min, K. (2016). Changes in activation of serratus anterior, trapezius and latissimus dorsi with slouched posture. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 40(2), 318-325.

Levin, S. M. (2005). The scapula is a sesamoid bone. *Journal of Biomechanics*, 38(8), 1733-1736.

Liebenson, C. (2006). *Rehabilitation of the Spine: A Practitioner's Manual* (2nd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy*, 80(3), 276-291.

Martins, J., Tucci, H. T., Andrade, R., Araújo, R. C., Bevilaqua-Grossi, D., & Oliveira, A. S. (2008). Electromyographic amplitude ratio of serratus anterior and upper trapezius muscles during modified push-ups and bench press exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(2), 477-484.

Mayer, M., & Smékal, D. (2005). Syndromy bolestivého a dysfunkčního ramene: Role krátkých depressorů hlavice humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 68-71.

McMahon, P. J., Jobe, F. W., Pink, M. M., Brault, J. R., & Perry, J. (1996). Comparative electromyographic analysis of shoulder muscles during planar motions: Anterior glenohumeral instability versus normal. *Journal of Elbow and Shoulder Surgery*, 5(2), 118-123.

McMullen, J., & Uhl, T. L. (2000). A kinetic chain approach for shoulder rehabilitation. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 329-337.

McQuade, K. J., Borstad, J., & de Oliveira, A. S. (2016). Critical and theoretical perspective on scapular stabilization: What does it really mean, and are we on the right track? *Physical Therapy*, 96(8), 1162-1169.

Mendez-Rebolledo, G., Gatica-Rojas, V., Guzman-Muñoz, E., Martinez-Valdes, E., Guzman-Venegas, R., & Berral de la Rosa, F. J. (2018). Influence of fatigue and velocity on the latency and recruitment order of scapular muscles. *Physical Therapy in Sport*, 32(1), 80-86.

Michalíček, P., & Vacek, J. (2014). Rameno v kostce – I. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 21(3), 151-162.

Michalíček, P., & Vacek, J. (2015). Rameno v kostce – III. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 22(3), 154-166.

Oh, J. H., Jun, B. J., McGarry, M. H., & Lee, T. Q. (2011). Does a critical rotator cuff tear stage exist? A biomechanical study of rotator cuff tear progression in human cadaver shoulders. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 93(22), 2100-2109.

Page, M. J., Green, S., McBain, B., Surace, S. J., Deitch, J., Lyttle, N., Mrocki, M. A., & Buchbinder, R. (2016). Manual therapy and exercise for rotator cuff disease. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 10(6), 1-311.

Palaščáková Špringrová, I. (2011). *Akrální koaktivační terapie (ACT®) vycházející ze základních principů metody Roswithy Brunkow*. Čelákovice: REHASPRING®.

Park, K. M., Cynn, H. S., Kwon, O.Y., Yi, C. H., Yoon, T. L., & Lee, J. H. (2014). Comparison of pectoralis major and serratus anterior muscle activities during different push-up plus exercises in subjects with and without scapular winging. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(9), 2546-2551.

Poppen, N. K., & Walker, P. S. (1976). Normal and abnormal motion of the shoulder. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 58(2), 195-201.

Prokopy, M. P., Ingersoll, C. D., Nordenschild, E., Katch, F. I., Gaesser, G. A., Weltman, A. (2015). Closed-kinetic chain upper-body training improves throwing performance of NCAA Division I softball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(6), 1790-1798.

Ratcliffe, E., Pickering, S., McLean, S., Lewis, J. (2014). Is there a relationship between subacromial impingement syndrome and scapular orientation: A systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 48(16), 1251-1256.

Reinold, M. M., Wilk, K. E., Fleisig, G. S., Zheng, N., Barrentine, S. W., Chmielewski, T., Cody, R. C., Jameson, G. G., Andrews, J. R. (2004). Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculature during common shoulder external rotation exercises. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 34(7), 385-394.

Rogol, I. M., Ernst, G., & Perrin, D. H. (1998). Open and closed kinetic chain exercises improve shoulder joint reposition sense equally in healthy subjects. *Journal of Athletic Training*, 33(4), 315-318.

Rubin, B. D., & Kibler, W. B. (2002). Fundamental principles of shoulder rehabilitation: Conservative to postoperative management. *Arthroscopy*, 18(9), 29-39.

Safran, M. R., Borsa, P. A., Lephart, S. M., Fu, F. H., & Warner, J. J. (2001). Shoulder proprioception in baseball pitchers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(5), 438-444.

Salles, J. I., Alves, H., Amaral, M. V., Cagy, M., Cunha-Cruz, V., Piedade, R., & Ribeiro, P. (2011). Study of proprioceptive function in professional volleyball athletes with atrophy of the infraspinatus. *British Journal of Sports Medicine*, 45(6), 535.

Salles, J. I., Costa, F., Cunha-Cruz, V., Cagy, M., Piedade, R., & Ribeiro, P. (2011). Electrophysiological analysis of the perception of passive movement. *Neuroscience letters*, 501(2), 61-66.

Salles, J. I., Velasques, B., Cossich, V., Nicoliche, E., Ribeiro, P., Amaral, M. V., & Motta, G. (2015). Strength training and shoulder proprioception. *Journal of Athletic Training*, 50(3), 277-280.

SENIAM (1999). *Recommendations for sensor locations on individual muscles*. Retrieved 17. 12. 2018 from the World Wide Web: <http://seniam.org/>

Skaličková-Kováčiková, V. (2017). *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. Olomouc: RL-CORPUS s. r. o.

Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka* (3. vyd.). Praha: Grada.

Uhl, T. L., Carver, T. J., Mattacola, C. G., Mair, S. D., & Nitz, A. J. (2003). Shoulder musculature activation during upper extremity weight-bearing exercise. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(3), 109-117.

Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 122-129.

Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.

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

Watson, L., Warby, S., Balster, S., Lenssen, R., & Pizzari, T. (2016). The treatment of multidirectional instability of the shoulder with a rehabilitation program: Part 1. *Shoulder & Elbow*, 8(4), 271-278.

Watson, L., Warby, S., Balster, S., Lenssen, R., & Pizzari, T. (2017). The treatment of multidirectional instability of the shoulder with a rehabilitation programme: Part 2. *Shoulder & Elbow*, 9(1), 46-53.

Yoo, W., & Hwag, Y. (2010). Activation and ratio of the upper trapezius and serratus anterior muscles during dynamic and isometric exercises on various support surfaces. *Journal of Physical Therapy Science*, 22(3), 267-271.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Vyjádření etické komise FTK UP



Fakulta
tělesné kultury

Genius 10

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 13. 11. 2018 byl projekt diplomové práce

autor (hlavní řešitel): Bc. Denisa Petříková

s názvem

Elektromyografické hodnocení svalové aktivity ramenního pletence při vybraných stabilizačních cvičeních

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **70/2018**
dne: **15. 12. 2018.**

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Informovaný souhlas

Název studie (projektu):

Elektromyografické hodnocení svalové aktivity ramenního pletence při vybraných stabilizačních cvičeních

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 3. Záznamový protokol anamnézy a vyšetření

Anamnestický dotazník

Datum vyšetření: Čas vyšetření: Jméno a příjmení:		
Věk: Výška: Váha:		
Pocítujete někdy bolest v oblasti krční páteře či ramen? (případně doplňte kde, jak často)	ANO	NE
Máte nějaké neurologické symptomy? (brnění, mravenčení apod.)	ANO	NE
Prodělal/a jste úraz v oblasti ramen, krční páteře nebo hlavy? (případně doplňte jaký, kdy)	ANO	NE
Prodělal/a jste nějakou operaci? (případně doplňte čeho, kdy)	ANO	NE
Vaše zaměstnání/ stereotypy během dne	zaměstnání:	
	pohybové stereotypy (kroužkujte):	
	různorodá pohybová aktivita	
	náročná pohybová aktivita	
	většinu času trávím ve stoje většinu času trávím v sedě	
Sportovní aktivita, koníčky	typ:	
	četnost (kolikrát týdně):	
Jaká byla Vaše poslední pohybová aktivita? (doplňte kdy a jak dlouho trvala)		
Trpíte nějakým vážným onemocněním?	ANO	NE
Užíváte nějaké léky? (případně doplňte jaké)	ANO	NE

Základní kineziologický rozbor

Aspekce, palpce					
Držení těla (křivky páteře, nápadné rysy)	předsun hlavy	A	N	Poznámky:	
	reklince hlavy	A	N		
	oploštěná/zvýrazněná krční lordóza	A	N		
	oploštěná/zvýrazněná hrudní kyfóza	A	N		
	oploštěná/zvýrazněná bederní lordóza	A	N		
	skoliotické držení/skolióza	A	N		
Nápadné zvýšené svalové napětí a dysbalance					
Orientační vyšetření krční páteře	S				
	F				
	R				
Orientační vyšetření laterality HKK				P (pravá) L (levá)	
	Kam nejdříve dosáhnete?				
	Sáhněte si na ucho/nos.				
	Stlačte mi ruce k zemi.				
Testy hypermobility (Beighton score)				Pravá	Levá
	Pasivní extenze V. prstu nad 90°				
	Pasivní přitažení palce k flexorové části předloktí				
	Hyperextenze lokte nad 10°				
	Hyperextenze kolene nad 10°				
Dosažení dlaněmi na zem při extendovaných kolenech					
Test HSSP - brániční test					
Poznámky					

Cílené klinické vyšetření ramenního pletence

Aktivní rozsah pohybu RAK	S		
	F		
	T		
	R		
Stereotyp abdukce v RAK (aspekce)	Skapulohumerální rytmus (do 180°)		
	m. trapezius pars descendens		
	m. trapezius pars transversa		
	m. trapezius pars ascendens		
	m. deltoideus pars acromialis		
	m. latissimus dorsi		
	m. pectoralis major		
	m. infraspinatus		
Poznámky, ostatní svaly:			
Vyšetření stability RAK		P	L
	sulcus sign		
	aprehension and relocation test		
	test zadní zásuvky		

Příloha 4. Základní statistické charakteristiky – 1. poloha

Svaly		n	M	Me	Min	Max	SD
m. LD	peak LD	30	27,52	24,50	9,23	75,60	13,89
	mean LD	30	7,14	6,28	1,40	16,30	3,71
	poměr peak/mean LD	30	5,17	3,91	1,12	22,64	4,47
m. TT	peak TT	30	63,86	59,15	9,46	224,00	41,98
	mean TT	30	8,85	7,62	3,28	23,20	4,57
	poměr peak/mean TT	30	7,88	7,18	2,19	22,88	4,95
m. TA	peak TA	30	94,45	64,85	21,00	336,00	69,60
	mean TA	30	13,23	11,30	4,73	37,70	7,91
	poměr peak/mean TA	30	8,17	6,46	1,89	22,57	5,73
m. TD	peak TD	30	17,50	13,75	5,48	75,00	13,04
	mean TD	30	6,51	5,10	1,97	21,90	4,56
	poměr peak/mean TD	30	3,89	2,84	1,02	35,71	6,04
m. PM	peak PM	30	38,25	32,00	11,20	107,00	21,39
	mean PM	30	8,02	6,70	2,65	21,50	4,62
	poměr peak/mean PM	30	5,81	5,14	1,15	14,70	3,63
m. SA	peak SA	30	34,74	28,70	11,90	102,00	20,51
	mean SA	30	8,15	7,93	2,83	16,90	3,27
	poměr peak/mean SA	30	5,12	3,98	1,35	33,66	5,64
m. DA	peak DA	30	29,80	24,20	9,04	90,80	17,25
	mean DA	30	4,79	3,37	1,00	17,00	4,08
	poměr peak/mean DA	30	9,88	6,41	1,42	31,39	7,75
m. IN	peak IN	30	39,44	34,60	16,20	79,70	16,32
	mean IN	30	6,43	4,91	1,84	20,30	4,50
	poměr peak/mean IN	30	8,75	7,81	1,41	22,03	5,31

Legenda:

Mean průměrná hodnota amplitudy EMG signálu daného svalu při klidové poloze v analyzované sekvenci v jednotce μV (mikrovolt)

Peak maximální hodnota amplitudy EMG signálu daného svalu při korigované poloze v analyzované sekvenci v jednotce μV (mikrovolt)

Poměr peak/mean poměrový ukazatel velikosti amplitudy

n velikost vzorku

M průměrná hodnota

Me hodnota mediánu

Min minimální hodnota

Max maximální hodnota

SD směrodatná odchylka

LD m. latissimus dorsi

TT m. trapezius pars transversa

TA m. trapezius pars ascendens

TD m. trapezius pars descendens

PM m. pectoralis major pars sternocostalis

SA m. serratus anterior

DA m. deltoideus pars acromialis

IN m. infraspinatus

Příloha 5. Základní statistické charakteristiky – 2. poloha

Svaly		n	M	Me	Min	Max	SD
m. LD	peak LD	30	24,69	23,90	8,14	52,20	10,59
	mean LD	30	4,75	4,27	1,41	9,47	2,07
	poměr peak/mean LD	30	6,47	4,61	1,99	22,55	4,64
m. TT	peak TT	30	70,45	58,35	23,40	155,00	36,05
	mean TT	30	7,54	5,48	2,03	20,80	5,04
	poměr peak/mean TT	30	12,33	9,09	2,75	43,55	8,89
m. TA	peak TA	30	63,67	53,10	28,30	218,00	41,80
	mean TA	30	8,14	7,29	1,54	20,80	3,87
	poměr peak/mean TA	30	9,46	6,94	3,36	52,47	8,88
m. TD	peak TD	30	16,92	16,20	7,00	35,90	7,79
	mean TD	30	6,75	5,40	1,86	16,00	4,02
	poměr peak/mean TD	30	3,36	2,65	1,02	9,57	2,37
m. PM	peak PM	30	16,41	13,75	3,70	39,30	8,63
	mean PM	30	4,93	4,72	1,26	8,30	1,51
	poměr peak/mean PM	30	3,89	3,10	1,11	16,98	3,15
m. SA	peak SA	30	30,48	27,00	9,27	62,40	16,08
	mean SA	30	6,77	6,13	1,88	14,10	3,25
	poměr peak/mean SA	30	5,24	4,48	1,30	19,23	3,39
m. DA	peak DA	30	41,24	30,25	9,83	147,00	34,08
	mean DA	30	5,79	4,83	0,72	22,90	5,03
	poměr peak/mean DA	30	12,29	6,54	1,65	89,87	17,22
m. IN	peak IN	30	48,24	42,20	13,90	154,00	27,45
	mean IN	30	8,08	7,02	1,91	28,50	5,72
	poměr peak/mean IN	30	9,07	6,49	1,20	35,65	8,26

Legenda:

Mean průměrná hodnota amplitudy EMG signálu daného svalu při klidové poloze v analyzované sekvenci v jednotce μV (mikrovolt)

Peak maximální hodnota amplitudy EMG signálu daného svalu při korigované poloze v analyzované sekvenci v jednotce μV (mikrovolt)

Poměr peak/mean poměrový ukazatel velikosti amplitudy

n velikost vzorku

M průměrná hodnota

Me hodnota mediánu

Min minimální hodnota

Max maximální hodnota

SD směrodatná odchylka

LD m. latissimus dorsi

TT m. trapezius pars transversa

TA m. trapezius pars ascendens

TD m. trapezius pars descendens

PM m. pectoralis major pars sternocostalis

SA m. serratus anterior

DA m. deltoideus pars acromialis

IN m. infraspinatus

Příloha 6. Základní statistické charakteristiky – 3. poloha

Svaly		n	M	Me	Min	Max	SD
m. LD	peak LD	30	46,84	43,25	13,20	132,00	24,51
	mean LD	30	5,46	4,36	1,25	15,50	3,53
	poměr peak/mean LD	30	11,11	9,45	1,05	28,48	6,33
m. TT	peak TT	30	50,70	39,95	10,30	108,00	33,25
	mean TT	30	7,28	5,77	3,55	17,10	3,60
	poměr peak/mean TT	30	7,42	5,80	2,19	19,39	4,90
m. TA	peak TA	30	67,37	68,30	11,90	148,00	27,27
	mean TA	30	10,06	8,07	2,95	32,50	7,09
	poměr peak/mean TA	30	8,88	7,92	1,25	26,85	5,43
m. TD	peak TD	30	12,42	10,70	5,14	27,90	6,11
	mean TD	30	5,28	4,71	2,15	11,60	2,56
	poměr peak/mean TD	30	2,76	2,07	1,04	6,77	1,59
m. PM	peak PM	30	27,99	25,75	7,81	60,40	13,35
	mean PM	30	5,32	5,24	1,82	17,60	2,91
	poměr peak/mean PM	30	6,05	5,41	1,82	16,05	3,33
m. SA	peak SA	30	31,74	28,00	11,70	79,30	15,35
	mean SA	30	5,71	4,96	1,47	13,30	2,83
	poměr peak/mean SA	30	6,60	4,77	2,00	24,97	4,38
m. DA	peak DA	30	25,24	22,50	5,78	73,70	15,49
	mean DA	30	5,00	4,44	0,62	13,30	3,61
	poměr peak/mean DA	30	9,02	5,18	1,16	48,71	10,08
m. IN	peak IN	30	32,66	30,25	7,10	60,40	14,94
	mean IN	30	6,32	5,50	1,90	15,20	3,48
	poměr peak/mean IN	30	6,76	5,59	1,00	17,21	4,20

Legenda:

Mean průměrná hodnota amplitudy EMG signálu daného svalu při klidové poloze v analyzované sekvenci v jednotce μV (mikrovolt)

Peak maximální hodnota amplitudy EMG signálu daného svalu při korigované poloze v analyzované sekvenci v jednotce μV (mikrovolt)

Poměr peak/mean poměrový ukazatel velikosti amplitudy

n velikost vzorku

M průměrná hodnota

Me hodnota mediánu

Min minimální hodnota

Max maximální hodnota

SD směrodatná odchylka

LD m. latissimus dorsi

TT m. trapezius pars transversa

TA m. trapezius pars ascendens

TD m. trapezius pars descendens

PM m. pectoralis major pars sternocostalis

SA m. serratus anterior

DA m. deltoideus pars acromialis

IN m. infraspinatus

Příloha 7. Základní statistické charakteristiky – 4. poloha

Svaly		n	M	Me	Min	Max	SD
m. LD	peak LD	30	20,49	18,45	8,00	50,50	10,32
	mean LD	30	7,01	5,58	1,91	21,80	4,32
	poměr peak/mean LD	30	3,74	2,75	1,18	12,50	2,66
m. TT	peak TT	30	32,00	23,95	8,37	89,00	21,28
	mean TT	30	6,69	6,34	2,55	12,10	2,49
	poměr peak/mean TT	30	3,74	2,75	1,18	12,50	2,66
m. TA	peak TA	30	57,59	46,00	10,90	180,00	38,92
	mean TA	30	10,95	11,40	2,37	26,10	4,76
	poměr peak/mean TA	30	6,23	5,12	1,07	15,32	4,04
m. TD	peak TD	30	12,98	12,35	4,07	30,50	5,32
	mean TD	30	5,55	5,06	1,44	13,70	2,66
	poměr peak/mean TD	30	2,90	2,24	1,05	10,56	2,03
m. PM	peak PM	30	38,18	31,85	7,53	117,00	23,34
	mean PM	30	6,48	6,05	1,68	29,00	4,84
	poměr peak/mean PM	30	7,82	5,33	1,40	25,58	6,10
m. SA	peak SA	30	51,99	48,45	16,60	112,00	22,64
	mean SA	30	8,12	6,73	2,11	47,50	7,82
	poměr peak/mean SA	30	8,37	7,87	1,85	25,31	4,73
m. DA	peak DA	30	43,89	43,70	4,77	83,50	16,96
	mean DA	30	4,46	3,65	0,87	17,20	3,37
	poměr peak/mean DA	30	15,19	12,19	2,19	41,41	11,04
m. IN	peak IN	30	34,93	31,75	12,90	91,20	15,79
	mean IN	30	5,17	3,53	1,09	14,40	3,79
	poměr peak/mean IN	30	10,75	8,03	1,53	26,82	7,75

Legenda:

Mean průměrná hodnota amplitudy EMG signálu daného svalu při klidové poloze v analyzované sekvenci v jednotce μV (mikrovolt)

Peak maximální hodnota amplitudy EMG signálu daného svalu při korigované poloze v analyzované sekvenci v jednotce μV (mikrovolt)

Poměr peak/mean poměrový ukazatel velikosti amplitudy

n velikost vzorku

M průměrná hodnota

Me hodnota mediánu

Min minimální hodnota

Max maximální hodnota

SD směrodatná odchylka

LD m. latissimus dorsi

TT m. trapezius pars transversa

TA m. trapezius pars ascendens

TD m. trapezius pars descendens

PM m. pectoralis major pars sternocostalis

SA m. serratus anterior

DA m. deltoideus pars acromialis

IN m. infraspinatus

Příloha 8. Základní statistické charakteristiky – 5. poloha

Svaly		n	M	Me	Min	Max	SD
m. LD	peak LD	30	45,51	42,55	14,60	87,50	20,20
	mean LD	30	9,80	7,01	2,83	25,70	6,31
	poměr peak/mean LD	30	6,44	5,22	1,41	26,35	4,94
m. TT	peak TT	30	46,80	40,25	10,80	116,00	28,23
	mean TT	30	10,16	7,18	2,47	30,80	6,74
	poměr peak/mean TT	30	5,38	4,59	1,39	12,06	2,80
m. TA	peak TA	30	61,36	60,60	21,70	124,00	23,63
	mean TA	30	14,37	12,70	3,66	31,70	7,71
	poměr peak/mean TA	30	5,54	4,17	1,60	16,20	3,86
m. TD	peak TD	30	10,13	9,57	3,68	18,00	4,13
	mean TD	30	5,33	4,84	1,77	11,20	2,25
	poměr peak/mean TD	30	2,20	1,55	1,03	6,10	1,34
m. PM	peak PM	30	21,15	16,90	4,84	55,00	12,24
	mean PM	30	6,93	6,06	1,14	16,70	3,74
	poměr peak/mean PM	30	4,13	2,46	1,25	14,78	3,53
m. SA	peak SA	30	33,54	26,50	11,10	99,50	18,84
	mean SA	30	8,82	8,93	2,55	18,30	3,91
	poměr peak/mean SA	30	5,52	3,42	1,28	34,91	6,66
m. DA	peak DA	30	32,20	24,20	4,40	96,60	27,12
	mean DA	30	5,99	4,72	0,79	27,20	5,45
	poměr peak/mean DA	30	12,74	4,96	0,46	91,52	20,11
m. IN	peak IN	30	19,20	17,40	6,30	36,90	9,14
	mean IN	30	5,79	4,17	1,32	20,00	4,37
	poměr peak/mean IN	30	5,45	3,46	1,09	24,17	5,30

Legenda:

Mean průměrná hodnota amplitudy EMG signálu daného svalu při klidové poloze v analyzované sekvenci v jednotce μV (mikrovolt)

Peak maximální hodnota amplitudy EMG signálu daného svalu při korigované poloze v analyzované sekvenci v jednotce μV (mikrovolt)

Poměr peak/mean poměrový ukazatel velikosti amplitudy

n velikost vzorku

M průměrná hodnota

Me hodnota mediánu

Min minimální hodnota

Max maximální hodnota

SD směrodatná odchylka

LD m. latissimus dorsi

TT m. trapezius pars transversa

TA m. trapezius pars ascendens

TD m. trapezius pars descendens

PM m. pectoralis major pars sternocostalis

SA m. serratus anterior

DA m. deltoideus pars acromialis

IN m. infraspinatus

Příloha 9. Základní statistické charakteristiky – 6. poloha

Svaly		n	M	Me	Min	Max	SD
m. LD	peak LD	30	36,35	30,90	11,20	70,30	17,59
	mean LD	30	8,17	7,42	2,47	19,40	3,82
	poměr peak/mean LD	30	5,56	4,53	1,01	22,46	4,31
m. TT	peak TT	30	47,66	45,15	5,74	87,40	24,33
	mean TT	30	10,24	7,62	2,54	36,40	7,17
	poměr peak/mean TT	30	5,79	4,44	1,09	17,77	3,91
m. TA	peak TA	30	67,71	70,65	21,90	127,00	27,23
	mean TA	30	14,83	12,65	3,80	31,20	7,56
	poměr peak/mean TA	30	5,64	5,06	1,73	16,16	3,29
m. TD	peak TD	30	11,50	9,85	4,40	36,30	6,57
	mean TD	30	5,30	4,60	2,20	9,58	1,83
	poměr peak/mean TD	30	2,25	1,89	1,03	5,35	1,10
m. PM	peak PM	30	22,04	18,30	5,75	60,90	14,05
	mean PM	30	7,47	6,88	1,98	16,80	3,80
	poměr peak/mean PM	30	3,35	3,00	1,05	12,78	2,37
m. SA	peak SA	30	27,86	24,65	10,70	73,90	14,85
	mean SA	30	9,33	7,88	1,92	34,20	6,10
	poměr peak/mean SA	30	3,86	3,07	1,23	17,15	3,05
m. DA	peak DA	30	28,21	23,20	8,71	74,70	15,86
	mean DA	30	5,96	3,77	1,19	24,70	5,24
	poměr peak/mean DA	30	7,60	5,55	1,43	36,13	6,95
m. IN	peak IN	30	30,64	26,05	7,56	104,00	19,18
	mean IN	30	6,68	5,70	1,82	24,10	4,86
	poměr peak/mean IN	30	6,56	4,51	1,09	29,63	5,89

Legenda:

Mean průměrná hodnota amplitudy EMG signálu daného svalu při klidové poloze v analyzované sekvenci v jednotce μV (mikrovolt)

Peak maximální hodnota amplitudy EMG signálu daného svalu při korigované poloze v analyzované sekvenci v jednotce μV (mikrovolt)

Poměr peak/mean poměrový ukazatel velikosti amplitudy

n velikost vzorku

M průměrná hodnota

Me hodnota mediánu

Min minimální hodnota

Max maximální hodnota

SD směrodatná odchylka

LD m. latissimus dorsi

TT m. trapezius pars transversa

TA m. trapezius pars ascendens

TD m. trapezius pars descendens

PM m. pectoralis major pars sternocostalis

SA m. serratus anterior

DA m. deltoideus pars acromialis

IN m. infraspinatus

Příloha 10. Potvrzení překladu anglického textu

Author's first name and surname: Bc. Denisa Petříková

Title of the master thesis: Electromyographic evaluation of shoulder girdle muscle activity during stabilization exercises

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: Mgr. Elisa Isabel Doleželová, Ph.D.

The year of presentation: 2019

Abstract: The aim of this thesis was to determine the size of muscle activation of the shoulder girdle during selected stabilization exercises using surface electromyography. The activity of eight muscles of the shoulder girdle was recorded – m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus, m. pectoralis major pars sternocostalis and m. latissimus dorsi. The measurement itself was performed with the use of Noraxon MyoSystem 1400A. Data were recorded with MyoResearch XP Master Version 1.03.05. The research sample consisted of 30 subjects, 20 women and 10 men, aged 18-25 years. In the individual exercises, values of the average amplitude in rest position (mean) and values of the amplitude in corrected position (peak) were analysed for each muscle. The ratio indicator of the amplitude (peak/mean) was evaluated on the basis of these values, which was statistically compared in a total of five pairs of stabilization exercises. Wilcoxon signed rank test and Holm-Bonferroni method were used to evaluate the existence of a difference in muscle activation between the respective pairs of exercises. The statistically significant difference was found in case of four muscles between different pairs of positions: m. latissimus dorsi and m. trapezius pars transversa in positions 2 (one-palm stand) and 3 (one-palm stand over the overball), m. trapezius pars transversa in positions 2 (one-palm stand) and 6 (side position with palm support), and m. serratus anterior in positions 1 (two-palm stand) and 4 (kneeling on all fours).

Key words: shoulder girdle, surface electromyography, stabilization exercises, isometric contraction, closed kinematic chain

I agree with lending of the diploma thesis within library services.


doc. PhDr. Jan HOLES, Ph.D.
překlady, tlumočení • IČO: 66962749
Uhelná 1186/8, 779 00 Olomouc
Tel. 775 096 311


doc. PhDr. Jan HOLES, Ph.D.
překlady, tlumočení • IČO: 66962749
Uhelná 1186/8, 779 00 Olomouc
Tel. 775 096 311

9 SUMMARY

The shoulder girdle is a very complex area with considerable connection to acral motor skills and an axial organ of the human body. Imbalance of muscles in the shoulder girdle may be due to lifestyle, chronic overload, traumas, or they may result from a lesion of central or peripheral nervous system. Shoulder girdle stabilization exercises are a common component of rehabilitation in clinical practice. They allow not only the root stability, but they also provide the possibility to develop good-quality motor skills of the entire chain.

The theoretical part of the diploma thesis summarizes kinesiological findings about the observed muscles and their influence on the complex system stability. This part also describes important aspects of stabilization exercises, including their alternatives used in foreign literature and findings about surface electromyography.

The methodological part of the thesis describes the whole procedure of the practical measurement: the selection of subjects, their examination, the electromyographic measurement and the analysis of collected data. Thirty healthy subjects were tested to confirm five hypotheses, each of them comprising eight specific tested muscles (in total 40 hypothetical situations were tested). In each subject, both the amplitude of rest muscle activation in the given postural situation (mean), and the amplitude in the concrete stabilization exercise (peak) were analysed. Each exercise contained isometric activation of all muscles. The values were normalised and the ratio indicator of the amplitude (peak/mean) was used for the data analysis. The median of the ratio indicator of the amplitude of each muscle was compared for the respective pairs of stabilization exercises.

The results show a statistically significant difference in case of four muscles when comparing two specific positions. It was demonstrated that there is a statistically significant difference in muscle activation of m. latissimus dorsi and m. trapezius pars transversa between positions 2 (one-palm stand) and 3 (one-palm stand over the overball). In addition, a statistically significant difference was found in m. serratus anterior in positions 1 (two-palm stand) and 4 (kneeling on all fours), and also in m. trapezius pars transversa in positions 2 (one-palm stand) and 6 (side position with palm support). The results are further discussed in terms of their limits and recommendations for further research.