

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
Ústav fyzioterapie FZV UP Olomouc

CÍLENÉ TROJROZMĚRNÉ POHYBY AKRA HORNÍ  
KONČETINY A JEJICH VLIV NA POSTURÁLNÍ  
MOTORIKU

Diplomová práce

Autor: Bc. Lenka Zítková  
Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Petra Bastlová

Olomouc 2010

## **ANOTACE**

Diplomová práce

**Název práce v ČJ:** CÍLENÉ TROJROZMĚRNÉ POHYBY AKRA HORNÍ KONČETINY A JEJICH VLIV NA POSTURÁLNÍ MOTORIKU

**Název práce v AJ:** TARGETED TREE-DIMENSIONAL MOVEMENTS OF HAND AND THEIR EFFECT ON POSTURAL MOTOR CONTROL

**Datum zadání:** 2009-01-05

**Datum odevzdání:** 2010-05-07

**Instituce:** Ústav fyzioterapie, Fakulta zdravotnických věd UP v Olomouci

**Autor práce:** Bc. Lenka Zítková

**Vedoucí práce:** Mgr. Petra Bastlová

**Oponent práce:** MUDr. Alois Krobot, Ph.D.

### **Abstrakt v ČJ:**

Cílem práce je odhalit vztahy mezi pohybem akra horní končetiny a svaly ramenního pletence. Teoretická část se zabývá svalovým řetěžením a svalovými souhrami horní končetiny a dále kompiluje poznatky řízení pohybu centrálním nervovým systémem. Výzkumná část byla realizována pomocí povrchové elektromyografie. Vykonávaným úkolem bylo točení ručním gyroskopem „powerballem“, při kterém byla snímána aktivita svalů ramenního pletence a distálních svalů předloktí. Vyhodnocovaným parametrem byla svalová aktivita ve třech úsecích pohybu, ve kterých jsme pomocí korelací zkoumali vzájemnou souhru svalů, a to jak proximálních mezi sebou, tak proximálních svalů s distálními. Zároveň došlo k porovnání zdravých probandů se skupinou pacientů s problematikou v oblasti ramenního pletence v anamnéze. Dalším dílčím cílem bylo zhodnocení výkonu jednotlivých svalů v průběhu pohybu. Ve výsledcích byly zjištěny statisticky významné vazby mezi extensory a m. infraspinatus a m. serratus anterior.

**Abstrakt v AJ:**

The aim of this work is to explore the relationship between three-dimensional motion of hand and muscles of shoulder girdle. The theoretical part of this work includes the chapter about muscle chains and muscle coordination of the upper extremity and compiles the knowledge of operating movement of the central nervous system. The research part was realized with surface electromyography. Task of measurement was to rotate with hand spinning gyroscope "Powerball". During rotation we scanned the activity of the shoulder girdle muscles and distal muscles of the forearm. The evaluated parameter was muscle activity in three sections of their movement. With help of correlation we examined the mutual relation of muscle, especially proximal among themselves and also proximal muscles with distal ones. Together we compared the results of healthy subjects with a group of patients with problems in the shoulder girdle in history. Another sub-goal was to assess the performance of muscles during movement. As one of the results, relationship between musculi extensori and m. infraspinatus and m. serratus anterior was found statistically significant.

**Klíčová slova v ČJ:**

Povrchová elektromyografie, posturální motorika, svalové souhry, distoproximální motorická kontrola

**Klíčová slova v AJ:**

Surface electromyography, postural motor control, muscle chains, distoproximal motor control

**Rozsah:** 111 s. včetně příloh, 4. přílohy

**Místo zpracování:** Olomouc

**Místo uložení:** Ústav fyzioterapie

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Petry Bastlové a uvedla všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 7. května 2010

.....

## **Poděkování**

Děkuji Mgr. Petře Bastlové za trpělivost, velkou ochotu a cenné rady, které mi poskytla při psaní této diplomové práce. Dále děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi a Bc. Štěpánu Sojkovi za pomoc a technickou podporu při statistickém zpracování dat.

## Obsah

|                                                                      |    |
|----------------------------------------------------------------------|----|
| ÚVOD.....                                                            | 8  |
| 1 TEORETICKÉ POZNATKY .....                                          | 10 |
| 1.1 Motorická funkce .....                                           | 10 |
| 1.2 Řetězení svalové činnosti .....                                  | 12 |
| 1.2.1 Svalové smyčky a řetězce.....                                  | 12 |
| 1.2.2 Otevřené versus uzavřené kinematické řetězce .....             | 15 |
| 1.2.3 Modely myofasciálních řetězců .....                            | 16 |
| 1.3 Rozvoj horní končetiny a její funkce z hlediska ontogeneze ..... | 20 |
| 1.3.1 Svalové souhry horní končetiny.....                            | 22 |
| 1.3.2 Hrubá a jemná motorika .....                                   | 24 |
| 1.3.3 Pohyb ideokinetický.....                                       | 25 |
| 1.4 Kineziologie ramenního pletence z pohledu stability .....        | 26 |
| 1.4.1 Stabilita glenohumerálního kloubu .....                        | 26 |
| 1.4.2 Dynamická stabilita.....                                       | 31 |
| 1.4.3 Interakce statických a dynamickým stabilizátorů .....          | 32 |
| 1.4.4 Postura a její vliv na ramenní pletenec.....                   | 32 |
| 1.5 Motorická kontrola .....                                         | 33 |
| 1.5.1 Teorie motorických kontrol .....                               | 33 |
| 1.5.2 Základní mechanismy řízení pohybu .....                        | 36 |
| 1.6 Svalová únava .....                                              | 43 |
| 1.6.1 Projev svalové únavy na EMG záznamu.....                       | 44 |
| 1.7 Polyelektromyografie .....                                       | 46 |
| 2 CÍLE A HYPOTÉZY .....                                              | 47 |
| 2.1 Cíl práce.....                                                   | 47 |
| 2.2 Vědecké otázky a hypotézy .....                                  | 47 |
| 3 METODIKA.....                                                      | 49 |
| 3.1 Charakteristika souboru.....                                     | 49 |
| 3.2 Kineziologické vyšetření .....                                   | 49 |
| 3.3 Postup měření.....                                               | 49 |

|       |                                                                  |     |
|-------|------------------------------------------------------------------|-----|
| 3.3.1 | Čištění kůže a lepení elektrod.....                              | 50  |
| 3.3.2 | Vlastní průběh měření .....                                      | 51  |
| 3.4   | Zpracování a vyhodnocování EMG signálu .....                     | 51  |
| 3.5   | Statistické zpracování dat .....                                 | 52  |
| 4     | VÝSLEDKY .....                                                   | 53  |
| 4.1   | Výsledky k vědecké otázce č. 1 .....                             | 53  |
| 4.1.1 | Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 1 .....                   | 54  |
| 4.2   | Výsledky k vědecké otázce č. 2 .....                             | 55  |
| 4.2.1 | Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 2 .....                   | 56  |
| 4.3   | Výsledky k vědecké otázce č. 3 .....                             | 61  |
| 4.3.1 | Komentář k výsledkům hypotézy $H_0$ 14 vědecké otázky č. 3 ..... | 61  |
| 4.3.2 | Komentář k výsledkům hypotézy $H_0$ 15 vědecké otázky č. 3 ..... | 63  |
| 4.4   | Výsledky k vědecké otázce č. 4 .....                             | 65  |
| 4.4.1 | Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 4 .....                   | 65  |
| 5     | DISKUZE.....                                                     | 70  |
| 5.1   | Diskuze k vědecké otázce č. 1 .....                              | 70  |
| 5.2   | Diskuze k vědecké otázce č. 2 .....                              | 72  |
| 5.3   | Diskuze k vědecké otázce č. 3 .....                              | 74  |
| 5.4   | Diskuze k vědecké otázce č. 4 .....                              | 77  |
|       | ZÁVĚR.....                                                       | 80  |
|       | SEZNAM LITERÁRNÍCH PRAMENŮ.....                                  | 81  |
|       | SEZNAM ZKRATEK .....                                             | 92  |
|       | SEZNAM GRAFŮ .....                                               | 93  |
|       | SEZNAM OBRAZKŮ .....                                             | 94  |
|       | SEZNAM TABULEK .....                                             | 95  |
|       | SEZNAM PŘÍLOH .....                                              | 96  |
|       | PŘÍLOHY .....                                                    | 97  |
|       | Příloha 1.....                                                   | 97  |
|       | Příloha 2.....                                                   | 98  |
|       | Příloha 3.....                                                   | 99  |
|       | Příloha 4.....                                                   | 107 |

## ÚVOD

V případě potřeby provedení jakéhokoliv, byť jednoduchého pohybu, což v podstatě nastává již od ranního probuzení a končí až večerním ulehnutím, je vždy nutná koordinovaná posturální a lokomoční motorika, zajišťující stabilitu polohy těla či segmentu a tvořící zabezpečovací, opornou bázi pro ideokinetickou motoriku.

Ideokinetická motorika, společně s komunikací, je hlavní funkcí horní končetiny, která umožňuje spojení s okolím a vlastním tělem. Aby tato funkce byla umožněna, musí podléhat neuromuskulární kontrole. V případě takového komplexu, jakým je ramenní pletenec, musí být svaly simultánně a synchronně aktivní, pro produkci pohybu a stabilizaci. Na stabilitě ramene tak participují svaly v určitých synergích, jež dovolují efektivní motorickou kontrolu a koordinaci a zároveň podporují funkci končetiny jako manipulačního orgánu a svou funkcí podporují dovednosti jednotlivce.

Svaly tedy nepracují izolovaně, ale koordinují svou činnost v synergistických skupinách. Svou aktivitou se mohou stát oporou pro jiný pohybující se segment, na který naváže další svalová smyčka, vytvářející funkční jednotku. V rámci koordinace a nutnosti práce s více řetězcí najednou je koordinace řízena pomocí centrálního nervového systému.

Otázky, které si nyní pokládáme, se týkají právě těchto řetězců a svalových synergií. Jak působí pohyb vykonávaný v jednom kloubu na ostatní segmenty a celé tělo? Existuje vazba mezi nastavením končetiny nebo její části se svalovým působením v jiném působišti? To všechno jsou otázky, které si fyzioterapeuti, ostatní odborná a někdy i laická veřejnost pokládá. Nakolik a jakým způsobem pohyb v jednom segmentu a svalová aktivita určitých svalů ovlivňuje segmenty a svaly ostatní.

Cílem předkládané práce je objektivizace vazeb jednotlivých svalů horní končetiny při pohybu v jeho akrální části pomocí povrchové elektromyografie. Konkrétním pohybem v naší studii je točení ručním gyroskopem s firemním označením Powerball, který byl vybrán jako dynamický prostředek umožňující vykonat trojrozměrný pohyb akra proti konstantnímu odporu. Při tomto pohybu, vykonávaném v zápěstí, musí docházet jak k aktivitě extensorů předloktí, tak flexorů, což jsou svaly mající blízký vztah k segmentu vykonávající pohyb. To, jak se pohyb přenáší až

k ramennímu pletenci a tím zasahuje do posturální motoriky, je cílem jedné z vědeckých otázek. Mezi další patří zhodnocení synergistických či antagonistických vztahů při cyklickém pohybu měřených svalů v oblasti lopatky.

Nedostatečná souhra mezi svaly, pracujícími v rámci fyziologie v koaktivitě, může vést k poruše funkce se společným jmenovatelem - nestabilitou ramenního pletence. Z toho důvodu jsme do studie zařadili i pacienty s problematikou ramenního pletence v anamnéze a srovnáváme, zda tyto problémy hrají roli v měřených svalových souhrách. V rámci porovnání zdravých a pacientů jsme ve studii zařadili také hodnocení výkonu svalů ve vybraných časových úsecích, reprezentující charakter aktivity jednotlivých svalů v průběhu pohybu.

Cílem této práce je objasnit vztahy mezi svaly jak proximálních mezi sebou, tak proximálních s distálními. Z empirie víme, že existují svalové řetězce, podporující se v rámci pohybu ve své funkci. Naši snahou je dát této empirii objektivní ráz a potvrdit vztahy, které se fyzioterapeuticky běžně užívají.

# 1 TEORETICKÉ POZNATKY

## 1.1 Motorická funkce

Pohybový projev jedince, běžný v každodenním životě je v podstatě souhrn jednotlivých složitějších a jednodušších pohybových stereotypů (Kračmár, 2002).

Z pohledu vývojové kineziologie se člověk rodí s nezralým nervovým systémem, s jehož postupným dozráváním se realizují motorické funkce – posturální, lokomoční, obratné a komunikační. Postupný vývoj v rámci ontogeneze je zajištěn geneticky zakódovanými svalovými souhrami, které se postupně zapojují (Řasová, 2007). Vývoj probíhá nejprve od posturálního zajištění osového orgánu a na něj pak navazuje motorika obratná a lokomoční. Pro udržení postury, neboli souboru segmentů s vlastním těžištěm, který je spojen flexibilními klouby, hraje hlavní úlohu právě svalová aktivita, řízena nervovým systémem (Vařeka, 2002a).

Na posturální funkce nasedá možnost změnit polohu jednotlivých segmentů, nebo celého těla. Tyto lokomoční funkce jdou obecně proti posturálním, které této změně brání, ve své podstatě ovšem spolupracují jako partneři. Na této společné funkci je pak závislá obratná a komunikační motorika (zahrnována do jemné motoriky), jenž přestože se dá zautomatizovat, vyžaduje vždy volní kontrolu jedince (Řasová, 2007).

Všechny tyto motorické funkce, vykonávané svalovou aktivitou, spolupracují jako celek řízený nervovým systémem. Vzájemné propojení svalů můžeme vidět již v motorické kůře a jeho topografickém uspořádání. Během přirozeného pohybu musí motorické kortikální systémy proximálních a distálních svalů spolupracovat. Studie funkční magnetické rezonance dokazují, že oblasti reprezentující proximální a distální svaly jsou si podobné ve své velikosti (při srovnání zastoupení pro jednotlivé svaly) a značně se překrývají. V případě horní končetiny tím prokazují, že motorické kortikální okruhy kontrolující ramenní svaly jsou z části funkčně spojeny s kontrolou distálních svalů, jako je předloktí a zápěstí. Překrytí těchto oblastí je neurálním podkladem pro motorickou koordinaci. Vzájemné propojení distálních a proximálních svalů nám také ukazuje rameno jako bázi posturální kontroly podporující pohyb předloktí a lokte. Nemůžeme tedy říct, že pohyb akra je ovlivněn pouze distálními segmenty (Devanne a kol., 2006; Melgari a kol., 2008).

Nervové struktury se také dynamicky přizpůsobují potřebám motorického systému v rámci odpovědi na posturální změny a změny polohy končetin. Dle studie Melgari a kol. (2008) v případě pronovaného předloktí vidíme významnější překrytí oblastí ruky a předloktí a oblastí proximálních, oproti supinované končetině. Větší svalová koaktivita u pronace se vysvětluje kortikálními mechanismy facilitující párování svalů pro úchop a zvedání objektu, a tudíž nutné větší svalové zapojení pro kloubní stabilitu.

V motorické kůře máme topograficky uspořádané zastoupení svalů, jež pro vykonání pohybu vzájemně spolupracují a podílí se na vytváření hybných stereotypů, neboli naučených a zautomatizovaných motorických funkcí, vznikajících pomocí motorického učení. V průběhu hybného stereotypu je důležitá hlavně úvodní část pohybu, a to ve smyslu nastavení svalových skupin, jejich časového zapojení. Pořadí nástupu aktivace synergistických a antagonistických skupin je rozhodující pro kvalitu prováděného pohybu (Kolář, Vojta in Kračmár, 2002). Tyto svalové synergie jsou koordinační aktivací svalových skupin se specifickým časově proměnným profilem (d'Avela a kol., 2006) a charakterizují lidskou posturální odpověď.

Pohyb horní končetiny je řízen nervovým systémem, jeho kvalita je ale ovlivněna funkčním stavem celého pohybového aparátu. Činnost ruky se vyvíjí proximo-distálním směrem (Jech, Růžička, Nebuželský in Zemánková, 2001), a jak ve vývoji horní končetiny můžeme vidět, její funkční, úchopová funkce se rozvíjí až se stabilní oporou. Pro cílené vykonání pohybu potřebujeme kvalitní souhru posturální a lokomoční motoriky, jenž nám vytvoří oporu pro ideokinetický pohyb. Teprve stabilní báze ramenního pletence umožní rozvinutí akrální motoriky, zajištěná svalovými souhrami a smyčkami (Véle, 2007).

## 1.2 Řetězení svalové činnosti

Používání slova řetězení je ve fyzioterapii běžné, analýza svalových souher jako takových ale vychází především z empirických zkušeností (Čápková, 2008).

Prvotní rozlišení řetězení je na fyziologické a patologické.

Fyziologickým řetězením označujeme případ, kdy zdravý pohybový aparát správně provádí pohybový program, se správným timingem kontrakcí kosterních svalů podle daného plánu. Otázkou je, zda u zdravého člověka je timing kontrakcí svalů při témže pohybu stejný u všech lidí. Existují různé studie zabývající se problematikou například (např.) abdukce paže v ramenním kloubu a zapojení jednotlivých svalů při této činnosti. Ty se ve svých výsledcích založených na elektromyografii (EMG) rozcházejí, ať už v pořadí zapojení či v rámci intenzity kontrakce jednotlivých svalů v průběhu pohybu. Je tedy problematické určit timing a z toho vyplývající skutečnosti, zda se sval zapojuje pro vykonání pohybu, nebo např. pro stabilitu kloubu, či kompenzaci výchylek těžiště těla. V rámci komplexního náhledu můžeme u zdravého člověka očekávat interindividuální variabilitu stereotypů a nepředpokládáme, že aktivace svalů proběhne vždy ve stejném pořadí. Naopak v případě patologického řetězení je pohybový aparát dysfunkční a není tak schopný pohybový program správně realizovat. Dysfunkce, které toto mohou způsobit, bývají funkční blokády, nebo strukturální poruchy (Tichý, 2008).

### 1.2.1 Svalové smyčky a řetězce

Svalová smyčka je tvořena skupinou svalů, upínající se na dvě vzdálená místa. Mezi nimi je umístěn pohyblivý kostní segment, který se na základě aktivity svalů stává buď pohyblivým či je fixován a může se stát oporou pro jiný pohybující se segment (Véle, 2007). Vzájemným sloučením několika svalových smyček, propojených mezi sebou fasciálními, šlachovými i kostními strukturami, vzniká svalový řetězec a tvoří tak funkční jednotku (Janda, 1999). Jelikož se jedná o složitý útvar, který většinou pracuje s více řetězci najednou, je jejich funkce řízena centrálním nervovým systémem (CNS). Svaly v řetězci nepracují vždy synchronně, CNS zapojuje jednotlivé články postupně a umožňuje tím lepší, ekonomický a koordinovaný pohyb. Zapojení svalů do smyček či

řetězců integruje jejich funkci. Při sledování je nutné v rámci širšího pohledu myslet i na posturální systém, který zajistí nutnou stabilizaci těla pro pohyb (Véle, 2007).

V rámci zřetězení sledujeme vztahy mezi trupem a končetinami a bereme celé tělo jako systém. Důležitou roli přitom hrají svalově vazivové vztahy, které vytvářejí lumbosakrální spojení, podílející se na stabilizaci bederní oblasti a zajišťující přenos energie z horních končetin na dolní. Ovlivnění horní končetiny z dolní se pak může dít přes musculus (m.) gluteus maximus navazující na lumbodorsální fascii, přes ní na m. latissimus dorsi a následným ovlivněním horní končetiny (Janda, 1999).

Toto vysvětlení svalových smyček je základem biomechanického pohledu na řetězení. Druhou možností je pak neurofyzilogický rámec, který předpokládá řetězovou aktivaci svalstva přes subkortikální reflexní mechanismy (Bínová & Špringrová Palaščíková, 2008). Hlavní řídicí vliv má CNS, uplatňující se pomocí motorických programů, jejichž základním cílem je udržet posturu a umožnit tak provedení pohybu. Řídicí systém si tyto programy volí dle aktuální situace, o které je informován pomocí aferentace a je schopen modifikovat a spustit program tak, aby byl splněn cíl pohybu. Tato modifikace probíhá především za situace, kdy je odhalen problém v pohybovém systému a díky kompenzaci a substituci je možné splnit motorický úkol i za cenu postupného zatěžování těchto částí. Fyziologické řetězení je v případě zdravého systému a výběr náhradního programu už představuje podstatu patologie (Vařeka & Dvořák, 2001).

Pro pochopení svalového řetězení a svalových synergií můžeme vycházet také z Koláře (2001). K empirickým znalostem o svalových smyčkách, které mohou být chápány z mechanického hlediska jako anatomické propojení svalů a fascií, přidává kineziologii posturální ontogeneze. Svaly jako takové si rozdělujeme na fázické a posturální. Fázické s tendencí ochabovat, posturální se sklonem ke zkrácení. V rámci posturální integrace jsou fázické svaly fylogeneticky mladší než svaly inklinující ke kontrakturám. Fázický systém pak reaguje jako celek, aktivací jednoho článku se mění celkové držení těla. V ontogenezi můžeme vidět při zapojení hlubokých flexorů krku, aktivaci také zevních rotátoru a abduktoru kyčle, stejně tak ramene, supinátory předloktí a extenzory zápěstí, flexory kolen, plantární flexory hlezna, břišní svalstvo a svaly

pánevního dna. Tyto svaly jsou začleněny do držení a společně s tonickým systémem vytváření funkční jednotku (Kolář, 2001; Kolář, 1998; Lewit, 2003).

V novorozeneckém období pozorujeme flekční držení trupu s hlavou v reklinaci, končetiny v addukci a vnitřní rotaci, dítě není schopno zaujmout cílenou posturu a motorické posturální programy lze vybavovat pouze na nižší úrovni, přičemž je zde vázaná odpověď na reciproční vztah mezi antagonisty (Kolář, 1998; Lewit, 2003). Zapojením svalů do posturální funkce dochází ke změně řízení směrem k aktivaci vyšších center a schopnosti svalové ko-aktivace. Dochází k uplatňování synchronní aktivity antagonistických svalů díky zrání motorického programu, objevující se s orientačními mechanismy dítěte s potřebou cílené motoriky (Kolář, 1998).

Synergie zrající v průběhu posturální ontogeneze zároveň opodstatňují svalové řetězce v souvislosti s anatomickým uspořádáním svalových vláken a logiky v oblasti zpřenosti svalu. Když vycházíme z reflexní lokomoce, oba modely, jak reflexní otáčení tak reflexní plazení obsahují ve svých modelech držení, vycházející z jedné maximální polohy a přechází do druhé protilehlé maximálně uložené. Když si horní končetinu nastavíme do extenze, addukce, vnitřní rotace a deprese v rameni, semiflexe a pronace v předloktí a do palmární flexe a ulnární dukce jako výchozího postavení nákročné funkce horní končetiny a provedeme odpor proti opačnému vzorci pohybu, vyvoláme automaticky a mimovolně provázanou stabilizační aktivaci k opěrným bodům. Aktivuje svaly předloktí, ramenního pletence, svaly trupu a postupně i svaly pletence pánevního a dolních končetin. V případě jiného úhlového nastavení změníme aktivitu ve svalu ve smyslu jiné části svalu a svalová odezva bude pak i odlišná v dalších částech řetězce (Kolář, 2001).

Pohybový systém je řízený z CNS, ale je schopen ovládat pouze to, co se mu anatomicky nabízí. Proto je vhodná kombinace jak neurofyzilogického tak funkčně anatomického pohledu. I posturální držení jako takové chápeme jako aktivní držení za současného postavení kostních, svalových a vazivových struktur a tudíž propojení obou systémů (Vařeka & Dvořák, 2001).

### **1.2.2 Otevřené versus uzavřené kinematické řetězce**

Definice otevřeného a uzavřeného řetězce může být uváděna dle Vařeky (2002b) takto: Otevřený řetězec je definován možností změnit postavení segmentu bez pohybu segmentu ostatních, např. pohyb ruky při volném stoji. Naopak v případě uzavřeného kinematického řetězce je změna v jednom segmentu možná pouze se změnou postavení v ostatních kloubech. Toto můžeme např. vidět při přesunu těžiště z horních na dolní končetiny. Dle Krobota (1997) můžeme ještě dodat, že v rámci pohybu v otevřeném řetězci nemá pohyb končetinou žádnou souvislost s postavením a pohybem trupu, akum se tak chová jako punctum mobile, trup jako punctum fixum, u uzavřeného řetězce je pohyb končetinou doprovázen pohybem trupu, akum se chová jako punctum fixum, trup jako punctum mobile.

Cílené pohyby v otevřeném kinematickém řetězci jsou derivátem uzavřeného kinematického řetězce. Pohyb v jednom kloubu, stabilizován ostatními segmenty, je jako celek součástí pohybového programu a plánu. Prvotní je tedy vytvořit punctum fixum pro pohyb. V případě pohybu terminálního článku dochází k pohybu pouze distálního segmentu, přičemž kinematický řetězec je vlastně kinematických párem, kdy jeden článek, skládající se z několika navzájem zpevněných anatomických segmentů, se pohybuje vůči druhému s podobnou úpravou, který je fixován svou hmotností k podložce (Dvořák, 2005b). Díky stabilizaci v uzavřeném kinematickém řetězci vytváříme posturální synergie pro další motorický rozvoj obecně a je předpokladem pro schopnost segmentu být součástí fungující řetězce otevřeného.

Součástí modelů pohybových řetězců je stanovení stupňů volnosti (DOF – „degree of freedom“), které udávají počet směrů a způsobů pohybu v kloubu vůči nezávislým osám. Během všech volných pohybů je počet stupňů volnosti pro končetiny větší než počet potřebný k vykonání pohybu. Stupně volnosti mohou být spojeny s množstvím nezávislých os kloubní rotace sečtené ve všech kloubech končetin (Schmidt & Lee, 2005; Latash, 2008a).

Nejvyšší stupeň volnosti je na těle umístěném ve volném prostoru, které má tak možnost posunout předmět ve všech 3 osách na obě strany s možností rotace kolem všech tří os. Podstatné na tomto modelu je, že zdravý organismus má velký počet stupňů volnosti. Čím větší je mobilita řetězce, tím víc stoupá počet možností, jak vykonat

pohyb na jeho terminálním článku. Tato takzvaná (tzv.) redundance nám umožňuje manévrovatelnost pro zajištění cíle. Zdravý systém zvolí přednostně maximální centraci příslušných kloubů pro maximální využití silového potenciálu s minimálním rizikem poškození. Výběr varianty neboli pohybové strategie má na starost i nervový systém, který omezí počet stupňů volnosti nebo jej vyřadí pomocí zvýšení svalového tonu příslušného svalstva. Přiměřený svalový tonus je ten, který umožní cílený pohyb (Dvořák, 2005a).

Otázkou ale zůstává, dle jakého klíče vybírá CNS pohybové strategie a následně volí variantu v rámci redundance. Jednou z variant je účelnost efektivní souhry v řetězci, které jsou používány a ověřeny a podle předchozí zkušenosti jsou vybrány jako kvalitní řešení pro konkrétní situaci. Při motorickém vývoji vybíráme pro nás nejefektivnější variantu pro daný účel a metodou pokus omyl si ukládáme úspěšné řešení pro další použití. Tak si tvoříme a fixujeme pohybové programy. Opakováním snižujeme variabilitu v daném řetězci a vytváříme funkční synergie, které obsahují informace o timingu aktivních fázických svalů a zároveň aktivitu posturálně fungujících svalů (Dvořák, 2005b).

### **1.2.3 Modely myofasciálních řetězců**

Existují různé modely myofasciálních řetězců, popsané různými autory. Platí ale, že svaly jsou orgánem lokomočního systému, nad nímž dohlíží nervový systém coby řídicí centrum. Pro zajištění harmonického pohybu musí svaly společně spolupracovat, což dělají pomocí smyček, ve kterých jedna jednotka pohybu zajišťuje podporu pro jednotku další. Tyto svalové smyčky, zajišťující pohyb, probíhají jak v sagitální, tak ve frontální rovině, díky diagonálně či vějířovitě probíhajícímu tvaru svalu. Veškerou koordinaci a adekvátní odpověď pro zajištění stability segmentu zajišťuje nervový systém (Richter & Hebgen, 2009).

#### **1.2.3.1 Herman Kabat – Proprioceptivní neuromuskulární facilitace**

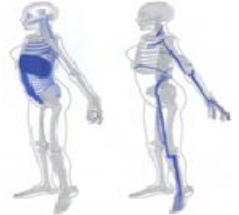
Koncept z 50 let založený Hermanem Kabatem a rozšířený pomocí Margaret Knottovou a Doroty Vossovou, je založen na neurofyzilogických poznatcích sira Charlese Sherringtona. Hlavním principem, ze kterého vychází, je reciproční inervace, prostorová a časová sumace, iradiace, postizometrická relaxace (Richter & Hebgen,

2009). Dle Kabatovy techniky jsou slabší svaly zavzaty do svalového řetězce, který je stimulován dalšími facilitačními mechanismy, jakými jsou protažení svalu, odpor, trakce či komprese kloubu, přesný úchop, nebo jinými specifickými stimuly (vizuální, taktilní, zvukový podněty). Základem metody je využití signalizace ze svalových vřetének, Golgiho orgánu, kloubních a kožních receptorů. Při facilitaci dochází k aktivaci maximálního počtu motorických jednotek. Pohyby horních i dolních končetin a trupu jsou uspořádány v pohybových vzorcích, kdy základními komponentami jsou rotace, flexe či extenze, abdukce nebo addukce (Saliba & Johnson & Wardlaw, 1992).

### 1.2.3.2 Godelieve Struyff-Denys

Godelieve Struyff-Denys, belgická fyzioterapeutka, která ve své praxi pracuje se svalovými řetězci v souvislosti terapie posturálních poruch, jež dává do souvislosti s osobností, psychikou a individualitou konkrétního jedince (Pavlů, 1999), v rámci psychologie ve své tezi říká, že svalový tonus ovlivňuje segment a tím jeho formu a strukturu. Principy svalových řetězců Kabata a Meziera pak využila k vytvoření 10 svalových řetězců, pěti na každé straně těla. Tyto řetězce normálně fungují v koordinovaném modelu vykonávající spirálovitý pohyb (Richter & Hebgen, 2009). Dominantní řetězce dávají tělu jeho specifický tvar a gesta jako jedinci, které se odlišují např. u extrovertních a introvertních osob (Pavlů, 1999). To co je podstatné, je vytvořit rovnováhu mezi dominantními řetězci k facilitaci koordinovaného pohybu a k prevenci deformit. Svalové řetězce dle Godelieve Struyff-Denys jsou sestaveny jako 3 vertikální řetězce zahrnující trup a hlavu a 2 horizontální pro dolní a horní končetiny. Ty pak odpovídají 5 psychologickým konstitucím (Richter & Hebgen, 2009).

**Tabulka č. 1.** *Výbrané svalové řetězce dle Godelieve Struyff - Denys (převzato z (Richter & Hebgen, 2009))*

| Anterolaterální řetězec                                                             | Posterolaterální řetězec                                                            | Posteroanteriorní-<br>anteroposteriorní řetězec                                       |
|-------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
|  |  |  |

### 1.2.3.3 Thomas W. Myers

Thomas W. Myers (2001), definoval ve své knize tzv. meridiány, anatomické dráhy. Myofasciální dráhy jsou popisovány jednoduchým způsobem, kde dominuje holistický přístup. Dráhy vedou přes celé tělo v myofasciálních meridiánech jdoucích ve stejném směru. Přenosnými body jsou v tomto případě místa připojení svalů či fascie. Myers vytvořil 7 myofasciálních meridiánů:

**Tabulka č. 2.** *Výbrané meridiány dle T. W. Myerse* (převzato z Richter & Hebgen, 2009)

| Povrchová<br>zadní řada                                                             | Povrchová<br>přední řada                                                           | Laterální řada                                                                     | Spirální řada                                                                        | Linie horních<br>končetin                                                                                 |
|-------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|   |  |  |   | <br><br>Zadní linie   |
|  |                                                                                    |                                                                                    |  | <br><br>Přední linie |

#### 1.2.3.4 Leopold Busquet

Leopold Busquet je francouzský osteopat, autor mnohých knih o řetězení, na končetinách trupu a také o viscerosmatických vztazích. Řetězení dle Busqueta je v některých tvrzeních protikladné od Sutherlanda a některých dalších anglo-amerických autorů. Busquet popisuje 5 řetězců probíhající od trupu ke končetinám (Richter & Hebgen, 2009):

1. Statický posteriorní řetězec
2. Flekční řetězec či přímá anteriorní řetězec
3. Extenční řetězec neboli přímý posteriorní řetězec
4. Diagonální posteriorní řetězec
5. Diagonální anteriorní řetězec

**Tabulka č. 3. Řetězce dle L. Busqueta** (převzato z Richter & Hebgen, 2009)

| Flekční řetězec                                                                     | Extenční řetězec                                                                    | Diagonálně anteriorní řetězec                                                        | Diagonálně posteriorní řetězec                                                        |
|-------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
|  |  |  |  |

### 1.3 Rozvoj horní končetiny a její funkce z hlediska ontogeneze

V rámci pohybu je důležité si uvědomit, že horní končetina, stejně jako celé tělo, prodělává během ontogeneze funkční i morfologický vývoj. Horní končetina získává nejprve opěrnou funkci, jejíž kvalita je důležitá pro budoucí diferenciaci a jemnou motoriku. Aby se ruka, a zároveň horní končetina, mohla kvalitně pohybovat, musí být tedy zajištěna velká míra volnosti, a zároveň optimální stabilizace při zátěži (Čápová, 2008; Vojta, 1993).

Opěrná funkce horní končetiny se objevuje v průběhu motorické ontogeneze několikrát. U novorozence a kojence do 6 týdnů vidíme nejprve pouze kontakt horních končetin s podložkou, a to v pronační pozici. První pokusy o cílenou oporu vidíme od 6 týdne, ale opření s žádanou kvalitní opornou plochou je dosaženo asi ve 3 měsíci vývoje. Touto oporou dochází k celkové změně držení, související s posunem těžiště na symfýzu, napřímením páteře, která se stává rotabilní a dítě má možnost selektovaného pohybu - otočení hlavou o 30 stupňů na každou stranu. Paže jsou v pravoúhlém postavení vzhledem k frontální rovině, dolní končetiny jsou volně za tělem v extenzi. Tento věk je obdobím definitivního ústupu flekční hypertonie a nástupem inhibičního vlivu vyšších etáží centrální nervové soustavy (Cibochová, 2004; Vojta, 1993).

Z hlediska posturální ontogeneze můžeme také hovořit o funkční centraci kloubu, což je postavení, umožňující optimální statické zatížení. Ve vývoji toto ideální zatížení vidíme právě ve věku 3 měsíce, kdy je dítě na břicho opřeno o mediální epikondyly s koordinovanou aktivitou svalstva ramenního pletence, kaudalizací lopatek, zevní rotací a abdukci kořenových kloubů za napřímeného postavení páteře (Suchomel, 2006).

Ve druhém trimenonu, kolem 4,5 měsíce, je v rámci opory o horní končetiny dosaženo dalšího stupně rozvoje, a to opřením pouze o jedno předloktí, které umožňuje dítěti uvolnit jednu končetinu a rozvíjet tak úchop a manipulaci, tím rozšiřovat svůj manévrovací prostor a pohyb do flexe. Odlehčení horní končetiny je možné pouze tehdy, kdy je směr tahu svalů zatížené končetiny směřován distálně k opěrnému bodu (Kolář in Kraus, 2005; Vojta, 1993). K tomuto modelu dítě potřebuje souhru svalů zapojených ve staticko-dynamických funkcích, díky čemuž se tělo může dostat mimo opěrnou bázi i při zachování stability (Dvořák & Vařeka, 1999). K opoře o jeden loket

je nutná svalová diferenciace v celé oblasti trupu, hlavy i končetin. Na straně opory loktem táhnout adduktory lopatky od těla, na straně kontralaterální směrem k tělu. Tato posturální koordinace je důležitá i pro rozvoj jemné motoriky, jejíž porucha pro nedostatečné posturální zajištění se poprvé může ukázat při nástupu do školy (Čápková, 2008; Vojta, 1993).

V šesti měsících je dítě schopno opřít se o otevřené dlaně. V tomto období také končí rozvoj ruky jako takové, je rozvinutá v dorsální flexi s radiální dukcí se schopností radiálního úchopu. Opěrná funkce horních končetin se pak dále uplatňuje při otočení ze zad na břicho a pokračuje přes šikmý sed, lezení po čtyřech až k vertikalizaci pomocí horních končetin.

Během vývoje se snaží posturální kontrolní systém dosáhnout stabilní vertikální postury hlavy a trupu proti gravitaci a poskytnout bázi pro adekvátní dosah. V 5 až 6 měsících máme přesně specifikovanou posturální aktivitu trupu. V tomto věku je již velký repertoár svalových kombinací, zahrnující svalové vzorce přítomné v dospělosti, které jsou generovány centrálními programy. Teprve s postupným věkem a zkušenostmi se favorizují určité funkční vzorce, upřednostňované v běžných činnostech (Forssberg, 1999).

Cílená motorika, kam patří i úchopové funkce, je výsledkem ontogeneze vzpřimování. Tak je možné pozorovat otevření ruky, radiální dukci a začátek pinzetového uchopování. U dětí můžeme vidět i úchopové funkce na dolních končetinách v nastavení dorsální flexe ve středním postavení se supinací. Opora o rozvinutou dlaň, zajištěná izometrickou kontrakcí abdukovaných metakarpů, je předpokladem pro cílený úchop (Vojta, 1993).

Díky zrání CNS dochází také ke zrání svalového systému, lopatka postupně kaudalizuje, zapojuje do svého držení m. trapezius pars descendens a m. serratus ant. Postupně je držena v zevní rotaci dolního úhlu zapojením kaudálních vláken m. serratu ant., abduktorů a zevních rotátorů ramenního pletence. S tímto vývojově nejmladším postavením lopatky souvisí nastavení celé paže. Zatímco novorozenecké postavení horní končetiny je v protrakci, addukci a vnitřní rotaci v rameni, pronaci lokte, zápěstí ve flexi a ulnární dukci s flexí a addukcí prstů, na konci posturální zralosti je postavení v zevní rotaci a depresi, extenzi a supinaci v lokti, extenzi a radiální dukci v zápěstí

a extenzi a abdukci prstů. Všechny uvedené komponenty jsou součástí mladšího fázického systému. V případě chyby v jednom článku řetězce, ať již v případě léze CNS či posturální poruchy, dochází automaticky ke změně postavení v kloubu a celkové inhibici celého systému a návratu k fylogeneticky staršímu modelu, který zároveň odpovídá Jandovu popisu horního a dolního zkříženého syndromu (Kolář, 2001).

V rámci ontogeneze můžeme tedy obecně říci, že s rozvojem zevní rotace a abdukce v ramenním pletenci a s kaudalizací lopatek se rozvíjí rozevření ruky, dorsální flexe a radiální dukce na ruce, která je základem uchopovacích funkcí.

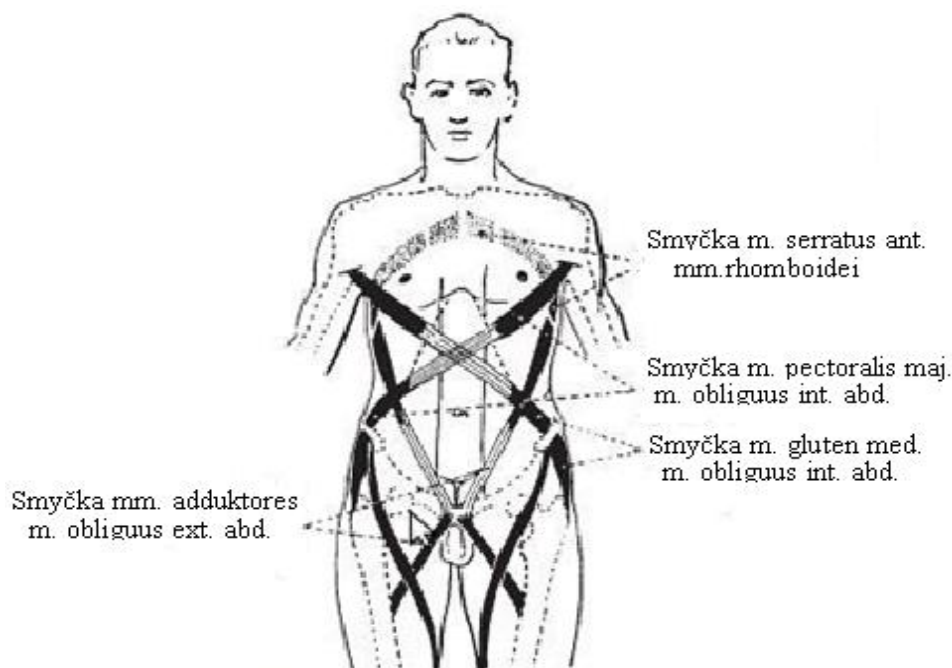
### **1.3.1 Svalové souhry horní končetiny**

Fyziologický pohyb horní končetinou je možný v případě, kdy mu předchází stabilizace lopatky. Ta je zajišťována stabilizací pomocí svalových smyček mezi lopatkou a trupem, udržující lopatku v neutrálním postavení. Ta se tak může stát funkční oporou pro paži a svaly na ní upnuté. Tuto stabilitu zajišťují mm. rhomboidei v koaktivitě s m. serratus ant., kteří stabilizují lopatku v rámci abdukce a addukce dolního úhlu (Véle, 2007). V rovině frontální je to dále koaktivita středních snopců m. serratus anterior a m. trapezius pars transversus a koaktivace kaudálních snopců m. serratus anterior a kaudálních snopců m. trapezius s m. levator scapulae, m. pectoralis minor a m. omohyoideus ustalují lopatku v neutrálním postavení proti nadměrné elevaci či kaudalizaci (Čápková, 2008).

V případě zavedení opory, která ve vývoji přechází volnému fázickému pohybu, mají největší podíl na jejím vytvoření zřetězení aktivit m. triceps brachii, m. deltoidius zadní část, m. teres major, m. latissimus dorsi. Vyvážená rotace a abdukce je zajištěna aktivitou m. teres major a minor, m. infraspinatus a m. supraspinatus. Aktivní centrace kloubu probíhá díky aktivní vertikalizaci humeru pomocí m. brachialis, m. brachioradialis, zajištění polohy pak společně s m. triceps a m. biceps brachii. Od této chvíle se tah svalů uskutečňuje směrem k humeru – m. pectoralis major, m. subcapularis, m. coracobrachialis, i latissimus dorsi, tah jamky přes hlavici stabilizuje společná aktivita bicepsu a tricepsu. Opora o předloktí je v pronaci a umožňuje polohu aker v dorsální flexi a radiální dukci. Svaly, které toto zajišťují, jsou m. pronator teres, pronator quadratus, stabilizací předloktí v koaktivitě

s m. supinatorem. Radiální dukci má na starost m. extensor carpi radialis. Rozevření metakarpů zajišťuje m. interossei dorsales (Čápková, 2008).

**Obrázek č. 1.** Šikmé svalové řetězce (Myers, 2001)



Propojení horní končetiny, trupu až k dolním končetinám je umožněno pomocí dlouhých zkřížených řetězců, jdoucích jak po přední, tak po zadní straně těla, vzájemně se kříží a zpevňují trup. Na zadní straně se jedná o m. latissimus dorsi, napojující se přes fascii thoracolumbalis, fascii gluteu na m. gluteus maximus kontralaterální strany na fascii lata na tensor fascie latae až ke koleni. Z přední strany od pectoralis major, přes fascii přední plochy hrudníku a pochvu přímých svalů k mm. obliqui abdominis druhé strany, kde přes ligamentum inguinale, stehenní fascii a fascii lata přechází na m. tensor fasciae latae a končí na koleni (Véle, 2007).

Stabilizace ramenního pletence je úzce propojená se stabilizací trupu a s rozvojem diagonálních řetězců, stabilizujících celý trup a umožňujících rozvoj fázického pohybu. Rozvoj těchto řetězců můžeme vidět v ontogenezi při otáčení, kdy se ve funkci se objevují dva šikmé břišní řetězce. První řetězec, rotuje pánev ve směru opěrné horní končetiny, přes m. obliquus abdominis internus přes m. transversus abdominis a m. obliquus abdominis externus druhé strany (Kolář in Kraus, 2005). Pomocí m. serratu anterior probíhá kontrakce až k rameni, kde se napojuje na horní končetinu

(Vojta & Peters, 1995). Proti němu působí antagonisticky dorsální muskulatura. Druhý řetězec rotuje v synergii s m. pectoralis major a minor na obou stranách, díky čemuž dochází k rotaci horní poloviny trupu a vzpřímení na rameni (Kolář in Kraus, 2005).

### **1.3.2 Hrubá a jemná motorika**

Motorický vývoj je proces, zahrnující získání a zpracování základních pohybových vzorců, z nichž některé jsou označeny jako základní pohybová dovednost. Základní vzory jsou integrovány do více specializovaných a komplexních dovedností. Ty rozlišujeme na lokomoční, nelokomoční a manipulační (Malina & Bouchard & Baror, 2004). Motorické schopnosti hrají zásadní roli ve všech fázích lidského života. Lidé ve všech věkových skupinách využívají základní motorické programy, jako je chůze, dosahování na předměty, či již specifitější dovednosti (Voelcker-Rehage, 2008).

Tyto schopnosti dávají předpoklad k výkonnosti pro motorickou dovednost. Dovednost tedy získáváme pomocí motorického učení. Tím následně zlepšujeme naši rychlost a pozornost k přípravě daného úkolu, k jeho řešení a následného optimálního výsledku. Úkol provádíme správně, ekonomicky a jsme schopni ho realizovat za různých podmínek (Měkota & Cuberek, 2007).

Motorické dovednosti si klasifikujeme buď podle složitosti na jednoduchou či komplexní, nebo dle preciznosti úkolu a s ní související svalovou podporu činnosti. V tomto případě ji rozdělujeme na jemnou a hrubou dovednost (Coker, 2004). Jemná je vykonávána pohyby ruky a formuje se jemnými pohybovými koordinacemi, v případě hrubé jsou to pohybové činnosti zajištěné aktivitou velkých svalových skupin (Měkota & Cuberek, 2007). Na rozdíl od velkých motorických vzorů, které jsou geneticky determinované, teleokinetickým, ideokinetickým a jemným pohybům ruky obecně se musí člověk naučit. Činnost ruky se diferencuje proximodistálním směrem a je závislá na postuře (Zemánková, 2001).

Hrubá motorika zahrnuje použití celého těla posturálně či v rámci mobility, jemná motorika využívá individuální části těla, hlavně ruce a hlavu, k přesně cíleným pohybům (Latash & Lestienne, 2006).

Abychom tento cílený pohyb mohli vykonat a zároveň zajistili jeho optimální provedení je nutná kvalitní posturální a lokomoční motorika, která nám zabezpečí

stabilitu polohy segmentu v klidu i v pohybu a tím vytvoří opornou bázi pro ideokinetickou motoriku. Hrubá a jemná motorika tvoří tedy funkční celek.

Při úmyslu vykonat určitý pohyb dochází k zaujetí účelně orientované polohy, neboli atitudy, ze které zamýšlený pohyb vychází. Pohyb jako takový má 2 fáze, fázi přípravnou, a fázi aktivní. Nastavení polohy jednotlivých segmentů a jeho neustálé vyvažování zajišťuje posturální motorika, díky které pak můžeme rychle přejít z klidu do pohybu a tak chrání tělo před poškozením. Udržování polohy probíhá podvědomě, ale v případě potřeby se ihned flexibilně přizpůsobuje. V případě nesouladu mezi pohybem a posturálním nastavením jedince dochází ke zhoršení pohybového výsledku, či neprovedení daného pohybu, nebo také k přetížení či strukturální poruše. Je tedy důležité reagovat na aktuální stav prostředí a jeho změny. Posturální motorika je zajištěna spíše tonickými svaly, naopak při lokomoci a jemné motorice využíváme více svalů fázických, které jsou schopny vyvinout rychle větší sílu po kratší dobu. Udržování polohy realizuje osový orgán, vytvářející segmentální stabilizaci páteře. V případě horní končetiny jsou segmenty stabilizovány fixátory lopatky, díky níž se pak pohybuje paže (Véle, 2007).

### **1.3.3 Pohyb ideokinetický**

Pro uskutečnění cílených ideomotorických pohybů potřebujeme stabilní polohu horní končetiny, což nám může zajistit pouze dobře fungující hrubá motorika. Lokomoční a posturální funkce probíhají na podvědomé úrovni a mají charakter automatických reakcí, na rozdíl od obratné hybnosti, vyžadující větší podíl vědomí i když je možné některé pohyby automatizovat. Z toho vyplývá, že nároky na učení jsou vyšší u ideokinetického pohybu a vyžadují dokonalou souhru posturálně - lokomočního systému a teprve prováděným opakováním dojde k vytříbení pohybových vzorců a programů (Véle, 2007). V případě horní končetiny zajišťuje hrubou posturální motoriku ramenní pletenec, jemnou koordinační akrum.

## 1.4 Kineziologie ramenního pletence z pohledu stability

Horní končetina je komunikační orgán, umožňující spojení s okolím a vlastním tělem, její hlavní funkcí je manipulace. Z tohoto důvodu je pletenec horní končetiny mimořádně pohyblivý, čemuž odpovídá i jeho stavba (Dylevský, 2009).

Ramenní region jako komplex s velkým počtem stupňů volnosti, vytváří spojku mezi osovým orgánem a horní končetinou. Hlavní funkcí je proto pohyb horní končetiny se zajištěním stabilizace pro funkci ruky jako manipulačního orgánu (Véle, 2007).

### 1.4.1 *Stabilita glenohumerálního kloubu*

Glenohumerální kloub (GH kloub) jako kloub s velkým rozsahem pohybu je ve své stabilitě do značné míry závislý na vazivových a svalových strukturách. Tyto statické a dynamické komponenty omezují pohyb a udržují hlavici humeru ve fossa glenoidale.

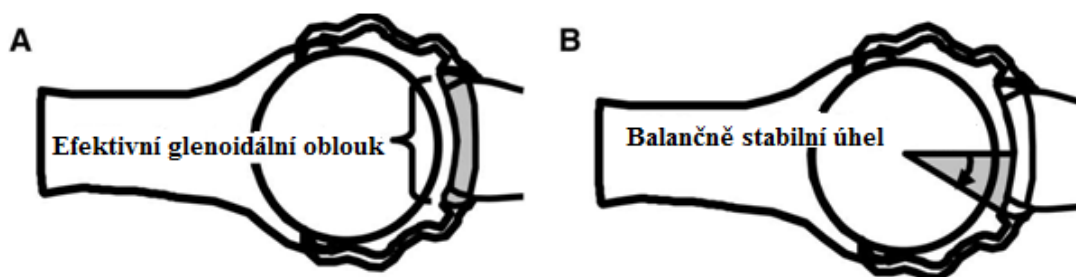
Do skupiny pasivních stabilizátorů řadíme kloubní povrch, labrum glenoidale, kloubní pouzdro a vazivový aparát. Povrch glenoidální fossy je pouze mírně zploštěn, na okraji je vyvýšený silnější vrstvou kloubní chrupavky, což vytváří větší prostor pro kontakt s hlavici humeru (Valle a kol. in Nordin & Frankel, 2001). Protože je ale hlavice humeru až 5 krát větší než její pouzdro (Hurov, 2009), máme zde labrum glenoidale zvyšující kontaktní plochu až na 75%. Zároveň je zesíleno okolím probíhajícími šlachami a vazy (Hamill & Knutzen, 2009).

**Kloubní pouzdro** má významný stupeň laxicity s povrchovou plochou 2 krát větší než je hlavice humeru. Tato redundance umožňuje velký rozsah pohybu. Kloubní pouzdro má samozřejmě také stabilizační funkci, kterou uplatňuje napnutím svých vláken v různých pozicích paže (Valle a kol. in Nordin & Frankel, 2001). Tím zajišťuje zpevnění v krajních polohách, naopak ve střední pozici je napětí vláken minimální. Například inferiorní vlákna kapsuly se napínají v krajní abdukci a zevní rotaci. Anterosuperiorní vlákna pracují společně se svaly na limitaci inferiorní a posteriorní translace hlavice a posteriorní vlákna limitují posteriorní translaci při flexi a zevní rotaci paže (Hamill & Knutzen, 2009).

Dalšími pasivními stabilizátory jsou **ligamenta**. Coracohumerální ligamentum je napnuté při addukci paže a omezuje inferiorní translaci, čímž udržuje hlavici ve své pozici (Hamill & Knutzen, 2009). V pohybu v sagitální rovině se uplatňuje odlišná funkce jednotlivých částí. Při extenzi dochází k tenzi v anteriorním, při flexi pak v posteriorním pruhu ligamenta (Kapandji & Honore & Tubiana, 2007). Jako celek působí také preventivně při posteriorní translaci paže. Dalšími stabilizátory jsou 3 glenohumerální ligamenta - superiorní, mediální a inferiorní, bránící anteriorní dislokaci hlavice a napínající se při zevní rotaci paže. Při vnitřní rotaci pak relaxují. Spodní nejsilnější pruh, upínající se do labra glenoidale, brání zároveň inferiorní subluxaci. Společně s mediální porcí se napíná při abdukci, zatímco superiorní část a lig. coraco-humerale relaxují. V případě léze nějakého ligamenta dochází k zvětšení možnosti instabilit ve směru pohybu, kterému by měly svou funkcí zabránit (Hamill & Knutzen, 2009; Kapandji & Honore & Tubiana, 2007).

**Dynamická podpora** je zajištěna pomocí svalů ramenního pletence, které aktivně stabilizují glenohumerální kloub kompresí humerální hlavice proti glenoidu, přičemž umožňují koncentrickou rotaci hlavice v jamce. Tímto mechanismem neboli konkávní kompresí, jsou svaly GH kloubu primárními stabilizátory během aktivit ve středních rozsazích v kloubu, kdy jsou glenohumerální ligamenta uvolněná. Konkávní komprese je také důležitá při koncových pozicích, kdy se zvyšují síly působící na kloub. V těchto pozicích aktivita svalů chrání kapsuloligamentózní aparát proti poškození limitací rozsahu pohybu a snížením tahu v těchto strukturách. Efektivita konkávně-kompresního mechanismu závisí na charakteristice sil svalů a na kloubním povrchu. Síla ramenních svalů může být definována jejich velikostí a směrem tahu. Tuto sílu můžeme rozdělit na 3 komponenty. První je kompresivní složka se stabilizační funkcí, dále rozlišujeme superiorně-inferiorní a anteriorně-posteriorní směr síly. Tyto směry jsou nazývány translačními silami a obecně destabilizují glenohumerální kloub. Stabilitu si pak můžeme definovat jako poměr mezi translačními silami v jakémkoliv směru a kompresivní silou. Stabilita glenohumerálního kloubu v rámci konkávní komprese závisí na efektivním glenoidálním oblouku, což je oblast jamky vhodná pro kompresi. Tato kontaktní plocha může být hodnocena tzv. balančním stabilním úhlem, neboli úhlem mezi středem glenoidu a koncem efektivního glenoidálního oblouku (viz Obrázek č. 2) Tento úhel byl experimentálně spočítán na  $18 \pm 2$  stupně (Labriola, 2005).

**Obrázek č. 2.** a) *efektivní glenoidální oblouk* b) *balančně stabilní úhel* (upraveno podle Labriola, 2005)



Efektivní kompresi do GH kloubu zajišťují svaly rotátorové manžety.

### ***Rotátorová manžeta***

Svaly rotátorové manžety produkují kompresní síly, čímž pomáhají centralizovat hlavici a snižují množství translací hlavice způsobené vnější zátěží (Labriola, 2005; Lugo & Kung & Ma, 2008). Tento mechanismus konkávní komprese facilituje stejně jako organizovaná kontrakce svalů antistřižnou funkci manžety. Svaly se anatomicky nachází v blízkosti centra rotace, což umožňuje díky krátké páce efektivní aktivní kompresi v ideální kongruenci. Zároveň spolupracuje s kapsulárními ligamenty a může tak být považována za jemnou kontrolu pohybu. Kromě zpětné vazby získané ze sil vznikajících během pohybu, jsou důležitým zdrojem feedbacku právě glenohumerální ligamenta. Symetrická aktivita tedy působí kompresivně do kloubu, asymetricky pak způsobují rotaci humeru.

Její další funkcí je poskytovat stabilitu během abdukce a pracovat v interakci s ostatními svaly ramenního pletence. M. infraspinatus a teres min. jsou zevními rotátory a redukují anteroinferiorní napětí ligament. M. infraspinatus a m. subscapularis stabilizují GH kloub v abdukci od 60 do 150 stupňů. M. subscapularis je jako jediný ze svalů manžety vnitřní rotátor. Tuto funkci mu pomáhá stabilizovat dlouhá hlava bicepsu, který je sám o sobě důležitým stabilizátorem hlavice v neutrálním postavení (Lugo & Kung & Ma, 2008).

Obecně můžeme říci, že svaly manžety rotátorů poskytují stabilitu GH kloubu během pohybů ve středních a koncových polohách. Ve správném anatomickém postavení každý sval rotátorové manžety brání anteriorní instabilitě. Posterioční zajištění je umožněno zadní částí rotátorové manžety. Superiorní translaci hlavice brání m. subscapularis a dlouhá hlava bicepsu, kteří mají i anteriorní stabilizační funkci (Hamill & Knutzen, 2009).

M. biceps brachii a obě jeho hlavy jsou důležité pro zajištění koaptace artikulárních ploch ramenního kloubu. Především caput longum, jež tlačí hlavici proti glenoidu a to hlavně při pohybu do abdukce. Hlavní funkce krátké hlavy je elevace humeru, spolu s tricepsem, m. coracobrachialis a deltoidem působí proti inferiorní dislokaci (Kapandji & Honore & Tubiana, 2007).

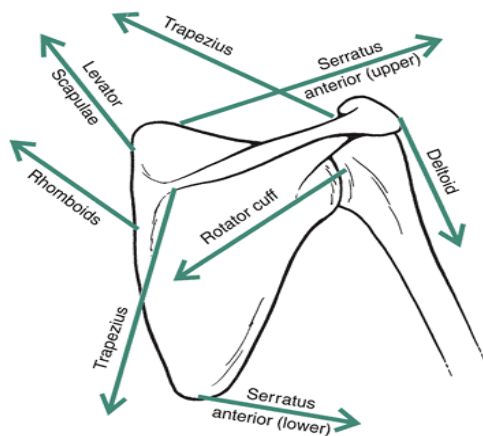
### ***Scapulothorakální svalstvo***

Stabilitu GH kloubu zajišťují i svaly působící dále od vlastního GH. Mezi velmi důležité řadíme m. latissimus dorsi, m. serratus anterior, m. pectoralis major, a m. deltoideus, jež mohou vytvářet velké momenty sil kolem ramenního kloubu v důsledku jejich průřezu a vzdálenosti od společného středu rotace.

Scapulotorakální spojení zahrnuje prostor mezi hrudním košem a lopatkou. Plynulý pohyb mezi hrudníkem a lopatkou je umožněn pomocí neurovaskulárních, muskulárních struktur a díky burzám. Mezi důležité svaly ovlivňující scapulothorakální pohyb patří m. trapezius, m. levator scapulae, mm. rhomboidei, m. serratus anterior, m. pectoralis minor a m. subclavius. Z nich m. serratus ant., jehož primární funkcí je pohyb do protrakce, udržuje mediální úhel proti hrudníku. Další jeho rolí je efektivně asistovat při rotaci lopatky. Tu provádí ve společné funkci s m. trapeziem, jeho horními a dolními vlákny (Soderberg, 1997). Tato společná funkce popisující rotaci lopatky je součástí tzv. „couples konceptu“. „Couple“ - dvojice je termín popisující rotační pohyb vyvolaný silami, které mají zpravidla stejnou velikost, působí opačným směrem v určité vzdálenosti. Horní trapezius a dolní vlákna serratu tvoří horní a dolní trapéz spodní komponentu působících sil a společně vykonávají zevní rotaci lopatky. Další svaly působící na lopatku - rhomboidei, levator scapulae, horní vlákna serratu s horní a pectoralis major společně s latissimem dorsi s dolním komponentou síly působící vnitřní rotaci lopatky (Hurov, 2009). Další dvojicí sil stabilizují glenohumerální kloub je

deltoideus vyvažován aktivitou svalů rotátorové manžety. Společnou aktivitou, vyvažující agonistické a antagonistické funkce svalů dochází k dokonalé stabilizaci ramenního pletence (Halder a kol., 2001).

**Obrázek č. 3.** *Tah svalů v oblasti lopatky* (Hamill & Knutzen, 2009)



Ne všechny svaly mají ale ve své samostatné aktivitě funkci stabilizační. Studie Labrioly a kol., 2005 ukazuje, že v konečných pozicích pohybu simulované zvýšení sil ve směru aktivity m. supraspinatus, infraspinatus a teres min. vede ke zlepšení stability, zatímco stejné zvýšení v deltoideu a pectoralis major tuto stabilitu snižuje. Hodnocení proběhlo na počítačovém modelu, založeném na analýze vektorů sil sloužící k hodnocení aktivní stabilizace. Byly porovnávány střední a koncové pozice abdukce (15, 30, 60°) a apprehension pozice se zevní rotací a v nich definován směr aktivity jednotlivých svalů a jejich velikost. Postupným přidáváním velikostí síly se směr aktivity přesouval v případě m. deltoideu a pectoralis major směrem anteriorním, tedy destabilizačním, u svalů rotátorové manžety naopak. Změny ve velikosti sil m. teres major, subscapularis a latissimus dorsi neměly na konečnou výslednici sil žádný efekt.

Ze svalů rotátorové manžety je nejméně efektivní m. subscapularis. Subscapularis poskytuje stabilitu společně se středním glenohumerálním ligamentem v polovině abdukce.

V případě dysfunkce nějakého svalu, ať již z důvodů např. periferního poškození či oslabení u chybné postury, dochází k funkčním poruchám. Např. při lézi m. trapezius, se lopatka dostává do protrakce, deprese. Acromion poklesává a sternum může být deviováno na opačnou stranu při pohybu do elevace. Protože acromion není efektivně tlačěn dozadu, dochází k rychlé slabosti při flexi horní končetiny. Při výpadku

m. serratus anterior není možné dát ruku za hlavu či efektivně zvednout paži. Při lézi této dvojice sil má jedinec problémy s umístěním ruky za hlavu, dochází ke ztrátě efektivní zevní rotaci, jejímž následkem je narušení statické rovnováhy. V případě další dvojice - tedy m. deltoideu a svalů rotátorové manžety, způsobí porucha deltoideu a supraspinatu sice slabost glenohumerálního kloubu, ale schopnost elevace zůstává zachována. M. supraspinatus produkuje 20% síly pro elevaci, a pokud je jeho funkce narušena, dochází k omezení elevace nad 90 stupňů. V případě poruchy m. deltoideu a teres min. bývá zeslabena abdukce a to kvůli ztrátě působících sil na glenohumerální kloub (Soderberg, 1997).

Pro uskutečnění jakéhokoliv pohybu musí dojít ke spolupráci jak lopatky, tak humeru. Tento integrovaný pohyb se nazývá scapulohumerální rytmus. K prvnímu, čemu dochází je počáteční stabilizace lopatkových svalů na hrudníku, pohyb se děje pouze v glenohumerálním kloubu. Od 30 stupňů je pak poměr zapojení do pohybu mezi glenohumerálním a scapulothorakálním kloubem 2:1 (Cailliet, 1991). Jestliže je pletenec postižen „impingementem“, můžeme pozorovat změny ve scapulohumerálním rytmu, jak to prokázala studie Ludewig & Cook (2000), poukazující na snižování zevní rotace, následnou malou elevaci laterálního klíčku a tudíž větší dispozici pro tuto poruchu. Tomu protiče studie McClure & Michener & Karduna (2006). Při srovnání s kontrolní skupinou byla u jejich pacientů s impingementem syndromem prokázána zvýšená zevní rotace lopatky se zvýšenou klavikulární elevací během pohybu do flexe, což si vysvětlují jako kompenzaci slabosti svalů nebo následek tuhosti kloubního pouzdra se snahou redukovat přímý subacromiální impingement. Obě studie se shodují v tom, že dochází ke zvýšení posteriorního sklopení lopatky s klavikulární retrakcí během elevace. Posteriorní sklopení elevuje anteriorní acromion což je predominanta impingementu.

#### **1.4.2 Dynamická stabilita**

Aktivní stabilita je výsledkem neuromuskulární kontroly mezi scapulothorakální muskulaturou a rotátorovou manžetou. Ramenní kloub je ideálně orientován funkčními scapulothorakálními svaly k redukci instability a nervová zpětná vazba mezi svaly rotátorové manžety a glenohumerálními vazy pomáhá předcházet patologickým

translacím. Rychlý neurální feedback snižuje riziko poškození ligamentózního aparátu (Lugo & Kung & Ma, 2008).

Dynamická stabilita nastává díky několika mechanismům. Ty zahrnují pasivní svalové napětí nebo bariérový efekt kontrahovaných svalů, kompresivní síly způsobené svalovou kontrakcí, pohyb v kloubu omezený napětím ligament či přesměrování sil do středu glenoidu díky koordinované svalové aktivitě (Valle a kol. in Nordin & Frankel, 2001).

#### ***1.4.3 Interakce statických a dynamickým stabilizátorů***

GH kloub ve středním postavení je dynamicky stabilizován svaly a zároveň konfigurací artikulárních ploch, labrem a intraartikulárním tlakem. V případě koncových pozic je nutná spolupráce scapulohumerálních svalů a svalů rotátorové manžety a zároveň napětí ligament. (Lugo & Kung & Ma, 2008).

#### ***1.4.4 Postura a její vliv na ramenní pletenec***

Špatná postura způsobená svalovou dysbalancí, ovlivňuje jak svaly lopatky, tak humeru. Tím dochází ke změně mechaniky glenohumerálního kloubu. Při hrudní kyfóze dochází ke snížení flexibility m. pecotralis minor, levator scapulae, scalenů s oslabením serratu anterior a m. trapezius. Tyto změny ovlivňují humerus, který je více v addukci, vnitřní rotaci. Při kyfotickém držení dochází ke ztrátě tenze kloubní kapsuly s redukcí napětí manžety rotátoru, což je stav predisponující k inferiorní subluxaci. (Kisner & Colby, 2007; Kapandji & Honore & Tubiana, 2007).

## 1.5 Motorická kontrola

Motorickou kontrolu si můžeme definovat jako schopnost regulovat nebo řídit mechanismy nezbytné k pohybu. Odpovídá nám na otázku, jak může nervový systém řídit velké množství parametrů důležitých k vykonání jakékoliv aktivity (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). V rámci pochopení podstaty pohybu je nezbytné si uvědomit, že pohyb vzniká interakcí tří faktorů, jednotlivce jako takového, plněného úkolu a prostředí. Chybění jakékoliv složky znamená neúplnost. Motorická kontrola se zabývá studiem procesu charakteristický pro pohyb, tedy od nervového systému až po výkonný systém těla. Aby vznikl koordinovaný a funkční pohyb, musí být všechny komponenty pohybu kontrolovány.

Pro pohyb je nezbytná percepce. Ta zahrnuje jak periferní senzorické mechanismy, tak vyšší stupeň procesu k interpretaci a vyhodnocení vstupních aferentních informací. Pro motorickou kontrolu potřebujeme také kognitivní funkce, zahrnující pozornost, motivaci a emoční aspekt, která nám pomáhá dosáhnout vytyčeného cíle (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

### 1.5.1 *Teorie motorických kontrol*

Teorie motorické kontroly je skupina vědeckých domněnek o kontrole pohybu, jejíž vysvětlení je založeno většinou na pozorování. Teorie nám poskytují strukturu pro porozumění a interpretaci chování funkce nervového systému (O'Sullivan in O'Sullivan & Schmitz, 2007).

#### 1.5.1.1 *Reflexní teorie*

Zakladatel této teorie byl sir Charles Sherrington, jehož ideí bylo, že reflexy jsou základním kamenem komplexního chování. Pohyb je pak výsledkem reflexů a jejich kombinací. Jejimi nedostatky je neúplnost ve vysvětlení pohybu s absencí senzorického stimulu, či při aktivitách, dějící se příliš rychle. Nebere v úvahu situace, kdy na jeden stimul existuje více možných odpovědí. Teorie také neobjasňuje možnost spontánního pohybu, jakákoliv aktivita je podle ní spuštěna venkovním podnětem (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

#### 1.5.1.2 *Hierarchická teorie*

Jacksonova hierarchická teorie spočívá v pohledu na nervový systém jako na hierarchický celek. Kontrola je organizovaná ve směru od shora dolů. Nervový systém je kontrolován tak, že nejvyšší centra kontrolují a ovlivňují centra nižší. Tento směr je striktně vertikální a opačný směr kontroly neexistuje (Anonymus, 2008).

Hierarchická teorie byla později doplněna a využívá i teorie reflexní. Reflexy jsou komponentou nižších center a jsou integrovány během zrání a vývoje, jakmile vyšší centra přeberou motorickou kontrolu. V případě zničení kortikálních center se pak objevují reflexy kontrolované nižšími centry. Reflexy jsou tedy součástí hierarchie motorické kontroly, ale za normálních okolností podléhají inhibici vyššími centry. Dnešní moderní hierarchická teorie nepředpokládá rigidní, „top-down“ pořádek, ale flexibilní systém, kdy každý stupeň má vliv na ostatní. Nejvyšším stupněm je mozková kůra, do středního stupně řadíme sensorimotorický kortex, bazální ganglia, mozkový kmen a mozeček a nejnižším centrem je spinální mícha (Shumway-Cook & Woollacott, 2007; O'Sullivan & Schmitz 2007).

#### 1.5.1.3 *Teorie motorického programování*

Teorie motorického programování zahrnuje dvě základní myšlenky. Těmi jsou centrální generátory vzorů CPG (central pattern generator), což jsou speciální neurální okruhy, produkující koordinovaný motorický vzorec pohybu, kterými jsou automatické pohyby jako je lokomoce, dýchání či polykání či obranné reakce (Edgerton & Roy; Pearson & Gordon in Enoka, 2008). Kromě stereotypních neurálních spojů, existuje podle teorie motorického programování hierarchicky organizované motorické programy, skládající pravidla pro generování pohybu tak, že úkol má více variant provedení (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Motorický program v teorii motorického programování tedy funguje jako program počítače. Vybereme program („response selection“) a určíme, co by měl vykonávat („operation“). Poté program specifikuje, jak problém vyřešit a pošle signál přes spinální míchu do svalů, kteří realizují pohyb. Pro motorický program je důležitých 5 bodů:

1. Specifické svaly, které realizují pohybovou aktivitu
2. Výběr pořadí svalové činnosti
3. Výběr síly svalové kontrakce
4. Specifičnost timingu a sekvence pohybu
5. Rozlišení trvání kontrakce

Motorické programy existují z důvodu snahy o nepřetížení naší paměti. To by nastalo, pokud by si naše paměť měla pamatovat každý jednotlivý pohyb. Místo uskladnění každého pohybu, tak uskládňujeme skupinu pohybů s podobnou charakteristikou. Tyto skupiny neboli schémata, jsou základem motorické programové teorie (Schmidt in Hoffman, 2005).

#### 1.5.1.4 *Bernsteinova systémová teorie*

Systémová teorie dle Bernsteina nahlíží na motorickou kontrolu jako na výsledek kooperace výkonů mnoha interaktivních systémů, pracujících na přizpůsobení požadavků specifickému úkolu. Do úvahy v plánování pohybu jsou zavzaty jak vnitřní faktory (kloubní tuhost, tření), tak zevní faktory, kam řadíme např. gravitaci (Vansant in Montgomery & Connolly, 2003). V rámci řízení uplatňuje myšlenku, že stejný centrální příkaz může vyvolat různou odpověď právě díky vztahům mezi vnějšími silami a variacemi v základních podmínkách. Toto platí i naopak. Různé podmínky mohou vyvolat stejnou odpověď. K dosažení pohybu pracují systémy v integraci a vzájemně kooperují (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Bernstein jako první zavedl pojem stupně volnosti a jeho problematika. Existují různé způsoby, jak se může daný kloub či segment pohybovat a v tom případě i kontrolovat. Koordinace pohybu je tedy proces ovládající redukci nadbytečných stupňů volnosti pohybujícího se organismu (Haehl & Vardaxis & Ulrich, 2000). Cesta, kterou řeší CNS problematiku stupňů volnosti je skrz svalové synergie či koordinované struktury. Mozek si tak zjednodušuje úkol kontroly množství svalů omezením jejich funkce (Vansant in Montgomery & Connolly, 2003). Redukcí stupňů volnosti se pohyb

sice stává méně komplexní, ale zároveň máme možnost aktivovat svalové vzorce odlišným způsobem a tak poskytnout organismu větší variabilitu a pohybových vzorců. Jedinec tak vybírá ekonomičtější pohybový vzorec v souladu s prostředím, ve kterém se vyskytuje (Haehl & Vardaxis & Ulrich, 2000).

Dle Bernsteina má CNS vyvinut pouze limitovaný repertoár svalových synergií, produkující svalové aktivační vzorce. Vzory chování mohou vzniknout spontánně díky kooperaci více subsystémů či komponentů - jako svalová síla, váha těla. Detailní plán modelů chování není apriori uložen v mozku a pohybové vzory nevznikají v nervových centrech či CPG, místo toho jsou samo organizované (Forssberg, 1999).

V rámci množství teorií, zabývajících se motorickou kontrolou, je vhodné kombinovat elementy ze všech známých pojetí. Pohyb nevzniká jenom jako následek svalově specifického motorického programu či nemá pouze reflexní charakter, ale vzniká interakcí jedince, úkolu a prostředí, ve kterém se činnost odehrává. Je výsledkem dynamické souhry percepčního, kognitivního a výkonného systému, jejíž kontroly je dosaženo pomocí společného úsilí mnoha supraspinálních struktur (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

### ***1.5.2 Základní mechanismy řízení pohybu***

Schopnost pohybu je součástí celého života člověka a je to jedna z nejzákladnějších funkcí. Zdokonaluje se s vývojem nervové soustavy. Celý motorický projev je velmi organizovanou funkcí, ať již zajišťuje posturu, nebo umožňuje jednoduché či složité pohyby a je i úzce spjat s psychikou a komunikací. Aktivita motorického systému se projevuje činností kosterního svalstva, které je ovládáno somatickou složkou nervové soustavy. (Ambler, 2004; Trojan a kol., 2005).

Motorická aktivita kosterních svalů je řízena reflexně (reakce na dráždění receptoru – reflexní oblouk) a vědomě, to je vzruchovou aktivitou vyvolanou samotnou CNS bez účasti informací z receptorů. Oba systémy se doplňují a kosterní svalstvo je řízeno jako celek, na čemž se podílí prakticky všechny oddíly CNS (Trojan a kol., 2005; Králíček, 2002).

Koordinace motorického pohybu je řízena na spinální úrovni pomocí reciproční inervace (při aktivaci motoneuronů agonistů se tlumí motoneurony antagonistů),

záporné zpětné vazby (pomocí inhibičního interneuronu dojde k útlumu agonisty, který byl původně aktivován), dokonalejším řízením pohybu z vyšších etází CNS nebo pomocí konečné společné dráhy, kde se uplatní všechny vlivy způsobující kontrakci svalu prostřednictvím alfa motoneuronů (Ambler, 2004).

Účelně orientovaný pohyb můžeme považovat za výslednici působení mechanických sil a odporu a zároveň za výsledek řízení CNS, který ovládá použité mechanické síly vznikající ve svalectech k dosažení konkrétního pohybu (Véle, 2007).

Podle nejnovějších poznatků diferencujeme systémy pro řízení volního pohybu na systém pro obratnou funkci svalů na akru končetiny (pro manipulaci) a dále pro opornou a silovou funkci svalů na kořeni končetiny a osového orgánu.

Volní účelná motorika (Véle, 2007):

1. *Podpůrná kořenová a axiální motorika (hrubá)*

- a. systém posturální motoriky – s nastavovacím ústrojím v retikulární formaci a sekundárním řídicím centrem v subkortikálních řídicích centrech
- b. systém lokomoční motoriky – se spouštěcím centrem v kortikálních motorických centrech, řídící posturální i lokomoční motoriku

2. *Obratná akrální motorika*

- a. systém obratné akrální motoriky – řízena z kortexu, zahrnující ideokinetické, uchopovací i manipulační pohyby
- b. systém sdělovací motoriky – s komunikační funkcí, řízenou z mozkové kůry

3. *Respirační motorika*

Tyto systémy jsou ve vzájemné koordinaci.

Řídící úroveň pro posturální a lokomoční motoriku je subkortikální úroveň. Důležitými centry pro řízení motoriky jsou centra v prodloužené míše, retikulární formaci, v mozkovém kmeni, thalamu, bazálních gangliích a v mozečku.

#### 1.5.2.1 *Mozkový kmen*

Mozkový kmen obsahuje důležité jádra podílející se na posturální kontrole, pohybu a lokomoci. Patří zde vestibulární jádra, jádra středního mozku a retikulární formace. Mozkový kmen dostává informace ze somatosenzorických, vestibulárních jader a zrakového systému. Jádra pak kontrolují výstup směrem ke krku, tvářím, a očím a jsou podstatné pro sluch a chuť. Všechny motorické dráhy kromě kortikospinální mají svůj začátek v mozkovém kmeni. Příkladem může být tractus vestibulospinalis a tractus rubrospinalis podílející se na řízení rovnováhy. Mozkový kmen představuje spojení mezi spinální míchou a vyššími centry včetně mozečku (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Mozkový kmen zabezpečuje předpoklady pro tvorbu složitějších pohybových vzorů, zajišťující určitou pohybovou autonomii, jež ale bez korové kontroly nemůže být optimálně použita (Véle, 2007).

#### 1.5.2.2 *Cerebellum*

Mozeček je složitý orgán podílející se na všech základních složkách řízení motoriky – na řízení svalového tonu, udržování vzpřímené polohy těla i na koordinaci úmyslných pohybů (Dylevský, 2009). Mozeček je svými aferentními i eferentními drahami zapojen tak, že aferentními spoji z míchy, retikulární formace, vestibulárních jader i mozkové kůry dostává kopie senzorických informací, které pak společně s kopiemi motorických povelů, jdoucích z mozkové kůry do míchy využívá u případné diskrepance k opravě motorického programu. Kromě nastavení aktivity v descendentních drahách, které vede ke správnému výchozímu pohybu, vysílá informaci o chybě do motorického kortexu a subkortikálních center, pro budoucí omezení těchto nesouladů (Vander & Sherman & Luciano, 2005). Tato funkce komparace je základní funkcí spinálního mozečku, stejně jako regulace svalového tonu. Cerebellum je považován za motorický orgán mozku, zejména se vztahem k postuře a koordinaci pohybu. K posturální činnosti a tím k udržování vzpřímeného postavení těla se pojí především vestibulární mozeček, přijímající motorický input především ze statokinetického čidla. Pro zajištění pohybové koordinace přicházejí informace z primárních motorických oblastí mozkové kůry a cestou retikulární formace z interoreceptorů a exteroceptorů do cerebelárního mozečku (Králíček, 2002).

Mozeček tedy hraje důležitou roli v rámci timingu aktivity, neboli tzv. vnitřních hodin, což potvrzují studie založené na pozorování nedostatečného pohybového timingu u pacientů s mozečkovou poruchou (Timmann & Watts & Hore; Spencer a kol. in Latash, 2008a). Jiné studie se zabývají vztahem mozečku k tvorbě a ukládání interních modelů mezi tělem a prostředím. Interní modely jsou hypoteticky neurální procesy pokoušející se jako počítač o neurální příkazy. Ty jsou založené buď na tzv. inverzním modelu, které jsou schopny kalkulovat nutnou zpětnou vazbu motorických příkazů díky informacím z trajektorie na požadované mechanické akci, nebo na přímém „direct“ modelu, jež mohou předpovídat senzorické následky z eferentních kopií motorických příkazů (Kawato, 1999). Podle tohoto pohledu kombinace modelů pak vede k zajištění precizního provedení motorického úkolu v jakémkoliv prostředí (Bastian a kol.; Miall; Kawato; Imamizu a kol. in Latash, 2008a).

Mozeček je také podstatný ve své funkci k učení nových pohybů, který je spojován s tvorbou nových motorických synergií. Tyto synergie mohou obsahovat komponenty, které již byly použity v jiném motorickém úkolu. Tvorba nové synergie se může křížit s již existujícími synergiemi založené na stejném setu komponent, mozeček vyřeší konflikt mezi synergiemi sdílením elementů a předpokládanou paralelní spoluprací (Bloedel; Thach a kol.; Houk a kol. in Latash, 2008b).

#### 1.5.2.3 *Retikulární formace*

Retikulární formace je soubor jader umístěný ve střední části prodloužené míchy, zasahující mostem, středním mozkem až k hypotalamu a subthalmu. Tento systém tří pásnu jader vysílá velké množství výběžků jdoucích jak do mozku, tak do míchy. Podle toho zda se jedná o aferentní či eferentní vstupy, se RF rozděluje na vzestupný a sestupný systém drah. Vzestupný systém zajišťuje spojení hlavně se středním mozkem, mostem a mezimostem, sestupný pak s hřbetní míchou. Díky těmto spojmům zasahuje do řízení oběhového, dýchacího a trávicího systému, řídí tak mnoho somatických a autonomních funkcí, které vzájemně koordinuje. Ve svém vlivu na motoriku ovlivňují skrz sestupný systém činnost alfa a gama motoneuronů, čímž ovlivňuje řízení úmyslných i neúmyslných pohybů. Toto působení na posturální motoriku a svalový tonus má na starost facilitační oblast retikulární formace, aktivovaná ze statokinetického čidla, vestibulárního mozečku, kolaterál specifických senzorických

drah a mozkové kůry. Na druhou stranu inhibiční oblast, aktivní díky spinálnímu mozečku, bazálním gangliím a mozkové kůry tlumí hlavně reflexní tonus extensorů a s nimi i úmyslné pohyby (Dylevský, 2009, Trojan, 2003).

Retikulární formace připravuje podmínky pro pohyb pod vlivem senzorických aferencí. V tomto centru se shromažďují všechny aferentace ze smyslových receptorů, jejíž informace ovlivňuje úroveň excitability v míše, úroveň logistiky v mozkovém kmeni, intenzitu emocí v limbickém systému a úroveň bdělosti a kontroly pohybu v neokortexu (Véle, 2007).

#### 1.5.2.4 *Bazální ganglia*

Bazální ganglia jsou skupinou vzájemně propojených jader ponořené v cerebrálním kortexu hemisfér. Řadíme zde neostriatum, tvořený z nucleí caudati a putamen, dále globus pallidus, claustrum, nucleus subthlamicus a substantia nigra (Bray a kol., 2000). Funkce bazálních ganglií je v plánování a kontrole komplexního motorického chování. Bazální ganglia se počítají k součásti extrapyramidového systému, který spolupracuje s pyramidovým systémem na kontrole pohybu (Růžička, 2006). Obecným tvrzením je že bazální ganglia mají tlumivý vliv na korové i podkorové funkce (Dylevský, 2009).

Bazální ganglia vytváří tzv. regulační okruhy, jejichž hlavním úkolem je převod plánu pohybu do pohybového programu, kdy mu dávají časoprostorové parametry, takže dochází k potlačení nežádoucí pohybové aktivity a správnému výběru motorického programu. V rámci své zpětnovazební funkce integruje informace o stavu efektorů a korové podněty a zpětně nastavuje korové a spinální oblasti na optimální úroveň aktivace (Růžička, 2006).

Toto propojení korových oblastí s descendensními a ascendensními systémy moduluje posturální nastavení pro zahájení specifického pohybu a na to navazující funkce koordinace jemné cílené motoriky (Růžička, 2006). Také dle Haubera (1998), je důležitou motorickou funkcí bazálních ganglií iniciace motorické odpovědi, která se buď facilituje nebo inhibuje dle zvyšující se nebo snižující se aktivity substantia nigra pars reticularis a entopedunkulární jádra.

Při volném pohybu neurony v bazálních gangliích vykazují fázickou modulaci prostřednictvím pálení potenciálů určité frekvence, ovlivňující kontralaterální stranu těla. Ta se s pohybem somatotopicky zvyšuje. Zvyšování aktivity neuronů koreluje spíše se směrem pohybu než se silou potřebnou k předvedení pohybu. V tomto případě se předpokládá, že se BG podílí spíše na kontrole prováděného pohybu, než na jeho iniciaci (Crutcher & DeLong in Latash, 2008a).

#### 1.5.2.5 *Thalamická jádra a hypothalamus*

Thalamická jádra a hypothalamus jsou struktury podílející se na posturálně lokomočních funkcích i na jemné akční motorice (Véle, 2007). Hlavní funkcí talamu je integrace signálů z míchy, mozkového kmene, mozečku, bazálních ganglií a z mozkové kůry a jejich převod do neokortexu a bazálních ganglií. Tato přepojovací funkce se děje v thalamických jádrech, jejichž stimulace mění mimovolní motorickou aktivitu. Do jader s touto motorickou funkcí patří ncl. ventralis anterior, ncl. ventralis lateralis a intralaminární jádra talamu (Trojan, 2003).

Subkortikální struktury vyhlazují průběh pohybu, který je nutný pro vyrovnání dráždivosti působené činností míšního servomechanismu (receptory ve svalech a kloubech). Kortikální kontrola pohybu se uplatňuje při nutnosti změny režimu z reciproční inhibice na schopnost koaktivace, či střídavé používání obou režimů. Také rychlá změna polohy, charakteristická pro cílený ideomotorický pohyb je pod kortikální kontrolou (Véle, 2007).

#### 1.5.2.6 *Kortikální řízení pohybu*

Motorický kortex je spojován s vyššími řídicími a integračními funkcemi, zahrnující vnímání, zpracování senzorických informací, schopnost vědomého rozhodování a také kontrolu volného pohybu. Přispívá k tvorbě motorických úkolů, cílů a schopností (Latash, 2008a).

Primární motorická oblast, uložená v gyrus precentralis a na přední ploše sulcus centralis, zahrnuje oblast Brodmanova pole 4. Tento motorický analyzátor, obsahuje agranulární kůru s převahou pyramidových buněk, přičemž V. vrstva je tvořena tzv. Beckovými pyramidovými buňkami. Tato oblast je somatotopicky organizována a vytvářejí motorický homunkulus. Kromě toho jsou neurony uskupeny v jádra, řídicí

určité svalové jednotky. Kolem jader jsou pak pole, mající především koordinační funkci (Dylevský, 2009). V homunkulu mají svalové skupiny své zastoupení, přičemž oblasti zahrnující řeč a jemnou motoriku jsou obzvláště velké. Používání pharyngu, rtů a jazyka k formulaci slov, a prstů s palcem k manipulaci, jsou aktivity jedinečné pro člověka (Barrett, 2010). Aference přichází především z nuclei (ncl.) ventralis lateralis, eferentně je spojena s projekcí do míchy.

Premotorická oblast je uložena před primární motorickou a dopovídá Brodmannově arei 6. Uspořádání kopíruje homunkulus arei 4, ale s méně detailními charakteristikami. Hlavní funkcí je generováním hrubých, méně přesných pohybů. Aferentace přichází také z ncl. ventralis lateralis s vlivem striatopallidového komplexu. Eference míří do retikulární formace, ncl. ruber a primární motorické korové oblasti (Dylevský, 2009).

Suplementární motorická kůra již nemá topografickou organizaci. Je umístěna převážně v longitudinální fisuře, ale zasahuje i superiorními frontálnímu kontextu. V rámci zachování rudimentální funkce, dochází při stimulaci této oblasti k bilaterálnímu pohybu, spíše než unilaterálnímu. Společně s primární kůrou umožňuje vznik atitudy pro pohyb, fixuje jednotlivé segmenty těla, zajišťuje pozici hlavy a očí, jako podklad pro jemnou motorickou kontrolu horních končetin a rukou (Guyton & Hall, 2006).

Obě oblasti se podílí na řízení vědomých, chtěných a úmyslných pohybů a to především 5 vrstva kůry, společně s kůrou temenního, týlního a spánkového laloku (Dylevský, 2009). Odtud jsou impulsy vedeny kortikospinální drahou, pomocí které jako první iniciujeme dovedný volní pohyb (Barrett, 2010).

Jednotlivé oblasti se ale mohou lišit svou neurální aktivitou v zapojení dle charakteru pohybu. Různé kortikální oblasti ukazují různou změnu neurální aktivity při různých pohybech. Jestliže se jedná o vyvolaný pohyb na vnější stimul, změny v premotorické oblasti předchází změnám v primární oblasti. V případě pohybu z vlastní iniciativy nedochází v premotorické kůře k neurální aktivitě. Místo toho dochází k zapojení v primární a suplementární oblasti (Latash, 2008a).

## 1.6 Svalová únava

Svalová únava je subjektivní stav důležitý z hlediska zdraví. Je to známka varování a výzvy pro organismus, že tělo prodělalo fyzickou či psychickou zátěž a potřebuje odpočinek. Z fyziologického hlediska charakterizujeme svalovou únavu jako výsledek neschopnosti kontraktilních a metabolických procesů svalových procesů svalových vláken pokračovat v práci a zároveň poskytnout stejný kvalitní pracovní výsledek (Guyton & Hall, 2006). Mezi metabolické příčiny únavy řadíme:

1. Pokles energetických rezerv (ATP, ADP, CP, glukóza)
2. Nahromadění kyselých produktů metabolismu (laktát)
3. Snížení aktivity enzymových systémů a neurotransmitérů

Tyto děje vyvolávají změny fyzikálně chemické povahy, kam řadíme např. pokles OH, zvyšování osmotického tlaku, zvýšení teploty, stoupaní koncentrace CO<sub>2</sub>, pokles O<sub>2</sub>. Při dostatečné dodávce kyslíku a tedy za aerobních podmínek je pro svaly limitujícím faktorem výkonu pokles zásobního cukru glykogenu. Pak vzniká pomalu únava (Silbernagl, 2004).

V případě přerušení krevního průtoku pracujícím svalem dochází ke svalové únavě do 2 minut a to následkem nedostatku energetické podpory a ztrátě kyslíku (Guyton & Hall, 2006). Když oběhový systém není schopen dodat kyslík, přechází pracující svalová tkáň na anaerobní způsob získávání energie, který je spojen se zvýšenou produkcí laktátu (snížení OH) s nástupem únavy. Důsledkem je pokles glykolýzy se snížením tvorby ATP a CP. Acidóza (nadbytek H<sup>+</sup>) ovlivňuje pohyb iontů na buněčných membránách, zhoršuje podmínky pro vznik a vedení svalových potenciálů, zhoršuje kontraktilitu svalstva (Silbernagl, 2004; Jančík & Závodná & Novotná, 2007).

Fyziologická únava je zákonitou reakcí na zatížení či činnost. Dává nám signál k přerušení či ukončení pohybové činnosti, v případě vyčerpání energetických zdrojů. Její nástup závisí na charakteru zatížení, stavu organismu, na zevním prostředí (hluk, kvalita ovzduší), na trénovanosti atd. Po odpočinku tato únava odeznívá. V případě, že nedojde včas k přerušení zátěže, může dojít ke změně na únavu patologickou. V lehčím

případě dochází k přetížení organismu, v těžším k schvácení, jež bývá doprovázeno oběhovými poruchami (Jančík & Závodná & Novotná, 2007).

V rámci projevů svalové únavy se vyskytuje svalová bolest či snížení síly svalových skupin, snížení svalové koordinace a snížení kvality pohybových návyků a dynamických stereotypů. Projevy únavy dělíme na subjektivní a objektivní. Hlavním objektivním projevem je pokles výkonu spojený s narušením kvality pohybového programu (změna techniky prováděné činnosti). Subjektivními projevy jsou: nechut' pokračovat v činnosti, nouze o dech, slabost, bolesti svalů, zhoršené vnímání (Jančík & Závodná & Novotná, 2007; Vízek in Ganong, 2005).

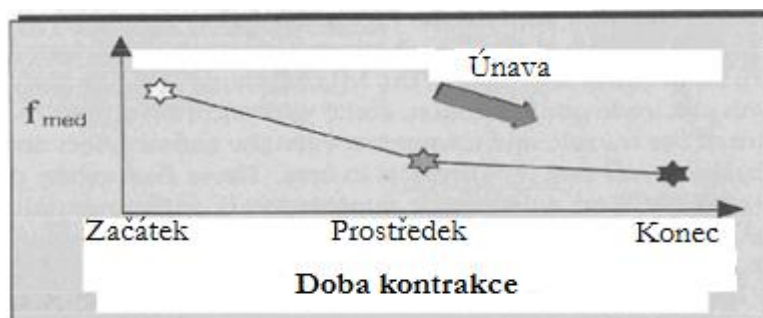
### ***1.6.1 Projev svalové únavy na EMG záznamu***

Jako jednou z metod, kterou můžeme hodnotit svalovou únavu je EMG. Jak je uvedeno výše, únava se projevuje jako svalová slabost, někdy doprovázená svalovou bolestí. Elektromyografický záznam vykazuje v případě únavy zvýšenou amplitudu a posun frekvenčního spektra k nižším frekvencím. Při únavě dochází ke zvýšenému náboru motorických jednotek jako proces kompenzace, aby nedošlo k poklesu síly. Díky tomu narůstá amplituda. Únava není charakterizována pouze jako redukce svalové síly, ale také změnou tvaru motorických potenciálů. Motorické jednotky mají tendenci pálit synchronně, což zvedá amplitudu EMG (Vredenburg & Rau; Kedefors a kol. in Winter, 2005). Posun frekvenčního spektra k nižším frekvencím si můžeme vysvětlit pomocí několika principů:

- a. Akční potenciály svalových vláken mění tvar, stávají se delšími v trvání a mění tak obsah frekvence. Sumací pomalejších potenciálů se projevují spektrální odchylkou do nižších frekvencí, což můžeme pozorovat na EMG
- b. Při únavě dochází k synchronnímu pálení na nižší frekvenci, a toto celkové snížení ovlivňuje spektrum EMG
- c. Frekvence se liší podle typu zapojených vláken. Rychlá vlákna na vyšší frekvenci selhávají s postupnou produkcí síly, naopak pomalá červená vlákna udržují sílu po celou dobu na nižší frekvenci (Mills, 1982).

V rámci hodnocení frekvence je možné použít frekvenční analýzu a posuzovat medián frekvence či integrací spočítat oblast pod křivkou, jejíž obsah koresponduje se snižování střední hodnoty. Reprezentantem této hodnoty je únavový index (viz Obrázek č. 4.).

**Obrázek č. 4.** *Únavový index* (upraveno dle DeLuca, 1997)



## 1.7 Polyelektromyografie

Povrchová elektromyografie (PEMG) je výzkumná metoda, která nám umožňuje snímat pomocí povrchových elektrod elektrické projevy činnosti svalů. Zdrojem elektromyografického signálu je transmembránový proud na úrovni sarkolemy, kdy se jedná o elektrický ekvivalent změny iontové výměny na membráně při svalové kontrakci (Rodová & Mayer & Janura, 2001).

PEMG je nebolestivá, neinvazivní metoda, díky které můžeme vyhodnocovat velikost svalové aktivity, timing či svalovou únavu. Velmi často nás zajímají časové vztahy mezi činností několika svalů. Hodnotíme pak svalové vzorce a jejich projev při pohybu, např. chůzi, či jako prostředek feedbacku pro pacienty (Trojan a kol., 2005).

Je nezbytné vzít v úvahu celou řadu faktorů, které nám mohou ovlivnit záznam. Mezi ty nejdůležitější patří např. charakter tkáně, který je individuální pro každý subjekt, odlišnosti v množství podkožního tuku, teplota a fyziologické změny obecně, nebo vlivy technického rázu či metodického postupu měření (Konrad, 2005).

Podstatné je tedy tyto faktory eliminovat a dodržovat metodický postup při nalepování elektrod, či očišťování kůže (Rodová & Mayer & Janura, 2001).

## 2 CÍLE A HYPOTÉZY

### 2.1 Cíl práce

Srovnání aktivity svalů v oblasti ramenního pletence a jejich vzájemné vztahy při trojrozměrném pohybu akra. Zjištění vztahů mezi distálními a proximálními segmenty a zhodnocení jejich aktivity z hlediska výkonu v průběhu pohybu. Srovnat tyto parametry u osob zdravých a osob se strukturální patologií v oblasti pletence ramenního.

### 2.2 Vědecké otázky a hypotézy

#### Vědecká otázka č. 1

*Jaký je vztah mezi měřenými proximálními svaly při trojrozměrném pohybu akra?*

H<sub>01</sub>: M. trapezius pars descendens se nezapojuje ve stejné fázi pohybu jako m. serratus anterior

H<sub>02</sub>: Mezi m. serratus anterior a m. trapezius pars transversus nedochází ke korelaci v průběhu pohybu

H<sub>03</sub>: Mezi m. serratus anterior a m. latissimus dorsi nedochází ke korelaci v průběhu pohybu

H<sub>04</sub>: Mezi m. infraspinatus a m. serratus anterior nedochází k obdobnému zapojení v průběhu pohybu

H<sub>05</sub>: M. trapezius pars descendens se nezapojuje ve stejné fázi pohybu jako m. trapezius p. transversus

H<sub>06</sub>: M. trapezius pars transversus se nezapojuje v korelaci s m. latissimus dorsi

H<sub>07</sub>:: M. infraspinatus se nezapojuje v korelaci s m. trapezius pars transversus

H<sub>08</sub>: Mezi m. infraspinatus a m. latissimus dorsi nedochází ke korelaci v průběhu pohybu

## **Vědecká otázka č. 2**

***Jaký je vztah proximálních a distálních svalů při pohybovém projevu akra?***

H<sub>0</sub>9: Při aktivitě extensorů předloktí nedochází k aktivitě m. infraspinatus

H<sub>0</sub>10: Při aktivitě extensorů nedochází k aktivitě m. serratus anterior

H<sub>0</sub>11: Při aktivitě flexorů předloktí nedochází k aktivitě m. latissimus dorsi

H<sub>0</sub>12: Při aktivitě flexorů předloktí nedochází k aktivitě m. serratus anterior

H<sub>0</sub>13: Při aktivitě flexorů předloktí nedochází k aktivitě m. infraspinatus

## **Vědecká otázka č. 3**

***Je rozdíl v zapojení svalů mezi pacienty a zdravou skupinou?***

H<sub>0</sub>14: Mezi zdravou skupinou a pacienty není statistický významný rozdíl v korelacích proximálních měřených svalů

H<sub>0</sub>15: Mezi zdravou skupinou a pacienty není statistický významný rozdíl v korelacích proximálních a distálních měřených svalů

## **Vědecká otázka č. 4**

***Je rozdíl v intenzitě zapojení svalů v průběhu pohybu a je statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a pacienty?***

H<sub>0</sub>16: Svaly nevykazují žádný trend zapojení v průběhu pohybu a není statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a pacienty

### **3 METODIKA**

#### **3.1 Charakteristika souboru**

Vybraný soubor obsahoval 17 zdravých probandů. Ve skupině byla zastoupena obě pohlaví v poměru 6 : 11 (muži/ k ženám). Jejich průměrný věk byl 26, 7 (v rozpětí od 23 do 54 let), průměrná výška 170,5 (v rozpětí od 155 až 182 cm), průměrná hmotnost 62,5 (v rozpětí od 52 až 85 kg). U probandů nebyly v osobní anamnéze zjištěny žádné úrazy na dominantní horní končetině, či jiné funkční omezení, které by probanda limitovaly. Dále bylo změřeno 7 pacientů s problematikou v oblasti ramenního pletence v anamnéze. V této skupině byla zastoupena obě pohlaví v poměru 2 : 5 (ženy k/ke mužům). Jejich průměrný věk byl 38,4 (v rozmezí 22 až 54 let), průměrná výška 171 cm (v rozmezí 164 až 180 cm), průměrná hmotnost 75 kg (od 52 do 96 kg). Probandi měli patologii v oblasti ramene, jejíž anamnéza měla trvání průměrně 8 měsíců (od 3 po 12 měsíců).

U obou skupin byla snímána svalová aktivita pouze na dominantní končetině z důvodu eliminace artefaktů srdeční akce na EMG záznamu.

Sledovaná i kontrolní skupina byla v době měření bez známek infektu či jiných obtíží, které by byly kontraindikací pro naše měření.

#### **3.2 Kineziologické vyšetření**

Všichni pacienti byli před vlastním měření podrobeni kineziologickému vyšetření, jehož součástí bylo odebrání anamnestických údajů (jméno, ročník, váha, výška, anamnestické údaje týkající se jejich poškození v oblasti ramene – trauma, degenerativní změny, délka trvání obtíží, terapeutické výkony). Kineziologické vyšetření bylo zaměřené na funkční vyšetření ramene, rozsahu aktivního a pasivního pohybu, resistované testy. Tyto údaje získané z kineziologického rozboru pacientů jsou uvedeny v Příloze 2 (viz Příloha 2, str. 98).

#### **3.3 Postup měření**

Měření probíhala vždy v pracovních dnech v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc v časovém rozmezí od 7:00 do 18:00 hodin. Prostředí v testovací

místnosti bylo klidné, se stálou teplotou, tak aby probandi nebyli při měření ničím rušeni. Průběh měření byl stejný pro všechny testované subjekty.

Na počátku byli všichni probandi seznámeni s průběhem měření, se kterým souhlasili (viz Příloha 1, str. 97) U zdravých probandů byla odebrána anamnéza pro vyloučení dřívějšího zranění horní končetiny. U nemocných byl proveden základní kineziologický rozbor, jak je uvedeno výše. Jako metoda výzkumu byla zvolena povrchová elektromyografie, synchronizovaná s videozáznamem.

### **3.3.1 Čištění kůže a lepení elektrod**

Před nalepením elektrod jsme kůži očistili abrazivní pastou a poté byla očištěna vlhkým ručníkem a nakonec usušena. Poté jsme nalepili elektrody do střední linie svalového břicha, které jsme si před tím napalpovali. Byly nalepeny dvě elektrody, kolmo na průběh svalových vláken, těsně vedle sebe. Zemnicí elektrodu jsme umístili na processus spinosus C7, zesilovač signálu byl fixován na kalhotách probandů. Správné umístění elektrod jsme dále ověřili volným pohybem probanda, podle jednotlivých svalů, které pohyb provádí. Snímání elektrické aktivity svalů proběhlo pomocí šestnácti kanálového povrchového elektromyografu Myosystem od firmy Noraxon USA se softwarem MyoVideo. Použito bylo 7 kanálů:

1. kanál: m serratus anterior ( SA)
2. kanál: m. trapezius, pars descendens (TR h)
3. kanál: m. trapezius, pars transversus (TR s)
4. kanál: m. latisimus dorsi (LD)
5. kanál: m. infraspinatus (INF)
6. kanál: mm. Extensori antebrachii (EXT)
7. kanál: m. flexori antebrachii (FL)

Svaly byly voleny na dominantní pravé končetině, kterou pak proband vykonával určený pohyb. Za pohybovou aktivitu bylo zvoleno točení ručním gyroskopem s firemním názvem Powerball, který splňuje trojrozměrný charakter pohybu.

**Obrázek č. 5.** *Ukázka poloh akra končetiny při točení powerballem*



### **3.3.2 Vlastní průběh měření**

Výchozí polohou byl vzpřímený stoj bez opory horních končetin, kdy proband stojí bez obuvi s horními končetinami volně podél těla s hlavou směřující dopředu. Nejprve byla změřena klidová aktivita v tomto klidném stoju. Poté byl probandovi předán powerball roztočený na 4000 otáček, kterým točil podle instrukcí směrem od těla po dobu 80 vteřin. Poloha horní končetiny při točení je v mírné abdukci a flexi v ramenním kloubu s extenzí loketní, proband si volí pro něj pohodnou pozici, aby nebylo zasahováno do jeho stereotypu. Počet otáček byl zvolen na základě pokusu. Větší počet otáček je náročnější na udržení pohybu a pro udržení je nutné zmenšit rozsah pohybu zápěstí. Nižší počet otáček naopak není vhodný z důsledku nižší dynamiky, powerball se mírně zpomalí při předávání a mohlo by dojít k zastavení, neboť gyroskop ještě nemá takovou energii.

### **3.4 Zpracování a vyhodnocování EMG signálu**

Ke zpracování a hodnocení jsme použili program Myovideo a Myoresearch. V rámci vyhodnocování jsme nejprve zvolili tři třísekundové úseky z celých 80 sekund točení s rozestupem 30 sekund. První úsek byl volen dle markeru, který byl vyznačen v průběhu měření a znamená počátek samostatného točení probanda po předání powerballu. Úseky charakterizují průběh měření na začátku, uprostřed a na konci pohybu.

Vlastní vyhodnocování EMG záznamu jsme prováděli pomocí programu Myoresearch, kde jsme signál zrektifikovali a vyhladili (RMS 25). Pro získání číselných dat jsme zvolili funkci Standard Report, kde jsme klidovou aktivitu vyhodnotili při 500 milisekundových (ms) stepech a vlastní točení powerballem při 10 ms intervalech. Získané průměrné hodnoty pro dané intervaly jsme zpracovali v programu MS Excel. Zde jsme si nejprve spočítali aktivační hodnotu z klidové aktivity svalů (průměr klidové hodnoty + 2krát směrodatná odchylka klidových hodnot) a poté všechny naměřené

hodnoty vydělili touto aktivační hodnotou a získali tak násobek svalové aktivity. Tyto hodnoty jsme pak statisticky vyhodnotili.

### 3.5 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování byl použit software Statistika Cz verze 8.00 a program Matlab. Vyhodnocování proběhlo částečně také v programu MS Excel 2007.

V rámci statistického zpracování jsme se rozhodli vyhodnotit korelační koeficienty, jako možnou metodu určení vzájemné síly vztahu mezi jednotlivými svaly. Ty byly vyhodnoceny pro jednotlivé testované páry svalů v programu MS Excel 2007. Párování proběhlo při počtu párovaných hodnot  $n = 900$ . Kritická hodnota na hladině významnosti 0,05 odpovídá hodnotě 0.06. Pro větší korektnost výsledku byla vzhledem k velkému počtu prvků zvolena hodnota 0.1. Za statisticky významnou je tedy považována absolutní hodnota korelačního koeficientu v intervalu  $<0.1;1>$ . Korelační koeficienty, jejichž hodnoty odpovídají vzorci č. 1, byly dále použity do programu Statistica.

**Vzorec č. 1.** *Výpočet korelačních koeficientů*

$$r_{xy} = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{(n - 1)\sigma_x \sigma_y}$$

Dále jsme určili maximální korelaci proximálních a distálních svalů pomocí vzájemného časového posunu křivek. To jsme provedli v počítačovém programu Matlab pomocí funkce křížové korelace, která umožní přesné určení pozice maximálního korelačního koeficientu v určitém čase, odpovídající časovému posunu.

K hodnocení výkonu jednotlivých svalů jsme se rozhodli spočítat plochu pod křivkou v jednotlivých vybraných časových úsecích, což jsme provedli pomocí softwaru Matlab a následně vyhodnotili v programu Statistica cz verze 8.00.

Statistickou významnost korelací si ozřejmujeme jako zhodnocení relativních četností výskytu, porovnání pacientů a zdravých probandů pak pomocí neparametrického Mann-Whitneyova U testu. Pro vyhodnocení statisticky významných rozdílů mezi výkonem jednotlivých svalů byl použit LSD test ve vícefaktorové ANOVĚ. Hypotézy byly testovány jako nulové a statistickou významnost jsme určovali na 5% hladině ( $p < 0,05$ ).

## 4 VÝSLEDKY

### 4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Vědecká otázka zněla: „*Jaký je vztah mezi měřenými proximálními svaly při trojrozměrném pohybu akra?*“

Vědeckou otázku jsme si rozdělili do 8 hypotéz (H<sub>01</sub>-H<sub>08</sub>). Jejich cílem bylo zjistit vztah proximálních svalů mezi sebou v průběhu cyklického pohybu vykonávaném akrem horní končetiny. Výsledky ověření hypotéz H<sub>01</sub>-H<sub>08</sub> jsou uvedeny v Tabulce č. 4 na straně 54. V Příloze 3 jsou dále uvedeny tabulky popisné statistiky (viz Příloha č. 3, Tabulka I., str. 99). Grafické znázornění průměrných hodnot jednotlivých korelací vidíme na Grafu č. 1 na straně 55.

Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení:

**Hypotézu H<sub>01</sub>** ve znění: „*M. trapezius pars descendens se nezapojuje ve stejné fázi pohybu jako m. serratus anterior*“ zamítáme

**Hypotézu H<sub>02</sub>** ve znění: „*Mezi m. serratus anterior a m. trapezius pars transversus nedochází ke korelaci v průběhu pohybu*“, zamítáme

**Hypotézu H<sub>03</sub>** ve znění: „*Mezi m. serratus anterior a m. latissimus dorsi nedochází ke korelaci v průběhu pohybu*“, nelze zamítnout

**Hypotézu H<sub>04</sub>** ve znění: „*Mezi m. infraspinatus a m. serratus anterior nedochází k obdobnému zapojení v průběhu pohybu*“, zamítáme

**Hypotézu H<sub>05</sub>** ve znění: „*M. trapezius pars descendens se nezapojuje ve stejné fázi pohybu jako m. trapezius p. transversa*“ zamítáme

**Hypotézu H<sub>06</sub>** ve znění: „*M. trapezius pars transversus se nezapojuje v korelaci s m. latissimus dorsi*“, nelze zamítnout

**Hypotézu H<sub>07</sub>** ve znění: „*M. infraspinatus se nezapojuje v korelaci s m. trapezius pars transversus*“, zamítáme

**Hypotézu Ho8** ve znění: „Mezi *m. infraspinatus* a *m. latissimus dorsi* nedochází ke korelaci v průběhu pohybu“, zamítáme

#### 4.1.1 Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 1

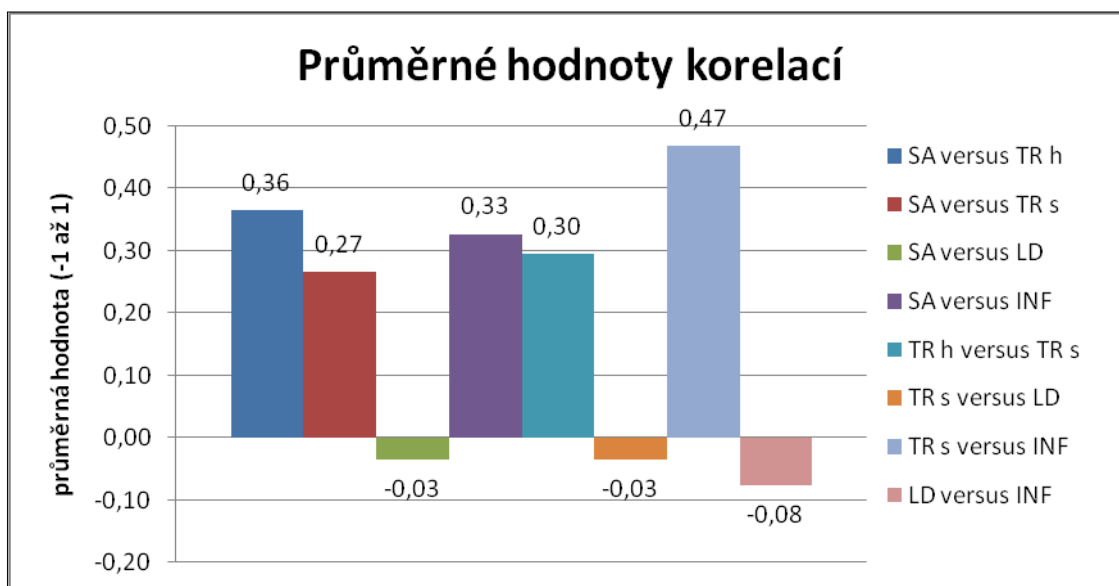
Na základě měření byly zjištěny korelační koeficienty jednotlivých dvojic svalů u jednotlivých probandů (viz Příloha č. 3, Tabulka II. na str. 100). Na základě korelačních koeficientů můžeme odhalit buď vzájemný vztah, charakterizovaný kladnými korelačními koeficienty, nebo naopak vztah antagonistický, neboli přesně opačný, projevující se korelačními koeficienty zápornými. V našem případě hypotézy H<sub>01</sub>, H<sub>02</sub>, H<sub>04</sub>, H<sub>05</sub>, H<sub>07</sub> zamítáme, pro zjištění vzájemné společné vazby, projevující se statisticky významným počtem četností kladných korelací. Hypotézu H<sub>08</sub> naopak zamítáme z pohledu statisticky významných záporných korelací, charakterizující přesně opačný vztah. Hypotézy H<sub>03</sub> a H<sub>06</sub> na základě našich výsledků nemůžeme zamítnout. V Tabulce č. 4 můžeme vidět hodnoty p, určující četnost výskytu statisticky významných korelací, které charakterizují předpokládané společné zapojení svalů během pohybu pro hladinu významnosti < 0,05. Průměrné hodnoty korelačních koeficientů jsou graficky znázorněny v Grafu č. 1 na str. 55.

**Tabulka č. 4.** Hodnoty hladiny statistické významnosti statisticky významných korelací jednotlivých testovaných hypotéz

|             | p-hod.  |
|-------------|---------|
| SA / TR h   | 0.0008* |
| SA / TR s   | 0.0043* |
| SA / LD     | 0.1164  |
| SA / INF    | 0.0008* |
| TR h / TR s | 0.0166* |
| TR s / LD   | 0.1164  |
| TR s / INF  | 0.0008* |
| LD / INF    | 0.0166* |

**Legenda:** SA- m. serratus anterior, TR h- m. trapezius pars descendens, TR s – m. trapezius pars transversus, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi, p-hod.- hladina statistické významnosti (\*hypotézu zamítáme pro p<0,05).

**Graf č. 1.** *Průměrné hodnoty korelačních koeficientů proximálních svalů*



**Legenda:** SA- m. serratus anterior, TR h- m. trapezius pars descendens, TR s – m. trapezius pars transversus, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi

## 4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

**Vědecká otázka zněla:** „*Jaký je vztah proximálních a distálních svalů při pohybovém projevu akra?*“

Tato vědecká otázka byla řešena v 5 hypotézách. Zjišťovali jsme vztah proximálních a distálních svalů při daném motorickém úkolu a to korelací vybraných proximálních svalů s distálními. Jelikož pohyb probíhal pouze akrálně, předpokládali jsme určitý časový posun v korelacích svalového zapojení (viz Graf č. 2, 3, 4, 5 str. 57, 58). Výsledky ověření hypotéz vědecké otázky č. 2 jsou uvedeny v Tabulce č. 6 na str. 59, v tabulce popisné statistiky (Příloha 3, Tabulka V. na str. 101). Průměrné hodnoty korelačních koeficientů a průměr časových posunů jsou graficky znázorněny v Grafech č. 6 a 7 na str. 60.

Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení:

**Hypotézu H<sub>09</sub>** ve znění: „*Při aktivitě extensorů předloktí nedochází k aktivitě m. infraspinatus*“, zamítáme

**Hypotézu H<sub>010</sub>** ve znění: „*Při aktivitě extensorů nedochází k aktivitě m. serratus anterior*“, zamítáme

**Hypotézu H<sub>011</sub>** ve znění: „*Při aktivitě flexorů předloktí nedochází k aktivitě m. latissimus dorsi*“, nelze zamítnout

**Hypotézu H<sub>012</sub>** ve znění: „*Při aktivitě flexorů předloktí nedochází k aktivitě m. serratus anterior*“ zamítáme

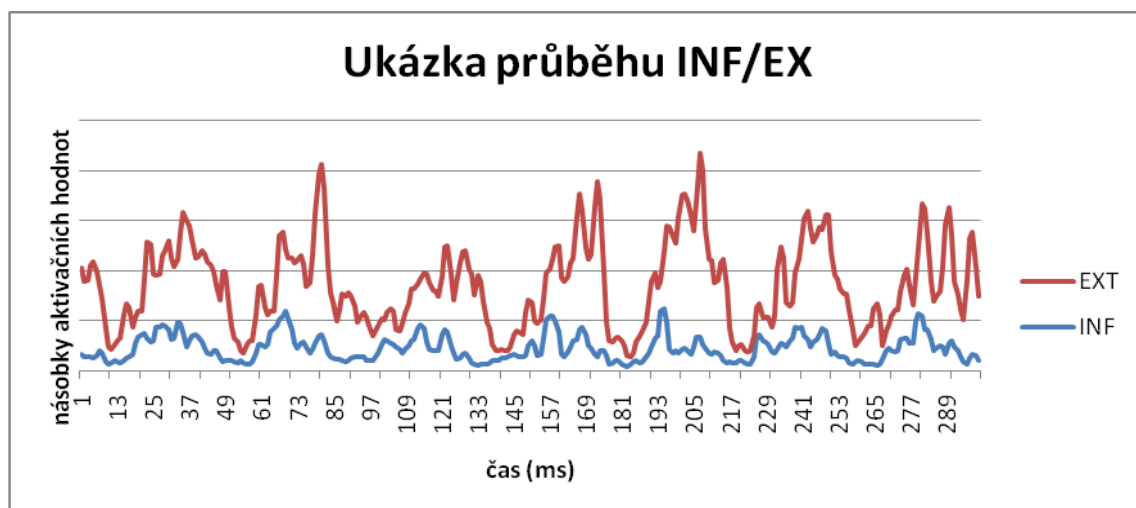
**Hypotézu H<sub>013</sub>** ve znění: „*Při aktivitě flexorů předloktí nedochází k aktivitě m. infraspinatus*“ zamítáme

#### **4.2.1 Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 2**

Na základě statistického ověření vědecké otázky č. 2 byl nalezen statisticky významný rozdíl pro hypotézy korelující m. infraspinatus a mm. extensori, m. serratus ant. a extensori a tytéž proximální svaly s mm. flexori antebrachii. Jak můžeme sledovat na příkladech v Grafu č. 2 a v Grafu č. 3 (viz str. 57) křivky svalů mají společný průběh, jen vykazují vzájemný posun vůči sobě. Společný průběh svalů reprezentující hypotézu H<sub>012</sub> a H<sub>013</sub> jsou graficky znázorněny na Grafech č. 4, 5 (viz str. 58). Zde již vidíme spíše opačně probíhající křivky. Pro zjištění vzájemné vazby byla spočítána maximální korelace s časovým posunem u jednotlivých lidí a ta následně statisticky vyhodnocena. V Tabulce č. 5 na str. 59 jsou uvedeny hodnoty maximálních korelačních koeficientů s časovým posunem, ve kterém bylo maximum nalezeno, grafické znázornění průměrných korelačních hodnot nalezneme v Grafu č. 6, na str. 60. Při posunu byl posouván vždy proximální sval. Pro dvojici m. infraspinatus a mm. extensori se časový posun vyskytoval v intervalu 60 až 110 ms s průměrnou hodnotou 90 ms, pro m. serratus ant. a extensori byla průměrná hodnota stanovena na 120 ms v intervalu 90 až 140 ms. V případě korelace m.serratu anterior a flexorů je průměrný časový posun 240 ms (od 80 ms do 510 ms) dvojice m. infraspinatus a mm. flexori pak 210 ms (od 90 do 520 ms). Průměrné hodnoty časových posunu jsou znázorněny v Grafu č. 7 str. 60. Přestože hypotézu H<sub>011</sub> nemůžeme zamítnout, pozitivní statisticky významná korelace s časovým posunem se vyskytovala u 64 % probandů. Při hodnocení časového posunu musíme brát v úvahu délku jednoho otočení. Vzhledem k pokynu točit při otáčkách 4000 za sekundu, vychází doba na jednu otočku 500 ms. Z toho vyplývá přibližně 250

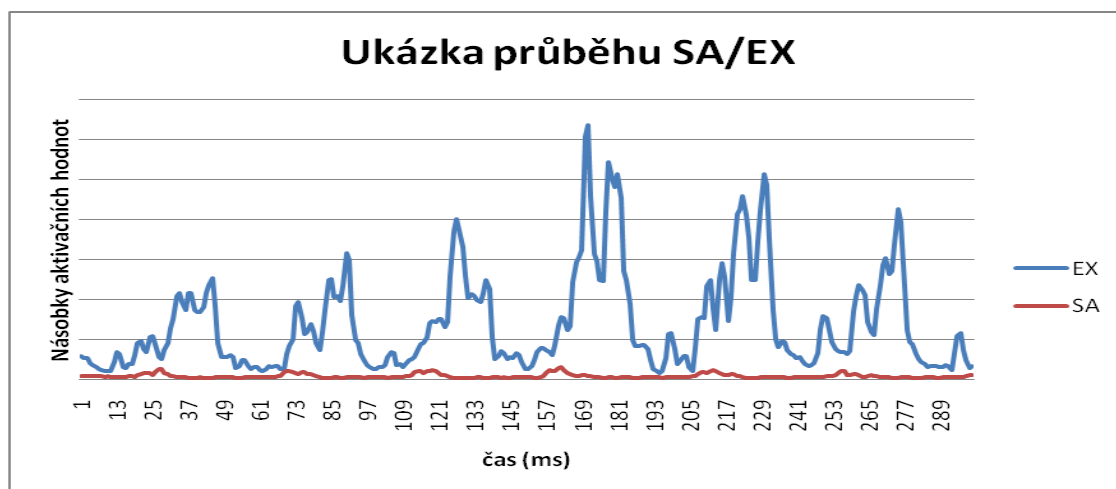
ms v převaze flexorů a druhá polovina extensorů. Jestliže je maximální korelace v časovém posunu do 250 ms, můžeme říci, že tyto svaly mají společný průběh s určitým časovým posunem. V případě, že je tato maximální hodnota koeficientu stanovena až po 250 ms, došlo k posunu až za hranici aktivity korelovaného svalu. Nelze tedy říci, že mají společnou vazbu ovlivněnou časovým posunem. Maximální korelační koeficienty hypotéz  $H_{012}$  a  $H_{013}$  jsou statisticky významné a tudíž jsme hypotézy zamítli. Vzhledem k časovému rozptylu, ve kterém byly maxima nalezeny, nemůžeme ale dokázat, že tyto dvojice svalu spolu nesouvisí, přestože průměrná hodnota posunu je 240 a 210 ms, což by naznačovalo spíše nesouvislost svalů.

**Graf č. 2.** *Ukázka průběhu INF/SA*



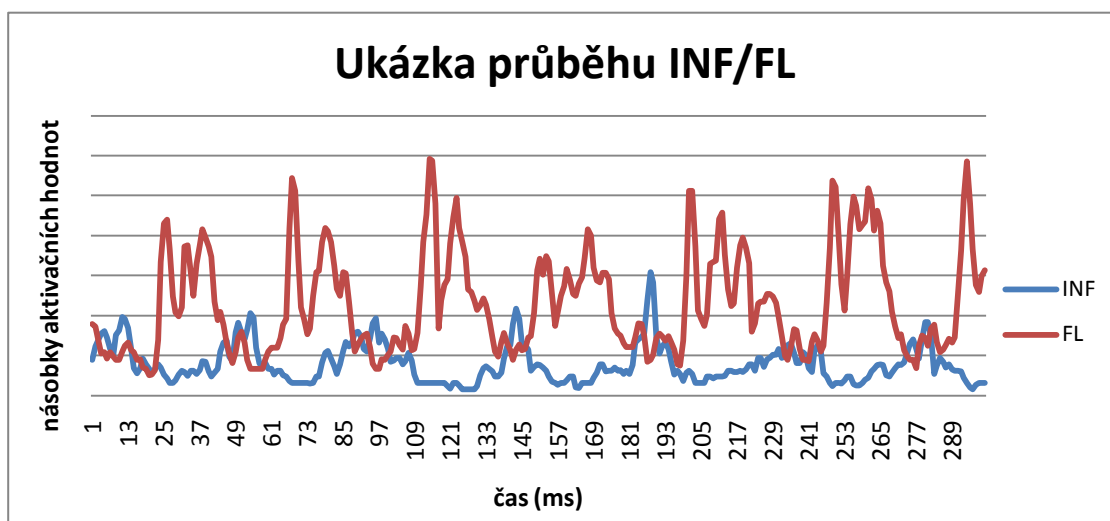
**Legenda:** INF – m. infraspinatus, EX – extensori antebrachii, ms – milisekunda

**Graf č. 3.** *Ukázka průběhu SA/EX*



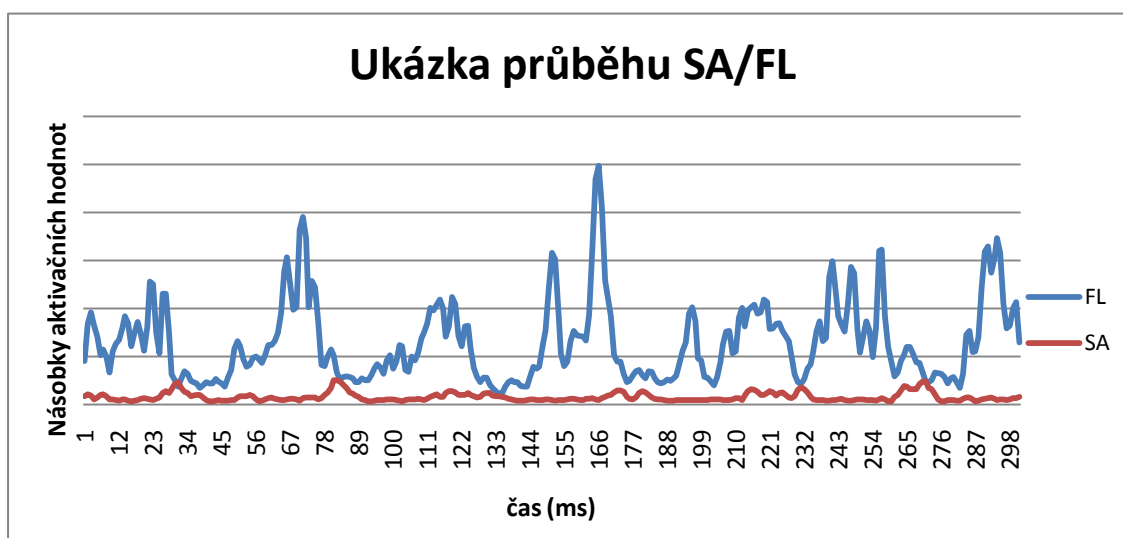
**Legenda:** SA – m. serratus anterior, EX – extensori antebrachii, ms – milisekunda

**Graf č. 4.** *Ukázka průběhu INF/FL*



**Legenda:** INF – m. infraspinatus, FL – flexori antebrachii, ms – milisekunda

**Graf č. 5.** *Ukázka průběhu SA /FL*



**Legenda:** SA – serratus anterior, FL – flexori antebrachii, ms – milisekunda

**Tabulka č. 5.** *Hodnoty maximálních korelačních koeficientů s příslušným časovým posunem*

| INF / EXT | ms  | SA / EXT | ms  | LD / FL | ms  | SA/FL | ms  | INF/FL | ms  |
|-----------|-----|----------|-----|---------|-----|-------|-----|--------|-----|
| 0.494     | 80  | 0.426    | 120 | 0.332   | 0   | 0.343 | 200 | 0.343  | 250 |
| 0.321     | 110 | 0.229    | 140 | 0.345   | 140 | 0.319 | 130 | 0.305  | 210 |
| 0.347     | 60  | 0.297    | 100 | 0.102   | 120 | 0.352 | 130 | 0.323  | 160 |
| 0.390     | 110 | 0.360    | 140 | 0.398   | 100 | 0.443 | 100 | 0.431  | 170 |
| 0.312     | 100 | 0.344    | 130 | 0.352   | 140 | 0.542 | 180 | 0.448  | 260 |
| 0.515     | 70  | 0.214    | 90  | 0.122   | 70  | 0.489 | 330 | 0.301  | 400 |
| 0.369     | 110 | 0.126    | 100 | 0.093   | 100 | 0.348 | 510 | 0.327  | 100 |
| 0.524     | 110 | 0.379    | 140 | 0.089   | 90  | 0.468 | 120 | 0.489  | 210 |
| 0.549     | 110 | 0.308    | 110 | 0.072   | 0   | 0.381 | 200 | 0.491  | 240 |
| 0.524     | 110 | 0.295    | 140 | 0.022   | 130 | 0.023 | 340 | 0.340  | 520 |
| 0.367     | 100 | 0.334    | 140 | 0.200   | 70  | 0.288 | 430 | 0.200  | 120 |
| 0.535     | 80  | 0.495    | 110 | 0.026   | 0   | 0.352 | 130 | 0.181  | 220 |
| 0.380     | 80  | 0.319    | 120 | 0.128   | 20  | 0.420 | 510 | 0.455  | 90  |
| 0.438     | 60  | 0.569    | 90  | 0.089   | 140 | 0.110 | 290 | 0.147  | 240 |
| 0.338     | 110 | 0.368    | 120 | 0.370   | 140 | 0.064 | 260 | 0.075  | 270 |
| 0.435     | 70  | 0.329    | 130 | 0.503   | 70  | 0.421 | 160 | 0.414  | 120 |
| 0.544     | 70  | 0.368    | 120 | 0.305   | 0   | 0.288 | 80  | 0.371  | 140 |

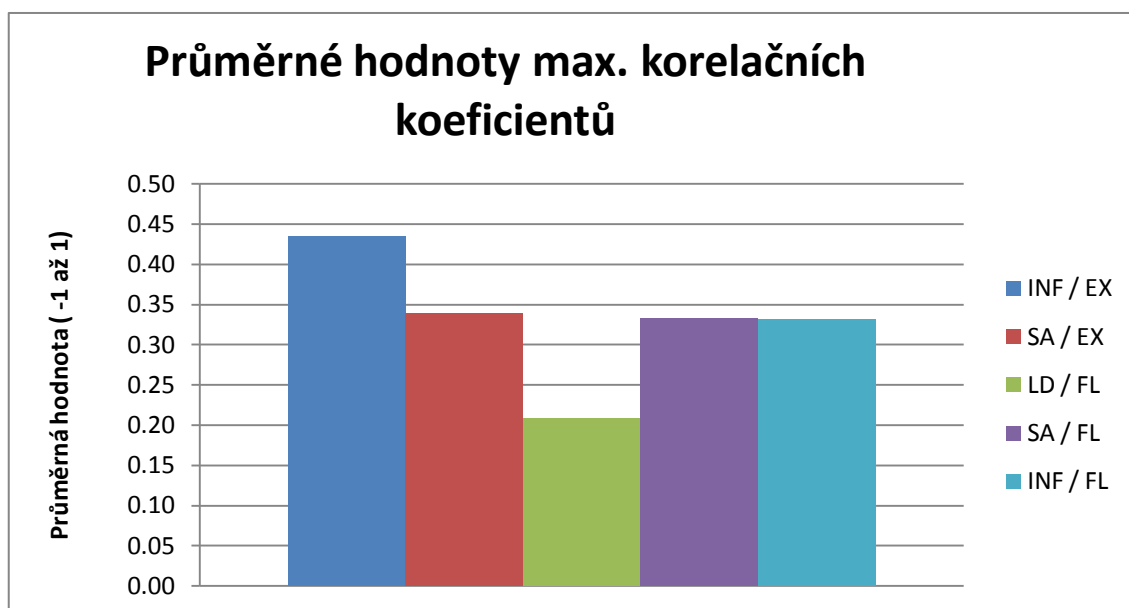
**Legenda:** SA – m. serratus anterior, INF – m. infraspinatus, LD – latissimus dorsi, FL-flexori antebrachii  
EX – extensori antebrachii, ms – milisekunda

**Tabulka č. 6.** *Hodnoty hladiny statistické významnosti statisticky významných korelací jednotlivých testovaných hypotéz vědecké otázky č. 2*

|          | p-hod.  |
|----------|---------|
| INF / EX | 0.0008* |
| SA / EX  | 0.0008* |
| LD / FL  | 0.3763  |
| SA/FL    | 0.0217* |
| INF/FL   | 0.0073* |

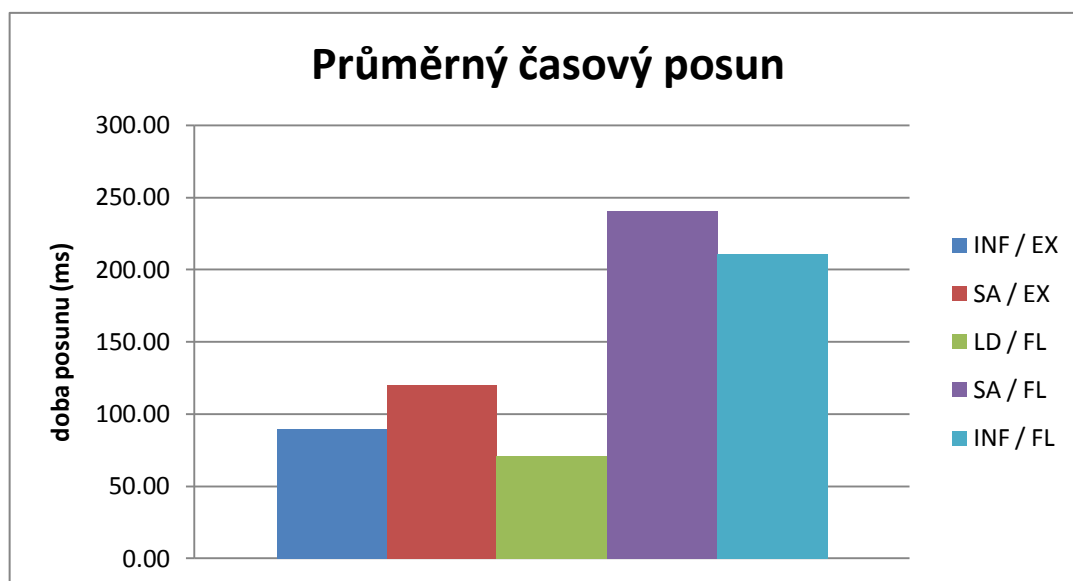
**Legenda:** SA- m. serratus anterior, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi, EX – extensori antebrachii. FL- flexori antebrachii, p-hod.- hladina statistické významnosti (\*hypotézu zamítáme pro  $p < 0,05$ ).

**Graf č. 6.** *Průměrné hodnoty maximálních korelačních koeficientů*



**Legenda:** SA- m. serratus anterior, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi, EX – extensori antebrachii. FL- flexori antebrachii

**Graf č. 7.** *Průměrná hodnota časového posunu*



**Legenda:** SA- m. serratus anterior, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi, EX – extensori antebrachii. FL- flexori antebrachii

### 4.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

**Vědecká otázka zněla:** „*Je rozdíl v zapojení svalů mezi pacienty a zdravou skupinou?*“

Tato vědecká otázka byla řešena ve 2 hypotézách ( $H_{014}$  a  $H_{015}$ ). Hodnotili jsme, zda existuje statisticky významný rozdíl mezi zdravými probandy a pacienty v počítaných korelacích jak proximálně měřených svalů, tak ve vzájemném vztahu proximo-distálním. Statisticky významné rozdíly v korelacích jednotlivých dvojic svalů mezi zdravými a pacienty uvádíme v Tabulce č. 7 na str. 62, v případě proximálních svalů a v Tabulce č. 8 str. 63 pro vztahy proximálních svalů s distálními. Průměrné hodnoty jednotlivých vybraných parametrů jsou znázorněny v grafické podobě v Grafech č. 8 str. 62 a v Grafech č. 9 a 10 na str. 64. Tabulky popisných statistik zdravých i nemocných probandů jsou uvedeny v Příloze 3 (viz Příloha 3, Tabulky I., str. 99, Tabulka III., str. 100, Tabulky V., VI., str. 101).

Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení:

**Hypotézu  $H_{014}$**  ve znění: „*Mezi zdravou skupinou a pacienty není statistický významný rozdíl v korelacích proximálních měřených svalů*“, zamítáme pro korelaci mezi m. serratus anterior a m. trapezius p. descendens, korelaci mezi serratus anterior. a m. trapezius p. transversus, korelaci mezi serratus anterior a m. infraspinatus a m. trapezius p. transversus a m. infraspinatus. Pro ostatní parametry nelze hypotézu zamítnout.

**Hypotézu  $H_{015}$**  ve znění: „*Mezi zdravou skupinou a pacienty není statistický významný rozdíl v korelacích proximálních a distálních měřených svalů*“, zamítáme pro korelaci mezi m. serratus anterior a extensory předloktí, dále m. serratus anterior a mm. flexori a m. infraspinatus s flexory antebrachii. Za významný také považujeme rozdíl v časovém posunu u dvojice infraspinatus a flexorů mezi pacienty a zdravými. Pro ostatní parametry nemůžeme hypotézu zamítnout.

#### 4.3.1 Komentář k výsledkům hypotézy $H_{014}$ vědecké otázky č. 3

Na základě statistického ověření hypotézy  $H_{014}$  byl nalezen statisticky významný rozdíl v korelacích mezi m. serratus ant. a m. trapezius, pars descendens, korelaci mezi serratus ant. a m. trapezius p. transversus, korelaci mezi serratus ant a m. infraspinatus a m. trapezius p. transversus a m. infraspinatus. Hypotézy bylo možné zamítnout pouze

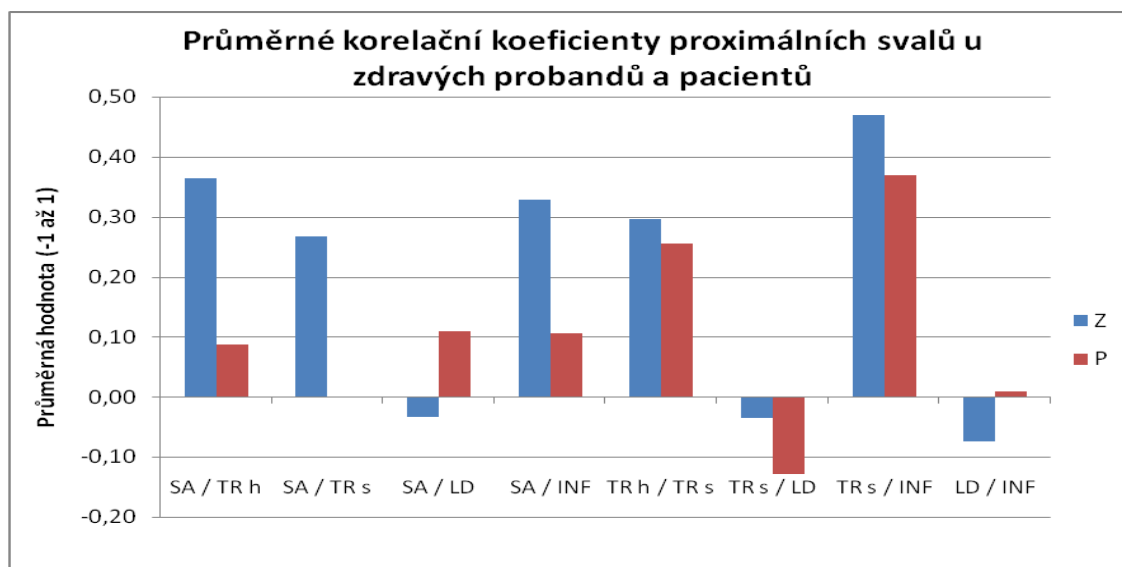
pro tyto případy, jak je uvedeno v Tabulce č. 7 výsledků statistických významností. Pro ostatní případy nelze hypotézu zamítnout. Rozdíly mezi zdravými a pacienty můžeme pozorovat v Grafu č. 8, kde jsou uvedeny průměrné korelační koeficienty u obou měřených skupin. Spočítané korelační koeficienty zdravých i nemocných probandů vidíme v Tabulce II. a IV. v Příloze 3, str. 100, 101.

**Tabulka č. 7.** Mann-Whitneyův test - Hladiny statistické významnosti v korelacích proximálních svalů mezi zdravými a pacienty

| Mann-Whitneyův U test |          |                  |
|-----------------------|----------|------------------|
|                       | Z        | p-hodn.          |
| <b>SA / TR h</b>      | 2.76555  | <b>0.005683*</b> |
| <b>SA / TR s</b>      | 3.68362  | <b>0.00023*</b>  |
| <b>SA / LD</b>        | -1.2067  | 0.227547         |
| <b>SA / INF</b>       | 3.11203  | <b>0.001858*</b> |
| <b>TR h / TR s</b>    | 0.69862  | 0.484791         |
| <b>TR s / LD</b>      | 0.95266  | 0.340763         |
| <b>TR s / INF</b>     | 2.73096  | <b>0.006315*</b> |
| <b>LD / INF</b>       | -1.01617 | 0.309548         |

**Legenda:** SA- m. serratus anterior, TR h- m. trapezius pars descendens, TR s – m. trapezius pars transversus, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi, Z – hodnota testovacího kritéria, p-hodn.- hladina statistické významnosti (\*hypotézu zamítáme pro  $p < 0,05$ ).

**Graf č. 8.** Průměrné korelační koeficienty proximálních svalů u zdravých probandů a pacientů



**Legenda:** SA- m. serratus anterior, TR h- m. trapezius pars descendens, TR s – m. trapezius pars transversus, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi, Z- zdraví, P- pacienti

#### 4.3.2 Komentář k výsledkům hypotézy H<sub>015</sub> vědecké otázky č. 3

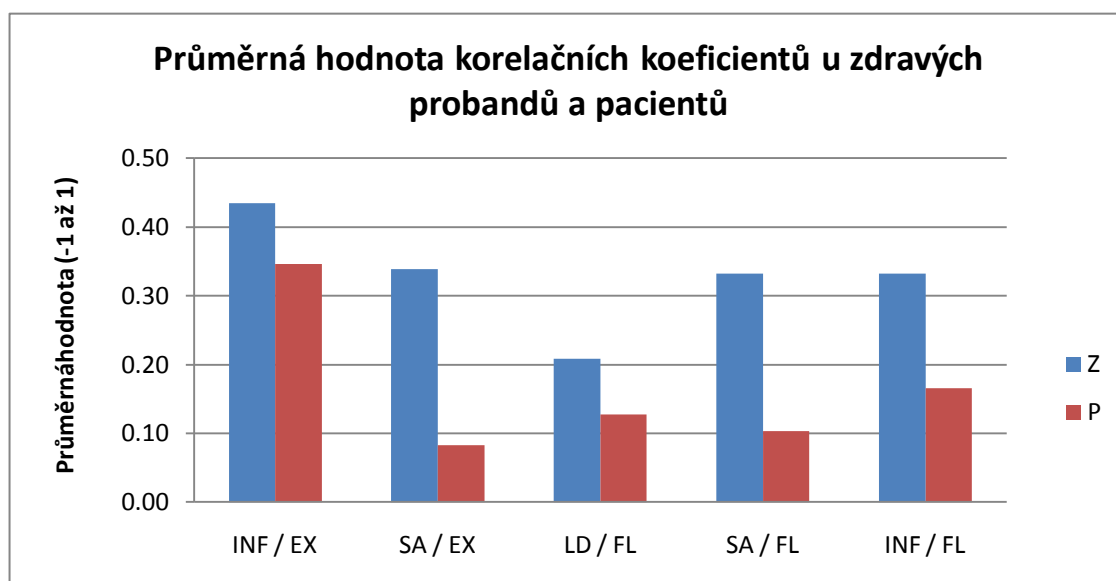
Ke statisticky významnému rozdílu v testování hypotézy H<sub>015</sub> došlo při porovnání pacientů a kontrolní skupiny v korelacích mezi serratus anterior a extensory, dále u m. serratu anterior a infraspinatu při korelaci s flexory. Pro ostatní parametry jsme nemohli testovanou hypotézu zamítnout. Výsledky ověření hypotéz H<sub>015</sub> vědecké otázky č. 2 jsou uvedeny v Tabulce č. 8. Jak můžeme pozorovat i z průměrných hodnot korelačních koeficientů (viz Graf č. 9, str. 64) vykazuje skupina pacientů obecně nižší korelaci zkoumaných dvojic svalů než skupina zdravých. Statisticky významný rozdíl nalézáme u dvojic m. serratus anterior s extensory a flexory, dále také m. infraspinatus s flexory. V případě m. serratus ant. a mm. extensori je jejich společná vazba u pacientů až o 76,4% menší. Hodnota rozdílu časového posunu dosáhla statistické významnosti pouze u m. infraspinatu s flexory. Průměrná doba časového posunu u zdravých byla 210 ms, u nemocných byla tato doba o 130 ms delší. Přestože další hodnoty rozdílu časového posunu u zdravých a pacientů korelace nedosáhly statistické významnosti, vykazují trend, ukazující na rozdílnou dobu zapojení. Průměrnou dobu porovnávající zdravé a pacienty vidíme v Grafu č. 10, str. 64.

**Tabulka č. 8.** Mann-Whitneyův test - Hladiny statistické významnosti v korelacích proximálních a distálních svalů mezi zdravými a pacienty

| Mann-Whitneyův U test |          |                  |
|-----------------------|----------|------------------|
|                       | Z        | p-hodn.          |
| <b>INF / EXT</b>      | 1.58777  | 0.11234          |
| čas. posun            | -0.66686 | 0.50486          |
| <b>SA / EXT</b>       | 3.5566   | <b>0.000376*</b> |
| čas. posun            | 1.93708  | 0.052737         |
| <b>LD / FL</b>        | 1.2067   | 0.227547         |
| čas. posun            | 0.76213  | 0.445984         |
| <b>SA / FL</b>        | 2.88974  | <b>0.003856*</b> |
| čas. posun            | -0.50809 | 0.611393         |
| <b>INF / FL</b>       | 2.76272  | <b>0.005733*</b> |
| čas. posun            | -2.66745 | <b>0.007643*</b> |

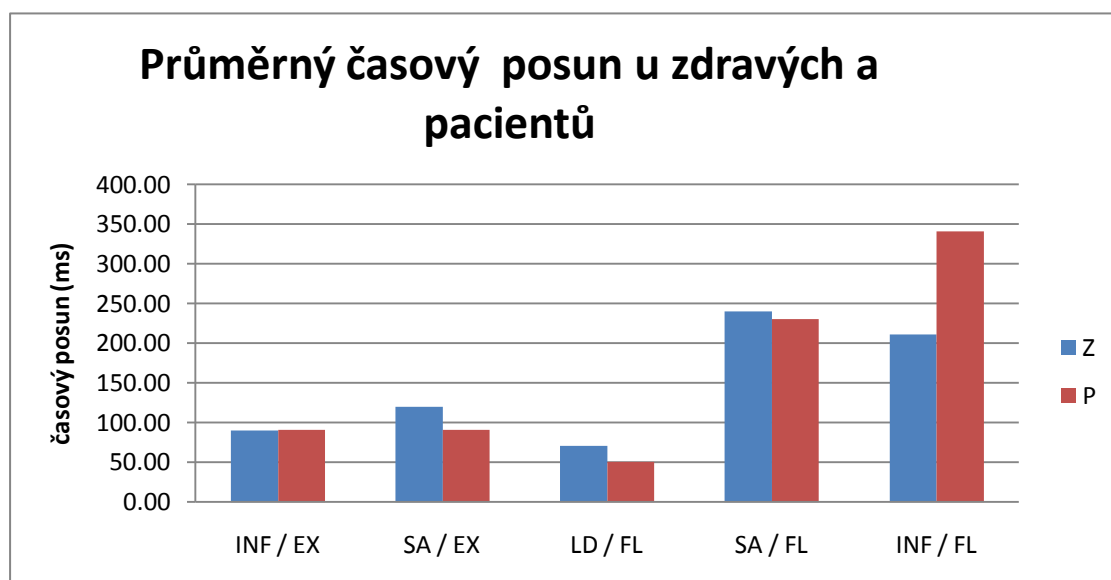
**Legenda:** SA- m. serratus anterior, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi, EX – extensori antebrachii. FL- flexori antebrachii, Z – hodnota testovacího kritéria, p-hodn.- hladina statistické významnosti (\*hypotézu zamítáme pro  $p < 0,05$ ).

**Graf č. 9.** *Průměrná hodnota korelačních koeficientů proximálních versus distálních svalů u zdravých probandů a pacientů*



**Legenda:** SA- m. serratus anterior, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi, EX – extensori antebrachii. FL- flexori antebrachii, Z- zdraví, P- pacienti

**Graf č. 10.** *Průměrný časový posun u zdravých a pacientů*



**Legenda:** SA- m. serratus anterior, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi, EX – extensori antebrachii. FL- flexori antebrachii, Z- zdraví, P- pacienti, ms - milisekunda

#### 4.4 Výsledky k vědecké otázce č. 4

**Vědecká otázka zněla:** „*Je rozdíl v intenzitě zapojení svalů v průběhu pohybu a je statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a pacienty?*“

Z výsledku hodnot spočítaných pomocí integrálu, hodnotící velikost zapojení jednotlivých svalů v průběhu pohybu, jsme posuzovali jedinou hypotézu  $H_{016}$ . Jejím cílem je určit, zda svaly v průběhu pohybu vykazují nějaké trendy z hlediska jejich zapojení, zda např. nedochází ke konci pohybu k jejich zvýšené či naopak snížené aktivitě. Výsledky hypotézy zobrazují Tabulky č. 9 a 10 na str. 66 a Tabulka č. 11. na str. 67, tabulky popisné statistiky v příloze č. 3 (Tabulka VII., str. 102 a Tabulka VIII., str. 103.), LSD testy pro jednotlivé svaly (viz Příloha č. 3, Tabulky IX. – XV. na str. 104 - 106), a dále také grafické znázornění porovnávající zdravé a pacienty (viz Příloha 4, Grafy I. – VII., str. 107 - 110). Sloupcové grafy dále znázorňují průměrné hodnoty integrálů u zdravých a pacientů (viz Grafy č. 11, str. 67 a Graf č. 12 na str. 68).

Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení:

**Hypotézu  $H_{016}$  ve znění:** „*Svaly nevykazují žádný trend zapojení v průběhu pohybu a není statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a pacienty*“, zamítáme pouze pro parametr srovnání průměrného zapojení m. serratus anterior mezi zdravými a pacienty, pro ostatní parametry nelze zamítnout.

##### 4.4.1 Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 4

Na základě statistického ověření hypotézy  $H_{016}$  byl nalezen pouze jeden statisticky významný rozdíl, a to v rozdílu celkové zapojení m. serratu ant. mezi zdravými a pacienty (viz Tabulka č. 9, str. 66). Pro ostatní parametry nebylo možno hypotézu zamítnout. Měřené svaly nevykazují výrazné trendy v průběhu pohybu ve smyslu zvýšení či snížení jejich výkonů (viz Tabulka č. 10, str. 66, Graf č. 11, str. 67). Mezi skupinou pacientů a zdravými probandy jsme nenalezli signifikantní statistické významné změny ve srovnání zapojení svalů na začátku, uprostřed a na konci pohybu, jak můžeme vidět v Tabulce č. 11, str. 67 a také v Příloze č. 3 Tabulky IX. – XV., str. 104 - 106). V rámci celkového průměrného zapojení byla hypotéza zamítnuta pouze pro m. serratus ant. Přesto můžeme pozorovat určité trendy v rozdílu mezi skupinami v zapojení:

- U pacientů pozorujeme celkové snížení výkonu distálních svalů oproti zdravé skupině (viz Graf č. 13, str. 68 a Graf č. 14, str. 69.).
- Průměrná aktivita m. trapezius pars descendens je vyšší u pacientů – o 71,6%. Průměrné hodnoty srovnávající zdravé a pacienty jsou znázorněny v grafu č. 12, str. 68.

**Tabulka č. 9.** Mann-Whitneyův test - Hladiny statistické významnosti hodnotící rozdíl průměrných hodnot integrálu u zdravých a pacientů

|       | Z        | p-hodn.          |
|-------|----------|------------------|
| SAP   | 2.222876 | <b>0.026225*</b> |
| TRhP  | -0.88915 | 0.373923         |
| TR SP | 0.698618 | 0.484791         |
| LD p  | -0.44458 | 0.656627         |
| INF P | -0.06351 | 0.94936          |
| EX P  | 1.524258 | 0.127445         |
| FL P  | 2.095854 | 0.053609         |

**Legenda:** SAP – plocha m. serratus ant., TRh P – plocha m. trapezius pars descendens, TRs P- plocha m. trapezius pars transversus, LD P- plocha m. latissimus dorsi, INF P- plocha m. infraspinatus, EX P- plocha extensori antebrachii, FL P- plocha flexori antebrachii, Z – hodnota testovacího kritéria, p-hod.- hladina statistické významnosti (\*hypotézu zamítáme pro  $p < 0,05$ ).

**Tabulka č. 10.** Hladina významnosti pro jednotlivé svaly srovnávající plochy v průběhu pohybu

|      | hodnota p  |            |            |
|------|------------|------------|------------|
|      | plocha 1/2 | plocha 1/3 | plocha 2/3 |
| SA   | 0.884      | 0.953      | 0.931      |
| TR h | 0.987      | 0.811      | 0.823      |
| TR s | 0.750      | 0.514      | 0.738      |
| LD   | 0.941      | 0.490      | 0.445      |
| INF  | 0.729      | 0.822      | 0.903      |
| EX   | 0.924      | 0.994      | 0.918      |
| FL   | 0.958      | 0.077      | 0.086      |

**Legenda:** SA- m. serratus anterior, TR h- m. trapezius pars descendens, TR s – m. trapezius pars transversus, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi, EX- extensori antebrachii, FL- flexori antebrachii, hodnota p- hladina statistické významnosti (\*hypotézu zamítáme pro  $p < 0,05$ ).

Plocha 1/2 – udává hodnotu p, srovnávající hodnotu integrálu (plochu) na začátku a uprostřed pohybu

Plocha 1/3 – udává hodnotu p, srovnávající hodnotu integrálu (plochu) na začátku a na konci pohybu

Plocha 2/3 – udává hodnotu p, srovnávající hodnotu integrálu (plochu) uprostřed a na konci pohybu

**Tabulka č. 11.** *Hladina významnosti pro jednotlivé svaly srovnávající jednotlivé hodnoty integrálu mezi zdravými a pacienty*

|      | hodnota p |       |       |
|------|-----------|-------|-------|
|      | Z1/P1     | Z2/P2 | Z3/P3 |
| SA   | 0.813     | 0.568 | 0.701 |
| TR h | 0.072     | 0.405 | 0.064 |
| TR s | 0.486     | 0.791 | 0.891 |
| LD   | 0.237     | 0.208 | 0.672 |
| INF  | 0.746     | 0.388 | 0.855 |
| EX   | 0.451     | 0.404 | 0.387 |
| FL   | 0.233     | 0.186 | 0.080 |

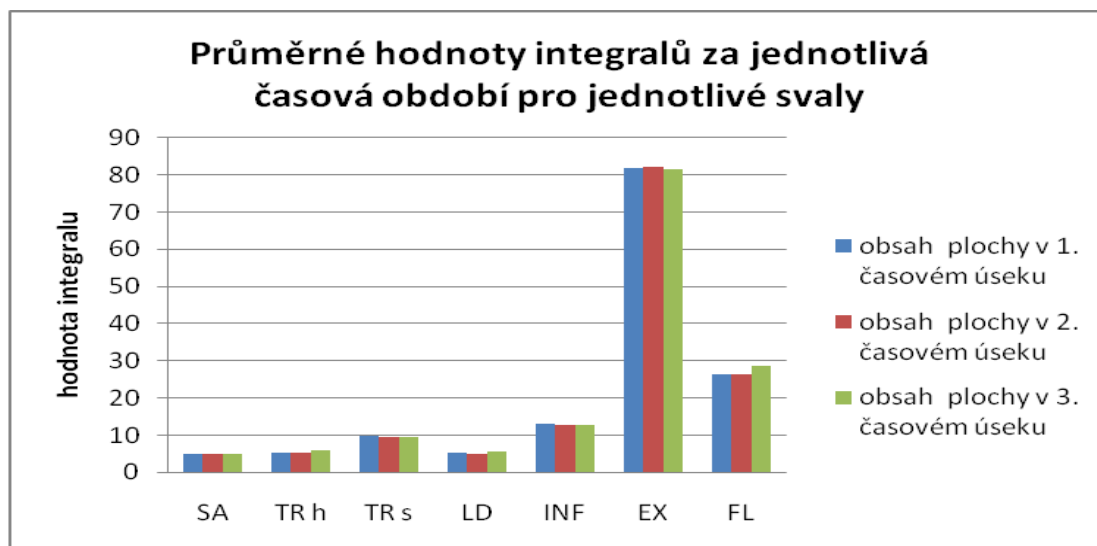
**Legenda:** SA- m. serratus anterior, TR h- m. trapezius pars descendens, TR s – m. trapezius pars transversus, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi, EX- extensori antebrachii, FL- flexori antebrachii, , hodnota p- hladina statistické významnosti (\*hypotézu zamítáme pro  $p < 0,05$ ).

Z1/P1 – udává hladinu p – pro rozdíl hodnoty integrálů mezi pacienty a zdravými na začátku pohybu

Z2/P2 – udává hladinu p – pro rozdíl hodnoty integrálů mezi pacienty a zdravými uprostřed pohybu

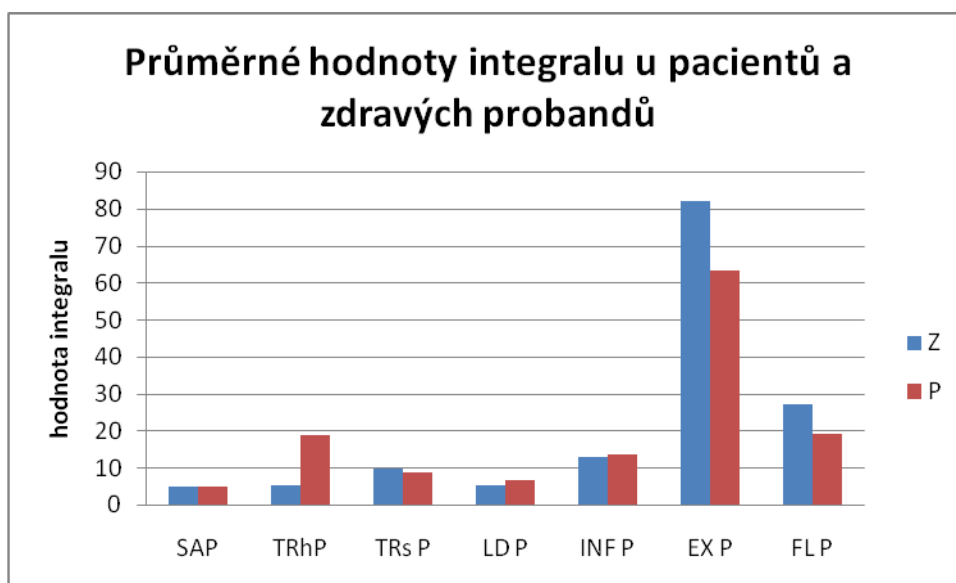
Z3/P3 – udává hladinu p – pro rozdíl hodnoty integrálů mezi pacienty a zdravými na konci pohybu

**Graf č. 11.** *Průměrné hodnoty integrálů za jednotlivá časová období pro jednotlivé svaly*



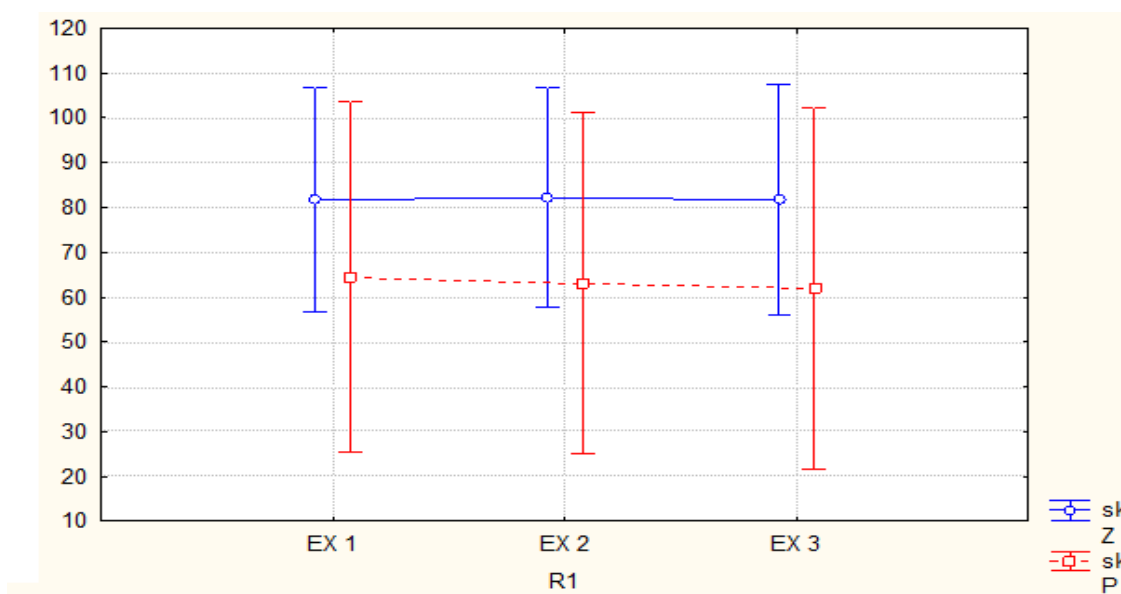
**Legenda:** SA- m. serratus anterior, TR h- m. trapezius pars descendens, TR s – m. trapezius pars transversus, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi, EX- extensori antebrachii, FL- flexori antebrachii

**Graf č. 12.** *Průměrné hodnoty integrálů za jednotlivá časová období pro jednotlivé svaly*



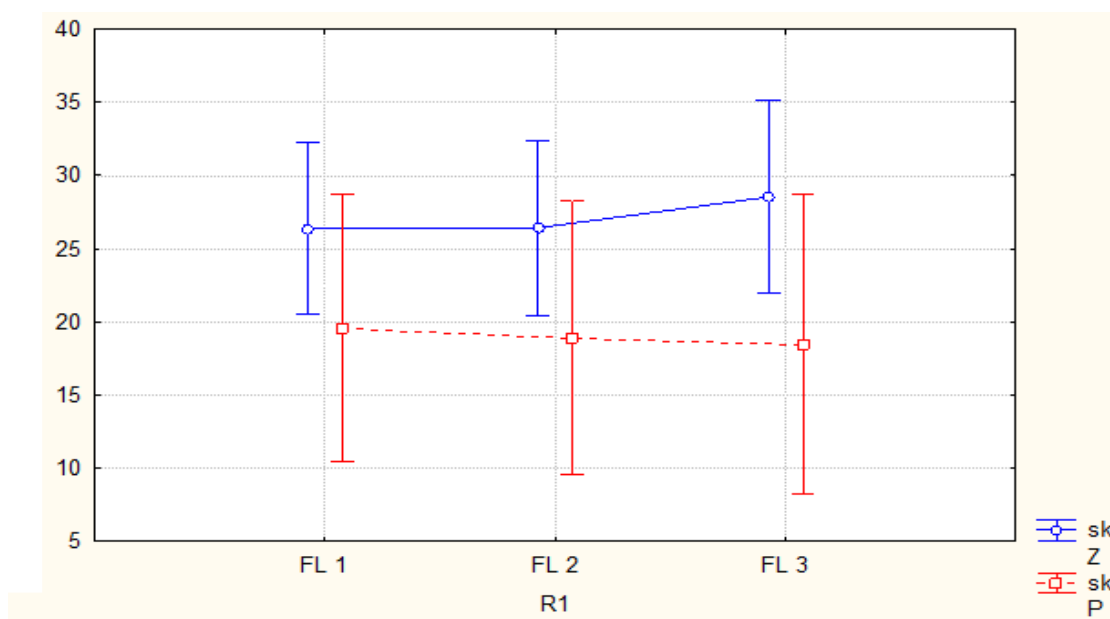
**Legenda:** SAP – plocha m. serratus ant., TRh P – plocha m. trapezius pars Descendens, TRs P- plocha m. trapezius pars transversus, LD P- plocha m. latissimus dorsi, INF P- plocha m. infraspinatus, EX P- plocha extensori antebrachii, Z - zdraví, P – pacienti

**Graf č. 13.** *Znázornění trendu zapojení extenzorů u pacientů a zdravých probandů*



**Legenda:** EX 1- hodnota integrálů na začátku pohybu pro extensory, EX 2- hodnota integrálů uprostřed pohybu pro extensory, EX 3- hodnota integrálů na konci pohybu pro extensory, sk Z- zdraví, sk P- pacienti

**Graf č. 14.** Znáznornění trendu zapojení flexorů u pacientů a zdravých probandů



**Legenda:** FL 1- hodnota integralů na začátku pohybu pro flexory, FL 2- hodnota integralů uprostřed pohybu pro flexory, FL 3- hodnota integralů na konci pohybu pro flexory, sk Z- zdraví, sk P- pacienti

## 5 DISKUZE

Cílem této kapitoly je zhodnotit výsledky této práce a upozornit na poznatky týkající se vlastních výsledků výzkumu a jejich srovnání se závěry současných prací jiných autorů, které se týkají této problematiky.

Problematika svalového řetězení nebývá součástí řešení mnoha studií, ty se většinou zabývají určitým pohybem a jeho dopadem v daném segmentu. Nerozebírají však jeho vliv na vzdálenější oblasti těla v rámci přenosu svalových souher.

V souvislosti s poznatky, které jsme o svalovém řetězení a svalových souhrách zjistili a uvedli v teoretické části práce, nás zajímalo, zda pomocí objektivní metody jako je povrchová elektromyografie nalezneme vztahy mezi jednotlivými svaly při pohybu. V práci hodnotíme, zda předpokládané svaly mající dle fyziologie synergistickou funkci pracují společně a svaly s antagonismem naopak v jiné fázi pohybu. Zároveň bereme v potaz jedinečnost člověka jako jedince, což bylo vzato do úvahy při statistickém vyhodnocování.

Naším prvotním zájmem bylo zaměřit se na zdravou populaci, a proto je soubor zdravých probandů mladšího věku, bez známek špatného zdravotního stavu. Podmínkou pro zařazení do souboru byla dominance pravé končetiny a negativní anamnéza z hlediska úrazů či jiných patologií na horní končetině. U skupiny pacientů naopak byl nutný úraz či funkční porucha pravé dominantní končetiny v oblasti ramenního pletence.

### 5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Vědecká otázka zní: *„Jaký je vztah mezi měřenými proximálními svaly při trojrozměrném pohybu akra?“*

Cílem této vědecké otázky bylo zjistit vztahy proximálně měřených svalů při pohybu konaném akrálně. V osmi hypotézách jsme vzájemně korelovali dvojice svalů. Měřené svaly byly v tomto případě – m. serratus anterior, m. infraspinatus, m. latissimus dorsi a m. trapezius – jeho horní a střední část. Jelikož se jedná o pohyb provedený v distální části, předpokládáme, že svaly ramenního pletence v tomto případě tvoří stabilní bázi pro umožnění pohybu. Mohli bychom se domnívat, že vzhledem

k jejich stabilizační funkci budou vykazovat stálou aktivitu bez ohledu na typ prováděného úkolu. Již z prvního grafického znázornění (viz Příloha č. 4, Graf č. VIII, str. 111) je ale patrné, že cyklicita ruky se projevuje i v proximálních segmentech zvyšováním a snižováním aktivity v měřených svaích.

Svaly mohou být aktivovány z různých příčin – k vykonání pohybu, ke stabilizaci struktury, která je přímo nebo nepřímo ve vztahu k pohybu, nebo k tlumení sil produkovanými ostatními svaly. Během funkčních aktivit svaly nepracují izolovaně, ale v synergiích, umožňujíc tak efektivní kontrolu pohybového aparátu.

Naše výsledky ukazují na vysoké korelační koeficienty a tudíž velkou statistickou významnost společného zapojení m. serratus anterior a m. trapezius p. descendens i dvojici m. serratus anterior a střední část m. trapezius. Serratus anterior společně s horním trapeziem tvoří dvojici sil podílející se na zevní rotaci lopatky, jak uvádí Hurov (2009). M. serratus anterior je antagonistou transversálních snopců m. trapeziu a svou společnou aktivitou vyvažují polohu lopatky a udržují ji stabilně proti hrudníku (Coelho de Moraes Faria & Trixeirs-Salmela & Gomez, 2009; Véle, 2007).

Základní funkcí m. infraspinatus, jednoho svalů z manžety rotátorů, je zevní rotace. Podle našich výsledků je ve své aktivitě podporován stabilizační dvojicí m. serratus anterior a střední částí m. trapeziu a v přímém antagonismu ve své funkci je s m. latissimem dorsi. Ten se jako vnitřní rotátor zapojoval v opačné části pohybu, jak dokazuje i náš výsledek záporných korelačních koeficientů, což znamená opačný antagonistický vztah. V takto přímém antagonistickém vztahu již ale není s m. serratem anterior ani se střední částí m. trapeziu. V těchto případech jsme na základě statistického zhodnocení nemohli vyhodnotit přímý vztah těchto svalů, z důvodů nejednotnosti jejich funkce, která se v měření projevila. Velkou roli zde hraje individualita jednotlivce a jeho aktuální fyzický stav. Hypotézy v těchto případech zamítáme, z důvodu rozdílnosti výsledků měření. U některých probandů jak vidíme v Tabulce II., Přílohy 3 (viz str. 100), je u korelací těchto svalů statisticky významná kladná hodnota koeficientů, u jiných zase záporná hodnota korelace, což je projevem odlišné funkce u lidí z hlediska individuality. Není tak možné určit trend, naznačující společný vztah svalů v rámci našeho měření. V případě funkčně slabých svalů fixátorů lopatek pracují svaly v koaktivitě a z tohoto důvodu máme kladné korelační koeficienty u antagonistických svalů. V případě kvalitního funkčního zapojení se uplatní společná podporující funkce

infraspinatu, serratu anterior a středního trapeziu, společně působící proti m. latissimu dorsi.

## 5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Vědecká otázka zní: „*Jaký je vztah proximálních a distálních svalů při pohybovém projevu akra?*“

V první vědecké otázce jsme zkoumali vzájemný vztah proximálně měřených svalů aktivních při pohybu v distálním segmentu. Cílem této druhé otázky je dát do souvislosti proximální a distální svaly. Ze studie Devanne a kol., 2006 a Melgari a kol., 2008 víme, že motorické kortikální okruhy jsou funkčně spojeny s kontrolou distálních svalů a oblasti reprezentující jednotlivé proximální a distální svaly se v mozkové kůře vzájemně překrývají, což je neurálním podkladem pro motorickou koordinaci. Aktivita těchto jednotlivých oblastí, je závislá na postuře a poloze určitého segmentu, kdy např. pronace horní končetiny poukazuje na větší překrytí oblastí ruky a předloktí ( Melgari a kol., 2008).

V naší studii jsme vzájemně korelovali distálně měřené svaly - mm. extensori a mm. flexori, přičemž naši snahou bylo umístit elektrody na radiální části těchto svalů. Vzhledem k obtížnosti odlišit jednotlivé svaly předloktí jsme je nazvali hromadně. Mm. extensori a mm. flexori byly korelovány s m. infraspinatem a m. serratem anterior, mm. flexory s m. latissimem dorsi. S ostatními svaly nebylo provedeno vyhodnocení kvůli náročnému zpracování. Vybrané svaly jsou ale dostatečným zástupcem distoproximálních svalů.

Vliv aktivity ruky na svaly ramenního pletence nebo poloha ruky a svalová aktivita s tím spojená není součástí řešení mnoha studií. Studie Sporrang & Palmerud & Herberts (1996) odhaluje vliv aktivity ruky na svaly ramenního pletence. Pomocí intermitentního handgripu v různých pozicích flexe a abdukce (30°, 60°, 90°, 120°) byla snímána aktivita svalů reagující na zátěž produkovanou pomocí aktivity ruky. Studie ukazuje, že silová aktivita má vliv na zátěž svalů měřených pomocí EMG. Studie, které by se přímo zabývaly vlivem aktivity distálních svalů na svaly proximální a jejich funkční vazby v rámci svalových řetězců nebyly v námi dostupných zdrojích nalezeny.

Již z ontogenetického vývoje horní končetiny víme o funkčním spojení mezi vnitřními rotátory a flexory. Tento systém se nazývá vývojově starším. Teprve

postupným rozvojem zevní rotace a abdukce v ramenním pletenci a kaudalizací lopatek se rozvíjí úchopové schopnosti dítěte spojení s dorsální flexí a radiální dukcí (Kolář, 1998; Vojta, 1993). Již z těchto ontogenetických vztahů můžeme vzájemně odhadovat svaly pravděpodobně se podporující ve svých funkcích.

Ve fyzioterapeutické praxi se setkáváme s přístupy různých autorů pracujících na principu svalového řetězení, jejíž někteří zástupci jsou uvedeni v teoretické části této práce. Příkladem může být koncept Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (Adler & Becker & Buck, 2008) jejíž jeden ze synergistických vzorců poukazuje na vzájemně se facilitující aktivitu v zevní rotaci abdukci flexi v ramenním kloubu s dorsální flexí (extenzí) a radiální dukcí. Převeďeno na „řeč svalů“: aktivita extenzorů s radiální dukcí napomáhá ve své funkci zevním rotátorům – a tudíž m. infraspinatus i m. serratus anterior. Také metoda vzpěrných cvičení Roswity Brunkowové (Pavla in Bínová & Špringrová Palaščáková, 2008) je založena na principu cílené aktivace diagonálních svalových řetězců, jejichž základem je funkčně nastavené akum končetin. Pomocí dorsální flexe zápěstí aktivuje svalové řetězce končetin a trupu a facilituje tak stabilizátory lopatek a tedy i zevní rotátory. Velikost průměrné velikosti maximálních korelačních koeficientů ukazuje v našem měření na nejsilnější vztah právě zevního rotátoru a extensorů (viz Graf č. 6, str. 60). Naopak vztah m. latissimu dorsi a flexorů nebyl našim měřením jednoznačně potvrzen. Přestože korelační koeficienty vykazují určitý trend a vzájemný vztah potvrzuje i vývojová ontogeneze, nemůžeme statisticky potvrdit, že by se tyto svaly podporovaly ve své funkci (viz Tabulka č. 6, str. 59).

Společnou funkci zevních rotátorů, serratu ant. a extensorů, zpracovávanou v hypotézách, jsme odhalili pomocí grafického znázornění surových dat (viz Graf č. 3, str. 57), na kterém jsme mohli pozorovat společný průběh svalů s určitým časovým posunem, který se projevuje předbíráním jedné křivky vůči druhé. Z tohoto důvodu byla použita funkce křížové korelace v počítačovém programu Matlab, díky které byla nalezena maximální korelace s příslušným časovým posunem, pohybující se v případě těchto dvojic do 140 ms. Vzhledem k tomu, že jedno otočení powerballem trvalo přibližně 500 ms tedy půl otočky (250 ms) je vykonáváno prostřednictvím extensorů, druhá polovina otočky pak aktivitou flexorů, můžeme usuzovat, že se tento časový posun nachází v aktivním působení korelovaných svalů. Z toho vyplývá, že časový posun hraje důležitou roli ve zpracování pohybu. Aktivita distálních svalů nasedá na

stabilizovaný proximální segment, tudíž aktivita svalů ramenního pletence předbíhá vlastní pohybový projev.

Hypotézy H<sub>0</sub>12 a H<sub>0</sub>13, korelující m. serratus anterior a infraspinatus s flexory, byly vzájemně korelovány pro potvrzení předchozích hypotéz. Vzhledem k tomu, že se jedná o cyklický pohyb, také došlo k nalezení statisticky významných korelačních koeficientů. V případech výše uvedených hypotéz nám šlo o časový posun, ve kterém bylo maximum korelace nalezeno. Průměrná hodnota časového posunu byla 240 ms pro serratus anterior a flexory, a 210 ms pro infraspinatus a flexory, což ukazuje na druhou polovinu otočky. Průměrná hodnota časového posunu ale není dost vypovídající, protože byla nalezena velká variabilita dat, díky které pouze 52% časových posunů u serratu a 58 % u infraspinatu s flexory bylo nalezeno po 200 ms. Nalezení maximální korelace m. serratu ant. s flexory a m. infraspinatu s flexory v druhé části pohybu by nám potvrdilo společnou vazbu infraspinatu a serratu s extensory (H<sub>0</sub>9 a H<sub>0</sub>10) a naopak vyloučilo vzájemnou souvislost těchto dvojic. Díky velké variabilitě, kterou jsme ale našli, uvedené tvrzení nemůžeme potvrdit, můžeme pouze poukázat na obecně vyšší hodnotu časového posunu. Jedním z důvodů pro větší variabilitu dat může být různý charakter točení u jednotlivce a tím celkově nižším zapojením flexorů při otočce. Dalším může být nutnost koaktivace flexorů a extensorů, a to kvůli zátěži, která je kladena na svaly předloktí. Společná práce se může projevit právě nižším časovým posunem.

### 5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3

**Vědecká otázka zněla: „Je rozdíl v zapojení svalů mezi pacienty a zdravou skupinou?“**

Skupina pacientů byla do této studie zahrnuta dodatečně, zejména kvůli ozřejmění, zda funkční nebo strukturální problém ovlivní svalovou souhru v oblasti ramene a stability lopatky. Dle Labrioly a kol. (2005), snížená či zvýšená aktivita svalů v závislosti na pozici zvyšuje či snižuje stabilitu ramenního pletence. Také dle Jandy (1999) víme, že dysbalance mezi fázickými a tonickými svalovými skupinami ovlivňuje postavení ramenního pletence a zasahuje do posturální motoriky jako takové. Svalová nerovnováha pak přispívá k instabilitě a může být predisponujícím faktorem pro subluxaci (Kisner & Colby, 2007; Kapandji & Honore & Tubiana, 2007). V této vědecké otázce zjišťujeme, zda se problematika s ramenním pletencem v anamnéze

promítne do měřených svalových souher a najde se statisticky významný rozdíl oproti zdravé skupině.

První hypotéza této vědecké otázky porovnávala zdravou skupinu a pacienty a rozdílnost korelací proximálně měřených svalů. Podle Ludewiga & Cooka (2000), hraje velkou roli, v rámci sledované kinematiky ramenního pletence u lidí s a bez impingementu, m. serratus anterior, který v měřeních vykazuje sníženou aktivitu ve všech testovacích podmínkách. Serratus anterior je důležitý stabilizační sval, jehož nedostatečná funkce přispívá ke vzniku impingementu. Jeho oslabení a následné jiné zapojení se svými agonisty je ukázkou projevující se také v našem měření, kdy byly prokázány významné rozdíly pro svaly párované právě s tímto svalem – tedy páry - m. serratus anterior s m. infraspinatus, trapezius pars transversus a descendens. Společné fungování dvojic sil se serratem anterior je menší v porovnání se zdravou skupinou. Nutnost stabilizace lopatky je pak vyvažována spoluprací s antagonisty. U dvojice m. serratus ant. a latissimus dorsi si můžeme povšimnout rozdílu oproti zdravé skupině – a to kladného pozitivního průměru korelačních koeficientů. To ukazuje na nutnost spolupráce a koaktivity těchto dvou svalů. Obdobný trend bychom mohli pozorovat u dvojice latissimu s infraspinatem, jehož korelace není statisticky významná ani ve smyslu opačné funkce svalů, ani kladné. U pacientů se projevil různý trend zapojení a vzhledem k malému vzorku nemůžeme určit ani jeden směr za určující. Dalším signifikantním rozdílem byla korelace mezi m. infraspinatem a střední částí m. trapeziu.

Obecně můžeme říci, že skupina pacientů vykazuje nižší korelační koeficienty, což je zřetelně vidět na grafu č. 8 na str. 62, a to především u dvojic korelující m. serratus anterior, u něhož byly zároveň nalezeny signifikantní změny. Výsledky studie Kelly a kol. (2005), ukazují trend zvyšování aktivity u pacientů s lézi rotátorové manžety během veškerých zadaných úkolů, zahrnující různé funkční testy s a bez zátěže, ve srovnání se zdravými probandy. U pacientů s demonstrovanými aktuálními problémy byla v porovnání s asymptomatickými pacienty nalezena signifikantní rozdíl během elevace v aktivitě m. supraspinatu, infraspinatu a horního trapeziu. Při spolupráci s oslabeným m. serratem ant. by se pak jejich zvýšená aktivita mohla projevit sníženým korelačním koeficientem, jak tomu bylo v naší studii.

Barden a kol. (2005), tvrdí, že lidé s problematikou ramenního pletence v anamnéze mohou mít rozdílnou svalovou aktivitu. Velkou roli podle něj zde hraje

precizní aktivace a kontrola svalů rotátorové manžety hlavně ve středních pozicích, proto jejich dysfunkce může být přispívající faktor instability. Ve své studii zjistil u skupiny s instabilitou ramenní v anamnéze také odlišnou aktivaci m. infraspinatus, který se oproti kontrolní skupiny projevoval celkovou kratší dobou aktivace.

V hypotéze H<sub>015</sub> vědecké otázky č. 3 jsme se zabývali porovnáním rozdílů proximodistálních svalů, jejich zapojení u zdravých probandů a pacientů. Z průměrných hodnot korelačních koeficientů (viz Graf č. 9, str. 64) můžeme vidět celkově nižší maximální korelační koeficienty u jednotlivých dvojic svalů. Statisticky významný rozdíl v porovnání se zdravou skupinou nalézáme u m. serratu ant. a extensorů, jejíž korelace dosahovala až o 76,4 % menší hodnoty. Statisticky významný rozdíl byl i nalezen v hodnotách korelací mezi seratem a flexory a infraspinatem a flexory. Největší rozdíly byly opět nalezeny v korelacích obsahující m. serratus ant. jako jeden z dvojice. I toto ukazuje na ne plně funkční zapojení, jako tomu bylo u zdravých jedinců.

Signifikantní rozdíl nalézáme také u časové složky této hypotézy, ale to pouze u infraspinatu a flexorů. U jiných nedosáhl rozdíl statistické významnosti. Z grafu č. 10 str. 64, je ale patrná kratší doba u pacientů pro dosažení maximální korelace. Na druhou stranu ale jak již bylo řečeno, dosahují pacienti menšího maxima a obecně snížení korelačních koeficientů. Vzhledem k tomu, že se v těchto případech jednalo o nalezení maximálního korelačního koeficientů, je jejich hodnota těsně nad kritickou hodnotou diskutabilní a poukazuje na nepříliš funkční vazby v rámci jednoho řetězce. Dle Wadswortha a Bullocka-Saxtona (1997) má impingement souvislost se změnami v latenci a dochází ke zvýšené variabilitě a většímu zpoždění v zapojení v zapojování svalů. To protirečí našim výsledkům, které naopak poukazují na maximální možnou korelaci u pacientů s menším časovým posunem. Právě velikost maximální korelace ale může ovlivnit relevantnost těchto hodnot. Nalezení společné maximální, ale ne příliš silné vazby za kratší dobu nemusí znamenat rychlejší nástup aktivity synergistických distoproximálních svalů u pacientů, ale vzhledem k její nízké hodnotě pouze poukázat na zhoršené funkční zapojení.

## 5.4 Diskuze k vědecké otázce č. 4

**Vědecká otázka zněla: *Je rozdíl v intenzitě zapojení svalů v průběhu pohybu a je statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a pacienty?***

Důsledkem každého delšího pohybu, zvláště dynamického s velkou intenzitou, je svalová únava. Na elektromyografickém záznamu se únava projevuje snížením a posunem frekvenčního spektra k nižším frekvencím, a také zvýšenou amplitudou, a to díky změně práci svalů, kdy aktivní synergismus synchronizuje svalovou aktivitu pro zvládnutí zátěže (Vredenburg & Rau; Kadefors a kol. in Winter, 2005; Nieminen a kol., 1995). Únavu a práci svalů můžeme posoudit frekvenční analýzou nebo hodnocením výkonu svalů. V naší studii jsme se rozhodli pro spočítání plochy pod křivkou svalů, kdy jsme pomocí velikost integrálů zhodnotili zapojení konkrétního svalu v průběhu pohybu. Pomocí této metody nebylo odhaleno téměř žádných statisticky významných změn, a to ani v rámci jednotlivých svalů či srovnání svalů mezi sebou, což by napovídalo o redistribuci funkce při svalové únavě. Jediná statisticky významná změna se projevila při srovnání průměrného zapojení m. serratu anterior u zdravých a pacientů (viz Tabulka č. 9, str. 66). Ostatní svaly nevykazují v průběhu pohybu výrazné trendy a nejsou ani statistické významné rozdíly mezi zdravými a pacienty. Musíme ale říci, že v tomto případě velmi záleží na vybraných úsecích. Vhodnější by byla frekvenční analýza, která by zhodnotila průběh svalové aktivity po celou dobu pohybu. Námi tři vybrané úseky mohou zkreslit výsledek, jiný úsek u stejného probanda by mohl ukázat jiný trend.

Co je ovšem zřejmé z grafů č. I. - VII. (viz Příloha 4, Grafy I. -VII. str. 107 – 110) kromě velké variability týkající se jednotlivců, je trend zapojení distálních svalů. Skupina pacientů vykazuje celkově nižší výkon v zapojení extensorů a flexorů, naopak v případě některých svalů proximálních – konkrétně m. infraspinatus, latissimus dorsi, horní trapezius, se výkonem jeví opačně. Zvláště m. trapezius p. descendens je v tomto případě zvláště výrazný, jak tomu napovídá i průměrná hodnota zapojení tohoto svalu u pacientů v porovnání se zdravými (viz Graf č. 12, na str. 68).

M. trapezius p. descendens je typický stresový sval reagující na zátěž. Zvýšená aktivita horní části m. trapeziu se projevila i ve studii Ludewig & Cook (2000), poukazující na kinematické změny při pohybu lopatky u pacientů s impingementem, které jsou přičítány právě zvýšené aktivitě m. trapeziu, pars descendens, případně

dysbalanci jednotlivých porcí tohoto svalu a také snížené aktivitě m. serratu anterior. Studie Nieminen a kol. (1995) studující svalové synergie ramenního pletence během statické unavující kontrakce vypovídá, že první svaly reagující na únavu jsou m. supraspinatus, deltoideus a infraspinatus. Naopak únava m. trapezii nastává o dosti později. Při postupující náročnosti daného úkolu se zvyšuje zátěž na tento sval, kompenzující dřívější únavu svalů ostatních. U naší skupiny pacientů pak zvýšená aktivita od počátku pohybu může znamenat nutnost kompenzovat sníženou koordinaci a ne zcela funkční synergie stabilizátoru lopatky, které se i toto snaží vyvážit svou zvýšenou aktivitou oproti zdravé skupině.

U pacientů v porovnání se zdravými pozorujeme menší aktivitu distálně než u zdravých a vyšší aktivitu některých proximálních svalů (viz výše). Může to být z důvodu nutnosti větší práce při zajištění stability lopatky pro umožnění vykonání pohybu. Nemůžeme ale říci, že by únava prokázala vliv na jednotlivé svaly jako takové např. snížení výkonu svalů na úkor zvýšení výkonů u svalů jiných. Studie Hufenus & Amarantini & Forestier (2006) zkoumala jak CNS kompenzuje únavu svalů, která byla experimentálně navozena v distálním, nebo proximálním segmentu (v distální části - u extensorů zápěstí, v proximální - u tricepsu brachii) a následně byla provedena analýza kinematických, kinetických a elektromyografických parametrů. Bylo zjištěno, že kinetické změny navozené svalovou únavou nejsou stejné pro obě únavové podmínky, jak se projevilo ve vykonávaném úkolu, jehož cílem bylo pomocí pohybu lokte a zápěstí posunout objekt do předem daného cíle. V případě únavy distálních svalů kinetická analýza ukázala, že nedochází ke změně koordinace v porovnání se stavem bez únavy. Použitá strategie CNS byla použita k udržení pohybu zápěstí charakterizována nezměněním prostorové organizace iniciální sekvence – byla pouze zjištěna delší doba trvání pohybu až o 73 ms. Dále také došlo ke zvýšení úhlové rychlosti v zápěstí a snížení kroutivé síly v lokti. V případě proximální únavy proběhla větší reorganizace, se změnou iniciální koordinace. Ta se projevila zvýšením úhlové rychlosti zápěstí, větší aktivitě flexorů zápěstí, což je odrazem aktivního natažení extensorů.

Cílem CNS při únavě některé části pohybového aparátu je zachování pohybu. Naše studie neprokázala změnu výkonu v jednotlivých svalech, únava s redistribucí funkce distálním nebo proximálním směrem pro zachování pohybu nebyla dokázána.

Svaly si v tomto případě zapojí více motorických jednotek, které začnou pracovat více synchronně, což bychom odhalili pomocí frekvenční analýzy, ne ale hodnocením výkonu svalu. Otázkou zůstává, které svalové skupiny (proximální nebo distální) podlehnou únavě při prodloužení doby úkolu až k subjektivnímu pocitu únavy a jaké kompenzační strategie by byly provedeny pro další udržení pohybu.

Přestože byly tyto vědecké otázky rozebrány jednotlivě, víme, že lidské tělo pracuje jako celek. Vzhledem k přepínání aktivity svalů předloktí mezi flexory a extensory dochází ke stejnému přepínání proximálně vzhledem k funkčním vazbám, které byly částečně odhaleny ve vědecké otázce č. 2. V případě, že je tělo narušenou nějakou poruchou – v našem případě v oblasti ramenního pletence, dochází ke změnám ve svalových souhrách. Studie zabývající se srovnáním zdravé skupiny se skupinou nemocných jsou ale vždy úzce profilované diagnózou měřených pacientů. Tím se odlišují od naší studie. Podmínkou pro nás byla diagnóza z oblasti dominantního pletence ramenního, a zároveň schopnost vykonat měřený úkol. I z tohoto důvodu je komparace s ostatními studiemi zabývající se alespoň částečně obdobnou problematikou obtížná. Některé parametry, jako např. zvýšené zapojení horních vláken trapeziu a celkové snížení korelačních koeficientů u dvojic s. m. serratem anterior napovídají o důležitost kvalitního svalového zapojení, jehož insuficience se může projevit problémy v oblasti ramenního pletence (Ludewig & Cook, 2005). Dalším faktorem pro rozvoj potíží v této oblasti je mechanická zátěž svalů, která se může projevit i při distálně prováděném pohybu, jako tomu byl i v naší studii. Hodnocení pomocí EMG ale znevýhodňuje velké množství svalů podílejících se na stabilitě a stabilizaci pletence v průběhu pohybu.

## ZÁVĚR

Vliv trojrozměrného pohybu akra na posturální motoriku jako téma této práce se nejprve ve své první části snaží nalézt a zkompileovat poznatky o svalovém řetězení, vzniku svalových souher horní končetiny z pohledu ontogeneze a dále poukazuje na řízení volního pohybu z pohledu centrálního nervového systému, bez jehož zajištění by volný, koordinovaný pohyb nebyl možný.

Jedním z dílčích cílů této práce bylo odhalit vzájemné vztahy proximálních svalů, které jsme řešili v první vědecké otázce. V té jsme zjistili, že existují svalové synergie svalů během pohybu, vykonávaném pouze akrem horní končetiny. Dále byly zjištěny vztahy mezi proximálními a distálními svaly a určitými svalovými skupinami. Tyto vztahy ale nebyly definitivně a jednoznačně potvrzeny v našich výsledcích, jelikož každý člověk jako jedinec vykazuje svou vlastní normu svalové aktivity pro provedení pohybu, která se mohla projevit nutností koaktivace svalů, což mohlo předpokládané vazby svalů funkčně změnit. Naše výsledky zároveň poukazují na problematiku pacientů s poruchou v oblasti ramenního pletence, díky níž dochází k narušení těchto synergií. Jejich svalové zapojení v námi vymezených svalových dvojicích byly významně nižší hlavně u svalů korelujících m. serratus anterior, který se tak ukazuje jako klíčový v této problematice. V další práci by bylo vhodné zaměřit se na konkrétní diagnózu pacientů a lépe zhodnotit svalovou únavu a kompenzační mechanismy, které by byly zvoleny v rámci přebírání svalové aktivity jednotlivými svaly pro zachování pohybu. Pro zhodnocení únavy doporučujeme spektrální analýzu.

## SEZNAM LITERÁRNÍCH PRAMENŮ

- ADLER, S.S. & BECKER, D. & BUCK, M. *PNF in practice: an Illustrated Guide*. 3<sup>rd</sup> ed. Berlin: Springer Medizin Verlag, 2008. ISBN-13: 978-3-540-73901-2.
- AMBLER, Z. *Neurologie pro studenty lékařské fakulty*. 5. vyd. Praha: Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0894-4.
- ANONYMUS. Motor control theories [online], 2008. [cit. 2009-06-20]. Dostupné na Internetu: <<http://www.scribd.com/doc/7112195/Motor-Control-Theories>>.
- BARDEN, J. M. Atypical shoulder muscle activation in multidirectional instability. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2005, vol. 116, no. 8, p. 1846-1857, [cit. 2010-04-10]. Dostupné na Internetu: <[http://80.www.sciencedirect.com/dialog/cvut.cz/science?\\_ob=ArticleURL&\\_udi=B6VNP-4GGXXH9-3&\\_user=822117&\\_coverDate=08%2F31%2F2005&\\_alid=1298280809&\\_rdoc=96&\\_fmt=high&\\_orig=search&\\_cdi=6184&\\_docanchor=&view=c&\\_ct=257&\\_acct=C000044516&\\_version=1&\\_urlVersion=0&\\_userid=822117&md5=6eb1e2aa7014aace021241c0d01e8d38#SECX9](http://80.www.sciencedirect.com/dialog/cvut.cz/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6VNP-4GGXXH9-3&_user=822117&_coverDate=08%2F31%2F2005&_alid=1298280809&_rdoc=96&_fmt=high&_orig=search&_cdi=6184&_docanchor=&view=c&_ct=257&_acct=C000044516&_version=1&_urlVersion=0&_userid=822117&md5=6eb1e2aa7014aace021241c0d01e8d38#SECX9)>. ISSN: 1388-2457.
- BARRETT, K. E. A kol. *Ganong's review of medical physiology*. 23<sup>rd</sup> ed. McGraw Hill Companies, Inc, 2010. ISBN 0071605673.
- BÍNOVÁ, A. & ŠPRINGROVÁ PALAŠČÁKOVÁ, I. Nové aspekty v metodě Roswithy Brunkow sledováním aktivity vybraných svalů pomocí povrchové emg. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, roč. 15, č. 2, s. 74-81. ISSN 1803-6597.
- BRAY a kol. *Human Physiology*. 4<sup>th</sup> ed. Blackwell Science, 2000. ISBN 0-86542-775-5.
- CAILLIET, R. *Shoulder pain*. 3<sup>rd</sup> ed. Philadelphia: F. A: Davis Company, 1991. ISBN 0-8036-1614-7.
- CIBOCHOVÁ, R. Psychomotorický vývoj dítěte v prvním roce života. *Pediatric pro praxi* [online]. 2004, č. 6., s. 291-297 [cit. 2010-01-30]. Dostupné na Internetu: [www.solen.cz/pdfs/ped/2004/06/07.pdf](http://www.solen.cz/pdfs/ped/2004/06/07.pdf). ISSN 1213-0494.

- COELHO de MORAIS FARIA, CH. D. & TRIXEIRS-SALMELA, L. F. & GOMEZ, P. F. Applicability of the coactivation method in assessing synergies of the scapular stabilizing muscles. *Journal of Shoulder and Elbow surgery* [online]. 2009, vol. 18, no. 5, p. 764-772, [cit. 2010-04-10]. Dostupné na Internetu: <[http://www.sciencedirect.com/science?\\_ob=ArticleURL&\\_udi=B6WM1-4W9S2XB-1&\\_user=2925126&\\_coverDate=10%2F31%2F2009&\\_rdoc=1&\\_fmt=high&\\_orig=search&\\_sort=d&\\_docanchor=&view=c&\\_acct=C000049942&\\_version=1&\\_urlVersion=0&\\_userid=2925126&md5=cba2e4bba3b9d2b6bc592393f391f005](http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6WM1-4W9S2XB-1&_user=2925126&_coverDate=10%2F31%2F2009&_rdoc=1&_fmt=high&_orig=search&_sort=d&_docanchor=&view=c&_acct=C000049942&_version=1&_urlVersion=0&_userid=2925126&md5=cba2e4bba3b9d2b6bc592393f391f005)>. ISSN 1532-6500.
- COKER, CH. A. *Motor learning and control for practitioners*. New York: McGraw-Hill, 2004. ISBN 0-7674-1645-7.
- ČÁPOVÁ, J. *Terapeutický koncept: bazální programy a podprogramy*. 1. vyd. Ostrava: Repronis, 2008. ISBN 978-80-7329-180-8.
- D'AVELA, A. P. a kol. Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations. *Journal of Neuroscience* [online] 2006, vol. 26, no. 30, p. 7791-7810 [cit. 2010-01-10]. Dostupné na Internetu: <<http://www.jneurosci.org/cgi/reprint/26/30/7791>>. ISSN 0270-6474.
- DeLUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 1997, vol. 13, no. 2, p. 135-163 [cit. 2010-02-10]. Dostupné na Internetu: <[http://74.125.155.132/scholar?q=cache:jLA5LHXT7AIJ:scholar.google.com/&hl=en&as\\_sdt=2000](http://74.125.155.132/scholar?q=cache:jLA5LHXT7AIJ:scholar.google.com/&hl=en&as_sdt=2000)>. ISSN 1543-2688.
- DEVANNE, H. A KOL. The comparable size and overlapping nature of upper limb distal and proximal muscle representations in the human motor cortex. *European Journal of Neuroscience* [online]. 2006, vol. 23, p. 2467-2476 [cit. 2010-03-15]. Dostupné na Internetu: <<http://www3.interscience.wiley.com/journal/118630693/abstract?CRETRY=1&SRETRY=0>>. ISSN 14609568.

- DVOŘÁK, R. & VAŘEKA, I. Příspěvek k objektivizaci vývoje schopnosti řídit oporu a těžiště těla. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, roč. 6, č. 3, s. 86-90. ISSN 1803-6597.
- DVOŘÁK, R. Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, roč. 12, č. 1, s. 12-17. ISSN 1803-6597.
- DVOŘÁK, R. Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, roč. 12, č. 1, s. 18-22. ISSN 1803-6597.
- DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 9788024716480.
- ENOKA, R. *Neuromechanics of human movement*. 4<sup>th</sup> ed. Champaign: Human Kinetics, 2008. ISBN-13: 978-0-7360-6679-2.
- FORSSBERG, H. Neural control of human motor development. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 1999, vol. 9, no. 6, p. 676–682 [cit. 2010-01-10]. Dostupné na Internetu: <[http://www.sciencedirect.com/science?\\_ob=MIimg&\\_imagekey=B6VS3-3YGT7CJ-6-3&\\_cdi=6251&\\_user=990403&\\_pii=S0959438899000379&\\_orig=search&\\_coverDate=12%2F01%2F1999&\\_sk=999909993&view=c&wchp=dGLzVtb-zSkzS&md5=d42bf491d85eb050f3bb4a88eaab09af&ie=/sdarticle.pdf](http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MIimg&_imagekey=B6VS3-3YGT7CJ-6-3&_cdi=6251&_user=990403&_pii=S0959438899000379&_orig=search&_coverDate=12%2F01%2F1999&_sk=999909993&view=c&wchp=dGLzVtb-zSkzS&md5=d42bf491d85eb050f3bb4a88eaab09af&ie=/sdarticle.pdf)>. ISSN 0959-4388.
- GANONG, W. F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20 vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN 8072623117
- GUYTON, A. C. & HALL, J. E. *Textbook of medical physiology*. 11<sup>th</sup> ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2006. ISBN -13: 978-0-7216-0240-0.
- HAEHL, V. & VARDAXIS, V. & ULRICH, B. Learning to cruise: Bernstein's theory applied to skill acquisition during infancy. *Human movement science* [online]. 2000, vol. 19, no. 5, p. 685-715 [cit.2009-12-09]. Dostupné na Internetu:

<[http://www.sciencedirect.com/science?\\_ob=MImg&\\_imagekey=B6V8T-42FS2KW-D-10&\\_cdi=5879&\\_user=10&\\_pii=S0167945700000348&\\_orig=search&\\_coverDate=11%2F30%2F2000&\\_sk=999809994&view=c&wchp=dGLbVlb-zSkzS&md5=1d0fbb9d7772c0352fa2801bf1f47894&ie=/sdarticle.pdf](http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MImg&_imagekey=B6V8T-42FS2KW-D-10&_cdi=5879&_user=10&_pii=S0167945700000348&_orig=search&_coverDate=11%2F30%2F2000&_sk=999809994&view=c&wchp=dGLbVlb-zSkzS&md5=1d0fbb9d7772c0352fa2801bf1f47894&ie=/sdarticle.pdf)>. ISSN 0167-9457.

HALDER, A. M. a kol. Dynamic inferior stabilizers of shoulder joint. *Clinical Biomechanics* [online]. 2001, vol. 16, no. 2, p. 138-143 [cit. 2009-12-09]. Dostupné na Internetu: <[http://www.sciencedirect.com/science?\\_ob=ArticleURL&\\_udi=B6T59-42C64W6-6&\\_user=2925126&\\_coverDate=02%2F28%2F2001&\\_rdoc=1&\\_fmt=high&\\_orig=search&\\_sort=d&\\_docanchor=&view=c&\\_acct=C000049942&\\_version=1&\\_urlVersion=0&\\_userid=2925126&md5=6141639e671004bdc3b2aff05517519d](http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6T59-42C64W6-6&_user=2925126&_coverDate=02%2F28%2F2001&_rdoc=1&_fmt=high&_orig=search&_sort=d&_docanchor=&view=c&_acct=C000049942&_version=1&_urlVersion=0&_userid=2925126&md5=6141639e671004bdc3b2aff05517519d)>.. ISSN 0268-0033.

HAMILL, J. & KNUTZEN, K. M. *Biomechanical Basis of Human Movement*. 3<sup>rd</sup> ed., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2009. ISBN 978-0-7817-9128-1.

HAUBNER, W. Involvement of basal ganglia transmitter in movement initiation. *Progress in Neurobiology* [online]. 1998, vol. 56, no. 6, p. 507-540 [cit. 2010-02-20]. Dostupné na Internetu: [http://www.sciencedirect.com/science?\\_ob=ArticleURL&\\_udi=B6T0R-3TVP5MF-7&\\_user=10&\\_coverDate=12%2F31%2F1998&\\_rdoc=1&\\_fmt=high&\\_orig=search&\\_sort=d&\\_docanchor=&view=c&\\_searchStrId=1323717499&\\_rerunOrigin=scholar.google&\\_acct=C000050221&\\_version=1&\\_urlVersion=0&\\_userid=10&md5=c691313268663b26018732727f1d97b4](http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6T0R-3TVP5MF-7&_user=10&_coverDate=12%2F31%2F1998&_rdoc=1&_fmt=high&_orig=search&_sort=d&_docanchor=&view=c&_searchStrId=1323717499&_rerunOrigin=scholar.google&_acct=C000050221&_version=1&_urlVersion=0&_userid=10&md5=c691313268663b26018732727f1d97b4). ISSN 0301-0082.

HOFFMAN, S. J. *Introduction to kinesiology*. 2<sup>nd</sup> ed. Champaign: Human Kinetics, 2005. ISBN -13: 978-0-7360-5589-5.

HUFFENUS, A. F. & AMARANTINI, D. & FORESTIER, N. Effects of distal and proximal arm muscles fatigue on multi-joint movement organization. *Experimental Brain Research* [online]. 2006, vol. 170, no. 4, p. 438-447 [cit. 2010-04-10]. Dostupné na Internetu: <<http://www.springerlink.com/content/f09kn26762g6288u/fulltext.pdf>>. ISSN 1432-1106.

HUROV, J. Anatomy and Mechanics of the Shoulder: Review of Current Concepts. *Journal of hand therapy* [online]. 2009, vol. 22, no. 4, p. 328-343 [cit. 2010-02-09]. Dostupné na Internetu: <[http://www.sciencedirect.com/science?\\_ob=ArticleURL&\\_udi=B7CPJ-4WYCT3C-1&\\_user=2925126&\\_coverDate=12%2F31%2F2009&\\_rdoc=1&\\_fmt=high&\\_orig=search&\\_sort=d&\\_docanchor=&view=c&\\_searchStrId=1304284769&\\_rerunOrigin=google&\\_acct=C000049942&\\_version=1&\\_urlVersion=0&\\_userid=2925126&md5=ec012d7d2932f1315cce962abef47337](http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B7CPJ-4WYCT3C-1&_user=2925126&_coverDate=12%2F31%2F2009&_rdoc=1&_fmt=high&_orig=search&_sort=d&_docanchor=&view=c&_searchStrId=1304284769&_rerunOrigin=google&_acct=C000049942&_version=1&_urlVersion=0&_userid=2925126&md5=ec012d7d2932f1315cce962abef47337)>. ISSN 0894-1130.

JANČÍK, J. & ZÁVODNÁ, E. & NOVOTNÁ, M. Fyziologie tělesné zátěže - vybrané kapitoly [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2007 [cit. 2010-02-10]. Dostupné na Internetu: <<http://is.muni.cz/do/1499/el/estud/fsps/js07/fyzio/texty/index.html>>.

JANDA, V. Ke vztahům mezi strukturálními a funkčními změnami pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, č. 1, s. 6-8. ISSN 1803-6597.

KAPANDJI, A. I. & HONORE, L. & TUBIANA, R. *The Physiology of the Joints, Volume 1: The Upper Limb*. 6<sup>th</sup> ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2007. ISBN 044310350X.

KAWATO, M. Internal models for motor control and trajectory planning. *Current opinion in Neurobiology* [online]. 1999, vol. 9, no. 6, p. 718-727 [cit. 2010-02-04]. Dostupné na Internetu: <[www.cns.atr.jp/~mieko/CONB.pdf](http://www.cns.atr.jp/~mieko/CONB.pdf)>. ISSN 0959-4388.

- KELLY, B. T. a kol. Differential patterns of muscle activation in patients with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*[online]. 2005, vol. 14, issue 2., s. 165-171 [cit. 2010-04-10]. Dostupné na Internetu: <[http://www.sciencedirect.com/science?\\_ob=ArticleURL&\\_udi=B6WM1-4FPYJNW-B&\\_user=2925126&\\_coverDate=04%2F30%2F2005&\\_rdoc=1&\\_fmt=high&\\_orig=search&\\_sort=d&\\_docanchor=&view=c&\\_acct=C000049942&\\_version=1&\\_urlVersion=0&\\_userid=2925126&md5=8678c085a4ffa7b8c920984b548eecb8](http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6WM1-4FPYJNW-B&_user=2925126&_coverDate=04%2F30%2F2005&_rdoc=1&_fmt=high&_orig=search&_sort=d&_docanchor=&view=c&_acct=C000049942&_version=1&_urlVersion=0&_userid=2925126&md5=8678c085a4ffa7b8c920984b548eecb8)>. ISSN 1532-6500.
- KISNER, C. & COLBY, L. A. *Therapeutic Exercise*. 1<sup>st</sup> ed. Philadelphia: F.A. Davis Company, 2007. ISBN-13: 9780803615847.
- KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1998, č. 4. s. 142-147. ISSN 1803-6597.
- KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č. 4, s. 152-164. ISSN 1803-6597.
- KONRAD, P. *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography*. Version 1.0 [online]. 2005 [cit. 2009-05-04]. Dostupné z: <[reseau.risc.cnrs.fr/fichiers/apercu.php?numero=1](http://reseau.risc.cnrs.fr/fichiers/apercu.php?numero=1)>.
- KRAČMAR, B. Kineziologická studie sportovní lokomoční činnosti. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, č. 3, s. 85-96. ISSN 1803-6597.
- KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2002. ISBN 80-246-0350-0.
- KRAUS, J. a kol. *Dětská mozková obrna*. Praha: Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-1018-8.
- KROBOT, A. Klinické aplikace pohybových řetězců. *Rehabilitacia*. 1997 č. 1, s. 4-8. ISSN 2222-3333.

LABRIOLA, J. a kol. Stability and instability of glenohumeral joint: The role of shoulder muscle. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. 2005, vol. 14, no. 1, p. 32S-38S, [cit.2010-02-09]. Dostupné na Internetu: <[http://www.sciencedirect.com/science?\\_ob=ArticleURL&\\_udi=B6WM1-4FJ5T52-6&\\_user=2925126&\\_coverDate=02%2F28%2F2005&\\_rdoc=1&\\_fmt=high&\\_orig=search&\\_sort=d&\\_docanchor=&view=c&\\_acct=C000049942&\\_version=1&\\_urlVersion=0&\\_userid=2925126&md5=637d0320bed6110f943f40ddf3f3b428](http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6WM1-4FJ5T52-6&_user=2925126&_coverDate=02%2F28%2F2005&_rdoc=1&_fmt=high&_orig=search&_sort=d&_docanchor=&view=c&_acct=C000049942&_version=1&_urlVersion=0&_userid=2925126&md5=637d0320bed6110f943f40ddf3f3b428)>. ISSN 1532-6500.

LATASH, M. L. & LESTIENNE, F. *Motor control and learning*. New York: Springer Science + Business Media, Inc., 2006. ISBN -13: 978-0-387-25390-9.

LATASH, M. L. *Neurophysiological basis of movement*. 2<sup>nd</sup> ed. Champaign: Human Kinetics, 2008. ISBN -10: 0-7360-6367-6.

LATASH, M. L. *Synergy*. 1<sup>st</sup> ed. New York: Oxford University Press, 2008. ISBN 978-0-19-533316-9.

LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. vyd. Praha: Sdělovací technika, 2003. ISBN 80-86645-04-5.

LUDEWIG, P. M. & COOK, T. M. Alternations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy* [online]. 2000, vol. 80, no. 3, p. 276-291 [cit. 2010-04-10]. Dostupné na Internetu: <<http://ptjournal.apta.org/cgi/reprint/80/3/276>>. ISSN 1083-3196.

LUGO, R. & KUNG, P. & MA, B. Shoulder biomechanics. *European Journal of Radiology* [online]. 2008, vol. 68, no 1, p. 16-24 [cit. 2009-12-09]. Dostupné na Internetu: <[http://www.sciencedirect.com/science?\\_ob=ArticleURL&\\_udi=B6T6F-4SNHNYS-1&\\_user=2925126&\\_coverDate=10%2F31%2F2008&\\_rdoc=1&\\_fmt=high&\\_orig=search&\\_sort=d&\\_docanchor=&view=c&\\_acct=C000049942&\\_version=1&\\_urlVersion=0&\\_userid=2925126&md5=49a8d304ddc5e88199f395a5ea81e090](http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6T6F-4SNHNYS-1&_user=2925126&_coverDate=10%2F31%2F2008&_rdoc=1&_fmt=high&_orig=search&_sort=d&_docanchor=&view=c&_acct=C000049942&_version=1&_urlVersion=0&_userid=2925126&md5=49a8d304ddc5e88199f395a5ea81e090)>. ISSN 0720-048X.

- MALINA, R. M. & BOUCHARD, C. & BAR-OR, O. *Growth, Maturation and physical activity*. 2<sup>nd</sup> ed. Champaign: Human Kinetic, 2004. ISBN 0-88011-882-2.
- McCLURE, P. W. & MICHENER, L.A. & KARDUNA, A. R. Shoulder Function and 3-Dimensional Scapular Kinematics in People With and Without Shoulder Impingement Syndrome. *Physical Therapy* [online]. 2006, vol. 86, no. 8, p. 1075–1090 [cit. 2010-04-10]. Dostupné na Internetu: <<http://ptjournal.apta.org/cgi/content/full/86/8/1075>>. ISSN 1083-3196.
- MELGARI, J. M. A KOL. Muscles in „Concert“: Study of Primary Motor Cortex Upper Limb Functional Topography. *PLoS ONE* [online]. 2008, vol. 3, no. 8, p. 1-11 [cit. 2010-03-12]. Dostupné na Internetu: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2518106/>>.
- MĚKOTA K., CUBEREK R. *Pohybové dovednosti – činnosti – výkony*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. ISBN 978-80-244-1728-8.
- MILLS, K. R. Power spectral analysis of electromyogram and compound muscle action potential during muscle fatigue and recovery. *Journal of Physiology* [online]. 1982, vol. 326, p. 401-409 [cit. 2010-02-10]. Dostupné na Internetu: <<http://jp.physoc.org/content/326/1/401.full.pdf+html>>. ISSN 1469-7793.
- MONTGOMERY P. C. & CONNOLLY, B. H. *Clinical applications for motor control*. Thorofare: SLACK Incorporated, 2003. ISBN 1-55642-545-7.
- MYERS, T. W. *Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists*. Philadelphia: Elsevier, 2001. ISBN 0-443-0635106.
- NIEMINEN, H. A KOL. Muscular synergy in the shoulder during a fatiguing static contraction. *Clinical Biomechanics* [online]. 1995, vol. 10, no. 6, p. 309-317 [cit. 2010-04-10]. Dostupné na Internetu: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11415572>>. ISSN 0268-0033.
- NORDIN, M. & FRANKEL, F. M. *Basic Biomechanics Of The Musculoskeletal System*. 3<sup>rd</sup> ed. Maryland: Lippincott Williams And Wilkins, 2001. ISBN 9780683302479.

- O'SULLIVAN, S. & SCHMITZ, T. J. *Physical rehabilitation*. 5.vyd. Philadelphia: F. A. Davis Company, 2007. ISBN 13: 978-0-8036-1247-1.
- PAVLŮ, D., Význam postury v kinezioterapeutických konceptech zaměřených na poruchy pohybového aparátu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, č. 6, s. 18-22. ISSN 1803-6597.
- RICHTER, P. & HEBGER E. *Trigger points and chains in osteopathy*. New York: Thieme, 2009. ISBN 978-3-13-145051-7.
- RODOVÁ D. & MAYER, M. & JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 4, s. 173-177. ISSN 1803-6597.
- RŮŽIČKA, E Role bazálních ganglií při řízení hybnosti a psychiky člověka. *Psychiatrie* [online]. 2006, roč. 10 [cit. 2009-06-20]. Dostupné na Internetu: <[www.tigis.cz/PSYCHIAT/Psychiatrie.../Ruzicka\\_psych\\_suppl2.pdf](http://www.tigis.cz/PSYCHIAT/Psychiatrie.../Ruzicka_psych_suppl2.pdf)>.
- ŘASOVÁ, K. *Fyzioterapie u neurologicky nemocných*. 1. vyd. Praha: nakl. CEROS. 2007. ISBN 978-80-239-9300-4.
- SALIBA, V. & JOHNSON, G. S. & WARDLAW, C. Proprioceptive neuromuscular facilitation [online] In: Basmajian J. V., Nyberg R. E., eds. *Rational Manual Therapies*. Baltimore, Md: Williams & Wilkins; 1992, p. 243–284 [cit. 2009-12-16]. Dostupné na Internetu: <[http://www.ipaconed.com/pdf/pnf\\_article.pdf](http://www.ipaconed.com/pdf/pnf_article.pdf)>.
- SCHMIDT, R. A. & LEE, T. D. *Motor control and learning: A behavioral Emphasis*. 4<sup>th</sup> ed. Champaign: Human Kinetics, 2005. ISBN-10: 0-7360-4258-X
- SHUMWAY-COOK , A. & WOOLAACOTT, M. H. *Motor control: Translating Research into Clinical Practic*. 3<sup>rd</sup> ed. Philadelphia: Williams and Wilkins, 2007. ISBN 13:978-0-7817-6691-3.
- SILBERNAGL, S. *Atlas fyziologie člověka*. 6. vyd. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN 802470630X.

- SODERBERG, G. L. *Kinesiology: Application to Pathological Motion*. 2<sup>nd</sup> ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1997. ISBN-13: 978-0683078510.
- SPORRONG, H. & PALMERUD, G. & HERBERTS, P. Influences of handgrip on shoulder muscle activity. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 1995. vol. 71, no. 6, p. 485-492 [cit. 2010-04-10]. Dostupné na Internetu: <[www.springerlink.com/index/KMGT5041741P5407.pdf](http://www.springerlink.com/index/KMGT5041741P5407.pdf)>. ISSN 1522-1601.
- SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém: podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, č. 3., s. 112-124. ISSN 1803-6597.
- TICHÝ, M. *Základy pro studium pohybu*. 1. vyd. Ústí nad Labem: Universita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem, Ústav zdravotnických studií, 2008. ISBN 978-80-7044-985-1
- TROJAN, S. a kol. *Lékařská fyziologie*, 4. vyd. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 8024705125.
- TROJAN, S. a kol. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.
- VANDER, A. J. & SHERMAN, J. H. & LUCIANO, D. S. *Human Physiology*. 10<sup>th</sup> ed. Boston: McGraw - Hill Science, 2005. ISBN-13: 978-0073122861.
- VAŘEKA, I. & DVOŘÁK, R. Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č. 1, s. 33-37. ISSN 1803-6597.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita 1. část: Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, č. 4, s. 115-121. ISSN 1803-6597.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita II. část: Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, č. 4, s. 122-129. ISSN 1803-6597.
- VÉLE, F. *Kineziologie*. 1.vyd. Praha: TRITON, 2007. ISBN 978-80-7254-837-8.

- VOELCKER-REHAGE, C. Motor skills learning in older adults – a review of studies no age – related differences. *European Review of Aging and Physical Activity* [online]. 2008, vol. 5, no. 1, pp. 5-16 [cit. 2009-06-20]. Dostupné na Internetu: <<http://www.springerlink.com/content/y3117q352178142x/fulltext.pdf>>. ISSN 1861-6909.
- VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: včasná diagnóza a terapie*. 1. vyd. Praha: Grada-Avicenum, 1993. ISBN 80-85424-98-3.
- VOJTA, V. & PETERS, A. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. 1. vyd. Praha: Grada, 1995. ISBN 80-7169-004-X.
- WADSWORTH, D. J. & BULLOCK-SAXTON, J. E. Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. *International Journal of Sports Medicine* [online], 1997, vol. 18, no. 8, p. 618-624 [cit. 2010-04-10]. Dostupné na Internetu: <<https://www.thieme-connect.com/ejournals/abstract/sportsmed/doi/10.1055/s-2007-972692>>. ISSN 0172-4622.
- WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3<sup>rd</sup> ed., Hoboken, N. J.: John Wiley and Sons, c2005. ISBN 047144989X.
- ZEMÁNKOVÁ M. Ruka: zvládnutí funkcí pro školu a život. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č. 2, s. 86-91. ISSN 1803-6597.

## SEZNAM ZKRATEK

A kol. – a kolektiv

ADP - adenosindifosfát

Atd. - atakdale

ATP - adenosintrifosfát

cm – centimetr

CNS - centrální nervový systém

CO<sub>2</sub> – oxid uhličitý

CP - kratinfosfát

CPG – z ang. slova „central pattern generator“ – centrální generátory vzorců

č. - číslo

DOF – z ang. slova „degree of freedom“ - stupně volnosti

Emg – elektromyografie

EX – extensory předloktí

FL – flexory předloktí

GH – glenohumerální

H<sup>+</sup> - vodíkový kation

INF – m. infraspinatus

kg – kilogram

LD – m. latissimus dorsi

m. – z lat. slova „musculus“ - sval

ms – milisekunda

MS Excel – microsoft excel

Např. – například

Ncl. – z lat. slova „Nucleus“ - jádro

O<sub>2</sub> - kyslík

PEMG – povrchová elektromyografie

RMS – z ang. slova „root mean square“ – kvadratický průměr, značící efektivní hodnotu

s. - strana

SA – m. serratus anterior

TH h. – m. trapezius pars descendens

TR s. – m. trapezius pars transversus

Tzv. – takzvaně

Viz – „videre licet“ – lze vidět

## SEZNAM GRAFŮ

|                                                                                                                                             |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Graf č. 1.</b> <i>Průměrné hodnoty korelačních koeficientů proximálních svalů .....</i>                                                  | 55 |
| <b>Graf č. 2.</b> <i>Ukázka průběhu INF/SA.....</i>                                                                                         | 57 |
| <b>Graf č. 3.</b> <i>Ukázka průběhu SA/EX .....</i>                                                                                         | 57 |
| <b>Graf č. 4.</b> <i>Ukázka průběhu INF/FL .....</i>                                                                                        | 58 |
| <b>Graf č. 5.</b> <i>Ukázka průběhu SA /FL .....</i>                                                                                        | 58 |
| <b>Graf č. 6.</b> <i>Průměrné hodnoty maximálních korelačních koeficientů .....</i>                                                         | 60 |
| <b>Graf č. 7.</b> <i>Průměrná hodnota časového posunu .....</i>                                                                             | 60 |
| <b>Graf č. 8.</b> <i>Průměrné korelační koeficienty proximálních svalů u zdravých probandů a pacientů .....</i>                             | 62 |
| <b>Graf č. 9.</b> <i>Průměrná hodnota korelačních koeficientů proximálních versus distálních svalů u zdravých probandů a pacientů .....</i> | 64 |
| <b>Graf č. 10.</b> <i>Průměrný časový posun u zdravých a pacientů.....</i>                                                                  | 64 |
| <b>Graf č. 11.</b> <i>Průměrné hodnoty integralů za jednotlivá časová období pro jednotlivé svaly.....</i>                                  | 67 |
| <b>Graf č. 12.</b> <i>Průměrné hodnoty integralů za jednotlivá časová období pro jednotlivé svaly.....</i>                                  | 68 |
| <b>Graf č. 13.</b> <i>Znázornění trendu zapojení extensorů u pacientů a zdravých probandů.....</i>                                          | 68 |
| <b>Graf č. 14.</b> <i>Znázornění trendu zapojení flexorů u pacientů a zdravých probandů.....</i>                                            | 69 |

## SEZNAM OBRAZKŮ

|                                                                                             |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Obrázek č. 1.</b> <i>Šikmé svalové řetězce</i> .....                                     | 23 |
| <b>Obrázek č. 2.</b> <i>a) efektivní glenoidální oblouk b) balančně stabilní úhel</i> ..... | 28 |
| <b>Obrázek č. 3.</b> <i>Tah svalů v oblasti lopatky</i> .....                               | 30 |
| <b>Obrázek č. 4.</b> <i>Únavový index</i> .....                                             | 45 |
| <b>Obrázek č. 5.</b> <i>Ukázka poloh akra končetiny při točení powerballem</i> .....        | 51 |

## SEZNAM TABULEK

|                                                                                                                                                                |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tabulka č. 1.</b> <i>Výbrané svalové řetězce dle Godelieve Struyff - Denys</i> .....                                                                        | 17 |
| <b>Tabulka č. 2.</b> <i>Výbrané meridiány dle T. W. Myerse</i> .....                                                                                           | 18 |
| <b>Tabulka č. 3.</b> <i>..: Řetězce dle L. Busqueta</i> .....                                                                                                  | 19 |
| <b>Tabulka č. 4.</b> <i>Hodnoty hladiny statistické významnosti statisticky významných korelací jednotlivých testovaných hypotéz</i> .....                     | 54 |
| <b>Tabulka č. 5.</b> <i>Hodnoty maximálních korelačních koeficientů s příslušným časovým posunem</i> .....                                                     | 59 |
| <b>Tabulka č. 6.</b> <i>Hodnoty hladiny statistické významnosti statisticky významných korelací jednotlivých testovaných hypotéz vědecké otázky č. 2</i> ..... | 59 |
| <b>Tabulka č. 8.</b> <i>Mann-Whitneyův test - Hladiny statistické významnosti v korelacích proximálních a distálních svalů mezi zdravými a pacienty</i> .....  | 63 |
| <b>Tabulka č. 9.</b> <i>Mann-Whitneyův test - Hladiny statistické významnosti hodnotící rozdíl průměrných hodnot integrálu u zdravých a pacientů</i> .....     | 66 |
| <b>Tabulka č. 10.</b> <i>Hladina významnosti pro jednotlivé svaly srovnávající plochy v průběhu pohybu</i> .....                                               | 66 |
| <b>Tabulka č. 11.</b> <i>Hladina významnosti pro jednotlivé svaly srovnávající jednotlivé hodnoty integrálu mezi zdravými a pacienty</i> .....                 | 67 |

## **SEZNAM PŘÍLOH**

|                                                    |     |
|----------------------------------------------------|-----|
| <b>Příloha 1.</b> Informovaný souhlas klienta..... | 97  |
| <b>Příloha 2.</b> Kineziologický rozbor .....      | 98  |
| <b>Příloha 3.</b> Tabulky .....                    | 99  |
| <b>Příloha 4.</b> Grafy.....                       | 107 |

## PŘÍLOHY

### **Příloha 1.** Informovaný souhlas klienta

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
tř. Svobody 8  
771 11 Olomouc

### **Poučení a souhlas pacienta**

Klient/ka ..... souhlasí s provedením vyšetření pomocí povrchové polyelektromyografie firmy Noraxon v kineziologické laboratoři FNOL pro měření na diplomovou práci s názvem Vliv trojrozměrného pohybu akra na posturální motoriku, kterou zpracovává Bc. Lenka Zítková pod vedení Mgr. Petrou Bastlovou.

Byl/a jsem srozuměna a seznámena s průběhem vyšetření a souhlasím s jeho provedením, nahlédnutím do mé zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném a anonymním použitím získaných údajů do diplomové práce s respektováním pravidel ochrany osobních dat.

V Olomouci dne ..... ..

## Příloha 2. Kineziologický rozbor

| Proband | výška | váha | diagnóza              | aktivní rozsah pohybu (°) |         |                |              | pasivní rozsah pohybu (°) |         |                |              | funkční pohyby |                                | testy rezistovaných pohybu |          |         |          |
|---------|-------|------|-----------------------|---------------------------|---------|----------------|--------------|---------------------------|---------|----------------|--------------|----------------|--------------------------------|----------------------------|----------|---------|----------|
|         |       |      |                       | flexe                     | abdukce | vnitřní rotace | zevní rotace | flexe                     | abdukce | vnitřní rotace | zevní rotace | dosah          | dosah VR, ZR, FL, ABD, EX, ADD | test INF                   | test SUB | test BB | test SUP |
|         | (cm)  | (kg) |                       |                           |         |                |              |                           |         |                |              |                |                                |                            |          |         |          |
| 1       | 172   | 79   | impingement syndrom   | 90                        | 90      | 30             | 10           | 90                        | 90      | 30             | 10           | ústa           | protilehlá lopatka             | neg.                       | neg.     | neg.    | poz.     |
| 2       | 170   | 83   | zlomen.               | 60                        | 70      | 20             | 0            | 80                        | 80      | 20             | 0            | brada          | SIPS                           | neg.                       | neg.     | neg.    | neg.     |
| 3       | 174   | 69   | zlomen.               | 100                       | 100     | 30             | 10           | 100                       | 100     | 30             | 10           | nos            | SIPS                           | neg.                       | neg.     | neg.    | neg.     |
| 4       | 180   | 96   | zlomen.               | 80                        | 90      | 20             | 10           | 100                       | 100     | 20             | 10           | nos            | LS                             | neg.                       | neg.     | neg.    | neg.     |
| 5       | 168   | 86   | léze manžety rotátorů | 60                        | 60      | 20             | 0            | 90                        | 90      | 20             | 0            | brada          | SIPS                           | neg.                       | neg.     | neg.    | poz.     |
| 6       | 164   | 52   | zlomen.               | 130                       | 120     | 30             | 20           | 130                       | 130     | 30             | 20           | čelo           | přechod                        | neg.                       | neg.     | neg.    | neg.     |
| 7       | 169   | 60   | luxace RAM            | 110                       | 110     | 30             | 20           | 130                       | 130     | 30             | 20           | hlava          | L páteř                        | neg.                       | neg.     | neg.    | neg.     |

### Legenda:

ABD – abdukce, ADD – addukce, BB – m. biceps brachii, cm – centimetr, EX – extenze, FL – flexe, INF – m. infraspinatus, kg – kilogram, neg. – negativní, poz. – pozitivní, prox.-proximální, RAM – ramenní pletenec SIPS – spina iliaca posteriori superior, SUB – m. subscapularis, SUP – m. supraspinatus, VR- vnitřní rotace, ZR – zevní rotace, zlomen. – zlomenina

### Příloha 3. Tabulky

**Legenda k tabulkám popisných statistik a k tabulkám se statistickými významnostmi:**

N- počet probandů

SA- m. serratus anterior

TR h- m. trapezius pars descendens

TR s – m. trapezius pars transversus

INF – m. infraspinatus

LD – m. latissimus dorsi

EX – extensori antebrachii

FL- flexori antebrachii

Sm.odch. – směrodatná odchylka

Z – hodnota testovacího kritéria

úroveň p – úroveň pravděpodobnosti

Z- zdraví

P- pacienti

„sval“ 1 - plocha pod daným svalem v prvním vyhodnocovaném úseku

„sval“ 2 - plocha pod daným svalem v druhém vyhodnocovaném úseku

„sval“ 3 - plocha pod daným svalem ve třetím vyhodnocovaném úseku

„sval“P – průměrná plocha za všechny tři vyhodnocované úseky

**Tabulka I.** *Popisné statistiky pro korelace proximálních svalů u zdravých probandů*

|             | N  | Průměr | Minimum | Maximum | Sm.odch. |
|-------------|----|--------|---------|---------|----------|
| SA / TR h   | 17 | 0.36   | 0.12    | 0.64    | 0.15     |
| SA / TR s   | 17 | 0.27   | 0.07    | 0.51    | 0.12     |
| SA / LD     | 17 | -0.03  | -0.49   | 0.48    | 0.24     |
| SA / INF    | 17 | 0.33   | 0.17    | 0.55    | 0.10     |
| TR h / TR s | 17 | 0.30   | 0.03    | 0.54    | 0.16     |
| TR s / LD   | 17 | -0.03  | -0.27   | 0.43    | 0.20     |
| TR s / INF  | 17 | 0.47   | 0.22    | 0.60    | 0.11     |
| LD / INF    | 17 | -0.08  | -0.31   | 0.27    | 0.16     |

**Legenda:** N- počet probandů. Sm.odch.- směrodatná odchylka, SA- m. serratus anterior, TR h- m. trapezius pars descendens, TR s – m. trapezius pars transversus, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi

**Tabulka II. Korelační koeficienty u zdravých probandů**

| SA versus TR h | SA versus TR s | SA LD versus LD | SA INF versus INF | TR h versus TR | TR s versus LD | TR s versus INF | LD versus INF |
|----------------|----------------|-----------------|-------------------|----------------|----------------|-----------------|---------------|
| 0.50           | 0.33           | -0.13           | 0.36              | 0.54           | -0.25          | 0.59            | -0.29         |
| 0.13           | 0.07           | 0.30            | 0.17              | 0.36           | -0.17          | 0.54            | -0.25         |
| 0.26           | 0.38           | -0.01           | 0.31              | 0.42           | -0.22          | 0.22            | -0.02         |
| 0.31           | 0.25           | -0.14           | 0.21              | 0.16           | 0.01           | 0.23            | -0.08         |
| 0.39           | 0.26           | -0.27           | 0.38              | 0.19           | -0.14          | 0.43            | -0.12         |
| 0.12           | 0.19           | -0.03           | 0.28              | 0.19           | 0.02           | 0.51            | -0.22         |
| 0.25           | 0.20           | -0.03           | 0.23              | 0.30           | -0.23          | 0.47            | -0.12         |
| 0.50           | 0.51           | 0.07            | 0.55              | 0.48           | 0.07           | 0.60            | 0.01          |
| 0.15           | 0.25           | 0.11            | 0.30              | 0.36           | 0.18           | 0.50            | 0.08          |
| 0.36           | 0.18           | 0.19            | 0.31              | 0.03           | 0.43           | 0.46            | 0.24          |
| 0.51           | 0.46           | 0.04            | 0.42              | 0.52           | 0.00           | 0.50            | -0.04         |
| 0.38           | 0.14           | 0.48            | 0.46              | 0.26           | 0.11           | 0.43            | 0.27          |
| 0.49           | 0.42           | -0.01           | 0.30              | 0.29           | 0.19           | 0.44            | -0.06         |
| 0.64           | 0.19           | -0.49           | 0.35              | 0.08           | -0.21          | 0.50            | -0.20         |
| 0.40           | 0.30           | -0.39           | 0.46              | 0.11           | -0.20          | 0.46            | -0.17         |
| 0.42           | 0.20           | -0.23           | 0.19              | 0.31           | 0.09           | 0.53            | -0.01         |
| 0.39           | 0.19           | -0.04           | 0.28              | 0.46           | -0.27          | 0.56            | -0.31         |

Pozn. Tučně zvýrazněné jsou statisticky významné  $p=0,05$

**Tabulka III. Popisné statistiky pro korelace proximálních svalů u pacientů**

|             | N | Průměr   | Minimum   | Maximum | Sm.odch. |
|-------------|---|----------|-----------|---------|----------|
| SA / TR h   | 6 | 0.08765  | -0.156762 | 0.35357 | 0.17649  |
| SA / TR s   | 7 | -0.00008 | -0.157242 | 0.10192 | 0.08504  |
| SA / LD     | 7 | 0.1097   | -0.087885 | 0.46467 | 0.19015  |
| SA / INF    | 7 | 0.10621  | -0.123968 | 0.29693 | 0.14284  |
| TR h / TR s | 7 | 0.25554  | -0.023998 | 0.46054 | 0.16912  |
| TR s / LD   | 7 | -0.12945 | -0.464532 | 0.26904 | 0.28262  |
| TR s / INF  | 7 | 0.36858  | 0.263653  | 0.43491 | 0.07127  |
| LD / INF    | 7 | 0.00967  | -0.232753 | 0.20599 | 0.164    |

**Tabulka IV.** Korelační koeficienty u pacientů

| SA versus TR<br>h | SA versus<br>TR s | SA versus<br>LD | SA versus<br>INF | TR h versus<br>TR s | TR s versus<br>LD | TR s versus<br>INF | LD versus<br>INF |
|-------------------|-------------------|-----------------|------------------|---------------------|-------------------|--------------------|------------------|
| 0.35              | 0.10              | 0.14            | 0.08             | 0.29                | 0.23              | 0.42               | 0.05             |
| 1.00              | -0.02             | 0.14            | -0.12            | -0.02               | -0.22             | 0.43               | -0.23            |
| -0.16             | -0.16             | 0.46            | 0.30             | 0.44                | -0.32             | 0.27               | 0.21             |
| 0.14              | 0.07              | 0.18            | 0.14             | 0.18                | -0.09             | 0.42               | -0.09            |
| -0.04             | -0.03             | -0.06           | 0.03             | 0.15                | 0.27              | 0.37               | 0.15             |
| 0.07              | 0.04              | -0.09           | 0.26             | 0.28                | -0.31             | 0.39               | -0.14            |
| 0.16              | 0.00              | -0.02           | 0.06             | 0.46                | -0.46             | 0.26               | 0.12             |

Pozn. Barevně zvýrazněné jsou statisticky významné  $p=0,05$

**Tabulka V.** Popisná statistika korelací proximálních/distálních svalů u zdravých probandů s popisem časových posunů

|            | N  | Průměr  | Minimum  | Maximum | Sm.odch. |
|------------|----|---------|----------|---------|----------|
| INF / EXT  | 17 | 0.43426 | 0.311678 | 0.54903 | 0.086697 |
| čas. posun | 17 | 90      | 60       | 110     | 1.983387 |
| SA / EXT   | 17 | 0.33882 | 0.126067 | 0.56866 | 0.102051 |
| čas. posun | 17 | 120     | 90       | 140     | 1.767767 |
| LD / FL    | 17 | 0.20872 | 0.022395 | 0.50272 | 0.151362 |
| čas. posun | 17 | 80      | 0        | 140     | 5.525343 |
| SA / FL    | 17 | 0.33238 | 0.022800 | 0.54150 | 0.14564  |
| čas. posun | 17 | 240     | 80       | 510     | 13.96371 |
| INF / FL   | 17 | 0.33178 | 0.075100 | 0.49070 | 0.12217  |
| čas. posun | 17 | 210     | 90       | 520     | 10.95948 |

**Tabulka VI.** Popisná statistika korelací proximálních /distálních svalů u pacientů s popisem časových posunů

|            | N | Průměr  | Minimum   | Maximum | Sm.odch. |
|------------|---|---------|-----------|---------|----------|
| INF / EXT  | 7 | 0.34582 | 0.074861  | 0.49302 | 0.14108  |
| čas. posun | 7 | 100     | 40        | 140     | 3.40867  |
| SA / EXT   | 7 | 0.08284 | -0.093006 | 0.22398 | 0.10665  |
| čas. posun | 7 | 100     | 50        | 140     | 2.99205  |
| LD / FL    | 7 | 0.12757 | -0.014971 | 0.33497 | 0.13382  |
| čas. posun | 7 | 50      | 0         | 140     | 5.49892  |
| SA / FL    | 7 | 0.10320 | 0.01100   | 0.21830 | 0.076072 |
| čas. posun | 7 | 230     | 140       | 360     | 7.807201 |
| INF / FL   | 7 | 0.16533 | 0.05440   | 0.26180 | 0.077070 |
| čas. posun | 7 | 340     | 220       | 500     | 8.957572 |

**Tabulka VII.** *Popisná statistika ploch u zdravých probandů*

|        | N  | Průměr   | Minimum  | Maximum  | Sm.odch. |
|--------|----|----------|----------|----------|----------|
| SA 1   | 17 | 4.87488  | 3.1303   | 13.0852  | 2.28916  |
| SA 2   | 17 | 4.93846  | 3.25     | 12.4748  | 2.18333  |
| SA 3   | 17 | 4.90066  | 3.1481   | 13.5041  | 2.30773  |
| SAP    | 17 | 4.90467  | 3.17613  | 13.0214  | 2.19485  |
| TR h 1 | 17 | 5.09586  | 1.4945   | 15.7969  | 3.44418  |
| TR h 2 | 17 | 5.13897  | 1.2601   | 14.8904  | 3.39994  |
| TR h 3 | 17 | 5.74736  | 1.5231   | 18.7042  | 4.31956  |
| TRhP   | 17 | 5.3274   | 1.72837  | 16.4638  | 3.69455  |
| TR s 1 | 17 | 9.80432  | 3.9622   | 30.4279  | 5.94691  |
| TR s 2 | 17 | 9.57108  | 4.5427   | 13.2701  | 2.9648   |
| TR s 3 | 17 | 9.32552  | 5.1896   | 21.9622  | 3.7688   |
| TR SP  | 17 | 9.56697  | 4.62963  | 21.805   | 3.9393   |
| LD 1   | 17 | 5.05747  | 2.4897   | 12.5497  | 2.90725  |
| LD 2   | 17 | 5.02301  | 2.2245   | 9.0496   | 1.81243  |
| LD 3   | 17 | 5.38038  | 2.4806   | 11.1063  | 2.34558  |
| LD p   | 17 | 5.15362  | 2.39827  | 10.9019  | 2.17624  |
| INF 1  | 17 | 12.91664 | 5.0609   | 26.4406  | 5.01959  |
| INF 2  | 17 | 12.68454 | 5.1071   | 23.0428  | 4.64924  |
| INF 3  | 17 | 12.76577 | 5.0481   | 21.4756  | 4.11737  |
| INF P  | 17 | 12.78898 | 5.07203  | 22.7916  | 4.44611  |
| EX 1   | 17 | 81.73203 | 30.5573  | 209.6413 | 43.9404  |
| EX 2   | 17 | 82.18536 | 35.2452  | 146.3678 | 38.25396 |
| EX 3   | 17 | 81.69923 | 37.2968  | 149.3966 | 40.76933 |
| EX P   | 17 | 81.87221 | 36.0009  | 166.5822 | 39.01936 |
| FL 1   | 17 | 26.35281 | 10.3267  | 40.364   | 9.77921  |
| FL 2   | 17 | 26.41636 | 11.3354  | 48.5823  | 9.4679   |
| FL 3   | 17 | 28.5235  | 12.9469  | 48.6173  | 11.09348 |
| FL P   | 17 | 27.09756 | 11.53633 | 45.7687  | 9.62964  |

**Tabulka VIII. Popisná statistika ploch u pacientů**

|        | N | Průměr   | Minimum  | Maximum  | Sm.odch. |
|--------|---|----------|----------|----------|----------|
| SA 1   | 7 | 4.54556  | 2.9807   | 11.0934  | 2.95433  |
| SA 2   | 7 | 5.73646  | 3.0537   | 20.9236  | 6.69856  |
| SA 3   | 7 | 4.3642   | 2.987    | 11.3614  | 3.08976  |
| SAP    | 7 | 4.88207  | 3.007133 | 14.4595  | 4.23354  |
| TR h 1 | 7 | 21.31939 | 1.8099   | 113.8684 | 40.89076 |
| TR h 2 | 7 | 12.47121 | 1.6461   | 50.9986  | 17.25157 |
| TR h 3 | 7 | 22.49913 | 1.616    | 124.299  | 44.95599 |
| TRhP   | 7 | 18.76324 | 1.690667 | 96.3887  | 34.33205 |
| TR s 1 | 7 | 8.32009  | 3.0306   | 18.3052  | 5.06272  |
| TR s 2 | 7 | 9.00876  | 3.6608   | 18.2476  | 5.13253  |
| TR s 3 | 7 | 9.03454  | 3.0637   | 19.7497  | 5.81291  |
| TR SP  | 7 | 8.7878   | 3.2517   | 18.7675  | 5.29788  |
| LD 1   | 7 | 6.86064  | 2.0001   | 18.4214  | 5.42338  |
| LD 2   | 7 | 6.94581  | 2.0547   | 19.492   | 5.86253  |
| LD 3   | 7 | 6.01977  | 2.2013   | 12.7687  | 3.43393  |
| LD p   | 7 | 6.60874  | 2.085367 | 16.894   | 4.83875  |
| INF 1  | 7 | 12.105   | 4.6983   | 19.0258  | 5.89448  |
| INF 2  | 7 | 14.8655  | 4.6411   | 29.6543  | 8.91939  |
| INF 3  | 7 | 13.22453 | 5.3998   | 23.9035  | 7.19014  |
| INF P  | 7 | 13.39834 | 4.913067 | 22.2028  | 7.07684  |
| EX 1   | 7 | 64.55873 | 2.9553   | 199.1671 | 62.57978 |
| EX 2   | 7 | 63.16299 | 3.0408   | 213.3395 | 69.1354  |
| EX 3   | 7 | 61.94009 | 3.009    | 220.1003 | 72.25882 |
| EX P   | 7 | 63.2206  | 3.0017   | 210.869  | 67.93413 |
| FL 1   | 7 | 19.63204 | 1.7289   | 51.4944  | 15.55868 |
| FL 2   | 7 | 18.93664 | 1.6791   | 54.7561  | 16.72485 |
| FL 3   | 7 | 18.48151 | 1.6756   | 55.6488  | 17.36988 |
| FL P   | 7 | 19.01673 | 1.694533 | 53.9664  | 16.47672 |

**Tabulka IX.** *LSD test pro m. serratus ant.*

| LSD test |          |          |          |          |          |          |
|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
|          | SA 1 - Z | SA 2 - Z | SA 3 - Z | SA 1 - P | SA 2 - P | SA 3 - P |
|          | 4.875    | 4.939    | 4.901    | 4.546    | 5.737    | 4.364    |
| SA 1 - Z |          | 0.884    | 0.953    | 0.813    | 0.538    | 0.714    |
| SA 2 - Z | 0.884    |          | 0.931    | 0.778    | 0.568    | 0.681    |
| SA 3 - Z | 0.953    | 0.931    |          | 0.799    | 0.550    | 0.701    |
| SA 1 - P | 0.813    | 0.778    | 0.799    |          | 0.085    | 0.790    |
| SA 2 - P | 0.538    | 0.568    | 0.550    | 0.085    |          | 0.048    |
| SA 3 - P | 0.714    | 0.681    | 0.701    | 0.790    | 0.048    |          |

**Tabulka X.** *LSD test pro m. trapezius p. descendens*

| LSD test   |            |            |            |            |            |            |
|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
|            | TR h 1 - Z | TR h 2 - Z | TR h 3 - Z | TR h 1 - P | TR h 2 - P | TR h 3 - P |
|            | 5.096      | 5.139      | 5.747      | 21.319     | 12.471     | 22.499     |
| TR h 1 - Z |            | 0.987      | 0.811      | 0.072      | 0.402      | 0.055      |
| TR h 2 - Z | 0.987      |            | 0.823      | 0.073      | 0.405      | 0.055      |
| TR h 3 - Z | 0.811      | 0.823      |            | 0.084      | 0.445      | 0.064      |
| TR h 1 - P | 0.072      | 0.073      | 0.084      |            | 0.042      | 0.781      |
| TR h 2 - P | 0.402      | 0.405      | 0.445      | 0.042      |            | 0.022      |
| TR h 3 - P | 0.055      | 0.055      | 0.064      | 0.781      | 0.022      |            |

**Tabulka XI.** *LSD test pro m. trapezius p. transversus*

| LSD test   |            |            |            |            |            |            |
|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
|            | TR s 1 - Z | TR s 2 - Z | TR s 3 - Z | TR s 1 - P | TR s 2 - P | TR s 3 - P |
|            | 9.804      | 9.571      | 9.326      | 8.320      | 9.009      | 9.035      |
| TR s 1 - Z |            | 0.750      | 0.514      | 0.486      | 0.708      | 0.717      |
| TR s 2 - Z | 0.750      |            | 0.738      | 0.557      | 0.791      | 0.800      |
| TR s 3 - Z | 0.514      | 0.738      |            | 0.636      | 0.881      | 0.891      |
| TR s 1 - P | 0.486      | 0.557      | 0.636      |            | 0.547      | 0.532      |
| TR s 2 - P | 0.708      | 0.791      | 0.881      | 0.547      |            | 0.982      |
| TR s 3 - P | 0.717      | 0.800      | 0.891      | 0.532      | 0.982      |            |

**Tabulka XII.** *LSD test pro m. latissimus dorsi*

| LSD test |          |          |          |          |          |          |
|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| R1       | LD 1 - Z | LD 2 - Z | LD 3 - Z | LD 1 - P | LD 2 - P | LD 3 - P |
|          | 5.058    | 5.023    | 5.380    | 6.861    | 6.946    | 6.020    |
| LD 1 - Z |          | 0.941    | 0.490    | 0.237    | 0.216    | 0.524    |
| LD 2 - Z | 0.941    |          | 0.445    | 0.229    | 0.208    | 0.510    |
| LD 3 - Z | 0.490    | 0.445    |          | 0.330    | 0.303    | 0.672    |
| LD 1 - P | 0.237    | 0.229    | 0.330    |          | 0.907    | 0.251    |
| LD 2 - P | 0.216    | 0.208    | 0.303    | 0.907    |          | 0.207    |
| LD 3 - P | 0.524    | 0.510    | 0.672    | 0.251    | 0.207    |          |

**Tabulka XIII.** *LSD test pro m. infraspinus*

| LSD test  |           |           |           |           |           |           |
|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
|           | INF 1 - Z | INF 2 - Z | INF 3 - Z | INF 1 - P | INF 2 - P | INF 3 - P |
|           | 12.917    | 12.685    | 12.766    | 12.105    | 14.866    | 13.225    |
| INF 1 - Z |           | 0.729     | 0.822     | 0.746     | 0.439     | 0.902     |
| INF 2 - Z | 0.729     |           | 0.903     | 0.817     | 0.388     | 0.829     |
| INF 3 - Z | 0.822     | 0.903     |           | 0.792     | 0.405     | 0.855     |
| INF 1 - P | 0.746     | 0.817     | 0.792     |           | 0.011     | 0.287     |
| INF 2 - P | 0.439     | 0.388     | 0.405     | 0.011     |           | 0.121     |
| INF 3 - P | 0.902     | 0.829     | 0.855     | 0.287     | 0.121     |           |

**Tabulka XIV.** *LSD test pro m. extensori*

| LSD test |          |          |          |          |          |          |
|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
|          | EX 1 - Z | EX 2 - Z | EX 3 - Z | EX 1 - P | EX 2 - P | EX 3 - P |
|          | 81.732   | 82.185   | 81.699   | 64.559   | 63.163   | 61.940   |
| EX 1 - Z |          | 0.924    | 0.994    | 0.451    | 0.415    | 0.386    |
| EX 2 - Z | 0.924    |          | 0.918    | 0.439    | 0.404    | 0.375    |
| EX 3 - Z | 0.994    | 0.918    |          | 0.452    | 0.416    | 0.387    |
| EX 1 - P | 0.451    | 0.439    | 0.452    |          | 0.850    | 0.722    |
| EX 2 - P | 0.415    | 0.404    | 0.416    | 0.850    |          | 0.868    |
| EX 3 - P | 0.386    | 0.375    | 0.387    | 0.722    | 0.868    |          |

**Tabulka XV.** *LSD test pro mm. flexori*

| LSD test |          |          |          |          |          |          |
|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
|          | FL 1 - Z | FL 2 - Z | FL 3 - Z | FL 1 - P | FL 2 - P | FL 3 - P |
|          | 26.353   | 26.416   | 28.523   | 19.632   | 18.937   | 18.482   |
| FL 1 - Z |          | 0.958    | 0.077    | 0.233    | 0.189    | 0.164    |
| FL 2 - Z | 0.958    |          | 0.086    | 0.228    | 0.186    | 0.161    |
| FL 3 - Z | 0.077    | 0.086    |          | 0.118    | 0.093    | 0.080    |
| FL 1 - P | 0.233    | 0.228    | 0.118    |          | 0.711    | 0.541    |
| FL 2 - P | 0.189    | 0.186    | 0.093    | 0.711    |          | 0.809    |
| FL 3 - P | 0.164    | 0.161    | 0.080    | 0.541    | 0.809    |          |

## Příloha 4. Grafy

### Legenda ke grafům přílohy 4.

SA- m. serratus anterior

TR h- m. trapezius pars descendens

TR s – m. trapezius pars transversus

INF – m. infraspinatus

LD – m. latissimus dorsi

EX – extensori antebrachii

FL- flexori antebrachii

sk. Z- skupina zdravých probandů

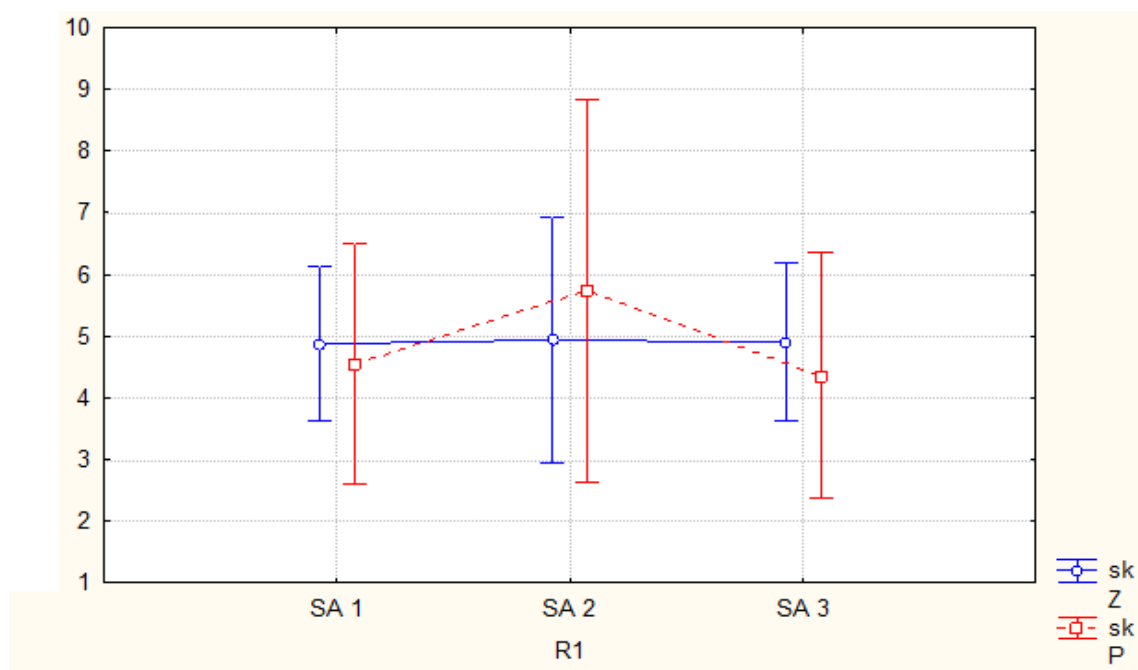
sk. P- skupina pacientů

„sval“ 1 - plocha pod daným svalem v prvním vyhodnocovaném úseku

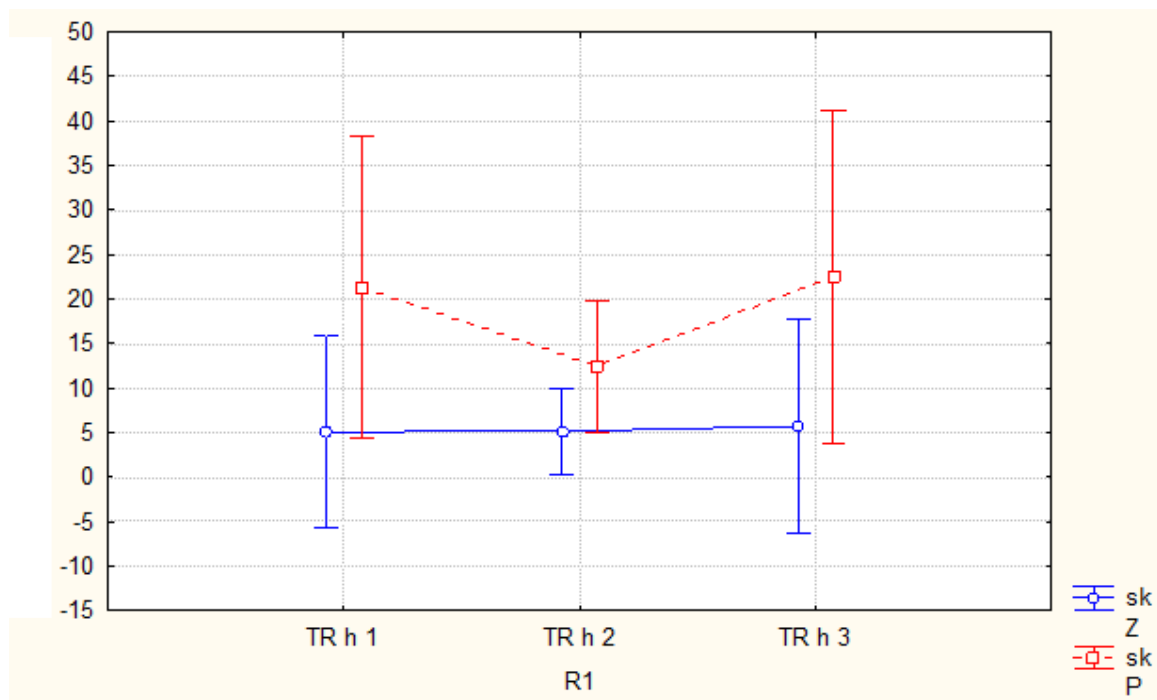
„sval“ 2 - plocha pod daným svalem v druhém vyhodnocovaném úseku

„sval“ 3 - plocha pod daným svalem ve třetím vyhodnocovaném úseku

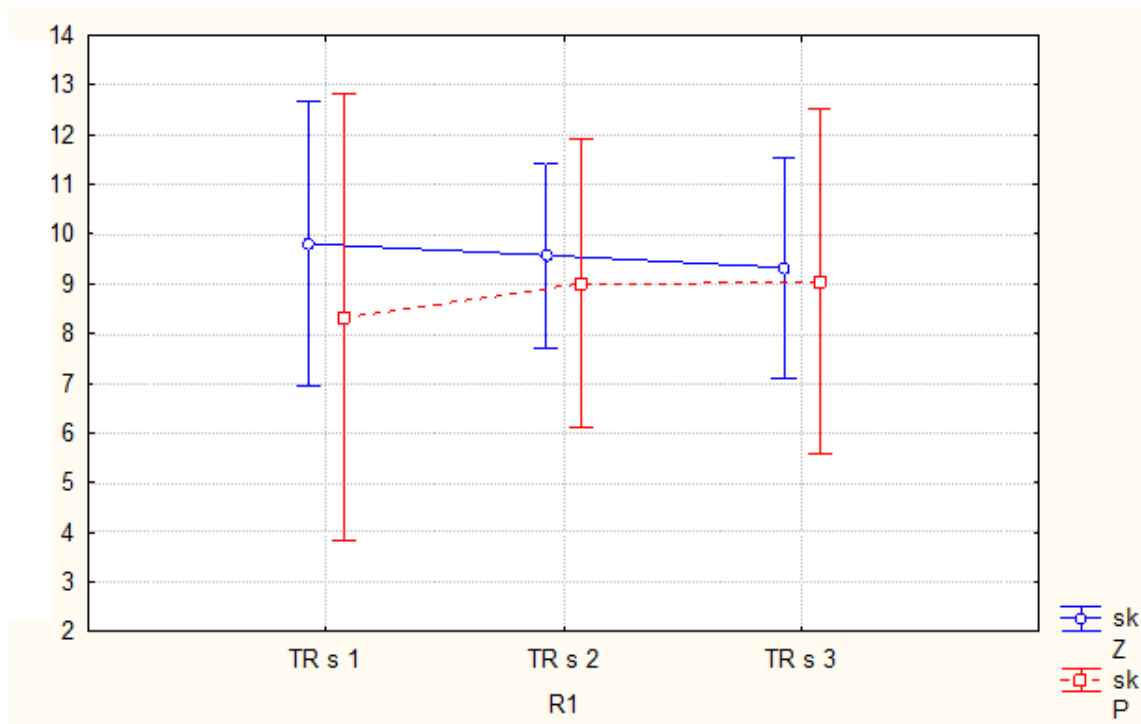
**Graf I.** Znáznornění trendu zapojení m. serratus ant. u pacientů a zdravých probandů



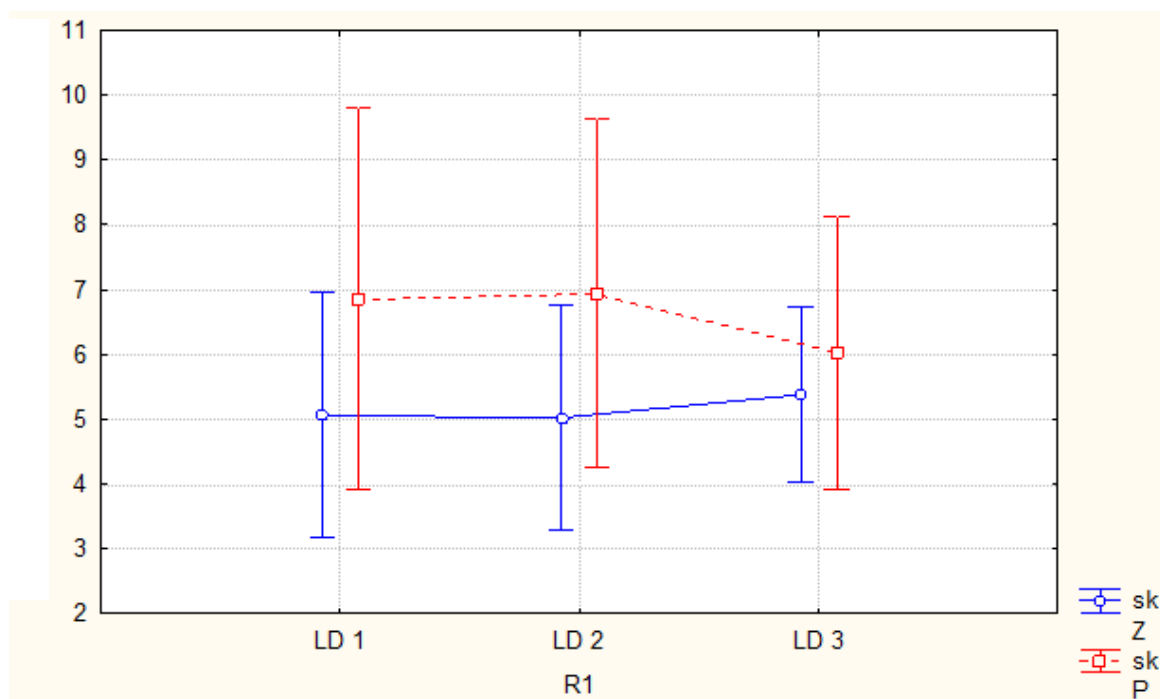
**Graf II.** Znáznornění trendu zapojení *m. trapezius pars descendens* u pacientů a zdravých probandů



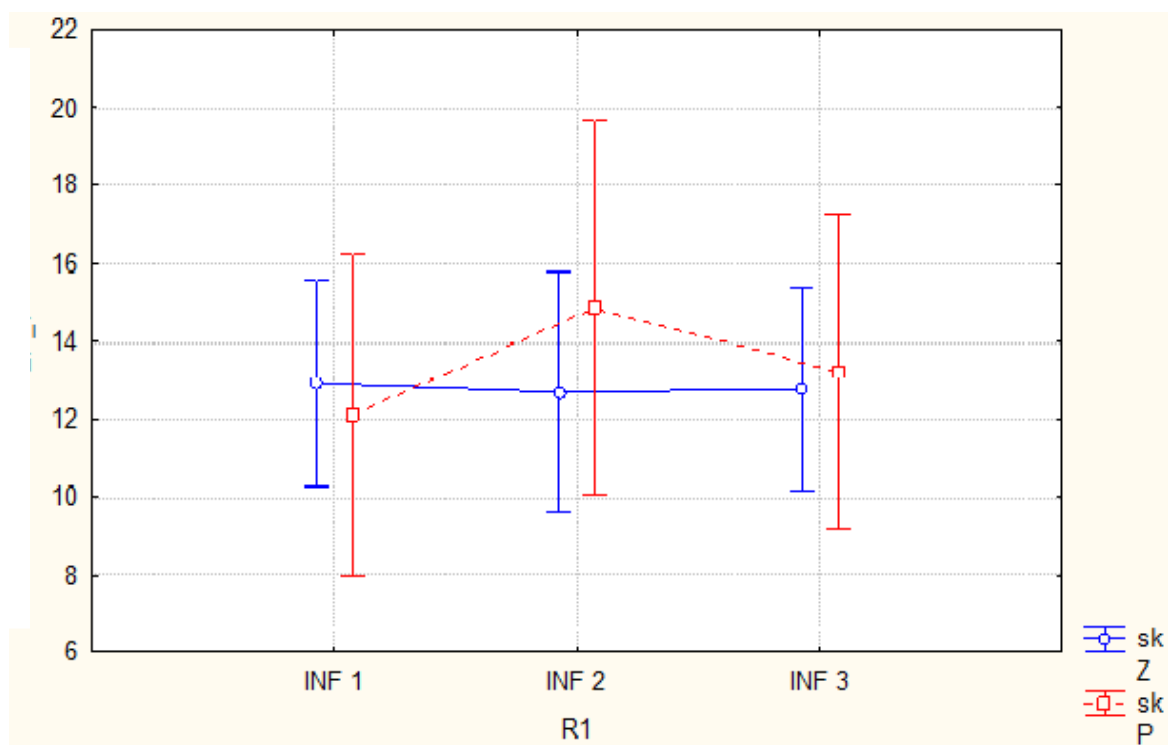
**Graf III.** Znáznornění trendu zapojení *m. trapezius p. transversus* u pacientů a zdravých probandů



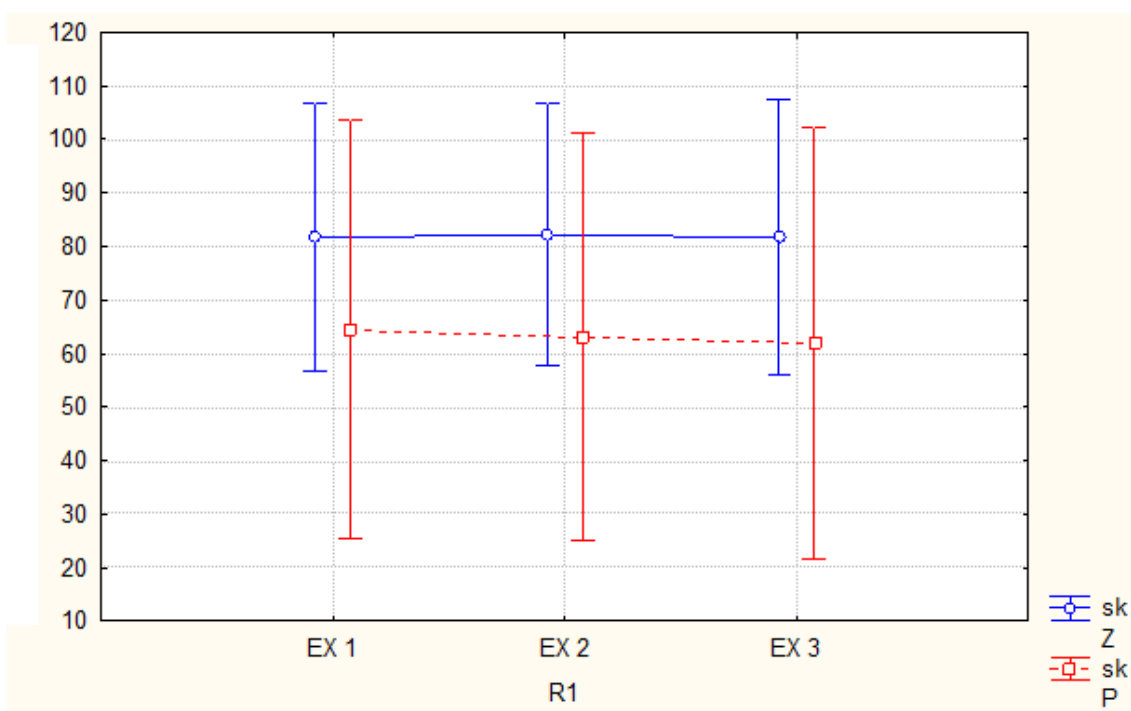
**Graf IV.** Znáznornění trendu zapojení *m. latissimus dorsi* u pacientů a zdravých probandů



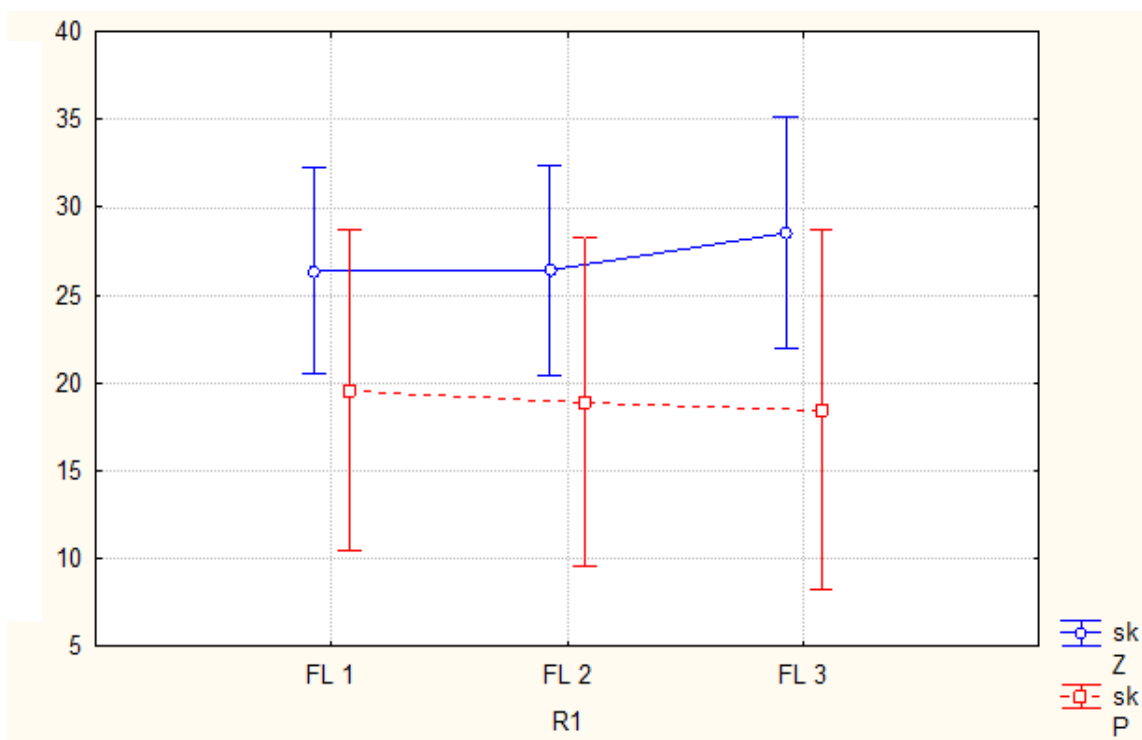
**Graf V.** Znáznornění trendu zapojení *m.infraspinatus* u pacientů a zdravých probandů



**Graf VI.** Znázornění trendu zapojení mm. extensori. u pacientů a zdravých probandů



**Graf VII.** Znázornění trendu zapojení mm. flexori. u pacientů a zdravých probandů



**Graf VIII.** *Ukázka průběhu proximálních svalů*

