

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**HODNOCENÍ MÍRY AKTIVACE SVALŮ
PŘI STABILIZAČNÍM CVIČENÍ RAMENNÍHO KLOUBU
POMOCÍ POLYELEKTROMYOGRAFIE**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Tereza Kovářová, fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Amr Zaatar

Olomouc 2010

Jméno a příjmení autora: Bc. Tereza Kovářová
Název diplomové práce: Hodnocení míry aktivace svalů při stabilizačním cvičení ramenního kloubu pomocí polyelektromyografie.
Pracoviště: Katedra fyzioterapie
Vedoucí diplomové práce: Mgr. Amr Zaatar
Rok obhajoby diplomové práce: 2010

Abstrakt:

Pomocí povrchové elektromyografie (SEMG – surface electromyography) jsme snímali elektrickou aktivitu m. trapezius pars akcendens, medialis et descendens, m. erector spinae pars lumbalis, m. pectoralis major, m. serratus anterior, m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis. Pokusili jsme se zhodnotit míru aktivace těchto svalů v polohách využívaných pro stabilizační cvičení ramenního pletence a určit polohu vhodnou pro jednotlivá pohlaví. Studie se účastnilo 30 probandů (15 mužů a 15 žen) jejichž průměrný věk byl 24 let.

Klíčová slova: povrchová elektromyografie, svaly ramenního pletence, stabilizace ramene

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb

Author's name and surname: Bc. Tereza Kovářová
Thesis title: Evaluation of the Extent of Muscles Activation during Stabilization Exercise of the Shoulder Joint by Means of Polyelectromyography
Department: Department of Physiotherapy
Thesis supervisor: Mgr. Amr Zaatar
Year of the thesis defence: 2010

Abstract:

We recorded the electrical activity of m. trapezius pars ascendens, medialis et descendens, m. erector spinae pars lumbalis, m. pectoralis major, m. serratus anterior, m. rectus abdominis, and m. obliquus externus abdominis by means of surface electromyography (SEMG). We tried to evaluate the extent of the said muscles activation in positions used for the stabilization exercise of the shoulder girdle and to determine the position suitable for individual genders. The study included 30 probands (15 men and 15 women) whose average age was 24.

Key words: Surface electromyography, shoulder girdle muscles, shoulder stabilization

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Amra Zaatara, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

Děkuji Mgr. Amru Zatarovi za cenné rady a připomínky, RNDr. Milanu Elfmarkovi za technickou pomoc při zpracování praktické části práce a své rodině za psychickou podporu.

OBSAH

1 ÚVOD	9
2 FUNKČNÍ ANATOMIE	10
2.1 ANATOMIE KLOUBNÍCH SPOJENÍ.....	10
2.1.1 Glenohumerální kloub.....	10
2.1.2 Sternoclavikulární kloub (SC).....	11
2.1.3 Acromioclaviculární kloub (AC).....	12
2.1.4 Subdeltoidální kloub.....	13
2.1.5 Skapulothorakální spojení	13
2.2 SVALY PLETENCE RAMENNÍHO	13
2.2.1 Fascie hrudníku	14
2.3 SVALY TRUPU A JEJICH VZTAH K PLETENCI RAMENNÍMU	14
2.4 BŘIŠNÍ SVALSTVO	14
2.4.1 Fascie břicha.....	16
3 KINEZIOLOGIE.....	17
3.1 POHYBY V RAMENNÍM KLOUBU	17
3.1.1 Flexe.....	17
3.1.2 Abdukce	18
3.1.3 Extenze.....	19
3.1.4 Rotace.....	20
3.1.5 Pohyby v horizontále.....	20
3.1.6 Funkční pohyb ramene	21
4 OTEVŘENÉ A UZAVŘENÉ ŘETĚZCE, STABILITA, CENTRACE,.....	22
4.1 POHYBOVÉ ŘETĚZCE	22
4.2 STABILIZACE, CENTRACE.....	24
5 ONTOGENEZE A PLETENEC RAMENNÍ	25
5.1 NOVOROZENECKÉ OBDOBÍ.....	25
5.2 POLOVINA PRVNÍHO TRIMENONU	25
5.3 KONEC PRVNÍHO TRIMENONU.....	25
5.4 POLOVINA DRUHÉHO TRIMENONU	26
5.5 KONEC DRUHÉHO TRIMENONU	26
5.6 POLOVINA TŘETÍHO TRIMENONU.....	27
5.7 KONEC TŘETÍHO TRIMENONU	27
6 EMG.....	28
6.1 DEFINICE EMG	28

6.2	POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE (SURFACE ELECTROMYOGRAPHY – SEMG).....	28
6.3	ELEKTROFYZIOLOGICKÉ ZÁKLADY EMG	29
6.4	FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ ELEKTROMYOGRAFICKÝ SIGNÁL.....	29
6.5	ULOŽENÍ ELEKTROD.....	30
6.6	ZPRACOVÁNÍ A VYHODNOCOVÁNÍ ELEKTROMYOGRAFICKÉHO SIGNÁLU.....	30
6.7	SLEDOVÁNÍ TIMINGU SVALŮ	30
6.8	SLEDOVÁNÍ VELIKOSTI AKTIVACE SVALŮ	31
6.9	HODNOCENÍ EMG KŘÍVKY	31
6.10	REDUKCE EKG SIGNÁLU	32
7	CÍLE A HYPOTÉZY	34
7.1	CÍL PRÁCE.....	34
7.2	DÍLČÍ CÍL	34
7.3	HYPOTÉZY	34
8	METODIKA.....	36
8.1	CHARAKTERISTIKA SOUBORU	36
8.2	KINEZIOLOGICKÉ VYŠETŘENÍ.....	36
8.2.1	Anamnéza.....	36
8.2.2	Aspekce	36
8.2.3	Postavení pánve.....	36
8.2.4	Funkční testy páteře.....	37
8.2.5	Délka dolních končetin.....	37
8.2.6	Vyšetření zkrácených svalů.....	37
8.2.7	Vyšetření svalové síly	37
8.2.8	Vyšetření join play	37
8.2.9	Goniometrické vyšetření ramenního kloubu	38
8.2.10	Testy na HSS.....	38
8.3	PŘÍPRAVA PROBANDA	38
8.4	POLOHY MĚŘENÍ.....	38
8.5	VYŠETŘOVANÉ SVALY	42
8.6	HODNOCENÍ AKTIVACE SVALŮ.....	43
8.7	TECHNICKÉ PODKLADY MĚŘENÍ.....	43
8.8	ANALÝZA A ZPRACOVÁNÍ DAT	44
9	VÝSLEDKY	45
9.1	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H_01	45
9.2	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H_02	49
9.3	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H_03	51
9.4	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H_04	53
9.5	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H_05	55

9.6 VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H_06	57
10 DISKUZE	59
11 ZÁVĚRY	64
12 SOUHRN	65
13 SUMMARY	67
14 REFERENČNÍ SEZNAM	69
15 SEZNAM PŘÍLOH	72

1 ÚVOD

„Ramenní kloub je v lidském těle v mnoha směrech unikátním kloubem a jeho onemocnění je poměrně časté. I když se nejedná o kloub nosný, je rameno velmi potřebné a zatěžované při celé řadě činností, sportů i pracovních aktivit“ (Příkryl, 2008).

Ramenní pletenec není u člověka primárně určen k opěrné a lokomoční funkci, ale umožňuje úchopovou a manipulační funkci ruky. Během ontogeneze pracuje pletenec ramenní v rámci vertikalizace nejprve v uzavřených kinematických řetězcích (CKC). Teprve když dojde ke stabilizaci pletence a k aktivaci fixátorů lopatek, je horní končetina uvolněna pro práci v otevřeném kinematickém řetězci (OKC) a je jí umožněn vývoj úchopové funkce (Kračmar et al., 2007).

Pokud není pletenec ramenní stabilizován, když je horní končetina v opoře, nemůže být stabilizován, ani pokud je končetina ve funkci fázické. Tohoto aspektu využívá řada fyzioterapeutů při terapii ramenního kloubu. Z běžně užívaných poloh pro stabilizační cvičení ramene jsme jich pro naše měření vybrali sedm.

V praktické části této práce jsme hodnotili míru aktivace svalů při stabilizačním cvičení ramenního pletence. Sledovali jsme změnu aktivace svalů po slovním povelu a to z volně zaujaté polohy do polohy volně korigované. Pro měření jsme vybrali svaly pletence ramenního a trupu a to na straně dominantní horní končetiny.

K hodnocení jsme využili povrchovou elektromyografii (SEMG). Jde o jednu z metod, která umožňuje hodnocení statické i dynamické pohybové činnosti jedince. Nachází uplatnění ve fyzioterapii, biomechanice i sportovním lékařství. Ve všech těchto oborech může být podstatnou součástí celkové analýzy pohybové činnosti člověka. Pomocí SEMG můžeme sledovat timing svalů nebo jako v této studii míru aktivace svalů. Pomocí kvantifikace amplitudy elektromyografického signálu můžeme zjistit, zda je sval aktivní či nikoliv, případně zda je aktivní více či méně.

Úkolem této práce je pomocí povrchové elektromyografie porovnat a zhodnotit polohy běžně užívané ve fyzioterapii ramenního pletence, porovnat případný rozdíl v aktivaci svalů u mužů a žen a v neposlední řadě zjistit, zda je možné vybrat optimální polohu vhodnou pro jedno pohlaví.

2 FUNKČNÍ ANATOMIE

Ramenní pletenec

Z anatomického hlediska je ramenní pletenec komplex jednotlivých kloubů. Také autoři v tomto nejsou jednotní. Dle Čiháka (2001) je pletenec ramenní složen ze tří samostatných anatomických kloubů: articulatio sternoclavicularis, articulatio acromioclavicularis a articulatio humeri. Sinělnikov (1964) se s ním v tomto shoduje. Hoppenfeld (1976) uvádí kromě těchto tří kloubů ještě scapulothorakální spojení. Kapandji (1982) uvádí celkem pět kloubů a rozděluje je na klouby anatomické (scapulo-humerální, subdeltoidální kloub) a fyziologické (acromioclaviculární, sternoclaviculární a scapulothorakální kloub). Dylevský (2001) se s Kapadjim (1982) v tomto shoduje. Janda (2004) navíc uvádí v komplexu ramenního pletence korakoklavikulární kloub. Někteří autoři přidávají ještě spojení sternocostální a costovetrebrální.

2.1 Anatomie kloubních spojení

2.1.1 Glenohumerální kloub

Ramenní kloub (articulatio humeri) je svým geometrickým typem kloub kulový volný s největším rozsahem pohybu na lidském těle. Hlavici kloubu tvoří caput humeri a jamku cavitas glenoidalis (Čihák, 2001).

Dle Kapandjiho (1982) je hlavice (caput humeri) orientovaná superiorně, mediálně a posteriorně. Má tvar třetiny koule o poloměru 3 cm. Úhel mezi osou humeru a osou procházející středem hlavice je 135° a úhel retroverze hlavice je 30° (Obrázek 1). Jamka (fossa glenoidale) je orientována laterálně, anteriorně a lehce superiorně. Povrch jamky je méně konkávní a menší než je konvexita a velikost hlavice, proto je jamka rozšířena o labrum glenoidale, které dotváří kongruentnost kloubních ploch.

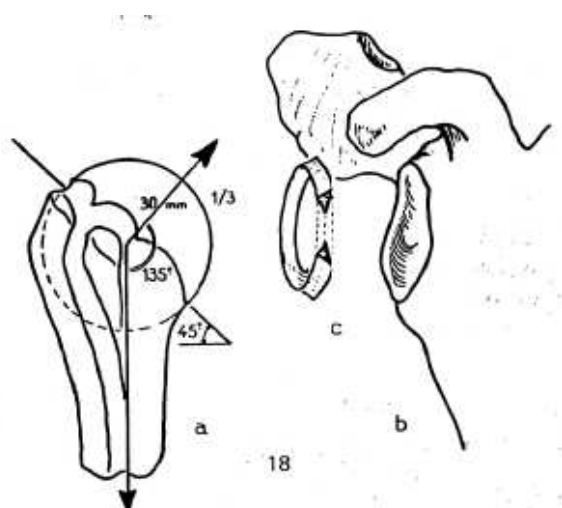
Kloub je kryt a zpevněn kloubním pouzdrem, které začíná na okrajích jamky, upíná se na collum anatomicum humeri, na vnitřní straně humeru sestupuje distálněji. Pouzdro je našaseno v recessus. Na ventrální straně se kloubní pouzdro vychlipuje

podél šlachy dlouhé hlavy m. biceps brachii. Kloubní pouzdro je zesíleno vazy: ligamentum coracohumerale a ligamenta glenohumeralia superior, ventralis a inferior.

Ligamentum coracohumerale je napjaté z processus coracoideus k tuberculum majus spolu se šlachou m. supraspinatus a k tuberculum minus spolu se šlachou m. subscapularis. Při extenzi se napíná více přední část upínající se na trochanter minor. Při flexi se napíná více zadní část upínající se na trochanter major.

Ligamenta glenohumeralia zpevňující kloubní pouzdro z přední strany. Jejich průběh připomíná tvarem písmeno Z. Při abdukci se napíná ligamentum glenohumerale inferior a ventralis, ligamentum glenohumerale superior a coracohumeralis relaxují. Při zevní rotaci se napínají všechna ligamenta glenohumeralia, při vnitřní rotaci relaxují.

Kontakt kloubních ploch je zajištěn pevností vazů, napětím periartikulárních svalů, které probíhají kolmo na kloubní štěrbinu („aktivní ligamenta“), a dále napětím dlouhých svalů, které zabraňují dislokaci hlavičky distálně (Kapandji, 1982).



Obrázek 1. Anatomie caput humeri dle Kapandjiho (1982)

2.1.2 Sternoclaviculární kloub (SC)

Jde o skloubení mediálního konce claviculy a proximální části sternu. Tvar kloubních ploch je konkávně konvexní v rovinách na sebe kolmých (sedlový). Mezi styčné plochy je vložen discus, jehož hlavní funkcí je přenos sil, tahů a tlaků. SC kloub je poměrně výrazně zatížený kloub, jelikož nese váhu HK. Kloubní pouzdro SC skloubení je krátké, tuhé a je zesíleno vazy (ligamentum sternoclaviculare proximale, ventrale a dorsale, ligamentum costoclaviculare a ligamentum interclaviculare). Pohyby

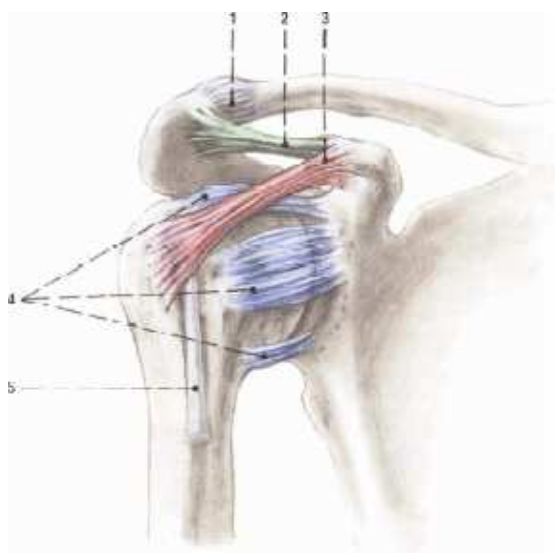
v SC kloubu jsou možné téměř ve všech směrech, pohyb je spojen s pohybem AC kloubu, rozsah pohybu je omezen vazy. Rozsah pohybu v SC skloubení kraniokaudálním směrem (pohyb laterálního konce claviculy) je 10 cm kraniálně a 3 cm kaudálně. Rozsah pohybu ventrodorsálním směrem je 10 cm ventrálně a 3 cm dorsálně. Rotace okolo podélné osy probíhá v rozsahu 30° (Kapandji, 1982).

2.1.3 Acromioclaviculární kloub (AC)

AC kloub je skloubení laterálního konce claviculy a acrominu. Mezi styčné plochy je také vložen discus. Kloubní pouzdro je zesíleno ventrálně a kraniálně vazy (ligamentum acromioclaviculare). Kloub dále zpevňují povrchově úponové šlachy m. trapezius a m. deltoideus. Pohyby AC skloubení jsou spojeny s pohybem SC kloubu, pohyb omezuje více napětí ligamentum coracoclaviculare než vazy kloubního pouzdra. Ligamentum coracoacromiale (fornix humeru) omezuje abdukci (Kapandji, 1982).

Ligamentum coracoclaviculare

Je napnuto mezi processus coracoideus a dolním okrajem klíční kosti. Má dvě části: ligamentum trapezoideum, které probíhá anterolaterálně a ligamentum conoideum, které probíhá posterolaterálně k tuberculum conoideum claviculae. Ligamentum coracoclaviculare má významnou funkci, protože udržuje úhel mezi lopatkou a klíční kostí. Ligamentum conoideum omezuje otevírání (zvětšování) tohoto úhlu a ligamentum trapezoideum omezuje zavírání (zmenšování) tohoto úhlu. Spolu omezují rotaci v AC a SC kloubu na 30° a rotaci lopatky na 60°. Zajišťují přenos pohybu mezi jednotlivými částmi ramene (Kapandji, 1982).



Obrázek 2. Ligamenta ramene (Čihák, 2001)

1. pouzdro AC kloubu, 2. lig. coracoacromiale (fornix humeri),
3. lig. coracohumerale, 4. lig. glenohumeralia, 5. šlacha dlouhé hlavy bicepsu

2.1.4 Subdeltoidální kloub

Kapandji (1982) uvádí subdeltoidální kloub jako jeden z pěti skloubení pletence ramenního. Nejde o anatomický kloub, ale o kloub fyziologický, jehož funkce je spojena s funkcí glenohumerálního kloubu. Jde o prostor mezi acromiem, AC kloubem a tuberculum majus humeri, obsahující bursu subdeltoidea.

2.1.5 Skapulothorakální spojení

Je opět fyziologický kloub. Jde o prostor mezi scapulou a žebry. Lopatka je uložena dorsálně nad 2. až 7. žebrem, mediální hrana je od páteře vzdálena zhruba 5-6 cm. Z mediální hrany lopatky odstupuje m. serratus anterior, který prostor pod lopatkou dělí na dvě části. Anteriorně od m. serratus anterior leží žebra a intercostální svaly. Posteriozně od m. serratus anterior leží na přední straně lopatky m. subscapularis. Rovina proložená lopatkou svírá s frontální rovinou úhel 30°. Úhel lopatky a klíční kosti je 60° (Kapandji, 1982).

2.2 Svaly pletence ramenního

Čihák (2001) rozděluje svaly této oblasti na svaly pletence (spinohumerální a thorakohumerální svaly) a svaly vlastní končetiny (svaly ramenní a lopatkové). Mezi spinohumerální řadí m. trapezius, m. latissimus dorsi, mm. rhomboidei a m. levator scapulae. Do skupiny thorakohumerálních svalů řadí mm. pectorales, m. subclavius a m. serratus anterior. Jako o skupině svalů lopatky a ramenního kloubu hovoří o m. deltoideus, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres major et minor a m. subscapularis.

Véle (1997) dělí svaly také do dvou skupin, svaly oblasti pletence (m. trapezius, m. serratus naterior, m. pectoralis minor, m. subclavius, mm. rhomboidei a m. levator scapulae) a svaly ramenního kloubu (m. deltoideus, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres major et minor, m. latissimus dorsi, m. pectoralis major, m. subscapularis a m. coracobrachialis).

2.2.1 Fascie hrudníku

Čihák (2001) uvádí čtyři fascie v oblasti hrudníku: fascia pectoralis, fascia clavipectoralis, fascia thoracica a fascia endothoracica. Fascia pectoralis kryje přední a laterální stěnu hrudního koše a je do ní zavzat m. pectoralis major. Začíná od klíční a hrudní kosti, kaudálně přechází v břišní fascii, laterálně přes m. serratus anterior v povrchovou fascii zádovou a přes úpon m. pectoralis major ve fascii axilární. Fascia clavipectoralis se nachází pod m. pectoralis major a je do ní zavzat m. subclavius a m. pectoralis minor. Jde od klíčku kaudálně a laterálně až na processus coracoideus a žeberní chrupavky. Fascia thoracica je povrchová, kryje povrch hrudního koše. Fascia endothoracica vystýlá vnitřní stěnu hrudního koše. Kaudálně pokračuje na hrudní plochu bránice.

2.3 Svaly trupu a jejich vztah k pletenci ramennímu

Vzhledem ke svalovým smyčkám, řetězení svalů, jsem do svého měření zařadila také některé svaly, které nepřímou souvisí s ramenem samotným. Jde zejména o svaly břišní (m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis). Pro stabilizaci ramene jsou, dle mého názoru, velice podstatné. Dále jsem do studie zařadila lumbální erectory, které by při cvičení neměly být výrazně přetěžovány.

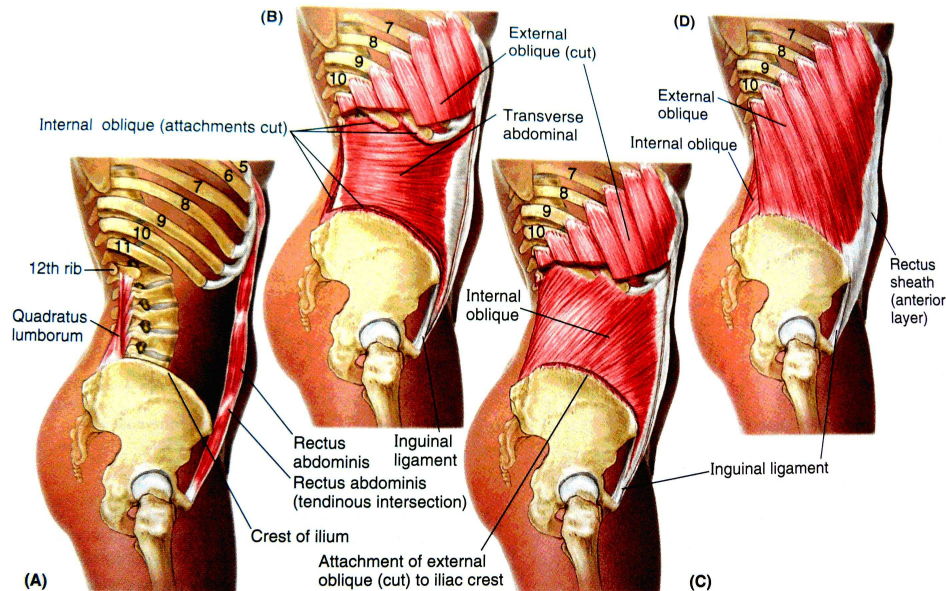
2.4 Břišní svalstvo

Svaly břicha dělíme dle Čiháka (2001) na tři skupiny: přední, laterální a zadní. Do přední skupiny patří m. rectus abdominis a m. pyramidalis, do laterální m. obliquus externus et internus abdominis a m. transversus abdominis a do zadní skupiny m. quadratus lumborum. Všechny tyto svaly tvoří funkční jednotku (Obrázek 3).

Břišní svaly se podstatným způsobem podílejí na postuře a držení těla. M. rectus abdominis je fázický sval a ovlivňuje sklon pánve vůči bázi hrudního koše. Primárně posturální funkci má zejména m. transversus abdominis. Ten se řadí mezi tzv. lokální stabilizátory spolu s částí m. obliquus internus abdominis. M. transversus abdominis řadíme k autochtonním svalům, spolu s bránicí je aktivován před a během jakéhokoliv

pohybu. Ostatní břišní svaly patří do skupiny globálních stabilizátorů. Globální stabilizátory se aktivují v případě výpadku lokálních stabilizátorů nebo při vyšších nárocích na stabilizaci trupu. Většinou přesahují více kloubů a tvoří řetězce. (Suchomel, 2006)

Table 2.2. Muscles of the Anterolateral Abdominal Wall

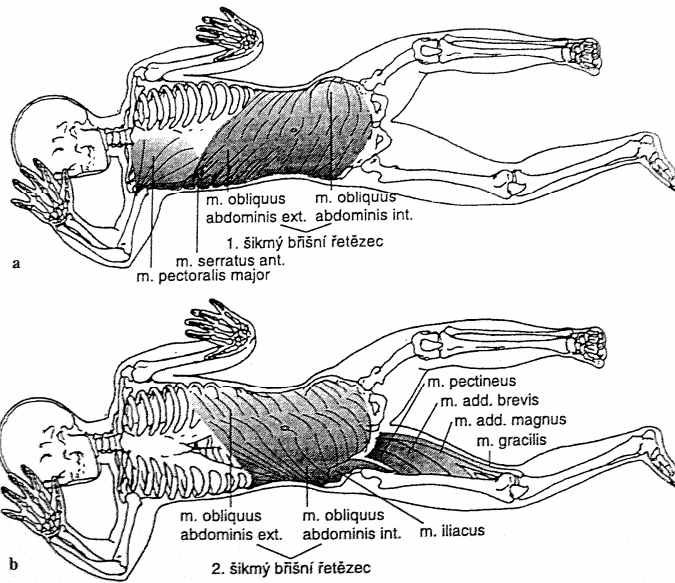


Obrázek 3. Topografie břišních dle Moora (2006).

Vojta (1995) popisuje dva břišní řetězce (Obrázek 4). Na schématu prvního břišního řetězce je patrné funkční propojení m. obliquus externus abdominis a m. serratus anterior přes úpony na spodních žebrech. V oblasti dolní hrudní apertury má svůj úpon také bránice. Břišní svalovina a bránice mají posturálně respirační funkci.

Při vyvážené aktivaci břišních svalů při nádechu dojde ke zpevnění břišní stěny, vytvoří se punktum fixum pro centrum tendineum bránice. Ta se opře a působí tahem na dolní žebra, čímž umožňuje zvětšení průměru dolního hrudníku (Véle, 1997).

Díky svalovým smyčkám (m. serratus anterior) tímto dochází také k udržování lopatky u hrudního koše a tím ovlivnění pletence ramenního.

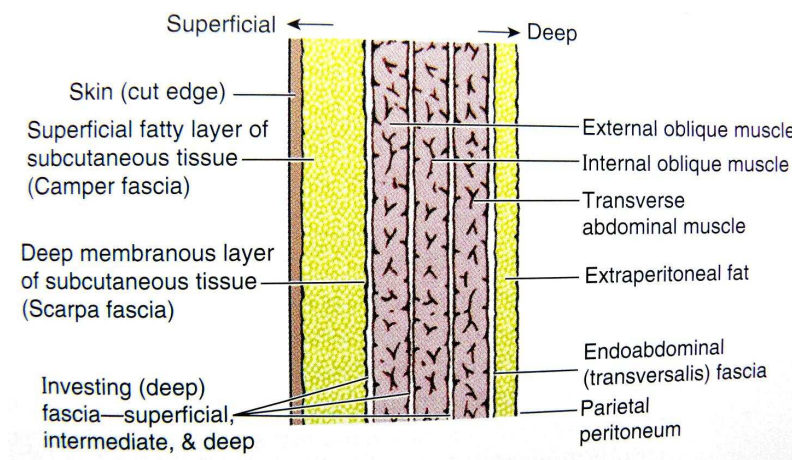


Obrázek 4. Břišní řetězce dle Vojty (1995).

2.4.1 Fascie břicha

Čihák (2001) jmenuje tyto fascie: fascia abdominis subcutanea, fascia abdominis superficialis a fascia transversalis. Fascia abdominis subcutanea je uložena asi ve dvou třetinách tloušťky podkožního tukového vaziva. Fascia abdominis superficialis je vlastně fascie m. obliquus externus abdominis. Je přirostlá ke crista iliaca, spina iliaca anterior superior, ligamentum inguinale a linea alba. Fascia transversalis kryje zevnitř m. transversus abdominis. Má tři části: lumbální, iliickou a transversální.

Moore (2006) znázorňuje břišní fascie názorně na obrázku (Obrázek 5).



Obrázek 5. Průřez břišní stěnou (Moore, 2006)

3 KINEZIOLOGIE

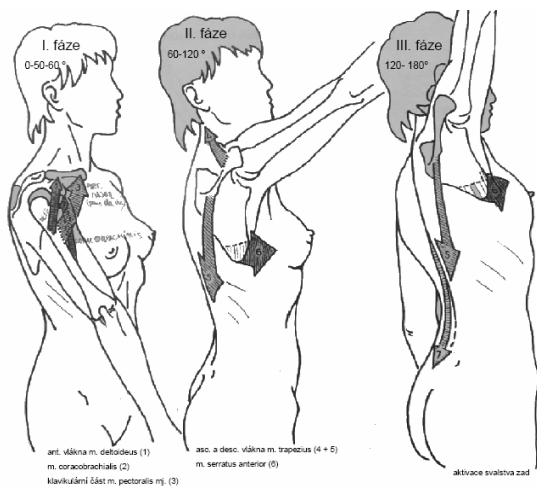
3.1 Pohyby v ramenním kloubu

Ramenní kloub je nejpohyblivější kloub lidského těla. Pohyb zde probíhá podél třech os: transverzální, antero-posteriorní a vertikální. Flexe a extenze probíhá podél transverzální osy, abdukce podél antero-posteriorní osy a rotace podél vertikální osy (Kapandji, 1982).

3.1.1 Flexe

Kapandji (1982) udává tři fáze flexe (Obrázek 6). První fáze (0° - 50° , 60°) se účastní přední vlákna *m. deltoideus*, *m. coracobrachialis* a claviculární vlákna *m. pectoralis major*. Pohyb omezuje napětí *lig. coracohumerale*, *m. teres minor*, *teres major* a *m. infraspinatus*. Při druhé fázi (60° - 120°) rotuje lopatka laterálně, *fossa glenoidalis* se obrací anteriorně a superiorně, *clavicula* rotuje v acromioclavikulárním a sternoclavikulárním kloubu o 60° . Pohybu se účastní *m. trapezius* - horní a dolní vlákna a *m. serratus anterior*. Pohyb omezuje *m. latissimus dorsi* a costosternální vlákna *m. pectoralis major*. Třetí fáze (120° - 180°) je doprovázena souhybem trupu, extenze *Lp* a lateroflexe. Pohybu se účastní také svaly trupu.

Véle (1997) dělí flexi na čtyři fáze. První fáze (0° - 60°) – předpažení poníž, se účastní zejména přední vlákna *m. deltoideus*, *m. coracobrachialis* a claviculární vlákna *m. pectoralis major*. Pohyb omezuje činnost *m. teres minor*, *m. teres major* a *m. infraspinatus*. Druhá fáze (60° - 90°) – předpažení, tvoří přechod do třetí fáze (90° - 120°) – předpažení povýš, kde se začínají aktivovat *m. trapezius* a *m. serratus anterior*. Pohyb omezuje tah *m. latissimus dorsi* a costosternálních vláken *m. pectoralis major*. Ve čtvrté fázi (120° - 180°) – vzpažení, dochází za účasti trupových svalů, zejména *erectorů páteře*, k lordotizaci a lateroflexi trupu.



Obrázek 6. Schématické znázornění flexe v rameni (Kapandji, 1982).

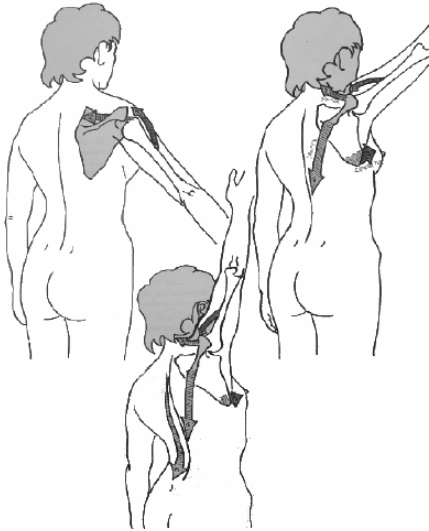
3.1.2 Abdukce

Kapandji (1982) udává tři fáze abdukce (Obrázek 7). V první fázi (0° - 90°) dochází k aktivaci m. deltoideus a m. supraspinatus, který pohyb iniciuje. Pohyb končí dotykem tuberculum majus na tuberculum supraglenoidale (lig. coracoacromiale, acromion). Druhá fáze (90° - 150°) začíná souhybem lopatky (rotace dolního úhlu laterálně). Fossa glenoidalis se při tomto pohybu natočí vzhůru. Probíhá také rotace v acromioclavikulárním a sternoclavikulárním kloubu 30° a 30° . Ze svalů se aktivují m. serratus anterior a část m. trapezius. Pohyb končí po 60° rotace lopatky napětím m. latissimus dorsi a m. pectoralis major. Ve třetí fázi (150° - 180°) se aktivují kontralaterální paravertebrální svaly a dochází k pohybu páteře do lateroflexe k opačné straně.

Véle (1997) rozděluje abdukci do čtyř fází. V první fázi (0° - 45°) – upažení poníž, převládá činnost m. supraspinatus, m. deltoideus fixuje hlavici humeru v jamce. V druhé fázi (45° - 90°) – upažení, převládá m. deltoideus. Ve třetí fázi (90° - 150°) – upažení povýš, se zapojují především svaly pletence, tedy m. trapezius a m. serratus anterior. Ve čtvrté fázi (150° - 180°) – vzpažení se již zapojují trupové svaly a dojde k lordotizaci a lateroflexi bederní páteře.

Jiní autoři nerozdělují pohyb do abdukce podle zapojování svalů, ale sledují pohyb v jednotlivých skloubeních pletence ramenního. Jedná se zde o tzv. scapulohumerální rytmus. Dle Hoppenfelda (1976) probíhá abdukce

v skapulohumerálním a skapulotorakálním kloubu. Na každých 15° abdukce udává Hoppenfeld poměr zastoupení pohybů 2:1 ve prospěch skapulohumerálního kloubu.



Obrázek 7. Schématické znázornění abdukce v rameni (Kapandji, 1982).

3.1.3 Extenze

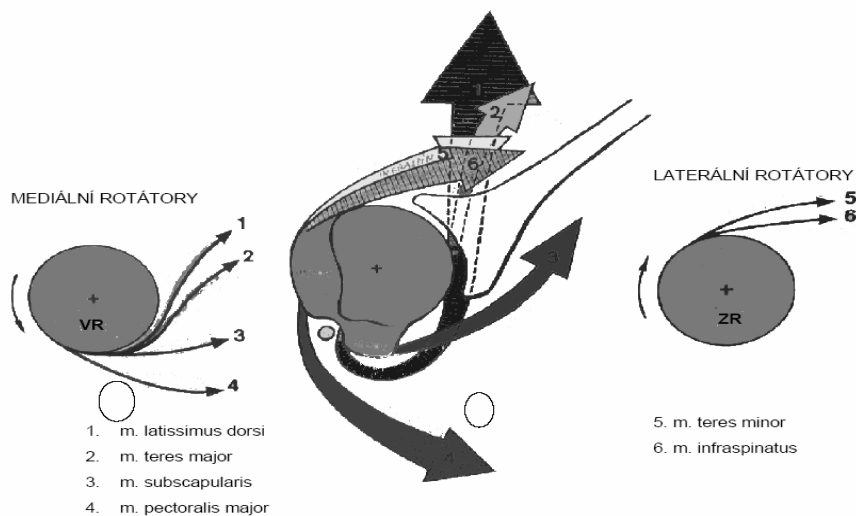
Dle Kapanjiho (1982) extenze probíhá jak scapulohumerálním, tak ve scapulothorakálním kloubu. Ve scapulohumerálním kloubu se účastní zejména m. teres major, m. teres minor, zadní vlákna m. deltoideus a m. latissimus dorsi (Obrázek 8). Ve scapulothoracálním kloubu se při extenzi aktivují mm. rhomboidei, střední vlákna m. trapezius a m. latissimus dorsi. Celkový rozsah extenze je udáván 40°-45°.



Obrázek 8. Schématické znázornění extenze v rameni (Kapandji, 1982).

3.1.4 Rotace

Zevní rotace se dle Kapanjiho (1982) i Věleho (1997) účastní m. teres minor, m. infraspinatus. Pomocnými svaly při pohybu lopatky jsou mm. rhomboidei, m. trapezius. Při vnitřní rotaci se aktivují m. teres major, m. latissimus dorsi, m. subscapularis, m. pectoralis major. Pomocnými svaly lopatky jsou m. serratus anterior, m. pectoralis minor (Obrázek 9). Rozsah zevní rotace udává Kapandji (1982) 80° a Věle (1997) 40°-60°. Rozsah vnitřní rotace udává Kapandji (1982) 100°-110° a Věle (1997) 40°-45°.



Obrázek 9. Schématické znázornění rotace v rameni

3.1.5 Pohyby v horizontále

Kapandji (1982) uvádí v horizontále pohyb do flexe a do extenze. Horizontální flexe se účastní přední vlákna m. deltoideus a mm. pectorales, m. subscapularis, m. serratus anterior. Horizontální extenze probíhá při aktivaci středních a zadních vláken m. deltoideus, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres major, m. teres minor, m. latissimus dorsi, mm. rhomboidei a m. trapezius. Rozsah horizontální flexe udává Kapandji (1982) 140° a Věle (1997) 135°. Rozsah horizontální extenze udává Kapandji (1982) 30°-40° a Věle (1997) 40°-50°.

3.1.6 Funkční pohyb ramene

„Praktický pohyb lopatky a tím i ramenního kloubu probíhá současně v několika rovinách a participují na něm skoro všechny dvojice, podle okamžité potřeby fixace a průběžné opory celé horní končetiny“ (Véle, 2007).

4 OTEVŘENÉ A UZAVŘENÉ ŘETĚZCE, STABILITA, CENTRACE,

4.1 Pohybové řetězce

Nejjednodušším pohybovým řetězcem je kinematická dvojice, tedy soustava dvou přilehlých článků spojených kloubem. V našem případě jde o glenohumerální kloub. Kinematické řetězce jsou v literatuře děleny na otevřené (open chains, OKC) a uzavřené (closed chains, CKC) (Dvořák, 2005a, 13). Definice se ale liší dle autorů.

Dle Janury (2004), tedy z biomechanického hlediska, obsahuje uzavřený kinematický řetězec (dále jen CKC) biokinematickou smyčku, má tedy oba konce řetězce fixovány. Otevřený kinematický řetězec (dále jen OKC) tuto smyčku neobsahuje, má tedy fixován jen jeden konec řetězce.

Vařeka (2002b) definuje OKC jako stav, kdy lze změnit postavení v jednom kloubu beze změny postavení v ostatních kloubech řetězce. V CKC nelze provést změnu postavení v jednom kloubu beze změny postavení v dalších kloubech řetězce.

Dle Krobota (1997) nacházíme v OKC horní končetiny punctum fixum na trupu a punctum mobile na akru, čili distální kloub je volný a má možnost pohybu. V CKC je tomu naopak. Jde spíše o komplexnější pohyby, většinou typu oporných a umíst'ovacích reakcí, či posturálně lokomočních dovedností.

Z hlediska ontogeneze člověka můžeme říci, že novorozenec je schopen pohybů převážně v OKC, holokinetické stádium ontogeneze. Během vývoje dítě nachází místa opory, čímž vznikají podmínky pro vznik CKC (Dvořák, 2005b, 18-19).

První lokomoce, kterou dítě praktikuje je tzv. kvadrupedální lokomoce. Oba pletence, pánevní i ramenní zprvu pracují v CKC. Teprve zhruba ve čtvrtém trimenonu se pletenec ramenní odpoutává od funkce lokomoční a umožňuje vývin manipulační a úchopové funkce ruky (Kračmar et al., 2007, 3-4).

Během ontogeneze se pletenec ramenní do lokomoce zapojuje primárně, pletenec pánevní sekundárně. Pletenec ramenní je naposledy zapojen do posturálně lokomoční funkce při stoji s oporou (stoj na čtyřech ve vertikále). Pletenec ramenní přímo lokomoci nezajišťuje, proto není posilováno původní propojení svalových řetězců. Pro pletenec pánevní je hlavní funkcí volná bipedální chůze, pro pletenec ramenní manipulace a úchop. Lokomoční funkce pletence ramenního lze pozorovat

v průběhu pohybu při Vojtově reflexním plazení (Vystrčilová M., Kračmar B., Novotný P., 2006).

Z vývojové kineziologie je patrné, že aby končetina vykonávala dobře funkci fázickou, u horní končetiny jde o úchop a manipulaci, musí být nejprve schopna dobré opory. Bez opory o otevřenou dlaň nikdy nebude dítě schopné úchopu.

Dle Vojty (1995) je podstatná antigravitační funkce muskulatury pletenců. V opěrné fázi působí svaly na končetině páku a tím přesunují těžiště trupu směrem k opěrnému bodu. Toto vede ke vzpřímení.

Z výše uvedeného vyplývá, že ontogeneze postupuje kranio-kaudálním směrem. A začíná v CKC a pokračuje v OKC.

Z tohoto zjištění vychází řada fyzioterapeutů při výběru poloh pro stabilizační cvičení pletence ramenního. Kibler (1998) hodnotí aktivity v CKC jako dominantní v rehabilitaci ramene. V CKC dochází ke kokontrakci svalů kolem ramenního kloubu, je stabilizována lopatka, což umožňuje snadnější práci rotátorové manžety. Aktivity v CKC umožňují výrazné zvýšení propriocepce z kloubu. Zvláště pokud je slabá rotátorová manžeta, cvičení v CKC vede ke snížení aktivace deltového svalu, tím nedochází k superiorní migraci humeru. Padua (2004) hovoří o cvičení v CKC jako výhodnějším také z hlediska ligament a kloubního pouzdra ramene. Tyto jsou při cvičení v CKC méně namáhány.

Také dle Tuckera (2008) jsou pro využití v rehabilitaci ramenního pletence podstatná cvičení v CKC. Jako ideální udává pozici, kdy je v glenohumerální kloub elevován na 90°. Dle jeho názoru je v této pozici ideální rozložení tlakových a střižných sil, zvýšená propriocepce a neuromuskulární kontrola celého pletence. Za primární stabilizátor považuje m. serratus anterior. Ten se ale v klinických podmínkách velmi těžko aktivuje. Ve své studii poukazuje na to, že k výrazné aktivaci m. serratus anterior dochází v poloze v kliku a jeho modifikacích. Klik je ale pro běžnou populaci vysoce silově náročný. Ronai (2002) ve svém příspěvku uvádí i mnohem náročnější cvičení v CKC pro horní končetiny. Kromě kliků zmiňuje shyby podhmatem i nadhmatem, šplh a chůze po rukou.

Také já jsem při výběru poloh pro svá měření upřednostňovala polohy, ve kterých se horní končetiny nacházejí v opoře, kdy tedy můžeme hovořit o aktivitách v CKC. V každé poloze jsem hodnotila klidový stav svalstva, mohli bychom říci atitudu, a poté stav aktivity svalstva po slovním povelu pro úpravu polohy, mohli bychom říci posturu.

Vařeka (2002a) popisuje atitudu jako posturu nastavenou tak, aby bylo možno provést plánovaný pohyb. Postura je základní podmínkou pohybu. Jde o aktivní držení segmentů těla proti gravitaci a dalším vnějším silám. Zajištěna je aktivací vnitřních sil.

4.2 Stabilizace, centrace

Pojmy stabilizace či centrace kloubu jsou v současnosti často probírány. Řada autorů je ve svých příspěvcích zmiňuje.

Dle Suchomela (2006) můžeme kloub považovat za stabilizovaný tehdy, jestliže je kloubní pouzdro co nejméně namáháno a periartikulární svaly pracují v koaktivaci. Pohyby v daném kloubu tedy probíhají nejekonomičtěji.

Kolář (2001) popisuje tzv. funkční centraci kloubu z hlediska vývojové kineziologie. Dle jeho výkladu je kloub funkčně centrován ve chvíli, kdy je maximálně rozložen tlak na kloubních plochách, což umožňuje jeho optimální statické zatížení.

Čápková (2008) tvrdí, že předpokladem fyziologické lokomoce člověka je centrování a v centrované pozici funkčně dynamicky stabilizovaný klíčový kloub. Důležité je, aby se opěrná funkce ramenního i kyčelního kloubu v rámci lokomotorických aktivit v centrované pozici uskutečňovala bez produkce nocicepce.

Véle (2001) ve svém příspěvku popisuje stabilitu vnitřní (intersegmentální) a vnější (celkovou). Stabilita vnitřní podmiňuje stabilitu celkovou. Intersegmentální stabilita musí být proměnlivá, pružná, aby bylo možno účelově měnit polohu segmentů. Tato vnitřní (intersegmentální) stabilita je zajištěna pomocí krátkých, hluboce uložených intersegmentálních svalů.

„Ideální posturální držení či spíše posturální chování se blíží situaci, kdy jsou všechny klouby centrovány v klidu i během pohyb“ (Suchomel, 2006, 118).

5 ONTOGENEZE A PLETENEC RAMENNÍ

Dle Koláře (2002) schopnost zajistit, stabilizovat aktivně polohu pletence ramenního uzrává v průběhu posturální ontogeneze a navazuje na intrauterinní vývoj. Tato funkce je čistě lidská. Jde o schopnost zajistit aktivně polohu lopatky v depresi a v rotačním postavení při fixaci kaudálního okraje k hrudníku. Stabilizátory lopatky, které zajišťují danou polohu, podléhají útlumovým procesům.

5.1 Novorozenecké období

Postura novorozence je asymetrická. Dítě vykazuje převážně masové pohyby, tzv. holokinetická hybnost. Není schopno izolovaného pohybu. Převažuje flekční držení končetin. Paže s frontální rovinou trupu svírá ostrý úhel max. 45°. Ramenní pletenec se nachází převážně ve vnitřní rotaci, protrakci a někdy i elevaci. Lopatka je volně pohyblivá po hrudníku, není schopna se v žádné pozici stabilizovat. Dítě neumí vytvořit cílenou oporu o horní končetinu (Čápová, 2008; Vojta, 2005, <http://www.rl-corpus.cz/>).

5.2 Polovina prvního trimenonu

Okolo 6 týdne povoluje flekční nastavení končetin. Paže s frontální rovinou trupu svírá již větší úhel kolem 60°. Dítě stále nemá žádnou opěrnou plochu. V leže na zádech se objevuje typická postura „šermíře“, jako motorické vyjádření kontaktu. Při otočení hlavy se na obličejové straně horní končetina zevně rotuje, abdukuje a extenduje v lokti (Čápová, 2008; Vojta, 2005, <http://www.rl-corpus.cz/>).

5.3 Konec prvního trimenonu

Období třetího měsíce je považováno za velmi důležitý mezník motorického vývoje dítěte. Nově je umožněna koaktivace antagonistů, což vede ke stabilizaci segmentů. Objevuje se první opěrná báze. Opora vzniká o mediální epikondyly humeru

a oblast symfýzy. Lopatky jsou již schopné dynamické stabilizace, stabilizátory lopatek spolupracují s břišními svaly a bránicí. Ramenní i kyčelní klouby jsou centrovány. Paže s frontální rovinou trupu svírá úhel 90°. Díky nové opoře je hlavě umožněn volný pohyb proti gravitaci mimo opěrnou bázi – první segmentální pohyb (30° rotace hlavy ke každé straně) (Čápková, 2008; Vojta, 2005, <http://www.rl-corporus.cz/>).

Polohu „třetího měsíce“ (Vojta, 1995) jsem si vybrala pro své měření (poloha 1).

5.4 Polovina druhého trimenonu

V období 4 - 5 měsíce se objevuje zkřížený vzor. Dítě je schopné v leže na břiše vychýlit těžiště laterálně, což mu umožní uvolnit jednu horní končetinu pro úchop a manipulaci s předmětem. Dolní končetinu na straně úchopu si nakročí a vytvoří tak novou oporu v oblasti kolene. Pletenec ramenní opěrné horní končetiny se tímto stabilizuje. Dochází k pohybu jamek glenohumerálního kloubu přes hlavici humeru. Mimo opěrnou bázi se nachází kromě hlavy také jedna horní končetina. Díky střídání opěrné a fázické funkce končetin ve zkříženém vzoru je páteř napřimována až do ThL přechodu. Napřimování páteře umožňuje její rotaci (Čápková, 2008; Vojta, 2005, <http://www.rl-corporus.cz/>).

5.5 Konec druhého trimenonu

V šestém měsíci dítě zvládá spontánní obrat ze zad na břicho a to na obě strany. Otočka končí v poloze na loktech. Při otáčení se pohybuje lopatka přes stabilizovanou hlavici humeru. Dítě se v poloze na břiše, z důvodu lepšího rozhledu, začíná vzpírat o natažené horní končetiny. Opírá se při tom o otevřenou dlaň a zvedá pánev nad podložku. Pánev se vzpřimuje přes stabilizovanou hlavici femuru (Čápková, 2008; Vojta, 2005, <http://www.rl-corporus.cz/>).

5.6 Polovina třetího trimenonu

Okolo sedmého měsíce dítě zvládne zastavit otočku v pozici na boku s oporou o jednu horní končetinu, nejprve o loket, později o otevřenou dlaň. Paže s frontální rovinou trupu svírá úhel větší než 120°. Dochází tedy ke vzpřímení trupu do vertikály ve rovině frontální. Šikmý sed umožňuje dítěti větší možnosti manipulace s předmětem. Opora o otevřenou dlaň v šikmém sedu a snaha druhé končetiny uchopit něco vysoko je předpokladem pro rozvinutí ruky na tři paprsky. Tím je ruka připravená pro rozvoj jemné motoriky.

Ze šikmého sedu dítě zaujímá polohu ve volném sedu nebo v poloze na čtyřech. Polohu v kleče na čtyřech jsem opět využila jako polohu pro svá měření (poloha 2, 3, upravená 4, 5). Volný sed dává dítěti možnost manipulace oběma horními končetinami. Diferencované zaujetí polohy na čtyřech umožní dítěti kvadrupedální lokomoci. Ta je uskutečňována ve zkříženém vzoru. Dochází ke střídání opěrné a fázické funkce kontralaterálních končetin. V polovině cyklu se hlavice humeru a femuru pohybují šroubovitě do centra jamky. V druhé části cyklu se jamky šroubovitě pohybují přes stabilizované hlavice (Čápová, 2008; Vojta, 2005, <http://www.rl-corpus.cz/>).

5.7 Konec třetího trimenonu

Zhruba kolem 9. měsíce dítě začíná vertikalizovat nakročením do vzpřímeného stoje. Postupně začíná využívat kvadrupedální chůzi ve vertikále ve frontální rovině, obchází stranou podél nábytku. Také tento způsob lokomoce probíhá ve zkříženém vzoru. Lze říci, že při tomto způsobu lokomoce je naposledy ramenní pletenec využit pro lokomoční a opěrnou funkci. Ve chvíli, kdy dítě zvládne pohyb v prostoru a samostatný stoj, odpoutává se ramenní pletenec od lokomoční a opěrné funkce a umožňuje vývin manipulační a úchopové funkce ruky (Čápová, 2008; Vojta, 2005, <http://www.rl-corpus.cz/>).

6 EMG

6.1 Definice EMG

„Elektromyografie je souhrnné označení pro skupinu elektrofyzilogických metod, které umožňují vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva“ (Dufek, 2005)

„Elektromyografie patří mezi elektrofyzilogické techniky, které napomáhají hodnocení funkčního stavu motorického systému“ (Keller, 1997).

Principem elektromyografie je zachycení akčních potenciálů, které vznikají při depolarizaci svalové membrány. Elektromyograf je zachytí a graficky zaznamená ve formě tzv. elektromyogramu (Dufek, 1995).

Elektromyograf se skládá ze snímacího, zesilovacího a registračního zařízení a ze stimulatoru. Snímací zařízení umožňuje snímat akční potenciály ze svalu. Využívají se k tomu jehlové nebo povrchové elektrody.

6.2 Povrchová elektromyografie (Surface electromyography – SEMG)

Povrchové elektrody se lepí přímo na kůži a tak umožňují snímat pouze povrchové svaly. V jednom okamžiku lze sledovat větší počet svalů najednou. Nezajímá nás přesný tvar akčních potenciálů, ale spíše vzájemné časové vztahy (timing) v zapojení několika svalů. Využití pak povrchová elektromyografie nachází především ve fyzioterapii, biomechanice a sportovním lékařství (Trojan, Druga, Pfeiffer, 2005).

Používá se k vyhodnocení statické i dynamické pohybové činnosti jedince a je součástí celkové analýzy pohybové činnosti. Povrchovou elektromyografii lze rozlišit na tradiční a multielektrodovou. Tradiční využívá monopolární či bipolární elektrody. Doporučovaná vzdálenost elektrod při bipolární technice je 1cm (De Luca, 2003).

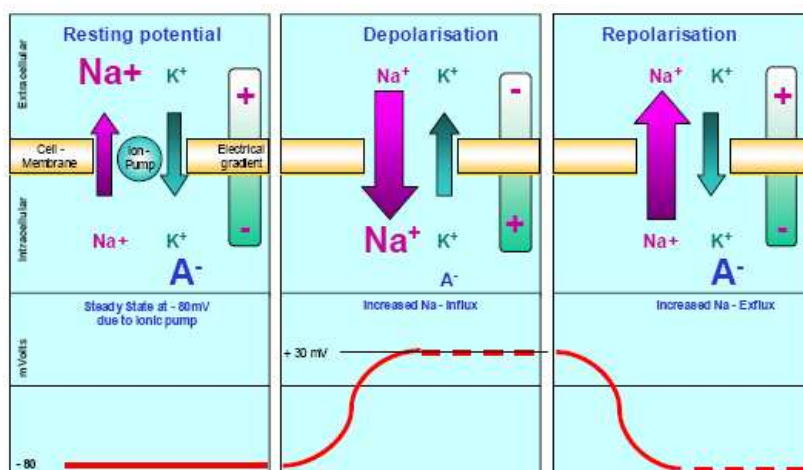
Soderberg (1997) udává kategorie současného využití elektromyografie.

- a) diagnostika postižení neuromuskulárního aparátu
- b) před a pooperační hodnocení svalové funkce pro facilitaci
- c) využití akčních potenciálů snímaných ze svalů pro myoelektrické řízení protéz

- d) biofeedback a jeho aplikace pro reedukaci pohybu v rehabilitaci a sportu
- e) kinesiologické studie a výzkum pohybu člověka

6.3 Elektrofyziologické základy EMG

Buněčná membrána svalových a nervových buněk je nositelem elektrického náboje a má možnost tento potenciál přechodně měnit. Tato změna – depolarizace následovaná repolarizací se nazývá akční potenciál (Obrázek 10). Ten se šíří po membráně axonu a membráně svalového vlákna až ke kontraktilním bílkovinám svalu (aktinu a myozinu). Tuto změnu akčního potenciálu lze pomocí elektromyografie zaznamenat (Keller, 1998).



Obrázek 10. Schéma akčního potenciálu (Konrad, 2005)

6.4 Faktory ovlivňující elektromyografický signál

De Luca (1997) rozčlenil faktory, které ovlivňují elektromyografický signál do tří skupin: kauzativní (vnitřní), přechodné (intermediální) a deterministické. Mezi kauzativní vnitřní faktory, které mohou signál ovlivnit, patří např. typ a průměr svalových vláken, počet zapojených motorických jednotek, množství tkáně mezi elektrodou a snímaným svalem, tvar, velikost a lokalizace elektrod. Mezi přechodné faktory řadí De Luca vlivy prostorové filtrace, rychlost a počet akčních potenciálů a vliv softwarové filtrace. Do třetí skupiny tzv. deterministických faktorů řadí počet aktivních

motorických jednotek, sílu záškubu, rychlost pálení, tvar a trvání sumačních akčních potenciálů motorických jednotek (MUAP), atd.

6.5 Uložení elektrod

De Luca (1993) považuje za nejideálnější místo pro uložení elektrod oblast nejširšího bříška svalu. Detekční povrch elektrody by měl směřovat kolmo k povrchu svalu. Elektrody by měly být v ideální vzdálenosti 1cm.

6.6 Zpracování a vyhodnocování elektromyografického signálu

Elektromyografický signál má tvar vln. Pomocí předzesilovače a zesilovače zesílíme chtěné vlny a pomocí filtrace potlačujeme vlny nechtěné (tzv. artefakty). V předzesilovači je signál zesílen zhruba 500 násobně a v zesilovači dojde k dalšímu 2 až 2000 násobnému zvýšení signálu. Celková hodnota zesílení se pak pohybuje od 1 000 až 1 000 000 násobku (Dufek, 1995).

Po zesílení je nejběžnější úpravou signálu filtrace, případně rektifikace (Rodová, Mayer, & Janura, 2001). Filtry nám umožní zobrazit signál v námi předem zvoleném frekvenčním okně. Rozlišujeme dva typy filtrů: horní (HFF) a dolní (LFF). Všechny frekvence vyšší než HFF a nižší než LFF jsou filtrací potlačeny (Dufek, 1995). Maximální výskyt signálu získaného ze svalů pomocí SEMG se nachází ve frekvenčním pásmu 50-150 Hz (De Luca, 1993). Rektifikací (usměrněním), tedy matematickou úpravou, je signál převeden do absolutních hodnot (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

6.7 Sledování timingu svalů

Jde vlastně o sledování funkce svalů v čase pozorování posloupnosti jejich zapojování v dané činnosti. Během měření je zaznamenáván začátek, průběh a konec aktivity. Pro vyhodnocení je nutné znát velikost klidové aktivity, tedy velikost amplitudy signálu před začátkem aktivity. Jako začátek aktivity bereme nárůst klidové hodnoty o dvě směrodatné odchylky klidové hodnoty. Při pomalém pohybu může

aktivace trvat až 1,5 s, při rychlé kontrakci jen cca 200ms. Pokud sledujeme aktivaci více svalů současně, tak hodnota pod 10ms není pro hodnocení relevantní (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

6.8 Sledování velikosti aktivace svalů

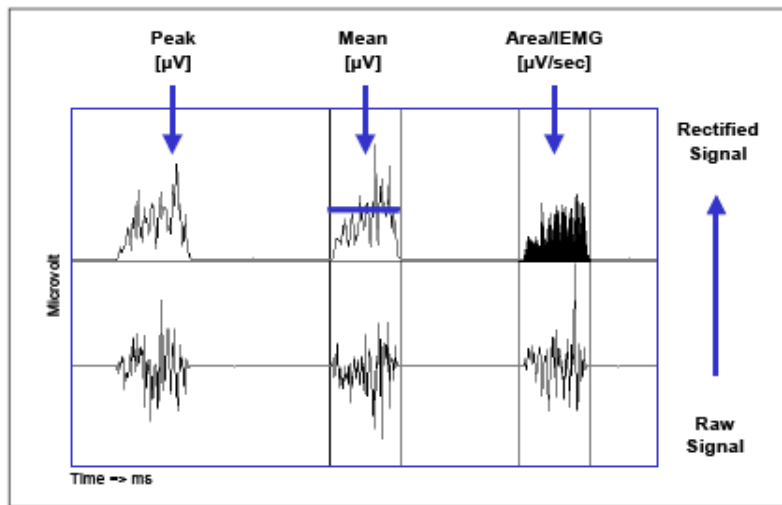
Velikost aktivace svalů je ve studiích (také v této) hodnocena pomocí kvantifikace amplitudy signálu z elektromyogramu. Velikost amplitudy je obrazem nejen množství zapojených motorických jednotek, ale také synchronizace pálení. Výsledek může být ovlivněn celou řadou vnitřních i vnějších faktorů. Jedná se např. o prostorovou filtraci, uložení, tvar a orientaci elektrod. Pomocí elektromyografického signálu můžeme zjistit zda je sval aktivní či nikoliv, případně zda je aktivní více či méně. Lze sledovat kontrakci svalů volní, mimovolní i vyvolanou elektrickou stimulací. Vztah mezi elektromyografickým signálem a svalovou silou je pouze kvalitativní. Velikost výsledné síly totiž není dána pouze velikostí síly testovaného svalu, ale také velikostí pasivních sil jako jsou: tření v kloubu, napětí vazů, kloubního pouzdra a kůže, komprese a protahování interartikulárních svalů (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

De Luca (2007) doporučuje při sledování velikosti aktivace svalu využít jeho izometrickou kontrakci a pokud možno vyloučit aktivaci okolních svalů. Pokud nelze využít izometrickou kontrakci, doporučuje využít kontrakci s co nejnižší rychlostí. Sleduje-li interindividuální hodnoty, doporučuje stanovit amplitudu elektromyografického signálu vyjádřeného procentem z velikosti amplitudy signálu dosaženého během maximální volní kontrakce.

6.9 Hodnocení EMG křivky

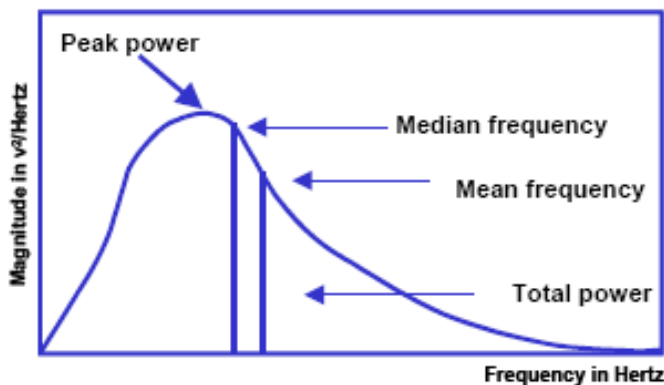
K hodnocení EMG křivky využíváme parametry jako jsou Peak, Mean, Area, Total Power (Obrázek 11). Hodnota Peak udává vrchol amplitudy dané křivky. Této hodnoty se využívá zejména při sledování timingu svalů. Mean je průměrná hodnota křivky, které je pravděpodobně nejdůležitější v popisu amplitudy křivky, jelikož je výhodná pro srovnávací analýzy. Hodnota Area je matematickým integrálem plochy

pod křivkou plně usměrněného signálu EMG. Je přímo závislá na délce hodnocené křivky, což může být pro analýzu výhodou i nevýhodou (Konrad, 2005).



Obrázek 11. Standard amplitude parameters (Konrad, 2005).

Total Power je také matematickým integrálem křivky, která je ale předtím upravena pomocí FFT (Fast Fourier Transformations) (Konrad, 2005) (Obrázek 12). Jde o celkový výkon SEMG signálu (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).



Obrázek 12. Standard frequency parameters (Konrad, 2005).

6.10 Redukce EKG signálu

EKG hroty patří mezi časté neovlivnitelné biologické artefakty. EKG můžeme považovat za EMG myokardu. Signál EKG prochází snadněji tkání a tak ruší EMG

signál zejména při měření svalstva horní poloviny trupu a svalů ramen. Pomocí filtrů obsahujících sofistikované algoritmy lze signál „vyčistit“ bez ovlivnění EMG křivky (Konrad, 2005).

7 CÍLE A HYPOTÉZY

7.1 Cíl práce

Hlavním cílem této práce je zhodnocení míry aktivace svalů v polohách využívaných pro stabilizační cvičení ramenního pletence. K hodnocení je využita povrchová elektromyografie (SEMG).

7.2 Dílčí cíl

Dílčím cílem je porovnání míry aktivace svalů v daných polohách u mužů a u žen a zhodnocení případného rozdílu.

7.3 Hypotézy

H₀₁

Není rozdílná aktivace m. trapezius (pars akcendens, pars medialis, pars descendens) u mužů a žen v daných polohách, při změně ze spontánně zaujatého do aktivně korigovaného stavu.

H₀₂

Není rozdílná aktivace m. erector spinae pars lumbalis u mužů a žen v daných polohách, při změně ze spontánně zaujatého do aktivně korigovaného stavu.

H₀₃

Není rozdílná aktivace m. pectoralis major u mužů a žen v daných polohách, při změně ze spontánně zaujatého do aktivně korigovaného stavu.

H₀₄

Není rozdílná aktivace m. serratus anterior u mužů a žen v daných polohách, při změně ze spontánně zaujatého do aktivně korigovaného stavu.

H₀₅

Není rozdílná aktivace m. rectus abdominis u mužů a žen v daných polohách, při změně ze spontánně zaujatého do aktivně korigovaného stavu.

H₀₆

Není rozdílná aktivace m. obliquus externus abdominis u mužů a žen v daných polohách, při změně ze spontánně zaujatého do aktivně korigovaného stavu.

8 METODIKA

8.1 Charakteristika souboru

Do výzkumu bylo zařazeno 30 probandů ve věku 20 až 30 let. Průměrný věk probandů byl 24 let. Obě pohlaví byla zastoupena ve stejném počtu, tedy 15 mužů a 15 žen. Probandi byli převážně studenti Univerzity Palackého v Olomouci. Od všech byl získán písemný souhlas se zařazením do výzkumné studie (viz příloha 3), do níž byli zařazeni pod číslem, které zajišťuje jejich anonymitu. Všichni probandi byli před samotným měřením podrobeni kineziologickému vyšetření.

8.2 Kineziologické vyšetření

8.2.1 Anamnéza

Anamnestické vyšetření prokázalo, že žádný z probandů neprodělal žádný úraz či operaci ramene a subjektivně nepocítuje žádné zdravotní obtíže. V rámci anamnézy byla také zjištěna dominantní horní končetina, na které bylo poté prováděno elektromyografické měření. Za dominantní horní končetinu byla považována ta, kterou proband užívá ke psaní. Vše bylo zaznamenáno do formuláře (viz příloha 2).

8.2.2 Aspekce

Při aspekčním vyšetření stoje byla sledována oblast pánve, páteře, konfigurace ramen a břišní stěny. Nález byl zaznamenán do formuláře (viz příloha 2).

8.2.3 Postavení pánve

Postavení pánve jsem hodnotila ve všech rovinách. V rovině frontální zešíkmení, v rovině sagitální antevertzi a retrovertzi, v rovině transverzální rotace pánve, také jsem sledovala případnou torzi pánve. Případný nález byl zaznamenán do formuláře (viz příloha 2).

8.2.4 Funkční testy páteře

Z funkčních testů páteře jsem vyšetřovala Thomajerovu zkoušku a zkoušku dle Stibora. V rámci vyšetření páteře jsem sledovala případné skoliotické držení a zaznamenala lokalizaci a tvar křivky. Hodnoty byly zaznamenány do formuláře (viz příloha 2).

8.2.5 Délka dolních končetin

Přesné měření délky dolních končetin je obtížné vzhledem k množství měkkých tkání, které kryjí hlavici femuru. Pro tuto práci jsem vycházela z mého aspekčního a palpačního nálezu. Páskovým metrem jsem změřila vzdálenost od spina iliaca anterior superior až po malleolus medialis. Hodnoty byly zaznamenány do formuláře (viz příloha 2).

8.2.6 Vyšetření zkrácených svalů

Vyšetřovala jsem tyto tři svaly: m. trapezius (horní část), m. levator scapulae a m. pectoralis major a to všechny bilaterálně. Při vyšetření i hodnocení jsem postupovala dle Jandy (2004). Hodnoty byly zaznamenány do formuláře (viz příloha 2).

8.2.7 Vyšetření svalové síly

Konkrétně jsem testovala břišní svaly (m. rectus abdominis, m. obliquus internus et externus abdominis) a m. serratus anterior. Technika vyšetření i hodnocení břišních svalů byly provedeny dle svalového testu Jandy (2004). Test na m. serratus anterior jsem prováděla dle Lewita (1990), tzv. zkouškou kliku. Nález byl zaznamenám do formuláře (viz příloha 2).

8.2.8 Vyšetření join play

Vyšetřovala jsem bilaterálně glenohumerální, akromioklavikulární a sternoklavikulární skloubení. Při vyšetření jsem postupovala dle Lewita (1990). Nález byl zaznamenám do formuláře (viz příloha 2).

8.2.9 Goniometrické vyšetření ramenního kloubu

Při vyšetření jsem použila metodu SFTR. Měření goniometrem proběhlo na obou ramenních kloubech pasivně i aktivně. Hodnoty byly zaznamenány do formuláře (viz příloha 2).

8.2.10 Testy na HSS

Z testů vyšetřujících hluboký stabilizační systém jsem využila Test flexe trupu dle Koláře (2006). Nález byl zaznamenán do formuláře (viz příloha 2).

8.3 Příprava probanda

Měření probíhalo v laboratoři na fakultě tělesné kultury UP v Olomouci. Proband absolvoval vyšetření i samotné měření ve spodním prádle. Místnost byla přiměřeně osvětlená a vytopená. Byl zajištěn klid, aby se proband mohl maximálně soustředit na prováděné měření.

8.4 Polohy měření

Měřila jsem míru aktivace svalů pletence ramenního a trupu v sedmi polohách. Na začátku měření byl proband v poloze volně (spontánní zaujetí polohy) a na slovní povel provedl korekci polohy (aktivně korigovaná poloha). Tuto změnu polohy si před měřením každý proband vyzkoušel a natrénoval.

Poloha 1

Při měření v poloze 1 proband ležel na břiše s oporou o mediální epikondyly humeru a symfýzu. Dle vývojové kineziologie lze tuto polohu nazvat polohou třetího měsíce (Vojta, 1995). Proband byl vyzván, aby stáhl ramena kaudálně, opřel se o mediální epikondyly humeru, zatlačil hrudní kost proti páteři a opřel se o symfýzu.



Obrázek 13. Poloha 1

Poloha 2

Proband zaujal polohu na všech čtyřech. Na slovní povel vzpažil nedominantní horní končetinu. Měřená horní končetina tedy zůstala v oporné funkci.



Obrázek 14. Poloha 2

Poloha 3

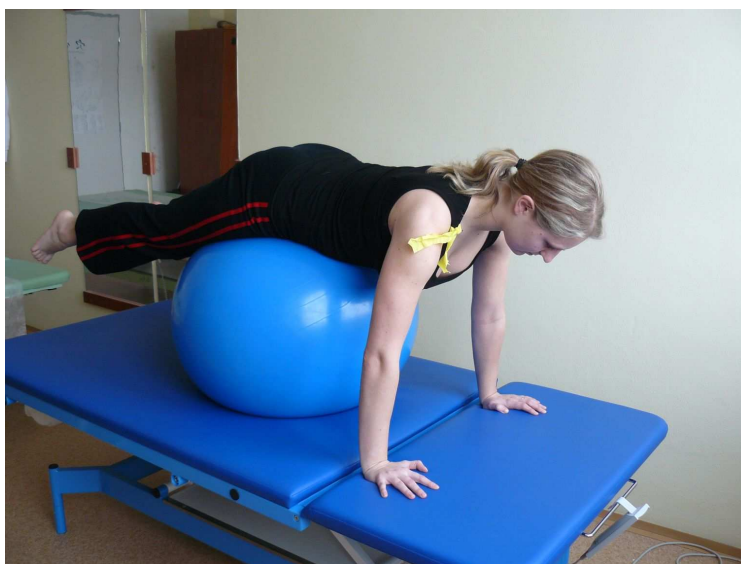
Proband klečel v poloze na čtyřech a po slovním povelu vzpažil dominantní horní končetinu. Měřená horní končetina tedy byla fázická.



Obrázek 15. Poloha 3

Poloha 4

Proband zaujal polohu v leže na gymnastickém míči. Míč byl umístěn v oblasti pánve. Obě horní končetiny byly v opoře o podložku s lehkou semiflexí v loktech. Dolní končetiny byly extendovány a nedotýkaly se podložky. Proband opět dostal povel pro úpravu polohy – ramena a lopatky kaudálně, hrudní kost proti páteři, zpevnit břicho.



Obrázek 16. Poloha 4

Poloha 5

Poloha 5 byla totožná s polohou 4. Míč byl ale tentokrát umístěn pod stehny. Po slovním povelu proband polohu upravil stejně jako při měření v poloze 4.



Obrázek 17. Poloha 5

Poloha 6

Poloha 6 byla měřena v tureckém nebo volném sedu na podložce, dle probandovy tolerance. Proband měl horní končetiny podél těla a na slovní povel se opřel do podložky. Byl instruován, aby nepropínal plně lokty a snažil se nechat volné trapézové svaly. Pomocí podložek pod ruce jsem zajistila, aby horní končetiny nebyly ve výchozí poloze plně extendovány.



Obrázek 18. Poloha 6

Poloha 7

V této poloze proband klečel a opíral se předloktím o gymnastický míč. Na slovní povel proband upravil svou polohu. Byl vyzván, aby se opřel lokty a předloktím do míče, ramena stáhl od uší, vyhladil bederní lordózu a hrudní kost zatlačil proti páteři.



Obrázek 19. Poloha 7

8.5 Vyšetřované svaly

Elektromyografický signál byl snímán ze svalů *m. trapezius pars ascendens*, *m. trapezius pars medialis*, *m. trapezius pars descendens*, *m. erector spinae pars lumbalis*, *m. pectoralis major*, *m. serratus anterior*, *m. rectus abdominis* a *m. obliquus externus abdominis*. Všechny byly na straně dominantní horní končetiny.

Před umístěním elektrod byla místa lokalizace očištěna vodou. Elektrody byly umístěny v oblasti největšího svalového bříska ve střední linii svalů (De Luca, 1997). Vzdálenost elektrod byla cca 2,5 cm. Grafické znázornění uložení elektrod viz příloha 1.

8.6 Hodnocení aktivace svalů

Sledována byla změna aktivace měřených svalů po slovním povelu a to z volně zaujaté polohy do polohy volně korigované. Polohy pro měření byly vybrány jakožto v praxi často využívané pro stabilizační cvičení ramenního kloubu.

Jako ideální změnu aktivace považujeme co nejnižší aktivaci m. trapezius pars ascendens a m. erector spinae pars lumbalis. Tyto svaly patří dle Jandy (2004) do skupiny posturálních svalů, tedy skupiny svalů s tendencí ke zkrácení. Při stabilizačním cvičení ramene je tedy jejich zvýšená aktivita nežádoucí.

Naopak pro stabilizaci lopatky je důležitá výrazná aktivace m. trapezius pars medialis, m. trapezius pars descendens, m. serratus anterior. Tyto tři svaly můžeme souhrnně nazvat dolními fixátory lopatky. Jejich funkcí je dle Véleho (1997) deprese a addukce lopatky. Oslabená funkce dolních fixátorů se projevuje odstáváním lopatky od hrudníku (scapula alata). Funkční stabilita lopatky závisí na správném timingu těchto svalů a jakákoli malá změna v tomto zapojení může způsobit patologii ve smyslu instability (Horsley, 2005).

Dle Vojty (1995) má m. pectoralis major důležitou antigravitační funkci. Jeho výrazná aktivace je logická také proto, že ve většině poloh je měřená končetina v opoře. Pokud je punktum fixum v opoře o distální část končetiny, m. pectoralis major může pracovat antigravitačně.

Výrazná aktivace měřených břišních svalů je také důležitá, zejména m. obliquus externus abdominis. Dle Véleho (1997) se břišní svaly výrazně podílejí na udržování postury a držení těla. U většiny populace lze pozorovat ochablost břišní stěny, proto jejich aktivaci při cvičení bereme za příznivou. Břišní svaly jsou zapojeny do dlouhých svalových řetězců. První břišní řetězec (Vojta, 1995) ukazuje funkční propojení šikmé břišní svaloviny s fixátory lopatky.

8.7 Technické podklady měření

Pro měření byl využit elektromyografický přístroj NORAXON – MYOSYSTEM 1400 (Obrázek 20). Záznam měření byl zpracován programem MyoResearch XP Master Version 1.03.05. Signál byl snímán osmi svody s 1000 Hz frekvencí. Součástí prvního svodu byla zemní elektroda umístěna na trnový výběžek

obratle C7. Byly využity samolepící jednorázové elektrody firmy Kendall o velikosti 2 cm² s detekční plochou 1cm².



Obrázek 20. Noraxon – Myosystem 1400

8.8 Analýza a zpracování dat

K evaluaci EMG křivky jsme využili parametr AREA. Jde o matematický integrál plochy pod křivkou plně usměrněného signálu EMG (Konrad, 2005). Data získaná měřením byla zpracována v programu Statistika verze 7.0 od firmy StatSoft CR. Hladina statistické významnosti byla stanovena na hodnotu $p < 0,05$. Pro srovnání rozdílů v aktivaci daných svalů u skupiny mužů ($n=15$) a skupiny žen ($n=15$) byl využit LSD test. Pro tento test byla hladina statistické významnosti stanovena také na hodnotu $p < 0,05$.

9 VÝSLEDKY

Hodnotili jsme elektromyografický signál snímaný ze svalů na straně dominantní horní končetiny u 30 probandů. Sledovali jsme míru aktivace daných svalů při změně z polohy volně zaujaté do polohy aktivně korigované. Testováno bylo 7 poloh běžně využívaných pro stabilizační cvičení ramene.

9.1 Výsledky k hypotéze H₀1

H₀1: *Není rozdílná aktivace m. trapezius (pars ascendens, pars medialis, pars descendens) u mužů a žen v daných polohách, při změně ze spontánně zaujatého do aktivně korigovaného stavu.*

Ze zpracovaných výsledků měření vyplývá, že kromě polohy 3 není statisticky významný rozdíl v aktivaci všech částí m. trapezius mezi skupinou mužů a skupinou žen. Hladina statistické významnosti byla stanovena na $p < 0,05$. Poloha 3 (klek na čtyřech, proband na vyzvání vzpaží měřenou horní končetinu) tvoří výjimku, kterou přisuzujeme faktu, že jako v jediné testované poloze není měřená horní končetina v opoře, ale pracuje v otevřeném kinematickém řetězci, tedy jako fázická končetina. Jak je názorně vidět z grafů, u mužů je v poloze 3 výraznější aktivace všech částí m. trapezius jak ve spontánně zaujatém postavení, tak v aktivně korigovaném stavu.

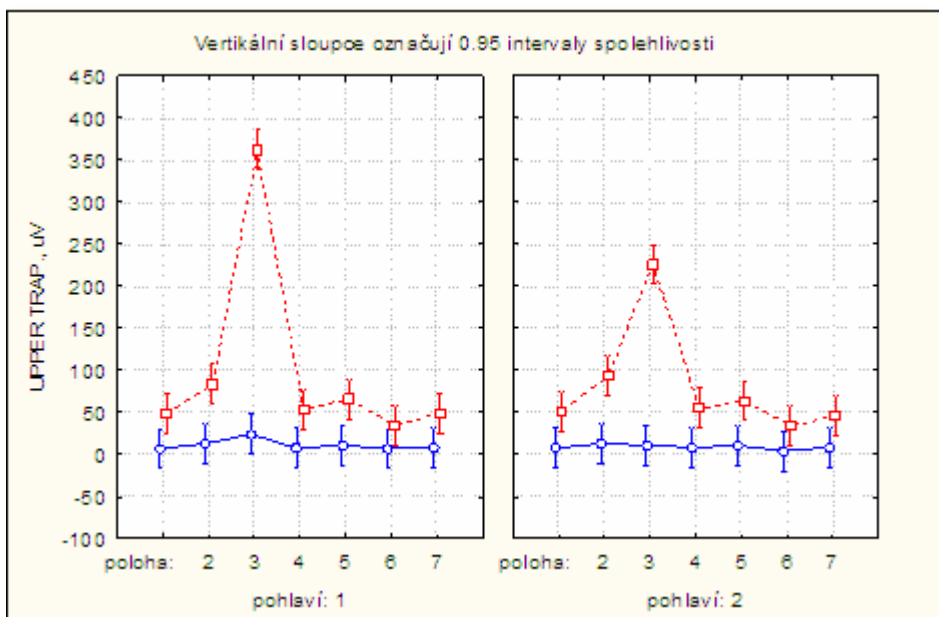
Tabulka 1. Rozdíl v aktivaci m. trapezius pars ascendens u mužů a žen v jednotlivých polohách.

UPPER TRAP.			
	průměrná hodnota aktivace		
	pohlaví 1 (muži n=15)	pohlaví 2 (ženy n=15)	p
1	49,427	51,307	0,912
2	83,813	93,707	0,562
3	362,100	226,193	0,000*
4	53,113	55,560	0,886
5	66,193	64,160	0,905
6	34,627	34,347	0,987
7	48,740	46,373	0,890

Legenda k tab. 1-8:



- n počet testovaných probandů
- 1,2,3,4,5,6,7 polohy měření
- p statistická významnost
- * $p < 0,05$ tzn. statisticky významné

Pro větší názornost uvádíme porovnání aktivace vybraných svalů v daných polohách pro jednotlivá pohlaví také v grafickém provedení.



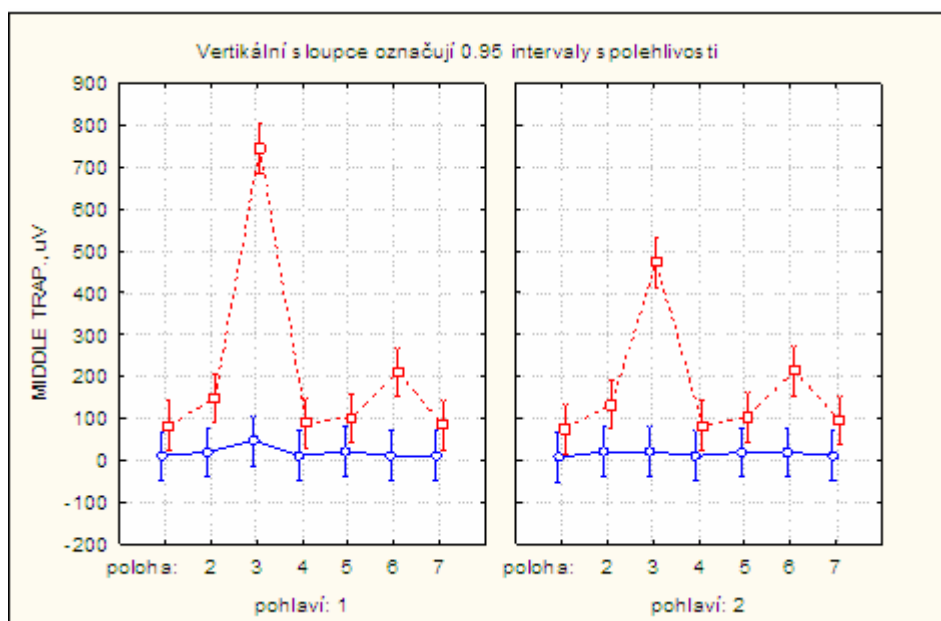
Graf 1. Porovnání průměrných hodnot aktivace m. trapezius pars akcendens u mužů a žen v jednotlivých polohách.

Legenda ke graf. 1-8:

-  průměrné hodnoty aktivace svalu ve spontánně zaujatém postavení
-  průměrné hodnoty aktivace svalu v aktivně korigovaném stavu
- pohlaví 1 muži
- pohlaví 2 ženy

Tabulka 2. Rozdíl v aktivaci m. trapezius pars medialis u mužů a žen v jednotlivých polohách.

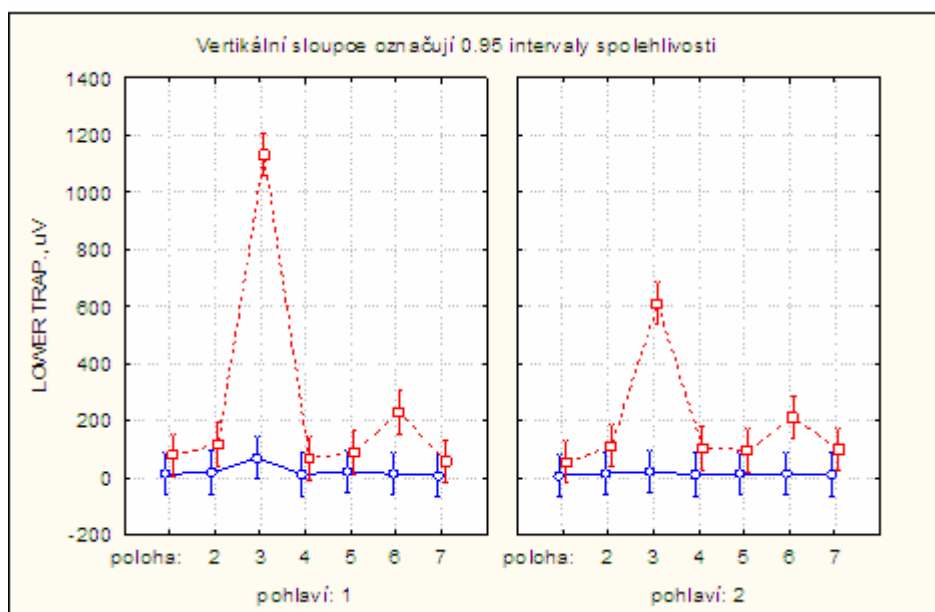
MIDDLE TRAP.			
	průměrná hodnota aktivace		
	pohlaví 1 (muži n=15)	pohlaví 2 (ženy n=15)	p
1	82,287	74,533	0,855
2	147,800	133,587	0,738
3	744,200	471,740	0,000*
4	89,780	83,520	0,883
5	100,973	102,860	0,965
6	210,813	213,180	0,956
7	84,200	95,553	0,789



Graf 2. Porovnání průměrných hodnot aktivace m. trapezius pars medialis u mužů a žen v jednotlivých polohách.

Tabulka 3. Rozdíl v aktivaci m. trapezius pars descendens u mužů a žen v jednotlivých polohách.

LOWER TRAP.			
	průměrná hodnota aktivace		
	pohlaví 1 (muži n=15)	pohlaví 2 (ženy n=15)	p
1	54,913	54,913	0,660
2	117,493	111,587	0,913
3	1133,193	611,600	0,000*
4	68,113	103,227	0,515
5	88,627	96,733	0,881
6	228,260	210,447	0,741
7	58,467	98,440	0,459



Graf 3. Porovnání průměrných hodnot aktivace m. trapezius pars descendens u mužů a žen v jednotlivých polohách.

Hypotéza H₀1 byla potvrzena u všech poloh, kromě polohy 3.

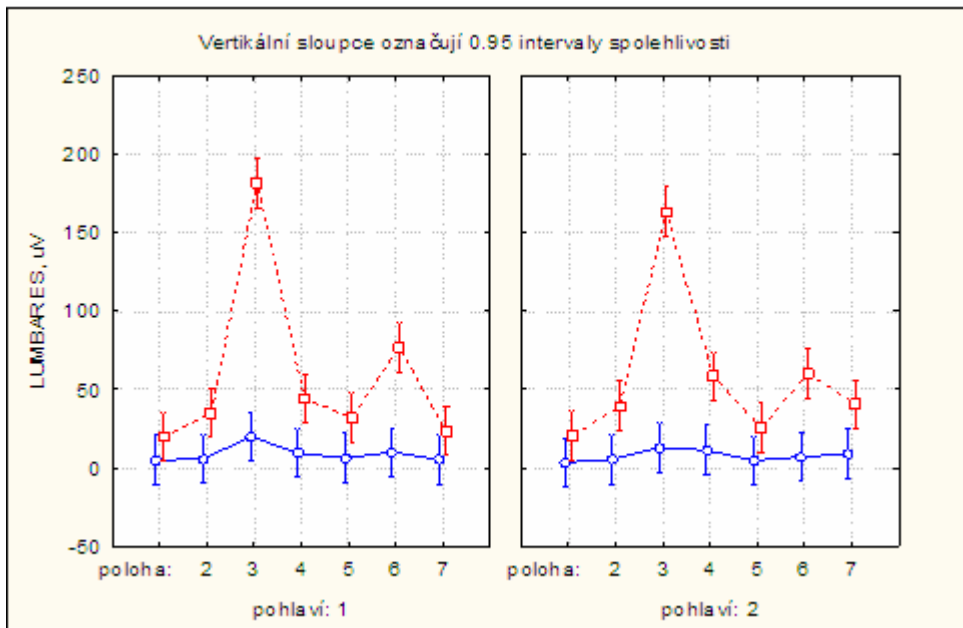
9.2 Výsledky k hypotéze H₀₂

H₀₂: *Není rozdílná aktivace m. erector spinae pars lumbalis u mužů a žen v daných polohách, při změně ze spontánně zaujatého do aktivně korigovaného stavu.*

Na zpracovaných výsledcích aktivace m. erector spinae pars lumbalis můžeme pozorovat mírně rozdílné zapojení u mužů a žen. Jak je názorně vidět z výsledků, je vyšší aktivace u mužů v polohách 3, 5 a 6 a u žen v polohách 1, 2, 4 a 7. V žádné poloze tento rozdíl v aktivaci nemůžeme považovat za statistický významný, jestliže je hodnota statistické významnosti je stanovena na hranici $p < 0,05$.

Tabulka 4. Rozdíl v aktivaci m. erector spinae pars lumbalis u mužů a žen v jednotlivých polohách.

LUMBAR ES.			
	průměrná hodnota aktivace		
	pohlaví 1 (muži n=15)	pohlaví 2 (ženy n=15)	p
1	19,800	20,827	0,927
2	35,033	39,387	0,699
3	181,380	163,300	0,109
4	44,247	58,427	0,209
5	32,227	25,480	0,549
6	76,960	60,000	0,133
7	23,660	40,473	0,136



Graf 4. Porovnání průměrných hodnot aktivace m. erector spinae pars lumbalis u mužů a žen v jednotlivých polohách.

Hypotéza H_02 byla potvrzena pro všechny polohy.

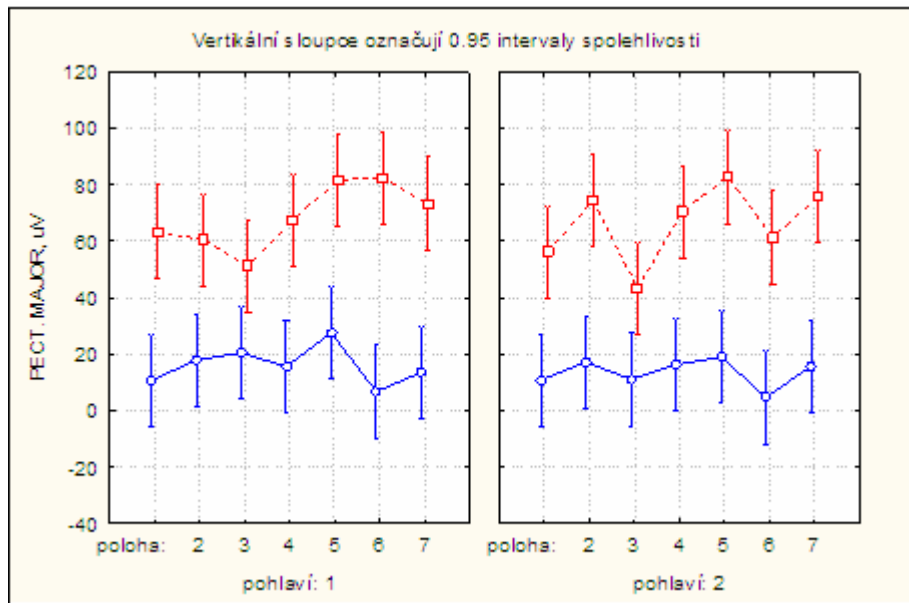
9.3 Výsledky k hypotéze H₀₃

H₀₃: *Není rozdílná aktivace m. pectoralis major u mužů a žen v daných polohách, při změně ze spontánně zaujatého do aktivně korigovaného stavu.*

Ze zpracovaných výsledků měření vyplývá, že v polohách 1, 3 a 6 pozorujeme o něco vyšší aktivaci u skupiny mužů a v polohách 2, 4, 5 a 7 vyšší aktivaci u žen. V žádné poloze tento rozdíl v aktivaci nemůžeme považovat za statistický významný, jestliže je hodnota statistické významnosti je stanovena na hranici $p < 0,05$.

Tabulka 5. Rozdíl v aktivaci m. pectoralis major u mužů a žen v jednotlivých polohách.

PECT. MAJOR			
	průměrná hodnota aktivace		
	pohlaví 1 (muži n=15)	pohlaví 2 (ženy n=15)	p
1	63,353	56,173	0,545
2	60,427	74,487	0,236
3	51,233	43,140	0,495
4	67,453	70,387	0,804
5	81,660	82,713	0,929
6	82,487	61,227	0,073
7	73,280	75,760	0,834



Graf 5. Porovnání průměrných hodnot aktivace m. pectoralis major u mužů a žen v jednotlivých polohách.

Hypotéza H_03 byla potvrzena.

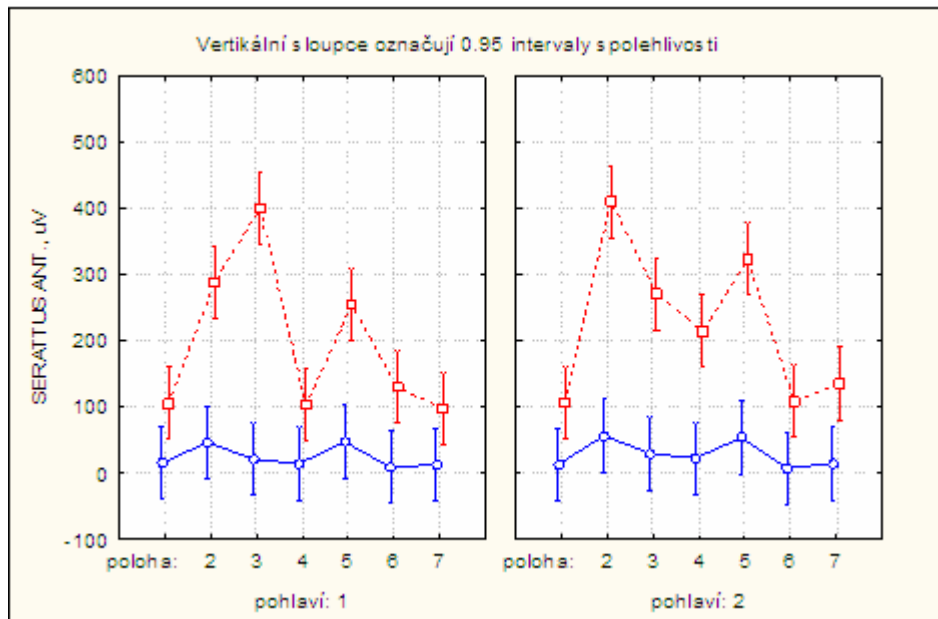
9.4 Výsledky k hypotéze H₀₄

H₀₄: *Není rozdílná aktivace m. serratus anterior u mužů a žen v daných polohách, při změně ze spontánně zaujatého do aktivně korigovaného stavu.*

Na zpracovaných výsledcích aktivace m. serratus anterior můžeme pozorovat významně rozdílné zapojení u mužů a žen. Na grafu je názorně vidět polohy, ve kterých pozorujeme statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) v aktivaci. Jde o polohu 3, s vyšší aktivací svalu u mužů a polohy 2 a 4 s vyšší aktivací u žen. Ve zbylých polohách nemůžeme považovat rozdíly za statisticky významné.

Tabulka 6. Rozdíl v aktivaci m. serratus anterior u mužů a žen v jednotlivých polohách.

SERRATUS ANT.			
	průměrná hodnota aktivace		
	pohlaví 1 (muži n=15)	pohlaví 2 (ženy n=15)	p
1	105,440	105,933	0,990
2	288,447	409,700	0,002*
3	400,620	270,327	0,001*
4	102,380	214,507	0,005*
5	254,993	323,140	0,084
6	130,027	108,473	0,584
7	97,873	135,260	0,342



Graf 6. Porovnání průměrných hodnot aktivity m. serratus anterior u mužů a žen v jednotlivých polohách.

Hypotéza H₀₄ byla potvrzena pro polohy 1, 5, 6 a 7, u všech ostatních poloh potvrzena nebyla.

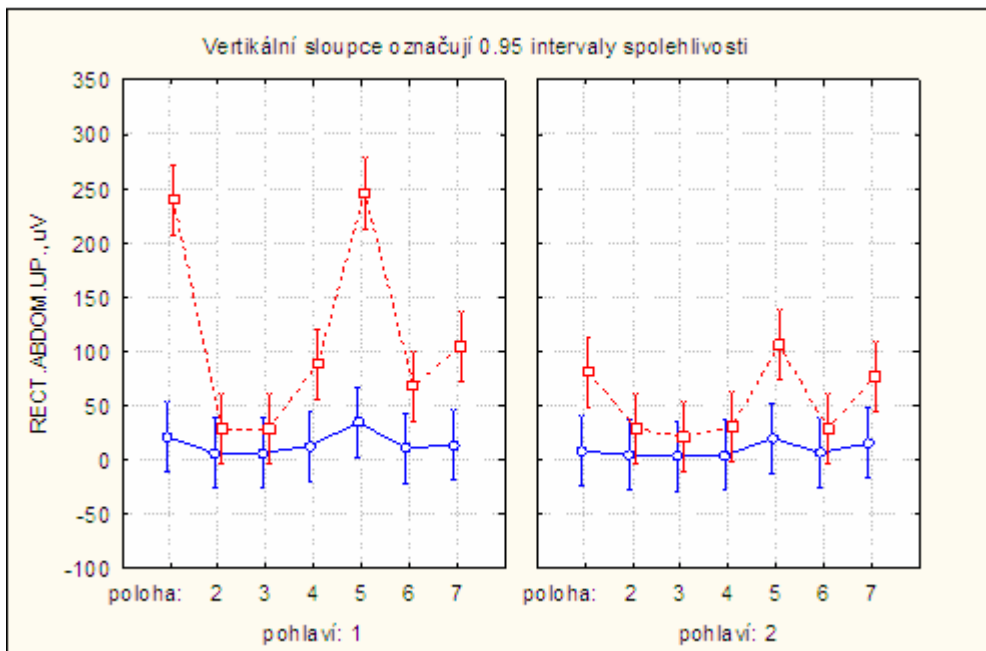
9.5 Výsledky k hypotéze H₀₅

H₀₅: *Není rozdílná aktivace m. rectus abdominis u mužů a žen v daných polohách, při změně ze spontánně zaujatého do aktivně korigovaného stavu.*

Ze zpracovaných výsledků aktivace m. rectus abdominis vyplývá rozdílné zapojení u mužů a žen. Jak lze pozorovat také na grafickém znázornění, můžeme hovořit o třech polohách ze statisticky významným rozdílem ($p < 0,05$) v aktivaci tohoto svalu. Jde o polohy 1, 4 a 5 s vyšší aktivací u mužů. V těchto polohách můžeme sledovat také vyšší hodnoty aktivity svalu ve spontánně zaujaté poloze.

Tabulka 7. Rozdíl v aktivaci m. rectus abdominis u mužů a žen v jednotlivých polohách.

RECT. ABDOM. UP.			
	průměrná hodnota aktivace		
	pohlaví 1 (muži n=15)	pohlaví 2 (ženy n=15)	p
1	239,613	80,960	0,000*
2	28,913	28,973	0,998
3	28,787	21,000	0,738
4	88,593	30,813	0,013*
5	245,647	106,260	0,000*
6	68,133	28,560	0,090
7	104,280	76,867	0,239



Graf 7. Porovnání průměrných hodnot aktivace m. rectus abdominis u mužů a žen v jednotlivých polohách.

Hypotéza H₀₅ byla potvrzena pro polohy 2, 3, 6 a 7, u všech ostatních poloh potvrzena nebyla.

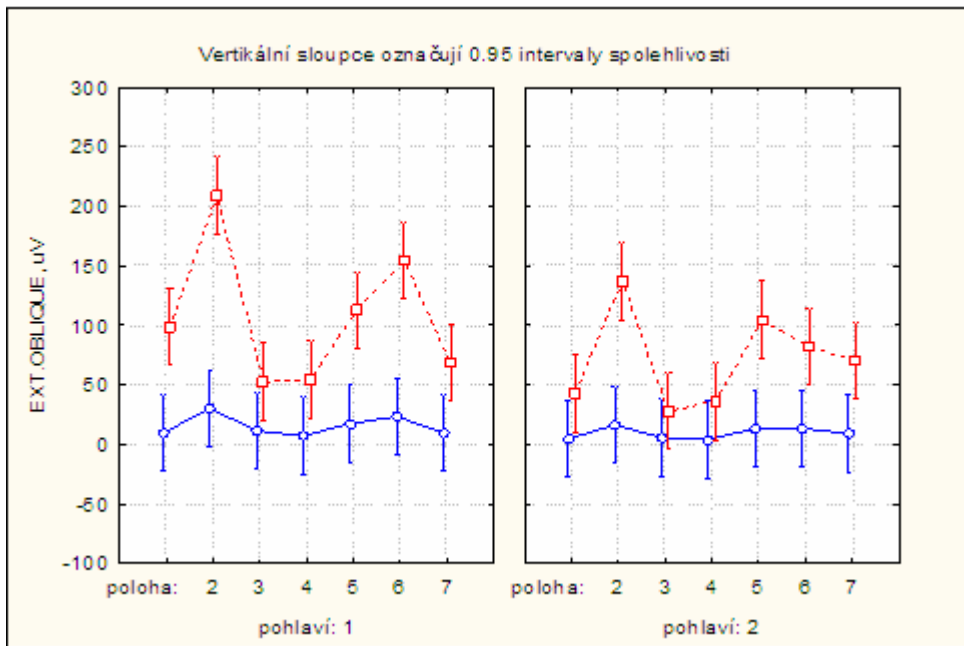
9.6 Výsledky k hypotéze H₀₆

H₀₆: *Není rozdílná aktivace m. obliquus externus abdominis u mužů a žen v daných polohách, při změně ze spontánně zaujatého do aktivně korigovaného stavu.*

Ze zpracovaných výsledků měření vyplývá, že statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) v aktivaci m. obliquus externus abdominis pozorujeme v polohách 1, 2 a 6 u mužů. Jak ale můžeme pozorovat na grafu, kromě polohy 7 je u mužů vyšší aktivace tohoto svalu ve všech polohách. Nelze je ale považovat za statisticky významné.

Tabulka 8. Rozdíl v aktivaci m. obliquus externus abdominis u mužů a žen v jednotlivých polohách.

EXT. OBLIQUE			
	průměrná hodnota aktivace		
	pohlaví 1 (muži n=15)	pohlaví 2 (ženy n=15)	p
1	98,680	42,653	0,017*
2	209,247	136,927	0,002*
3	52,733	28,040	0,290
4	54,867	36,100	0,421
5	112,593	104,813	0,739
6	154,420	81,873	0,002*
7	68,560	70,673	0,928



Graf 8. Porovnání průměrných hodnot aktivace m. obliquus externus abdominis u mužů a žen v jednotlivých polohách.

Hypotéza H_06 byla potvrzena pro polohy 3, 4, 5 a 7, u všech ostatních poloh potvrzena nebyla.

10 DISKUZE

Existuje řada prací, které se zabývají hodnocením aktivace svalů pletence ramenního pomocí SEMG. Jen část z těchto studií se však zabývá hodnocením aktivace svalů při práci v uzavřeném kinematickém řetězci (CKC) (Lehman et al., 2006; deOliviera et al., 2008; Padua et al., 2004; Tucker, 2008). Tyto studie hodnotí svalovou práci svalů pletence ramenního v pozicích, kdy je měřená horní končetina v opoře. Pro naši práci jsme vybrali 7 poloh běžně využívaných ve fyzioterapii ramenního pletence. V šesti z těchto vybraných poloh je měřená horní končetina v opoře, v sedmé poloze pro srovnání v opoře není a pracuje jako fázická.

Pro objektivizaci stavu probandů byl u každého z nich (n=30) proveden kineziologický rozbor (viz příloha 2) a odebrána anamnéza. Byla zjištěna dominantní horní končetina a vyloučen jakýkoliv předchozí úraz či potíže v oblasti měřené končetiny v minulosti. Po vyhodnocení odebraných anamnéz musíme konstatovat, že přestože žádný z probandů nesportuje na profesionální úrovni, skupina mužů provozuje rekreačně silové aktivity (posilovna, sportovní lezení atd.) v mnohem vyšší míře než skupina žen, které provozují spíše aktivity vytrvalostní (aerobic, cyklistika, tanec atd.). Při kineziologickém vyšetření probandů jsme zjistili, že 50% probandů (8 mužů a 7 žen) má insuficientní hluboký stabilizační systém (test flexe trupu dle Koláře, 2006). Dále při testování síly dolních fixátorů lopatek testem kliku (Lewit, 1990) jsme zjistili oslabení těchto svalů u 50% mužů a 75% žen. Svalová síla břišních svalů (testována dle svalového testu) byla hodnocena stupněm 4 a výše u 60% žen a 95% mužů. Z těchto vyšetření by se dala očekávat vyšší aktivace měřených svalů u mužů. Avšak tento předpoklad nebyl našim měřením potvrzen.

Samotné měření pomocí SEMG probíhalo bezprostředně po kineziologickém vyšetření. Na začátku každého měření byl proband v dané poloze volně (spontánní zaujetí polohy) a na slovní povel provedl korekci polohy (aktivně korigovaná poloha). Hodnotili jsme míru aktivace daných svalů při této změně polohy.

Jako ideální změnu jsme považovali co nejnižší aktivaci m. trapezius pars akcendens a m. erector spinae pars lumbalis. Dle Jandy (2004) patří tyto svaly do skupiny posturálních svalů, tedy skupiny svalů s tendencí ke zkrácení. Při stabilizačním cvičení ramene je tedy jejich zvýšená aktivita nežádoucí. Naopak důležitá je pro stabilizaci lopatky výrazná aktivace m. trapezius pars medialis, m. trapezius pars

descendens, m. serratus anterior. Tyto tři svaly můžeme souhrnně nazvat dolními fixátory lopatky. Funkcí těchto svalů je dle Véleho (1997) deprese a addukce lopatky. Oslabená funkce dolních fixátorů se projevuje odstáváním lopatky od hrudníku (scapula alata). M. pectoralis major má dle Vojty (1995) důležitou antigravitační funkci. Jeho výrazná aktivace při našem měření je logická také proto, že ve většině poloh je měřená končetina v opoře. Punktum fixum je zde na distální části končetiny a m. pectoralis major má tedy výraznou antigravitační funkci. Co se týče břišních svalů, jejich výraznější aktivaci považujeme také za důležitou, zejména aktivaci m. obliquus externus abdominis. Dle Véleho (1997) se břišní svaly výrazně podílejí na udržování postury a držení těla. U většiny populace lze pozorovat značnou ochablost břišní stěny, proto aktivaci břišních svalů při cvičení bereme za příznivou. Břišní svaly jsou navíc zapojeny do dlouhých svalových řetězců. Přičemž první břišní řetězec (Vojta, 1995) ukazuje funkční propojení šikmé břišní svaloviny s fixátory lopatky.

Pro první polohu jsme vybrali pozici z vývojové kineziologie. Jde o polohu v leže na břiše s oporou o mediální epikondyly humeru a symfýzu. Dle vývojové kineziologie ji pak lze nazvat polohou třetího měsíce (Vojta, 1995). Ze statistického zpracování naměřených hodnot v této poloze jsme zjistili statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) v aktivaci břišního svalstva (m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis) ve prospěch mužů. U ostatních svalů se aktivace u skupiny mužů a žen výrazně neliší. Z hlediska požadované aktivace měřených svalů lze tuto polohu hodnotit celkově kladně. Aktivace jednotlivých částí m. trapezius je v příznivé poměru, tedy poměrně nízká aktivita pars ascendens a vysoká aktivita pars medialis a descendens. V poloze 1 jsme naměřili nejnižší hodnoty aktivace paravertebrálního svalstva v lumbální oblasti ze všech měřených poloh. Zároveň jsme ale v této poloze naměřili jedny z nejnižších hodnot aktivace m. serratus anterior v porovnání s ostatními polohami. To lze přisuzovat nižší posturální pozici.

Pro druhou a třetí polohu jsme již využili vyšší posturální polohu, klek na čtyřech. Při měření polohy 2 proband na slovní povel vzpažil nedominantní horní končetinu. Měřená horní končetina tedy zůstala v oporné funkci. Při měření polohy 3 proband na slovní povel vzpažil dominantní horní končetinu. Měřená horní končetina tedy byla fázičká.

V poloze 2 jsme zjistili statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) v aktivaci břišního svalstva (m. obliquus externus abdominis) ve prospěch mužů a v aktivaci m. serratus anterior ve prospěch žen. Při celkovém hodnocení druhé polohy musíme

konstatovat vyšší naměřené hodnoty u většiny svalů ve srovnání s polohou 1, což považujeme za logické z hlediska vyšší posturální pozice. Nižší aktivaci oproti první poloze sledujeme pouze u m. rectus abdominis. Tento fakt lze přisuzovat cílené aktivaci břicha probandů po povelu ke korekci v poloze 1, 4, 5 a 7. V pozicích 2, 3 a 6 tento povel nedostali, proto zde můžeme pozorovat nejnižší naměřené hodnoty tohoto svalu. Naopak nejvyšší naměřené hodnoty ze všech svalů v této poloze sledujeme u m. obliquus externus abdominis a m. serratus anterior. Polohu 2 lze přirovnat k části krokového cyklu při kvadrupedální lokomoci. V rámci tohoto cyklu se aktivuje břišní řetězec. Tah m. obliquus externus abdominis směřuje k opěrné končetině a zároveň se přenáší na m. pectoralis major a m. serratus anterior (Vojta, 1995).

Poloha 3 tvoří v naší práci jakousi výjimku. Jako v jediné z poloh zde, měřená horní končetina pracuje v otevřeném kinematickém řetězci, není tedy v opoře. Z tohoto hlediska jsou logické mnohem vyšší naměřené hodnoty pro m. trapezius a m. serratus anterior, které v této poloze pracují s váhou měřené končetiny, která je vzpažována. Zároveň zde můžeme sledovat statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) v aktivaci všech částí m. trapezius a m. serratus anterior ve prospěch mužů. Nejvyšší aktivace ze všech poloh zde dosahuje m. erector spinae pars lumbalis (měřený na straně dominantní horní končetiny). Vysvětlení tohoto faktu můžeme opět hledat v kvadrupedální lokomoci. Tentokrát je měřená končetina kročná. V této fázi krokového cyklu dochází k větší aktivaci dorzální muskulatury v lumbální oblasti na kontralaterální straně (Vojta, 1995).

V polohách 4 a 5 jsme probandovi zhoršili posturální situaci pomocí labilní plochy. Proband zaujal polohu v leže na gymnastickém míči. Míč byl umístěn v poloze 4 v oblasti pánve a v poloze 5 pod stehny. Obě horní končetiny měl proband v opoře o podložku s lehkou semiflexí v loktech. V obou polohách můžeme sledovat statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) v aktivaci m. rectus abdominis ve prospěch mužů a v poloze 4 statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) v aktivaci m. serratus anterior ve prospěch žen. Polohu 5 považujeme za fyzicky náročnější než polohu 4. Z tohoto hlediska sledujeme logickou vyšší aktivitu všech svalů v této poloze. Jedinou výjimku tvoří m. erector spinae pars lumbalis. Tento fakt přisuzujeme mnohem vyššímu zapojení ventrální muskulatury a to nejen měřených břišních svalů, ale pravděpodobně také flexorů kyčle, vzhledem k tomu, že jsme posunuli oporu kaudálněji pod stehna.

Poloha 6 byla vybrána záměrně, jakožto zástupce cvičebních poloh využívaných ve fyzioterapii při stabilizačním cvičení u pacientů s omezeným rozsahem pohybu v ramenním kloubu. Využili jsme polohu v tureckém nebo volném sedu na podložce

(dle probandovy tolerance). Horní končetiny měl proband podél těla a na slovní povel se opřel do podložky. Byl instruován, aby nepropínal plně lokty a snažil se nechat volné trapézové svaly. Pomocí podložek pod ruce bylo zajištěno, aby horní končetiny nebyly ve výchozí poloze plně extendovány. V této poloze můžeme sledovat statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) v aktivaci m. obliquus externus abdominis ve prospěch mužů. Tento fakt přisuzujeme tomu, že většina testovaných mužů nebyla schopna volného sedu, a proto byla testována v sedu tureckém. V této pozici je vyšší aktivace tohoto svalu logická. Vyšší naměřené hodnoty m. obliquus externus abdominis u mužů můžeme sledovat již ve spontánně zaujaté poloze (viz graf 8). V poloze 6 jsme naměřili nejnižší aktivitu horní části m. trapezius ze všech poloh. Tento fakt považujeme za velice pozitivní vzhledem k tomu, že u pacientů s jakoukoliv patologií v oblasti ramenního pletence nacházíme v tomto svalu časté reflexní změny.

Polohu 7 jsme do naší studie vybrali z poloh využívajících pro oporu při stabilizačních cvičeních ramenního pletence labilní plochy. Využili jsme gymnastický míč, o který se proband v kleče opíral předloktím obou horních končetin. Slovním povel byl proband vyzván, aby se opřel lokty a předloktím do míče, ramena stáhl od uší, vyhladil bederní lordózu a hrudní kost zatlačil proti páteři. Jde o fyzicky velmi náročnou polohu. Zpětně musíme konstatovat, že tato poloha činila probandům největší potíže a trvalo nejdéle, než ji pochopili a zvládli. V této poloze jsme nenašli statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) v aktivaci daných svalů mezi muži a ženami. Můžeme zde sledovat vyšší aktivaci a spolupráci břišních svalů (m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis) s m. serratus anterior. Naopak poměrně malou aktivaci dolní a střední části trapézového svalu. Jde o poměrně náročnou posturální pozici, ve které se těžiště nenachází nad bází pevné opory. Z tohoto důvodu se aktivuje více dolní část trupu. Co se týče využití labilních ploch pro stabilizační cvičení ramenního pletence, existují studie zabývající se touto problematikou (Lehman et al., 2006; deOliviera et al., 2008; Padua et al., 2004). De Oliviera (2008) ve své studii testoval vliv stabilní a nestabilní plochy pro oporu v poloze kliku (mimo jiné testoval m. pectoralis major, m. serratus anterior, m. trapezius pars akcendens). Z výsledků jeho studie vyplývá, že v poloze kliku na labilní ploše se oproti stabilní podložce zvyšuje aktivita m. trapezius a naopak snižuje aktivita m. pectoralis major, u m. serratus anterior nedochází k rozdílné aktivaci. Tucker (2008) testoval střední a dolní část m. trapezius a m. serratus anterior. Zjistil, že v poloze kliku na labilní ploše se oproti stabilní ploše nezvyšuje

aktivita střední a dolní části m. trapezius a stejně jako v předchozí studii, že rozdíl v aktivitě m. serratus anterior v závislosti na stabilitě podložky není.

Aplikace našich získaných poznatků do praxe je problematická. Z hlediska porovnání aktivace svalů u mužů a žen jsou výsledky nejednoznačné a nabádají tak k dalšímu zkoumání této problematiky s větším počtem probandů. Nelze jednoznačně určit polohu, která by byla výhodnější pro jednotlivá pohlaví. Z hlediska hodnocení aktivace jednotlivých svalů ve vybraných polohách můžeme ale hovořit o polohách výhodnějších a méně výhodných. Při výběru polohy pro stabilizační cvičení pletence ramenního musíme vždy brát v úvahu celou řadu parametrů (např. rozsah pohybu v rameni, stav svalstva pletence, stav posturálního systému, schopnosti motorického chápání jedince, přítomnost svalových dysbalancí a jiné). Našeho měření se účastnili jen jedinci klinicky zdraví. Zajímavé pro další studie by mohlo být porovnání aktivace svalů v těchto polohách s jedinci s patologií v oblasti pletence ramenního.

11 ZÁVĚRY

Ramenní kloub je v mnoha směrech unikátním kloubem lidského těla. Jeho onemocnění a patologie celého pletence ramenního patří k častým problémům, které vedou pacienty do péče fyzioterapeuta. Z tohoto důvodu se stále snažíme najít co nejlepší způsoby jak tyto problémy řešit a jak jim předcházet.

V naší práci jsme se snažili zhodnotit aktivaci vybraných svalů v 7 polohách, v praxi běžně využívaných pro stabilizační cvičení ramene. Ve většině vybraných poloh se měřená horní končetina nachází v opoře, pracuje tedy v uzavřeném kinematickém řetězci (CKC). Získané hodnoty jsme porovnali a snažili jsme se zjistit rozdíl v aktivaci u mužů ($n = 15$) a u žen ($n = 15$). Použili jsme metodu povrchové elektromyografie (SEMG).

Náš předpoklad, že nebude rozdílná aktivace jednotlivých svalů u žen a mužů ve vybraných polohách nebyl ve všech případech potvrzen. Plně byla tato hypotéza potvrzena pro *m. pectoralis major* a *m. erector spinae pars lumbalis*. V aktivaci těchto dvou svalů nebyl zaznamenán statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) mezi skupinou žen a skupinou mužů a to ve všech polohách.

Při hodnocení *m. trapezius* (všech tří částí) jsme shledali statisticky významný rozdíl v aktivaci jen pro polohu 3 a to vyšší ve prospěch mužů. Tato poloha tvoří v naší studii výjimku. Jako v jediné poloze zde není měřená končetina v opoře, ale pracuje jako fázická. Vyšší naměřené hodnoty pro *m. trapezius* jsou logické, protože v této poloze pracuje tento sval s váhou měřené končetiny, která je vzpažována.

M. serratus anterior je jediný z měřených svalů, u kterého jsme vyhodnotili vyšší statisticky významnou aktivaci ve prospěch žen a to v polohách 2 a 4. V poloze 3 byla aktivace naopak vyšší ve prospěch mužů.

Při hodnocení výsledků aktivace břišního svalstva jsme zjistili statisticky významně vyšší aktivaci u mužů a to pro *m. rectus abdominis* v polohách 1, 4 a 5 a pro *m. obliquus externus abdominis* v polohách 1, 2 a 6.

Z našich výsledků nelze jednoznačně určit polohu, která by byla výhodnější pro jednotlivá pohlaví. Z hlediska hodnocení aktivace jednotlivých svalů ve vybraných polohách můžeme ale hovořit o polohách výhodnějších a méně výhodných. Jelikož jsme ale měli pouze malý soubor probandů, domníváme se, že výsledky mohou být zkreslené. Pro jejich potvrzení by byl vhodný další rozsáhlejší výzkum.

12 SOUHRN

Úkolem této diplomové práce bylo pomocí povrchové elektromyografie (SEMG) porovnat a zhodnotit polohy běžně užívané ve fyzioterapii ramenního pletence a porovnat případný rozdíl v aktivaci svalů u mužů a žen.

Teoretická část práce shrnuje poznatky o ramenním pletenci a jeho funkčním propojení s trupem z hlediska funkční anatomie, kineziologie a biomechaniky. Věnovali jsme zde také pozornost problematice otevřených (OKC) a uzavřených kinematických řetězců (CKC) a zabývali se objasněním pojmů centrace a stabilizace ramene. Jednu kapitolu jsme také věnovali pletenci ramennímu z pohledu ontogeneze. Významnou kapitolou teoretické části práce je shrnutí základních poznatků z oblasti elektromyografie.

Ve výzkumné části jsme řešili zvolené cíle. Naší studie se zúčastnilo 30 probandů (15 mužů a 15 žen). Elektromyografický signál byl snímán z 8 svalů: m. trapezius pars akcendens, m. trapezius pars medialis, m. trapezius pars descendens, m. erector spinae pars lumbalis, m. pectoralis major, m. serratus anterior, m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis. Všechny byly na straně dominantní horní končetiny. Testovali jsme 7 poloh běžně užívaných ve fyzioterapii ramenního pletence. Pro snímání SEMG byl použit přístroj NORAXON – Myosystem1400A. Záznam měření byl zpracován v programu MyoResearch XP Master Version 1.03.05.

V těchto sedmi polohách jsme sledovali míru aktivace daných svalů při změně z polohy volně zaujaté do polohy aktivně korigované. Pro zhodnocení rozdílů v aktivaci u mužů a žen jsme provedli statistické zpracování dat programem Statistika verze 7.0 od firmy StatSoft CR. Hladina statistické významnosti byla stanovena hodnotou $p < 0,05$.

Náš předpoklad v hypotéze 1, že nebude rozdílná aktivace m. trapezius (pars akcendens, pars medialis, pars descendens) u mužů a žen se, kromě polohy 3, potvrdil ve všech ostatních polohách. V poloze třetí byla zjištěna vyšší aktivace u mužů. Tento fakt přisuzujeme skutečnosti, že v této poloze, jako v jediné, není měřená horní končetina v opoře, ale pracuje v otevřeném kinematickém řetězci, tedy jako fázická končetina.

Hypotéza 2 (není rozdíl v aktivaci m. erector spinae pars lumbalis u mužů a žen) a hypotéza 3 (není rozdíl v aktivaci m. pectoralis major u mužů a žen) byla potvrzena pro všechny polohy.

Ve čtvrté hypotéze jsme předpokládali, že nebude rozdílná aktivace m. serratus anterior u mužů a žen. Tento předpoklad byl potvrzen v poloze 1, 5, 6 a 7. V poloze 2 a 4 byla vyšší aktivace u žen a v poloze 3 u mužů.

Předpoklad páté hypotézy, že nebude rozdílná aktivace m. rectus abdominis u mužů a žen, byl potvrzen pro polohy 2, 3, 6 a 7. V poloze 1, 4 a 5 byla vyšší aktivace u mužů.

Hypotéza 6 (není rozdíl v aktivaci m. obliquus externus abdominis u mužů a žen) byla potvrzena pro polohy 3, 4, 5 a 7. Ve všech ostatních polohách byla vyšší aktivace u mužů.

Přes uvedené závěry musíme konstatovat, že rozsah této studie není dostatečný, aby se výsledky daly považovat za jednoznačné. Proto je nutné pokračovat ve výzkumu této problematiky i nadále.

13 SUMMARY

The aim of this thesis was to compare and evaluate the positions commonly used in the shoulder grindle physiotherapy by means of surface electromyography (SEMG), and to compare any potential difference in muscles activation in men and women.

The theoretical part of the thesis summarizes the findings about the shoulder grindle and its functional connection with the body from the point of view of functional anatomy, kinesiology, and biomechanics. We also paid attention to the problems of open (OKC) and closed kinematic chains (CKC) and dealt with the explanation of the terms “shoulder centring” and “shoulder stabilization”. We also devoted one chapter to the shoulder grindle from the point of view of ontogenesis. A summary of the basic electromyography findings forms an important chapter of the theoretical part of the thesis.

The chosen aims were solved in the research part of the thesis. Our study included 30 probands (15 men and 15 women). The electromyographical signal was recorded from 8 muscles: m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars medialis, m. trapezius pars descendens, m. erector spinae pars lumbalis, m. pectoralis major, m. serratus anterior, m. rectus abdominis, and m. obliquus externus abdominis. All of them were on the dominant upper limb. We tested 7 positions commonly used in the shoulder grindle physiotherapy. NORAXON – Myosystem1400A was used for SEMG recording. The measurement record was processed in the programme MyoResearch XP Master Version 1.03.05.

In the said seven positions, we monitored the extent of the given muscles activation during the change from a position taken freely to an actively corrected position. The differences in the activation between the men and the women were evaluated by means of statistical data processing by the programme Statistics v. 7.0 (StatSoft, Czech Republic). The level of statistical significance was determined by the value $p < 0.05$.

Our hypothesis 1, i.e. no difference of m. trapezius (pars ascendens, pars medialis, pars descendens) activation between men and women has been confirmed in all positions except for the position 3. Higher activation in men was found in the position 3. We think that this position is the only one in which the upper limb is not

supported during the measurement but works in an open kinematic chain, i.e. like a phasic limb.

Hypothesis 2 (no differences in m. erector spinae pars lumbalis activation between men and women) and hypothesis 3 (no difference in m. pectoralis major activation between men and women) have been confirmed for all positions.

Our hypothesis 4 expected no difference of m. serratus anterior activation between men and women. This hypothesis has been confirmed in the positions 1, 5, 6, and 7. Positions 2 and 4 showed higher activation in women and position 3 in men.

Hypothesis 5 (no difference in m. rectus abdominis activation between men and women) has been confirmed for positions 2, 3, 6, and 7. Positions 1, 4, and 5 showed higher activation in men.

Hypothesis 6 (no difference of m. obliquus externus abdominis activation between men and women) has been confirmed for positions 3, 4, 5, and 7. In all other positions, activation was higher in men.

Despite the given conclusions, we must say that the extent of this study is not sufficient to consider the results conclusive. Therefore, the research of these problems must be continued.

14 REFERENČNÍ SEZNAM

- ČÁPOVÁ, J. (2008). *Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“*. Ostrava: Repronis.
- ČIHÁK, R. (2001). *Anatomie 1*. Praha: Grada publishing a. s.
- DE LUCA, C. J. (1997). *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*. The International Society of Biomechanics, 16. 10. 2009, In <http://www.delsys.com/>
- DE LUCA, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journale of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.
- DUFEK, J. (2005). *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- DVOŘÁK, R. (2005). Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 12-17.
- DVOŘÁK, R. (2005). Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 18-22.
- DYLEVSKÝ, I. a kol. (2001). *Kineziologie, kinezioterapie a fyzioterapie*. Praha: Manus.
- HOPPENFELD, S. (1976). *Physical Examination of the Spine and Extremities*. Norwalk: Appleton, ISBN 0838578535
- HORSLEY, I. (2005). Assessment of shoulders with pain of non-traumatic origin. *Physical Therapy in Sport*, 6, 6-14.
- JANDA, V. a kol. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada Publishing.
- JANURA, M. (2004). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury.
- KAPANDJI, A. I. (1982). *The physiology of the joints. Volume 1, The upper limb*. Edinburgh: Churchill Livingstone, ISBN 0443025045
- KELLER, O. (1998). *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton.
- KIBLER, W. BEN (1998). Shoulder rehabilitation: principles and practice. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(4), 40-50.
- KOLÁŘ, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 152-164.

- KOLÁŘ, P. (2002). Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi*, 3, 106-109.
- KOLÁŘ, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 155-170.
- KONRAD, P. (2005). *The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC. USA.
- KRAČMAR, B., NOVOTNÝ P. O., MRŮZKOVÁ M. et al. (2007). Lidská lokomoce přes pletenec ramenní. *Rehabilitácia*, 1, 3-13.
- KROBOT, A. (1997). Klinické aplikace „pohybových řetězců“. *Rehabilitácia*, 1, 4-8.
- LEHMAN, G. J. et al. (2006). Shoulder muscle EMG activity during push up variations on and off a Swiss ball. *Dynamic Medicine*, 5.
- LEWIT, K. (1990). *Manipulační léčba v rámci léčebné rehabilitace*. Praha: NADAS.
- MOORE, K. L., DALLEY A. F. (2006). *Clinically Oriented Anatomy*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- OLIVIERA A. S. et al. (2008). Activation of the shoulder and arm muscles during axial load exercise on stable base of support and on a medicine ball. *Journale of Electromyography and Kinesiology*, 18, 472-479.
- PADUA, D.A, GUSKIEWICZ K.M. et al. (2004). The Effect of Select Shoulder Exercise on Streght, Active Angle Reproduction, Single-Arm Balance, and Functional Performance. *Journale of Sport Rehabilitation*. 13, 75-95.
- PŘIKRYL, P. (2008). Bolesti ramenního kloubu. *Medicína pro praxi*, 6, 277-278.
- RODOVÁ, D., MAYER, M., & JANURA M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 173-177.
- RONAI, P. (2002). Shoulder Stability Exercise Training. *ACSM's Certified News*, 12(4), 1-3. Retrieved 14. 2. 2010 from Word Wide Web: www.acsm.org
- RUDROFF, T. (2008). *Kinesiological Fine Wire EMG - A practical introduction to fine wire EMG applications*. Noraxon INC. USA.
- SINĚLNIKOV, R. D. (1964). *Atlas anatomie člověka. Svazek první, Nauka o kostech, kloubech, vazech a svalech*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství.
- SODERBERG, G. L. (1997). *Kinesiology: applications to pathological motion*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- SUCHOMEL, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 112-124.

- TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing.
- TUCKER, S. W., CAMPBELL, B. M. et al. (2008). Electromyography of 3 Scapular Muscles: A Comparative Analysis of the Cuff Link Device and Standard Push-Up. *Journal of Athletic Training*, 40(5), 464-469.
- VAŘEKA, I. (2002). Posturální stabilita (I. část) Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115-121.
- VAŘEKA, I. (2002). Posturální stabilita (II. část) Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 122-129.
- VÉLE, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.
- VÉLE, F., ČUMPELÍK, J., PAVLŮ, D. (2001). Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 103-105.
- VOJTA, V., PETERS, A. (1995). *Vojtův princip. Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. Praha: Grada.
- VYSTRČILOVÁ M., KRAČMAR B., NOVOTNÝ P. (2006). Ramenní pletenec v režimu kvadrupedální lokomoce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 92-98.

<http://www.rl-corporus.cz/> [online]. 2003 [cit. 2009-10-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.rl-corporus.cz/>>

15 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Uložení elektrod při SEMG (Rudroff, 2008)

Příloha 2: Vyšetření probanda

Příloha 3: Informovaný souhlas

Příloha 1

Frontal View

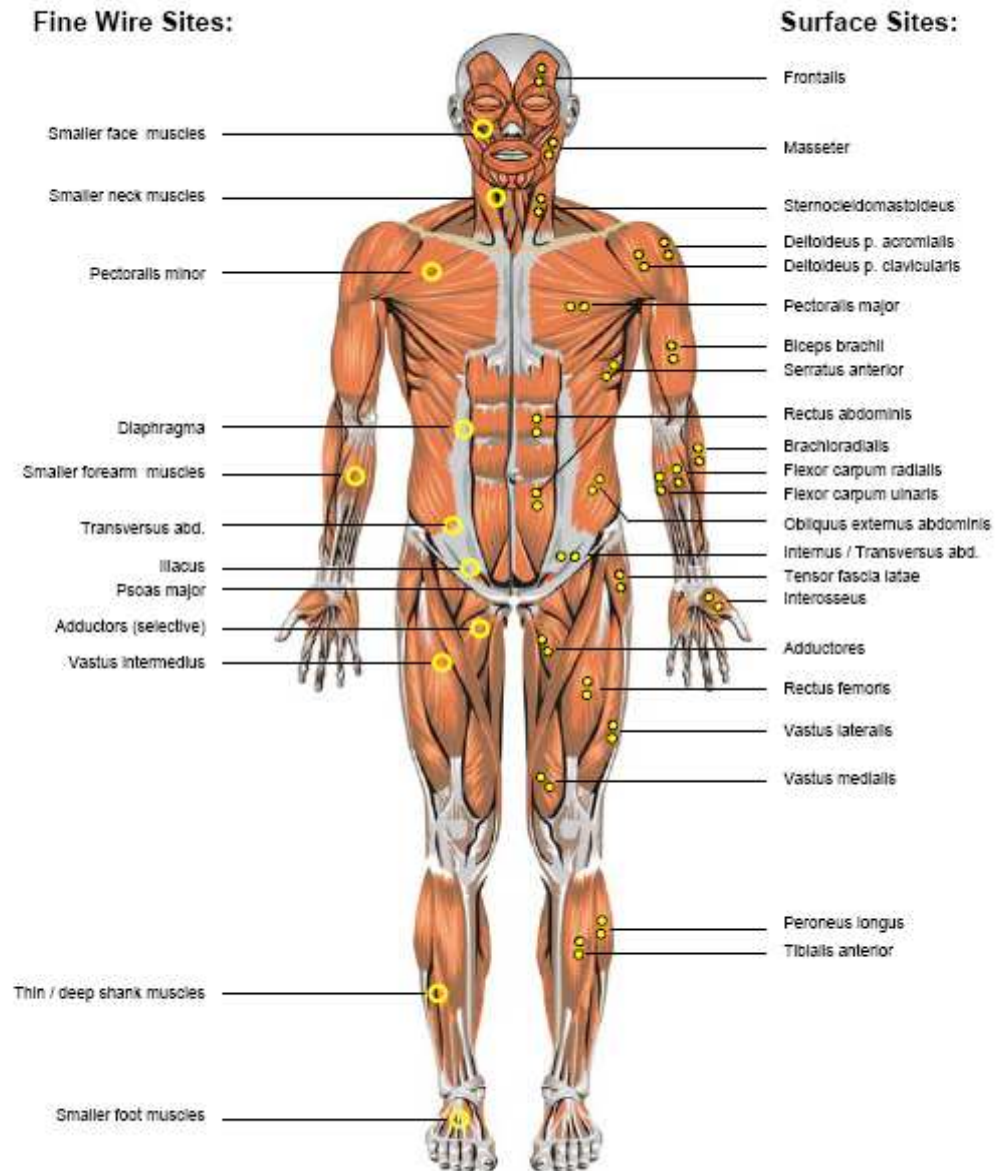


Fig. 9 Anatomical positions of selected electrode sites – frontal view. The left side indicates deep muscles and positions for fine wire electrodes; the right side for surface muscles and placements.

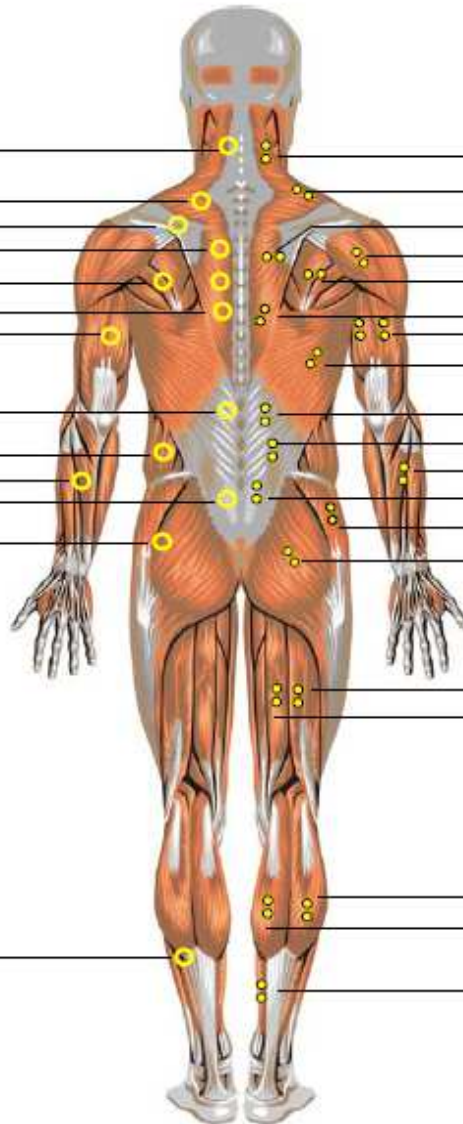
Dorsal View

Fine Wire Sites:

Deep neck muscles
 Supraspinatus
 Subscapularis
 Rhomboideus
 Teres major / minor
 Thoracic erector spinae
 Triceps brachii c. med.

 Deep segmental erector spinae
 Quadratus lumborum
 Smaller forearm extensors
 Deep multifid
 Deep hip muscles

 Thin / deep shank muscles



Surface Sites:

Neck extensors
 Trapezius p. descendens
 Trapezius p. transversus
 Deltoideus p. scapularis
 Infraspinatus
 Trapezius p. ascendens
 Triceps brachii (c. long./lat.)
 Latissimus dorsi

 Erector spinae (thoracic region)
 Erector spinae (lumbar region)
 Smaller forearm extensors
 Multifidus lumbar region
 Gluteus medius
 Gluteus maximus

 Biceps femoris
 Semitendinosus/membranosus

 Gastrocnemius lat.
 Gastrocnemius med.
 Soleus

Fig. 10 Anatomical positions of selected electrode sites – dorsal view. The left side indicates deep muscles and positions for fine wire electrodes; the right side for surface muscles and placements.

Příloha 2

Vyšetření probanda

Jméno a příjmení

Číslo probanda

Datum narození

Anamnéza

.....

.....

Lateralita pravák X levák

Aspekce

.....

.....

Postavení pánve v sagitální rovině.....

ve frontální rovině.....

v transverzální rovině.....

Funkční testy páteře Thomajerova zkouška.....cm.....

Stiborova zkouška.....cm.....

Skoliotické držení

.....

Vyšetření délky DKK

Vyšetření zkrácených svalů m. pectoralis major | dx. 0 1 2 | sin. 0 1 2

m. trapezius | dx. 0 1 2 | sin. 0 1 2

m. levator scapulae | dx. 0 1 2 | sin. 0 1 2

Příloha 3

Informovaný souhlas

Hodnocení míry aktivace svalů při stabilizačním cvičení ramenního kloubu pomocí polyelektromyografie.

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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