

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

**Fakulta tělesné výchovy a sportu**

Katedra fyzioterapie

**ELEKTROMYOGRAFICKÁ ANALÝZA ZAPOJENÍ SVALSTVA  
PLETENCE RAMENNÍHO U VOLEJBALISTŮ**

Disertační práce

Vedoucí práce:

Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Vypracovala:

Mgr. Lenka Satrapová

Odborný konzultant:

MUDr. David Pánek, Ph.D.

Praha 2014

## SOUHRN

**Název práce:** Elektromyografická analýza zapojení svalstva pletence ramenního u volejbalistů

**Vymezení problému:** Vrcholový sport je velmi náročný nejen po stránce fyzické, ale i psychické. Nároky na pohybový aparát nejsou často nijak kompenzovány a to zejména u dětí a v dorosteneckých kategoriích. Jediná cílená a pravidelná kompenzace probíhá u volejbalistů v rámci kondičního tréninku v posilovně, který však nebývá vždy správně veden a přizpůsoben individuálním potřebám svěřenců. Otázkou je, zda je možné těmto problémům předcházet. Z mého pohledu ano, zařazením vhodného kompenzačního cvičení do běžné tréninkové jednotky, které bude nenáročné na vybavení i čas a zároveň musí být funkčně propojeno s herní technikou, aby hráči neztráceli na herním výkonu. V rámci disertační práce bude porovnáváno cvičení 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem a simulovaný úder bez míče – volejbalový lob, jako alternativa kondičního cvičení pro volejbalisty.

**Cíle práce:** Cílem disertační práce je na základě dostupných literárních pramenů nastínit problematiku kineziologických a biomechanických vztahů ramenního pletence ve sportu a to zejména u volejbalu, který je typickým zástupcem tzv. „overhead“ sportů a pomocí povrchové elektromyografie ověřit podobnost zapojení vybraných svalů u typického volejbalového pohybu - lobu a posilovacího cvičení na podkladě proprioceptivní neuromuskulární facilitace s pružným odporem pro horní končetinu. Na základě výsledků experimentální studie budou navržena doporučení do tréninkového procesu.

**Metody:** Byla provedena literární rešerše pro získání teoretických východisek výzkumu. Na základě dotazníku sestaveného pro účely disertační práce, bylo záměrně vybráno 12 probandů mužského pohlaví ve věku od 20 do 29 let ligové volejbalové úrovně. Experiment byl proveden pomocí šestnáctikanálového povrchového elektromyografického přístroje Telemyo Mini od firmy Neurodata s telemetrickým přenosem. Pro účely experimentu a na základě teoretických východisek práce byly pro měření vybrány následující svaly: m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars posterior, m. pectoralis major, m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars medialis, m. trapezius pars descendens a m. serratus anterior. Probandi prováděli volejbalový lob (simulovaného úderu bez míče) a 2. diagonálu dle PNF pro horní končetinu s pružným

odporem, flekční a extenční vzorec. Naměřená data byla zpracována v programu MyoResearch XP Master a analyzována pomocí statistických metod (deskriptivní statistika, Levenův test homoskedasticity, Kolmogorov-Smironovův test, Tukeyho post-hoc test).

**Výsledky:** Výsledky disertační práce jasně odpověděly na položené výzkumné otázky. Byla prokázána podobnost simulovaného úderu bez míče a 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem, a proto můžeme předpokládat, že námi zvolené posilovací cvičení bude vhodné pro prevenci zranění ramenního kloubu a bylo by vhodné jej zařadit do kondiční přípravy u volejbalistů. Výsledky disertační práce, navíc dokazují, že u všech probandů došlo ke zvýšení aktivity svalů v průběhu excentrické fáze extenčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu, využití excentrické kontrakce je popsáno v diskusi práce. Díky prokazatelnému vlivu cvičení dle konceptu PNF pro horní končetinu s elastickým odporem, je toto cvičení velmi vhodné nejenom pro volejbalisty, ale i ostatní „overhead“ sportovce, díky společnému pohybovému trendu.

**Klíčová slova:** pletenec ramenní, volejbal, povrchová elektromyografie, propioceptivní neuromuskulární facilitace, balistické pohyby, kondiční trénink, fyzioterapie, sportovní trénink, cvičení s pružným odporem

## ABSTRACT

**Thesis title:** Electromyographic Analysis of the Shoulder Girdle Muscles Inclusion of Volleyball Players

**Problem definition:** Elite sport is very demanding, not only physically, but also mentally. The demands on the musculoskeletal system are often not compensated, especially in children and junior categories. The only targeted and regular compensation takes place at volleyball by the fitness training in the gym, but not always properly lead and adapted to the individual needs of athletes. The question is whether it is possible to prevent these problems. From my perspective, yes, the inclusion of appropriate compensation exercise in normal training session, which will require little equipment and time and to be functionally connected with volleyball technique that players do not lose the game performance. In the context of the thesis will be compared exercising of the second diagonal PNF for the upper extremity with an elastic resistance and simulated strike without the ball - volley lob, as an alternative fitness of exercises for volleyball players.

**Objectives:** The aim of the dissertation is based on the available literature to outline the issues of kinesiological and biomechanical relationships of the shoulder girdle in sports especially in volleyball, which is a typical representative of the so-called "overhead" sports and using surface electromyography to verify the similarity involvement of selected muscles in a typical volleyball movement - a lob and strength exercises on the basis of proprioceptive neuromuscular facilitation with elastic resistance for the upper limb. Based on the results of experimental studies will be designed practical recommendations to the training process.

**Methods:** A literature search was performed to obtain theoretical background of research. On the basis of a questionnaire drawn up for the purposes of the dissertation, was deliberately selected 12 male probands aged 20 to 29 years old of volleyball league level. The experiment was carried out using surface electromyographic sixteenchannel device Telemyo Mini by Neurodata with telemetric transmission. For the purposes of the experiment and based on the theoretical background of the work has been selected for the measurement following muscles: m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars

posterior, m. pectoralis major, m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars medialis, m. trapezius pars descendens and m. serratus anterior. Probandes performed volley lob (simulated strike without the ball) and 2<sup>nd</sup> diagonal by PNF for the upper extremity with an elastic resistance, flexion and extension pattern. The measured data was processed in the MyoResearch XP Master and analyzed using statistical methods (descriptive statistics, Leven's test, Kolmogorov-Smirnov test, Tukey's post-hoc test).

**Results:** The results of the dissertation clearly responded to the research questions. It was demonstrated similarity of the simulated strike without the ball and the 2<sup>nd</sup> diagonal of PNF for the upper extremity with an elastic resistance, we can also assume that we have chosen is appropriate strengthening exercises to prevent injury to the shoulder joint and this exercise could be included in fitness training for volleyball. Dissertation results moreover shown that in all probands increased muscle activity during the eccentric phase of the extension pattern of 2<sup>nd</sup> diagonal of PNF for upper limb, the use of eccentric contraction is described in the discussion of work. With a demonstrable effect of workout according to the concept of PNF for the upper extremity with an elastic resistance, this exercise is very useful not only for volleyball players, but also other "overhead" athletes, thanks to the similar motion trend.

**Key words:** shoulder girdle, volleyball, surface electromyography, proprioceptive neuromuscular facilitation, ballistic movements, fitness training, physical therapy, sports training, exercises with elastic resistance

## PODĚKOVÁNÍ

Především děkuji školitelce Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc. za její trpělivost a mnoho cenných připomínek během zpracování mé disertační práce. Dále bych ráda poděkovala PhDr. Martě Hruškové z vědeckého oddělení za skvělou spolupráci a pomoc při organizaci postgraduálního studia. Velké díky patří i MUDr. Davidu Pánkovi Ph.D. za pomoc při měření experimentu a trpělivost při zpracování výsledků a stejně tak Mgr. Vladimíru Hojkovi Ph.D. za velkou pomoc při statistickém vyhodnocení výsledků práce. Dále pak všem sportovcům, kteří se ochotně zúčastnili experimentu a kolegyním z katedry fyzioterapie UK FTVS, za jejich neutuchající optimismus.

V neposlední řadě bych chtěla poděkovat mým nejbližším, za podporu během celého studia a při psaní disertační práce.

Bez podpory výše jmenovaných by tato práce nevznikla.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem disertační práci na téma „Elektromyografická analýza zapojení svalstva pletence ramenního u volejbalistů“ zpracovala samostatně pod vedením školitelky Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc., uvedla všechny použité literární zdroje v seznamu použité literatury a dodržela zásady vědecké etiky. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne .....

Mgr. Lenka Satrapová

## EVIDENČNÍ LIST KNIHOVNY

Svoluji k zapůjčení své disertační práce ke studijním účelům. Proším, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

<u>Jméno a příjmení</u>	<u>Číslo OP</u>	<u>Datum vypůjčení</u>	<u>Poznámka</u>
-------------------------	-----------------	------------------------	-----------------



## OBSAH

1 ÚVOD.....	13
2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE.....	14
2.1 VOLEJBAL.....	14
2.2 KINEZIOLOGICKÉ A BIOMECHANICKÉ ASPEKTY RAMENNÍHO PLETENCE.....	15
2.2.1 Articulatio scapulothoracis.....	16
2.2.2 Articulatio acromioclavicularis .....	17
2.2.3 Articulatio sternoclavicularis.....	18
2.2.4 Articulatio humeri .....	19
2.2.5 Svaly v oblasti ramenního kloubu .....	20
2.3 NEUROFYZIOLOGICKÉ ASPEKTY Z ŘÍZENÍ POHYBU.....	21
2.3.1 Koordinace a lateralita ve sportu.....	24
2.3.2 Balistický pohyb jako příklad sportovní lokomoce.....	25
2.4 BIOMECHANIKA SPORTOVÍHO POHYBU.....	30
2.4.1 Fáze hodu vrchem.....	31
2.4.2 Technika volejbalového lobu .....	33
2.5 NEJČASTĚJŠÍ PŘÍČINY BOLESTIVÉHO RAMENE U „OVERHEAD“ SPORTŮ .....	33
2.6 ELEKTROMYOGRAFIE.....	36
2.7 KONDIČNÍ PŘÍPRAVA A KOMPENZACE VE VOLEJBALE.....	39
2.7.1 Koordinační schopnosti.....	40
2.7.2 Rychlost.....	42
2.7.3 Vytrvalost .....	43
2.7.4 Síla.....	44

2.8 PROPRIOCEPTIVNÍ NEUROMUSKULÁRNÍ FACILITACE A JEJÍ VYUŽITÍ VE SPORTOVNÍM TRÉNINKU .....	46
2.8.1 Cvičení s pružným odporem.....	48
2.9 PŘEHLED LITERATURY.....	49
2.9.1 Přehled literatury k problematice propioceptivní neuromuskulární facilitace .....	49
2.9.2 Přehled literatury k problematice povrchové elektromyografie.....	50
2.9.3 Přehled literatury k problematice cvičení s elastickým odporem.....	51
2.9.4 Přehled literatury k problematice ramenního kloubu ve volejbalu .....	52
3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY.....	53
4 METODIKA PRÁCE .....	55
4. 1 METODICKÝ POSTUP U TERORETICKÉ ČÁSTI PRÁCE .....	55
4.2 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU .....	56
4.3 METODY SBĚRU DAT A JEJICH NÁSLEDNÁ ANALÝZA .....	57
4.4 POPIS MĚŘENÝCH POHYBŮ .....	58
4.3.1 Provedení volejbalového lobu (simulovaného úderu bez míče).....	58
4.3.2 Provedení 2. diagonály flekčního a extenčního vzorce dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem .....	58
4.5 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT .....	59
4.6 VYMEZENÍ VÝSLEDKŮ VÝZKUMU .....	60
4.7 OMEZENÍ VÝSLEDKŮ VÝZKUMU.....	60
5 VÝSLEDKY .....	61
5.1 VYHODNOCENÍ DLE NORMALIZACE K MVC .....	61
5.1.1 Proband č. 1 .....	62
5.1.2 Proband č. 2 .....	65
5.1.3 Proband č. 3 .....	67
5.1.4 Proband č. 4 .....	70
5.1.5 Proband č. 5 .....	73

5.1.6 Proband č. 6 .....	76
5.1.7 Proband č. 7 .....	78
5.1.8 Proband č. 8 .....	81
5.1.9 Proband č. 9 .....	84
5.1.10 Proband č. 10 .....	86
5.1.11 Proband č. 11 .....	89
5.1.12 Proband č. 12 .....	92
5.1.13 Souhrnné výsledky – průměrné porovnání u všech probandů.....	95
5.2 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT .....	105
5.2.1 M. deltoideus pars anterior .....	106
5.2.2 M. deltoideus posterior .....	111
5.2.3 M. pectoralis major.....	116
5.2.4 M. serratus anterior.....	121
5.2.5 M. trapezius pars ascendens .....	126
5.2.6 M. trapezius pars medialis .....	131
5.2.7 M. trapezius – pars descendens .....	136
6 DISKUSE.....	141
6.1 VYUŽITÍ POSILOVÁNÍ S ELASTICKÝM ODPOREM V 2. DIAGONÁLE DLE KONCEPTU PNF .....	141
6.2 POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ JEDNOTLIVÝCH PROBANDŮ .....	144
6.3 EXCENTRICKÁ KONTRAKCE A JEJÍ VYUŽITÍ VE SPORTOVNÍ PŘÍPRAVĚ A FYZIOTERAPII .....	146
6.4 DISKUSE K BĚŽNĚ UŽÍVANÝM KONDIČNÍM CVIČENÍM VE VOLEJBALE .....	147
6.5 DISKUSE K VYUŽITÍ POVRCHOVÉ ELEKTROMYOGRAFIE VE SPORTU .....	149
6.6 VYUŽITÍ VÝSLEDKŮ DISERTAČNÍ PRÁCE V PRAXI .....	149
7 ZÁVĚRY .....	151

8 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....	153
9 PŘÍLOHY .....	184

# 1 ÚVOD

Sportovní aktivity se dlouhodobě těší velké oblibě v populaci a to jak v rovině aktivního sportovce, tak sportovce pasivního v roli fanouška či rodiče. Vrcholový sport je velmi náročný nejen po stránce fyzické, ale i psychické. Tréninkový dril, který je nutný již od útlého dětství má často negativní dopad na pohybový aparát. U vrcholového volejbalu, stejně jako u jiných odvětví, jsou při výběru mladých sportovců jasně daná preferovaná kritéria. Jedním z nich je tělesná výška, která u mužské kategorie dosahuje u útočníků v dospělosti v průměru od 195 cm do 210 cm, u ženské kategorie pak průměrně 178 cm až 192 cm. Za výhodu se dále považuje délka paží, která je větší než u populačního průměru. Už tyto parametry ovlivňují biomechaniku ramenního pletence, který je navíc extrémně zatížen při herním výkonu. Dále je pak pro moderního hráče důležitý soubor pohybových schopností – rychlost, síla a vytrvalost a samozřejmě schopnosti koordinační jako reakční schopnosti, rovnováha, rytmizace a orientace (Vavák, 2011). Nároky na pohybový aparát nejsou velmi často nijak kompenzovány a to zejména u dětí a v dorosteneckých kategoriích. Při tom právě v tomto věku, kdy dochází k výraznému tělesnému růstu, je nutné jednostranné a opakované zapojení svalstva vyrovnávat. Velmi často se objevuje pro volejbal typické držení těla, kde dominuje protrakce ramenních kloubů, předsun hlavy, zvýrazněná kyfóza hrudní páteře a oslabení zejména dolních fixátorů lopatek, které vede k typickým a chronickým obtížím v oblasti ramenního pletence. Jediná cílená a pravidelná kompenzace probíhá u volejbalistů v rámci kondičního tréninku v posilovně, který však nebývá vždy správně veden a přizpůsoben individuálním potřebám svěřenců. Málom který oddíl v naší zemi má možnost permanentní fyzioterapeutické péče a proto se sportovci dostanou do odborné péče většinou až s chronickým funkčním problémem či zanedbaným zraněním. Otázkou je, zda je možné těmto problémům předcházet. Z mého pohledu ano, zařazením vhodného kompenzačního cvičení do běžné tréninkové jednotky, které bude nenáročné na vybavení i čas. Zároveň musí být funkčně propojeno s herní technikou, aby hráči neztráceli na herním výkonu. Představení tohoto programu na základě ověření povrchovou elektromyografií je cílem mé disertační práce a zároveň propojení kineziologických, neurofyziologických a biomechanických souvislostí se sportovním tréninkem, které bývají potlačovány v rámci komplexní přípravy a honbou za co nejlepšími sportovními výsledky.

## 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

### 2.1 VOLEJBAL

Volejbal je jedním z nejrozšířenějších týmových míčových sportů na světě, v současné době je velmi dynamickou a rychlou míčovou hrou, zejména na vrcholové úrovni. Volejbal urazil od svého vzniku v roce 1895 velmi dlouhou cestu. Je to jedno z 5 největších mezinárodních sportovních odvětví, má 220 národních federací více než 200 milionů hráčů. (FIVB, 2014; Verhagen, 2004). Volejbal, též zvaný jako odbíjená, je sport hraný dvěma týmy na hřišti rozděleném sítí. Cílem hry je dopravit míč přes síť na soupeřovu stranu tak, aby ho soupeř nezpracoval a míč se dotkl země. Tým má tři možnosti doteku míče (plus kontakt blokujícím hráčem). V dnešním pojetí volejbalu se hrající šestice hráčů skládá nejčastěji z jednoho nahrávače, jednoho diagonálního hráče (neboli univerzála), dvou smečářů a dvou blokařů (plus libero), kteří musí být v okamžiku podání správně rozestaveni dle zápisu utkání (FIVB 2014; ČVS, 2014, Selinger, 2000). Současný volejbal vyžaduje hráčskou všestrannost, dobrou tělesnou kondici, osvojení potřebných technických a taktických dovedností. Z pohybových schopností jsou největší nároky kladeny na rychlost, sílu a vytrvalost, z koordinačních schopností pak zejména reakční rychlost, rovnováhu, rytmus a prostorovou orientaci. Jako kolektivní hra má i značné psychické nároky (ČVS, 2014; Vavák, 2011; Selinger, 2000).

Z kineziologického a biomechanického hlediska můžeme volejbal řadit k tzv. „overhead“ sportům, stejně jako házenou nebo softball (Fleisig et al., 1996; Atwater, 1979; Ebaugh et al., 2006). Z tohoto důvodu dochází k extrémním nárokům na pohybový aparát a zejména na ramenní kloub. Jak již bylo zmíněno výše, u hráčů rozlišujeme 5 základních specializací, přičemž 3 z nich jsou útočného charakteru a tím zátěž pletence ramenního stoupá, vezmeme-li v potaz fakt, že míč u útočného úderu elitních hráčů letí rychlostí u mužů více než 130 km/h (Forthomme, 2005; Coleman, 1993). Kromě hráče hrajícího na postu libera, se navíc všichni členové týmu střídají na podání, který má stejný pohybový ráz. Další kapitoly jsou proto věnovány kineziologickým a biomechanickým aspektům ramenního pletence a problematice bolestivého ramene u „overhead“ sportů.

## **2.2 KINEZIOLOGICKÉ A BIOMECHANICKÉ ASPEKTY RAMENNÍHO PLETENCE**

Biomechanika je transdisciplinární obor, který se zabývá mechanickou strukturou, mechanickým chováním a mechanickými vlastnostmi živých organismů a jeho částí, a mechanickými interakcemi mezi nimi a vnějším okolím (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2013).

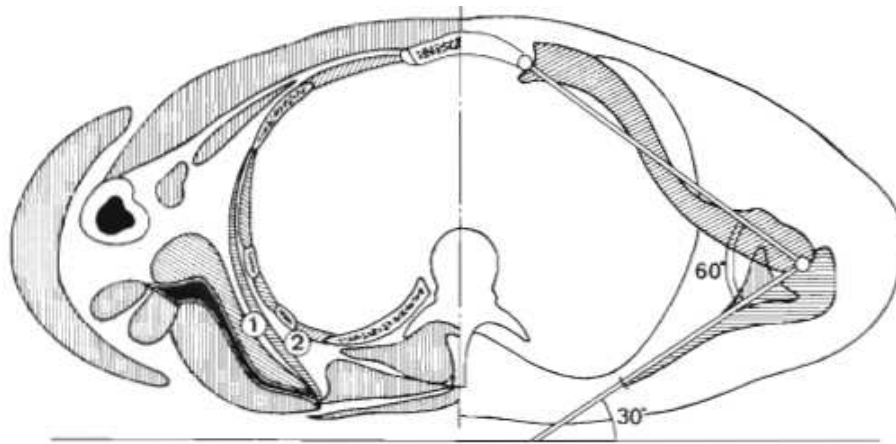
Kineziologie se s biomechanikou prolíná, čí spíše je jí nadřazená. Je to věda o mechanických zákonitostech pohybového ústrojí člověka. Zabývá se fyziologickými, mechanickými a psychologickými mechanismy. Základní data, která poskytují základní východiska, jsou funkční anatomie, biomechanika, fyzika a neuroanatomie s neurofyziologií (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2013).

Horní končetina je zajímavá z kineziologického hlediska díky své interakci různých kloubů a segmentů důležitých pro hladký, efektivní pohyb. Pohyby ruky jsou umožněny díky optimálnímu nastavení loketního a ramenního kloubu a celého ramenního pletence. Tyto pohyby by nebyly ani z poloviny účinné, kdyby se objevovaly pouze izolovaně. Protože horní končetiny hojně užíváme, ramenní kloub potřebuje vysoký stupeň strukturální ochrany a funkční kontroly (Hamill, Knutzen, 2010).

Ramenní pletenec má mnoho skloubení, která přispívají k pohybům paže díky koordinaci jednotlivých kloubních pohybů. Pohyb v ramenním kloubu ovlivňuje komplexní integraci statických a dynamických stabilizátorů. Musí být umožněn volný a koordinovaný pohyb mezi všemi čtyřmi klouby: skapulothorakálním, sternoklavikulárním, acromioklavikulárním a glenohumerálním (Oizumi, N., et al., 2006; Soderberg, 1986; Greene, Roberts, 2005).

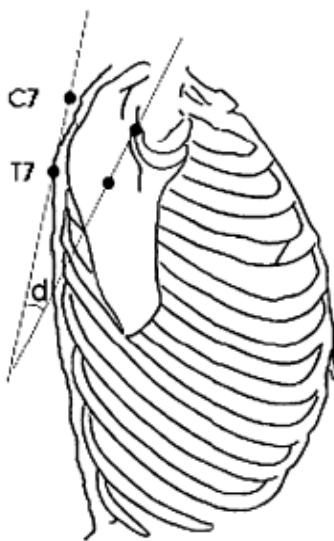
### 2.2.1 Articulatio scapulothoracis

Lopatka je při volně visící končetině pootočená vůči hrudníku o  $30^\circ$  z frontální roviny, jamka ramenního kloubu je tady nastavena anteriorně. Clavicula tím pádem svírá se scapulou úhel o velikosti  $60^\circ$  (Kapandji, 2007).



Obr. č. 1 Postavení scapuly na hrudníku – articulatio scapulothoracis (Kapandji, 2007)

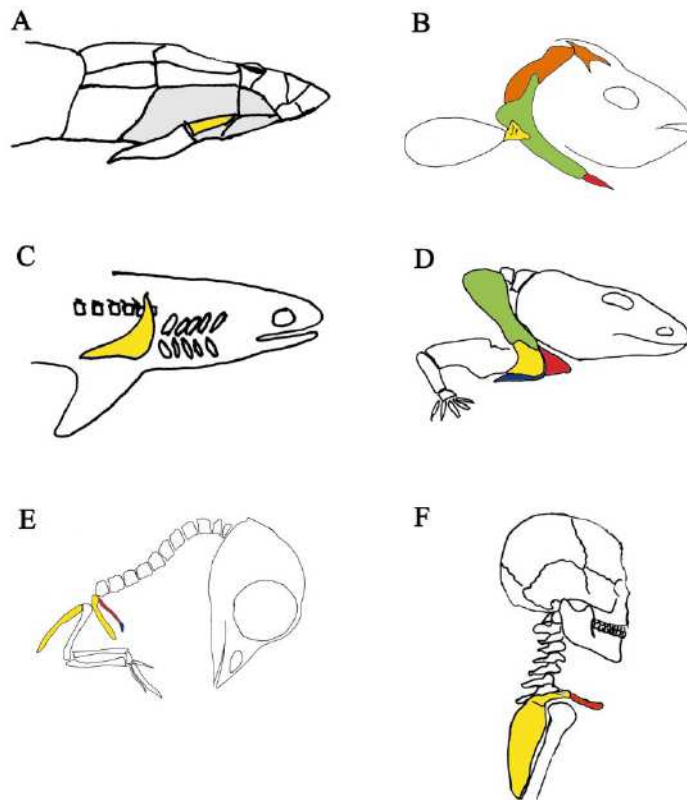
Hlavní funkcí lopatky je optimální nastavení kloubní jamky ramenního kloubu a zároveň dosažení adekvátního kontaktu kloubní jamky s hlavicí humeru (Kapandji, 2007). Klouzavý pohyb, který umožňuje vmezežené řídké vazivo mezi svaly na přední ploše lopatky a hrudní stěnou, je podkladem pro posun lopatky (Dylevský, 2009).



Obr.č. 2 Ukázka odklopení lopatky od osy horní hrudní páteře a hrudníku (Neiva et al., 2009)



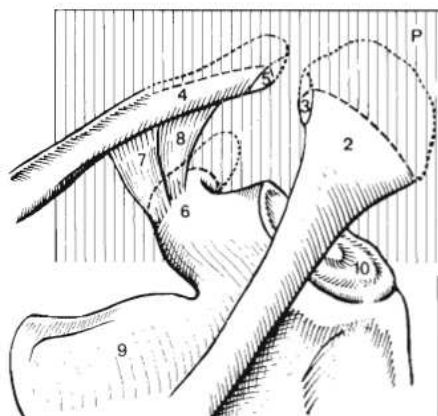
Lopatka prodělala mohutný fylogenetický vývoj, během kterého se původně malá kost postupně osamostatnila, mnohonásobně zvětšila svoji plochu a několikrát významně změnila svoji pozici (McConnel, 2001). Orientace lopatky je jeden z mnoha faktorů, které přispívají k dysfunkci ramenního kloubu a bolestí horní končetiny ( Picco et al., 2010).



Obr. č. 3 Vývoj ramenního pletence s důrazem na lopatku (McConnel, 2001)

### 2.2.2 Articulatio acromioclavicularis

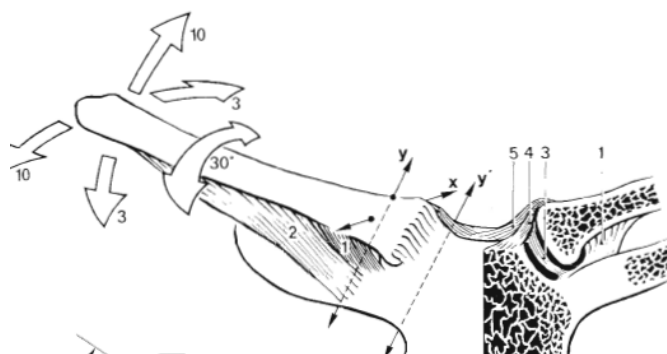
Clavicula je propojena se scapulou prostřednictvím acromioclavikulárního skloubení. Většina pohybů scapuly se přenáší tímto skloubením na claviculu, kloub musí absorbovat velké zatížení. Skloubení je zesíleno vazy (především lig. coracoclaviculare), které značně omezují pohyblivost skloubení a zabraňují dislokaci kloubu. Lig. coracoacromiale limituje pohyb hlavice humeru superiorně a zároveň chrání pod ním ležící struktury (Hamill, Knutzen, 2010; Dylevský, 2009). Při dopadu na napnuté končetiny je síla přenášena na acromion přes jednotlivé segmenty horní končetiny.



Obr. č. 4 Articulatio acromioclavicularis (Kapandji, 2007)

### 2.2.3 Articulatio sternoclavicularis

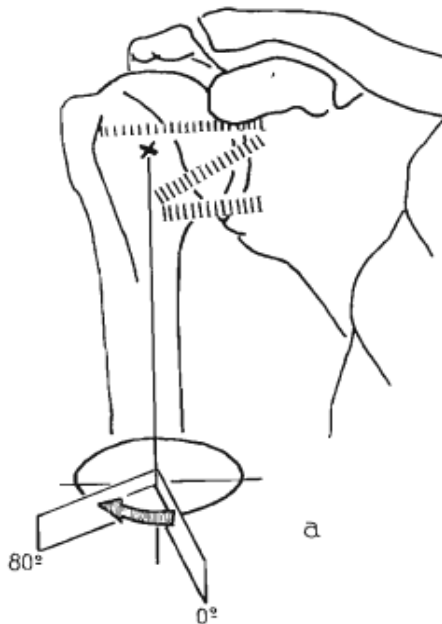
Articulatio sternoclavicularis je jediné skloubení, kde je horní končetina připojena k trupu. Clavicula má čtyři základní úkoly: místo pro připojení svalů, představuje protektivní mechanismus pro pod ní uložené struktury, stabilizační funkci pro ramenní kloub a zabraňuje inferiornímu posunu ramenního pletence. Kloub je podporován třemi ligamenty: interclaviculárním, costoclaviculárním a sternoclaviculárním, z nichž costoclaviculární je pro stabilitu skloubení nejvýznamnější (Hamill, Knutzen, 2010). Pohyby claviculy jsou možné všemi směry, ale ve velmi malém rozsahu. Intraartikulární disk pohlcuje drobné nárazy, které se přenáší na hrudní kost (Hamill, Knutzen 2010; Dylevský, 2009).



Obr. č. 5 Komplexní pohled na articulatio sternoclavicularis (Kapandji, 2007)

## 2.2.4 Articulatio humeri

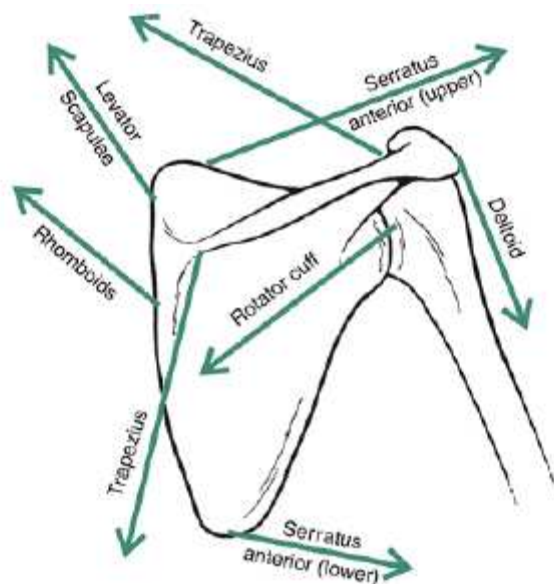
Articulatio humeri je nejméně stabilní kloub lidského těla, který má zároveň největší rozsah pohybu a 4 stupně volnosti. Je to dáno tím, že hlavice se o jamku opírá asi čtvrtinou až třetinou své plochy a vliv atmosférického tlaku na stabilizaci ramenního kloubu je malý (Dylevský, 2009). Součástí glenohumerálního kloubu je labrum glenoidale: chrupavčitě - vazivový lem, který zvětšuje kontaktní plochu v kloubu až na 75% a hloubku kloubní jamky o 5 až 9mm (Dylevský, 2009; Hamill, Knutzen, 2010). Kloubní pouzdro má přibližně 2x takový objem, než hlavice humeru a dovoluje pohyb horní končetiny v přiměřeném rozsahu. Například dochází k napětí kloubního pouzdra při extrémní abdukci a zevní rotaci při hod. Jiná část kloubního pouzdra inferiorní a posteriorní translaci hlavice humeru nebo čistě posteriorní posun při flexi a vnitřní rotaci ramenního kloubu. Konečná pasivní stabilizace je dána vazy: lig. coracohumerale, které je jakýmsi závěrem humeru a glenohumerální ligamenta, která probíhají těsně pod synoviální výstelkou kloubu a zabraňují anteriorní luxaci tím, že se maximálně napínají při zevní rotaci kloubu (Hamill, Knutzen, 2010; Věle, 2006).



Obr. č. 6 Postavení glenohumerálních ligament při zevní rotaci ramenního kloubu (Kapandji, 2007)

### 2.2.5 Svaly v oblasti ramenního kloubu

V glenohumerálním kloubu je díky anatomickému uspořádání značný rozsah pohybu a také velká kloubní vůle. Svaly podílející se na flexi a abdukci ramenního kloubu jsou podobné, obou pohybů se ve velké míře účastní m. deltoideus. M. deltoideus generuje asi 50% síly pro elevaci paže do abdukce nebo flexe, je to dáno tím, že má tři funkčně odlišné části. Síla m. deltoideus je tím větší, čím větší je abdukce paže. Sval je nejvíce aktivní mezi 90 a 180° abdukce. Když dojde k elevaci paže, dochází k aktivitě rotátorové manžety (m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis), protože není možné provést jakýkoliv pohyb bez stabilizace hlavice humeru. Zároveň celý komplex rotátorové manžety produkuje asi 50% z běžně užití síly pro flexi nebo abdukci. V počáteční fázi flexe či abdukce glenohumerálního kloubu je tah m. deltoideus vertikální, takže dochází k synergii s m. supraspinatus, který provádí abdukci se současnou kompresí hlavice do jamky, je schopen provést abdukci až do 90°. Nad 90° abdukce nebo flexe, dochází k poklesu aktivity rotátorové manžety, takže je ramenní kloub náchylnější ke zranění. Pohyb mezi 90° a 180° do flexe nebo abdukce vyžaduje zevní rotaci glenohumerálního kloubu. Pokud je paže rotována nebo addukována, dochází ke stažení pletence ramenního, jeho depresi a přední klavikulární rotaci. Mm. rhomboidei funkčně působí společně s m. teres major a m. latissimus dorsi na addukci a vnitřní rotaci humeru. Na addukci a depresi lopatky působí spolu s mm. rhomboidei i m. pectoralis minor a střední a dolní vlákna m. trapezius. Další pohyby v glenohumerálním kloubu jsou zevní a vnitřní rotace. Tyto pohyby jsou velmi důležité pro různé sportovní činnosti a pohyb horní končetiny nad horizontálou. Spojení zevní a vnitřní rotace v jednom pohybu lze popsat u hodu. Zevní rotace je zajišťována pomocí m. infraspinatus a m. teres minor. U m. infraspinatus, díky aktivitě při stabilizaci hlavice humeru a který se tím pádem podílí na centraci ramenního kloubu a vzpřímeném držení těla, dochází brzy k únavě. Vnitřní rotace je primárně zajišťována m. subscapularis, m. latissimus dorsi, m. teres major a částečně i m. pectoralis major. M. teres major je aktivní zejména při vnitřní rotaci proti odporu. Poslední pohyby v ramenním kloubu jsou kombinované, a to horizontální addukce a horizontální abdukce a účastní se jich tedy svaly již popsané výše. U horizontální abdukce se významně zapojuje m. pectoralis major a přední hlava m. deltoideus. Horizontální addukce je primárně zajišťována m. infraspinatus, m. teres minor a zadní hlavou m. deltoideus (Hamill, Knutzen, 2010; Kapandji, 2007; Véle, 2006).



Obr. č. 7 Schéma působení svalové síly na jednotlivé části pletence ramenního (Hamill, Knutzen, 2010)

## 2.3 NEUROFYZIOLOGICKÉ ASPEKTY Z ŘÍZENÍ POHYBU

Cílem práce není zabývat se řízením pohybu, a proto jsou v této kapitole zmíněna jen základní neurofyzilogická fakta, která s tématem souvisejí. Obecně můžeme říci, že lidský pohyb je kontrolován a monitorován nervovým systémem. Nervový systém je zodpovědný za identifikaci svalů, které budou aktivovány pro daný pohyb, a pak generuje stimul pro vyvinutí síly, která bude po těchto svalech vyžadována. Segmenty lidského těla potřebují během pohybu stabilizaci, aby mohl být pohyb proveden. Dalším problémem, který řeší nervový systém, je přesnost jednotlivých pohybů, ať již běžných pohybů, sportovní motoriky nebo motoriky jemné. Komplexnost nervového řízení vidíme v diferenciaci jednotlivých pohybových činností (Hamill, Knutzen, 2010).

Motorický systém dělíme na dvě odlišné části: „spouštěcí systém alfa“ a „nastavovací systém gama“. Dříve systém pyramidový a extrapyramidový (Véle, 2006). Můžeme také říci, že vyšší motorická centra, mezi která řadíme centra supraspinální a korová, vydávají jen rámcové motorické povely bez bližší specifikace pohybu. Spinální – nižší motorická centra tyto pohybové detaily dále specifikují (Dylevský, 2009) Mezi

subkortikospinální řídicí centra počítáme zejména retikulární formaci, bazální ganglia, mozkový kmen, thalamická jádra, hypothalamus a v neposlední řadě mozeček (Véle, 2006; Trojan et al., 2005). Pro co nepřesnější řízení pohybu je nutná zpětná vazba z proprioceptorů, nejvýznamnějšími jsou svalová vřeténka a šlachová tělíska. Stejnou měrou se na řízení pohybu a polohy podílejí také interoceptory, které do CNS podávají informace o stavu a funkci vnitřních orgánů, a nociceptory, které jsou důležité pro ochranu organismu z důvodu přetížení či dokonce poškození (Véle, 2006; Trojan et al., 2005). Pro regulaci a vyrovnání postury člověk používá vizuální, vestibulární a somatosensorické informace. Ty informují o pozici těla v prostoru a umožňují korekci, pokud je to nutné. Intenzita tonické kontrakce a tím i postura jsou pod vlivem emocí a vědomí. Organizace postury v každém věku záleží na mnoha okolnostech, integraci a úrovni vývoje (Bril a Lédebt, 1998).

Je – li dodáván signál nezávisle na výstupu, je tento typ řízení nazýván jako dopředná vazba - feed forward. Pokud se změni příkazové signály na základě jejich výsledku, je tento typ řízení nazýván jako zpětná vazba – feed back. Důležitou součástí zpětnovazebního řízení je komparátor, který porovnává momentální výstup ze systému s požadovaným a mění příkazové signály na základě rozdílu mezi skutečnými a požadovanými účinky. Zpětná vazba může být buď pozitivní, nebo negativní. Pozitivní zpětná vazba má tendenci zesílit jakoukoliv odchylku, což vede ke kvalitativní změně v chování systému, negativní jí oslabit se stejným efektem na celý systém. Dalšími důležitými parametry charakterizujícími zpětnou vazbu jsou zpoždění a přírůstek. Časové zpoždění je důležitým nedostatkem zpětné kontroly. Proto, je – li rychlost rozhodující, dopředná kontrola může být důležitější, v případě, že je důležitější přesnost, výhodnější je zpětná vazba (Latash, 1998).

Účelem orientovaný pohyb musíme pokládat za výsledek řídicí funkce CNS a výsledek mechanických sil a odporů. Vzájemné interakce silové a řídicí složky popisuje kineziologie a biomechanika (Véle, 2006).

Primární jednotkou pohybu z výkonového hlediska je svalová kontrakce. Základním funkčním i strukturálním prvkem motoriky je motorická jednotka (Véle, 2006), která se sestává z motoneuronu a všech svalových vláken inervovaných jedním axonem. Svalové vlákno je ohraničeno sarkolemou, která se místy vchlipuje, tvoří transverzální kanálky (T-tubuly), zajišťující přechod elektrického impulzu do buňky. Uvnitř vlákna jsou kontraktilní myofibrily tvořené myofilamenty, slabšími aktinovými a silnějšími myosinovými vlákny. V přirozeném svalovém stahu se motorické jednotky zapojují ve fixním pořadí od nejmenších po největší dle Hennemanova principu a k relaxaci dochází v opačném pořadí. Standartní kontrakce probíhá takto: nervový impuls dojde do terminálního konce axonu motorického neuronu a vyvolá uvolnění acetylcholinu, který se vlije do synaptické štěrbin, váže se na receptor postsynaptické membrány a vyvolá depolarizaci membrány nervosvalové ploténky. Zvýšenou propustností pro  $\text{Na}^+$  a  $\text{K}^+$  ionty vznikne akční potenciál. Acetylcholinesteráza inaktivuje acetylcholin, takže další akční potenciál nemůže vzniknout, dokud se z motorického neuronu neuvolní další acetylcholin. Akční potenciál depolarizuje sarkolemu, šíří se podél T tubulů a otevírá  $\text{Ca}^{++}$  kanály sarkoplasmatického retikula. Kationty se uvolňují do sarkoplasmy a putují k myofilamentům.  $\text{Ca}^{++}$  ionty se váží s troponinem, vzniká kalciotroponinový komplex, zruší se vazba troponinu s tropomyosinem a vytváří se vazba aktinu a myozinu. Vazbou vznikají příčné můstky aktomyozinu. Tato vazba je dána uvolněním volných aktivních míst na aktinu, po kterých se natahují hlavy myozinu. Zvyšuje se napětí a objevuje se izometrická kontrakce. Při anizometrické kontrakci se hlavy myozinu posouvají a tenká vlákna aktinu kloužou, přibližují k centru sarkomeru. K této činnosti je třeba dodání energie a je třeba i přítomnosti  $\text{Mg}^{++}$ .  $\text{Ca}^{++}$  kanály se uzavírají a  $\text{Ca}^{++}$  ionty se aktivní pumpou vracejí z cytoplasmy nazpět do sarkoplasmatického retikula. Troponin - tropomyozinový komplex se vrací do výchozí pozice, při které je opět zablokována vazba myozinu na aktin. Máme tři základní typy svalových vláken: pomalá oxidativní vlákna, rychlá oxidativně – glykolytická vlákna a rychlá glykolytická vlákna. Rychlá vlákna tzv. červená vlákna jsou rezistentní k unavitelnosti na rozdíl od vláken pomalých, tzv. bílých. U sportovců nacházíme různé poměrové zastoupení svalových vláken, dle jejich specializace (Purves, 2001; Latash, 1998; kolektiv autorů, 2003).

### 2.3.1 Koordinace a laterální ve sportu

Pro všechny formy sportovního výkonu a cvičení je nutná koordinace pohybů v konstantě se měnícím zevním prostředí. Termín koordinace je definován jako schopnost provádět komplexní motorické dovednosti (Tsetseli, 2010). I přes zjevné řídicí problémy, je lidský mozek schopen jednoduše integrovat informace přes senzorický systém a svaly a klouby jsou řízeny k provedení širokého repertoáru adaptivního chování (Jantzen et al., 2008). Koordinaci můžeme také považovat za strategii, která má za cíl ovlivnit výkon ve směru rychlosti a přesnosti (Tillaar, 2003). K získání dobrých sportovních výsledků je nutné rozvinout určité motorické schopnosti a je to jedním z cílů sportovního tréninku (Uzunović, 2008). Je velmi málo výzkumů, zabývajících se sensitivitou rozvoje koordinačních schopností. V současné době se za nejlepší období považuje věk od 7 do 12 let (Petković, 2004). I přes to, že důležitou roli zraku ve sportu se vztahem ke koordinaci známe již velmi dlouho, až v polovině 20. století se znovu objevily vědecké názory a myšlenky, že „sport se stává multidisciplinárním oborem“ (Paul, 2011).

Koordinační schopnosti jsou úzce provázány se stranovou preferencí. V tréninkovém procesu a ve sportu obecně je důležitou součástí rozpoznání laterality sportovce – čili určení dominantní a nedominantní končetiny. Během tréninku dochází k vytváření paměťové stopy, tzv. engramu, které se lépe fixují pro dominantní stranu než pro stranu nedominantní (Véle, 2006). Vytvoření paměťové stopy je velmi důležité pro provedení dané sportovní činnosti. Fenomén laterální dominance má úzký vztah ke struktuře a funkci (Eligar, 2011). I přes to, že původ laterality není zcela jasný a je neurology a psychology řešen již po staletí, můžeme říci, že praváci a leváci je v určitých ohledech liší. U leváků bylo prokázáno více vývojových poruch, zejména v oblasti koordinace. Udává se, že 75 – 90% lidské populace preferuje pravou horní končetinu, asi 80% preferuje pravou dolní končetinu, 70 % pravé oko a 60% pravé ucho (Alibeik, et al., 2012). Stranová preference může být dána senso-motorickou zkušeností nebo vlivy zevního prostředí, stejně tak je u stranové preference zřejmý genetický podklad. Laterální ovlivňuje celou posturu, protože leváci v běžném životě žijí víceméně v „pravorukém světě“, a tím se podporuje vadné držení těla a trupové asymetrie (Vasconcelos, 2010). Obratné a účelné pohyby, které vyžadují zpětnou vazbu, jako koordinace oko – ruka, jsou úzce ovlivňovány koordinací volných pohybů (Kubota,



Demura, 2011). Pro sportovní výkon je důležité zlepšování určitých dovedností, bylo prokázáno, že při souběžném tréninku stisku ruky dominantní i nedominantní končetiny dochází k výraznému zlepšení, zejména v prvním týdnu, ale nebyla jednoznačně prokázána stranová odlišnost (Kubota et al., 2013).

### 2.3.2 Balistický pohyb jako příklad sportovní lokomoce

Lokomoce je pravděpodobně nejčastější každodenní aktivitou člověka. Je definována jako motorická akce, během které se změní poloha těla v prostoru (Latash, 1998). Asi od půl roku života se začínají převažovat úmyslné pohyby nad podněty z bazálních ganglií, díky myelinizaci pyramidové dráhy. Naše pohyby se stále zdokonalují učním a mnohonásobným opakováním. Dochází k tzv. automatizaci pohybu, kdy se pohyb stává ekonomickým. Do této skupiny pohybů můžeme řadit i pohyby balistické, nesmíme však zapomenout na to, že takto může být z pohledu neurologie označován zcela jiný nepotlačitelný extrapyramidový chorobný pohyb celou končetinou (Pfeiffer, 2007).

Již Janda definoval hybný stereotyp a stejně tak ho popisuje i Kolář (Kolář, 2009). Hybný stereotyp je „*dočasně neměnná soustava podmíněných a nepodmíněných reflexů, která vzniká na podkladě pohybového učení (stereotypně se opakujících podnětů)*“. Trénovaný pohyb vede ke vzniku vnitřního stereotypu neurofyziologických jevů, které vedou k automatizaci vlastního fyzického pohybu a také jeho stabilizace. Díky somatickému provádění pohybů, může docházet k neúčelnému izometrickému zapojení některých svalů a tím k přetěžování některých segmentů těla, což může mít za následek i strukturální dopady (Kolář a kol., 2009).

Řada odborníků z různých oborů studující lidské pohyby identifikovala 2 modely pro pohyby končetin: balistické pohyby a pružinové pohyby, které vymezují 2 konce spektra lidské lokomoce. Balistické pohyby jsou ovlivňovány impulsivně. Je zde iniciační impuls pro zrychlení horní nebo dolní končetiny k cíli, následovaný zpomalovacím impulsem k zastavení pohybu. Není zde žádná korekce během pohybu. Pohyby jako kopání, smečování, mávání mají typicky balistický ráz. V pružinovém modelu pohybu je končetina uchycena mezi „pružinami“, které tvoří svaly (Prasad et al., 2006).

Vyvinutá síla pro daný pohyb je aplikována periodicky více než čistě impulsivně. Tlačení, tahání a mnoho dalších komunikačních gest spadají do kategorie balistických pohybů. Jsou zde 2 základní rozdíly mezi balistickými a pružinovými pohyby, které jsou relevantní pro rozpoznávání lidské lokomoce:

1. Balistické pohyby mají jednodušší strukturu. Velmi často poloha na začátku a na konci pohybu stačí k popisu trajektorie balistického pohybu. Na druhou stranu, pružinové pohyby mají trajektorie mnohem složitější. Například kreslení, psaní, signalizační pohyby...
2. Sahání pro věci, smečování, mávání, kopání jsou nedominantně balistické pohyby. Mají krajně variabilní cíle. Pružinové pohyby, speciálně komunikační gesta, mají velmi prostorový obsah (Prasad et al., 2006).

Pohyby mohou být klasifikovány také podle jejich EMG a křivky definující sílu. Tři základní kategorie pohybu jsou (1) pohyby, u kterých se postupně a plynule zvyšuje síla přes kontinuálně narůstající svalové zapojení; (2) nespojitě, pomalé pohyby, které se zrychlují postupně, pak se zpomalí, a pak opět zrychlují, například při sledování objektu rukou; a (3) balistické pohyby, které jsou rychlé v celém průběhu, a které dosahují vrcholného zrychlení v milisekundách od jejich zahájení (Haywood et al., 2012).

Při přenášení síly na vnější předmět pro jeho přemístění nebo udělení pohybového momentu záleží na tom, jak dlouho, jakým směrem, jak intenzivně, na jakém místě a na jaké ploše předmětu aplikovaná síla působí. O tom, jaký je důvod nebo účel aplikace této síly, rozhoduje CNS, kde vzniká představa o účelu pohybu a odtud se

vhodný pohyb spouští. Jeho průběh je ovlivňován pohybovými vzory fixovanými v paměti. Vzhledem k přizpůsobování pohybu aktuálním podmínkám vnitřního i zevního prostředí, není provedení stejného vzoru vždy identické. Silou lze působit na zevní objekt třemi hlavními způsoby:

1. prodlouženou lineární aplikací síly (tah-tlak) – vzniká přesun objektu
2. jednorázovou aplikací, balisticky (ráz, hod) – vzniká úder
3. převodem klikou na točivý pohyb, např. při jízdě na bicyklu

Definice balistického pohybu se studii od studie liší. Někteří odborníci tvrdí, že balistický pohyb je rychlý pohyb bez visuální zpětné vazby, zatímco někteří neurofyziologové popisují balistický pohyb jako rychlý pohyb bez zpětné korekce na podkladě exterocepce ať zrakové či sluchové. Dle Craicka je definice balistického pohybu následující: a) balistický pohyb je pohyb vykonávaný na podkladě programu z mozku, b) je proveden jako celek a během průběhu nemůže být nijak modifikován, c) je to pohyb prováděný z vlastní vůle a bez časového omezení (Lin, Drury, 2011).

Véle (Véle, 2006) tvrdí, že balistický pohyb znamená rychlý pohyb s jednorázovou aplikací síly. Musíme však brát v potaz i sílu pro stabilizaci těla a reaktivní silou v místě opory. Ráz vznikne při velmi krátké aplikaci síly proti značnému odporu hmoty objektu, na který působíme.

Zehr (Zehr, 1994) považuje za balistické pohyby takové, které jsou prováděny v maximální rychlosti a zrychlením. Balistické pohyby jsou charakterizovány vysokými aktivačními hodnotami, krátkým časem kontrakce a vysokými hodnotami rozvoje síly. U balistických pohybů se objevuje klasický třífázový elektromyografický model: agonista/antagonista/agonista, kde intenzita koaktivace antagonisty je různá. V průběhu balistické kontrakce se může objevit selektivní záškub motorických jednotek u specifických pohybových podmínek. Trénink balistických pohybů vyvolává specifickou neuromuskulární adaptaci, která se objeví jako funkce podřízených neurofyziologických mechanismů.

O třífázovém modelu zapojení u balistických pohybů hovoří ve své knize i Haywoodová (Haywood et al., 2012). V jednoduchých balistických pohybech, jako je například rychlý úchop objektu, se pohyb zahájí počátečním silným impulsem agonisty. Aktivace agonisty poté končí, ale pohyb pokračuje v důsledku hybnosti končetiny. Aktivace antagonisty svalu následně způsobí zpomalení končetiny. V cílení úkolů, může být druhý aktivace agonisty ke korekci umístění končetiny. Tím se vytvoří třífázový vzor svalové aktivace: agonista, antagonist, agonista. V kontrastu k izolovanému pohybu jedné končetiny, balistické schopnosti ovlivňují celé tělo a jsou poměrně složité. Typické sportovní dovednosti jsou příklady balistických dovedností. Úder (jako v odpalování pálkou či raketou), kop (jako ve fotbale), a hod (jako v házené a baseballu nebo softballu) jsou typickými příklady těchto pohybů. Tyto složité pohyby mají tendenci začít proximálně aktivací trupového svalstva; energie je pak předána od segmentu k segmentu v otevřeném kinetickém řetězci, až dosáhne distální efektor, zpravidla ruku nebo nohu. Během úderů, kopů a házení, je tato energie využita také na běh nebo opornou bázi. (Haywood et al., 2012) Stejně tak dělí balistické pohyby i Véle a popisuje je následovně (Véle, 2006): Úder je prováděn typickým rázovým mechanismem. Jedná se o krátkodobý intenzivní silový impakt na objekt. Tento impakt může být buď stacionární, nebo pohyblivý. Do skupiny úderů můžeme zařadit volejbalový úder, fotbalový kop nebo boxerský úder. Tento pohyb musí být proveden rychle a velkou silou. Pro výsledek pohybu je důležitá kvalitní stabilizace polohy, stejně tak jako schopnost odhadu směru a intenzity pohybu, optická korekce a řízení z CNS. Hráč by měl mít velkou zásobu hotových pohybových vzorů získaných opakovaným nácvikem, které se spouští bez možnosti korekce. Dalším typem balistického pohybu je odraz, který je možno provést od pevně stojící osoby. Není nutná cílená síla, ale hlavní je stabilizace polohy těla a nastavení odrazové plochy. Někdy je dokonce nutné ve sportu snížit kinetickou energii objektu pružným přibrzděním při odrazu, aby bylo docíleno požadovaného směru a intenzity odrazu objektu. Stejně jako u úderu je nutné kvalitní řízení CNS. Posledním typem balistického úderu je hod, který vzniká udělením kinetické energie do prostoru. Hod se skládá z náprahu a vlastního hodu, má tři základní formy provedení, a to vrchní, spodní a stranový vzor, dle pozice horní končetiny v průběhu pohybu.

Další zajímavou shodou u těchto složitých balistických dovedností je, že využívají náprah vzad k umístění segmentů těla pro následný pohyb vpřed. V pokročilé formě úderu, hodů a kopů, se náprah a následný odhod či odkop částečně překrývají. Proximální segmenty se začnou pohybovat vpřed, zatímco distální segmenty jsou stále v pohybu vzad. Pokročilá forma těchto pohybů zahrnuje také silnou akceleraci distálního segmentu jen milisekundy před kontaktem nebo odhodem, které přináší vysokou distální úhlovou rychlost. Toto zrychlení je následkem setrvačnosti každého distálního segmentu vůči pohybu sousedních proximálních segmentů. Zaostávající segment protáhne agonisty svalů distálního segmentu, což může vést k excitaci reflexů, které rozšiřují svalové kontrakce v distálním segmentu (Haywood et al., 2012).

I přes to, že mnoho studií zkoumalo zlepšení provedení balistických pohybů praxí, je stále nejasné jak se dá toto provedení vylepšit při maximální rychlosti a jak se modifikuje třífázový model elektromyografické aktivity. Závěry studie Lianga et al. (2008) vedly k závěru, že zlepšení provedení balistického pohybu je hlavně v rychlosti zapojení agonisty a antagonisty, ale maximální rychlost zůstává konstantní.

Je již dlouho známo, že cvičení balistických pohybů jednou končetinou může mít za následek zlepšení i u druhé, netrénované končetiny. Hypotézy, které počítají s přenosem z končetiny na končetinu, uvádí, že účinek je zprostředkován buď pomocí nervové adaptace v nadřazených řídicích centrech, které jsou dostupné pro obě končetiny, nebo že jde o "přelévání" nervového vedení do opačné hemisféry, která má za následek bilaterální adaptaci. V literatuře, vycházející z poloviny 19. století, je uvedeno, že jednostranná motorická praxe může vést k bilaterálnímu zvýšení výkonu. Tento efekt je různě nazýván „cross-transfer“, „cross- edukace“ nebo „interlimbický přenos“. Většina teorií, které se pokoušejí vysvětlit „cross-transfer“ jsou založeny na myšlence, že nervové adaptace související se zlepšením výkonu trénované končetiny musí být umístěny v centrálním nervovém systému (CNS) na straně, která je přístupná i pro kontrolu kontralaterální končetiny. Některé typy „cross-transferu“ se objevují, protože cvičení vyvolává bilaterální nervové adaptace (např. v kontrolních systémech pro obě končetiny). Podle této hypotézy, dochází při realizaci úkolů k "přelévání" nervové činnosti do kontrolního systému pasivní končetiny, což má v konečném důsledku za následek bilaterální nervovou reorganizaci. Hypotéza „přelévání“ se opírá o

důkaz, že existují rozsáhlé interakce mezi oběma mozkovými hemisférami a páteřními obvody v opačném hemicordu, během jednostranného pohybu (Carroll et al., 2008).

## **2.4 BIOMECHANIKA SPORTOVÍHO POHYBU**

Sportovní biomechanika obsahuje velmi širokou oblast svého působení a jejím základem je analýza sportovních výkonů. Můžeme ji rozdělit na biomechaniku základních pohybů jako je běh, chůze či sezení, dále na biomechaniku sportovního výkonu a optimalizace pohybu (hod oštěpem, tenisový úder, odraz a dopad při výskoku, odbití míče) a biomechaniku sportovního vybavení (boty, míče, povrchy sportovišť atd.) (ČVUT, 2014). Sportovní technika se rozvíjí v rámci různých fází motorického učení. Sportovní technika je specifická v pro jednotlivá sportovní odvětví stejně tak jako náročnost a doba trvání jejího osvojení, která je závislá na množství zevních i vnitřních faktorů. *„Do složitého komplexu osvojování významně zasahují pohybové a intelektové schopnosti, technika je především záležitostí řízení motoriky. Cílem je dosažení dokonalé efektivní organizace sportovní činnosti, tj. takové uspořádání pohybu v prostoru a čase, které vede k úspěšnému řešení pohybového úkolu. Úspěšnost je dána dokonalou souhrou zúčastněných svalových skupin řízenou nervovou soustavou“* (Dovalil et al., 2002). Dle Starkes a Ericssona (in Roubková, 2014) je nutné k osvojení si vyzrálé formy dovednosti, včetně sportovních disciplín nebo hraní na hudební nástroj, přibližně 10 000 hodin nácviku. Tento počet tréninkových hodin odpovídá přibližně desetiletému tréninku, což při věku vrcholových sportovců ukazuje na opravdu ranou sportovní specializaci.

### **2.4.1 Biomechanika ramenního pletence u tzv. „overhead“ sportů**

Výkon je velmi často hodnocen podle toho, jak sportovec splní daný úkol. Dobrý výkon vychází z jednoho důležitého faktoru a to techniky (Hsieh, 2006) Cílem hodu je vytvořit kinetickou energii a předat ji do objektu, kterým manipulujeme (ve většině sportů míč), čímž se maximalizuje rychlost objektu při zachování optimální úrovně přesnosti (Fleisig et al., 1996). Jinými slovy, princip předání kinetické energie se

používá k urychlení koncového bodu odhodové horní končetiny použitím postupně menších částí těla při přenosu kinetické energie co nejefektivněji, a to způsobem, který je řízen k co největší přesnosti pohybu (Plawinski, 2008).

#### **2.4.2 Fáze hodů vrchem**

Obecně platí, že hod lze rozdělit do šesti etap. Patří mezi ně wind up, early cocking, late cocking, acceleration, deceleration a follow - throw. Šest fází, i když nejsou zcela kontinuální, bývá často ohraničeno změnami síly a svalové činnosti, které se vyskytují v průběhu odhodového cyklu. Hod u baseballu je nejčastěji používaným modelem při studiu fáze hodů vrchem. Stejný typ pohybu můžeme vidět u volejbalu (Meister, 2000).

Fáze I - Wind-Up - v této fázi hodů je využívána minimální svalová aktivita, v průběhu této fáze je ramenní kloub v abdukci a mírné vnitřní rotaci.

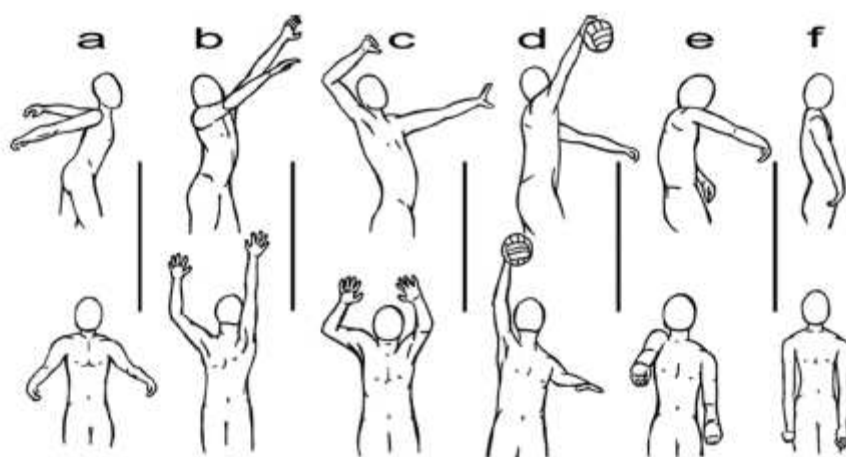
Fáze II - Early cocking - také fáze s minimální svalovou aktivitou, končí s ramenem na 90° abdukce a 15° horizontální abdukce.

Fáze III – Late cocking - tato fáze končí s ramenním kloubem v poloze maximální zevní rotace a 15° horizontální addukce, zatímco je zachována abdukce rameno.

Fáze IV - Acceleration - Cílem fáze zrychlení je otočit ramenní kloub tak, aby došlo ke kontaktu s míčem s míčem (volejbal, tenis), nebo vypuštění míče (baseball, házená).

Fáze V - Deceleration - tato fáze je považována za nejprudší fází hodů vrchem, protože tělo musí absorbovat energii, která se nepřevede na míč při vypuštění nebo kontaktu. Fáze zpomalení končí s ramenním kloubem 0 ° vnitřní rotace, 100° abdukce a 35° horizontální addukce.

Fáze VI - Follow-Throw - během této fáze se zvýší zevní rotace na 30°, horizontální addukce se zvýší na 60° a ramenní kloub je nadále držen ve 100° abdukci. (Meister, 2000; Fleisig et al., 1996)



Obr. č. 8 Fáze volejbalového úderu vrchem (Plawinski, 2008)

Legenda: a)/b) wind up; b)/c) cocking; c)/d) acceleration; d)/e) deceleration; e)/f) follow - throw

Z globálního pohledu je u základního volejbalového úderu – lobu pro úspěšné provedení důležitá správná rotace trupu, výška dosahu úderové horní končetiny a rychlost ruky (Masumura, 2007). Další důležitou komponentou je zevní rotace v přípravné fázi hodů vrchem, tzv. „overhead“ hodů a vnitřní rotace jeho druhé fáze – odhodu. Pohyby ramenního pletence doprovázené zevní nebo vnitřní rotací záleží na pozici horní končetiny. Při elevaci horní končetiny jsou pohyby pletence ramenního nutností. Rotace paže v neutrální nebo anatomické pozici vyžadují minimální asistenci pletence ramenního, stejně tak jako v plném rozsahu rotace při 180° abdukce. Je to proto, že současně pracují svaly, které mají rotovat humerus a zároveň stabilizovat hlavici humeru. Vnitřní rotace je obtížná v elevované pozici horní končetiny, protože tkáň pod akromionem je velmi komprimována tuberculum majus (Hamill, Knutzen, 2010).



### 2.4.3 Technika volejbalového lobu

Lob začíná fází nadhozu míče, která končí v posledním momentu kontaktu ruky či konečků prstů s míčem, a to v okamžiku, kdy je poloha ruky úderové paže během nadhozu přibližně v úrovni hrudníku. Hráč nadhazuje míč druhou rukou, než je úderová paže. Tělo se zakloní nad ohnutá kolena. Síla pak prochází jednak přes boky, které díky tomu rotují vpřed, a jednak prostřednictvím rotace těla kolem svislé osy. Z polohy mírně nad hlavou se pravá paže ohýbá v lokti a stahuje vzad společně s rotací trupu. Nadloktí pravé paže je v prodloužení spojnice ramen (někdy se loket dostává o něco níže), hráč ohýbá loket do extrému a tlačí ho dozadu, jak se jen dá. Celá následná část práce úderové paže je řetězcem na sebe navazujících pohybů. Každá část řetězce „přebírá“ na začátku svou energii od pohybu předcházejícího (trup - horní část paže – předloktí - zápěstí). Celkově připomíná celý akt švihnutí bičem – to dodá úderu rychlost. Úderová paže začíná pohybový řetězec zvednutím předloktí mírně nahoru. Ohnutá paže spolu s ramenem rotují vpřed. Loket se dostává před rameno a zastavuje se. Ruka padá vzad (v oblasti nad uchem). Při vlastním úderu je paže vytažená nahoru a napnutá, v ideálním případě ve svislé poloze. Po úderu pokračuje paže volně v pohybu za míčem (Haník et al., 2004, 2008).

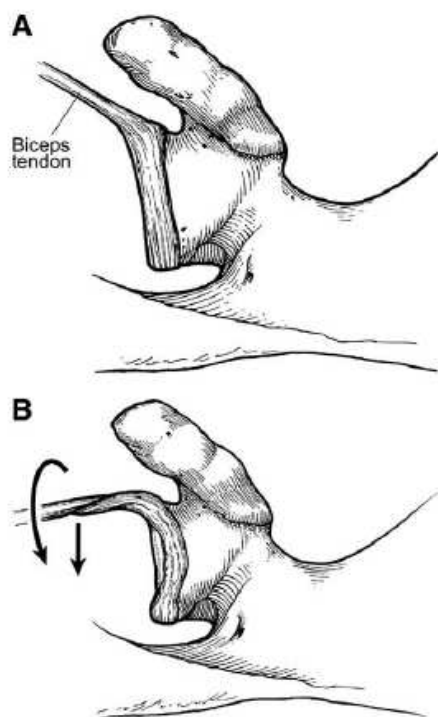
## 2.5 NEJČASTĚJŠÍ PŘÍČINY BOLESTIVÉHO RAMENE U „OVERHEAD“ SPORTŮ

Pletenec ramenní je nejpohyblivějším segmentem lidského těla, a právě díky tomu se můžeme setkat s jeho nestabilitou a tím pádem náchylností k velkému množství zranění. U „overhead“ sportů jsou problémy s ramenním kloubem velmi časté, hlavně u vrcholových sportovců, díky intenzitě zatížení, krátkému času pro regeneraci a opakovanému zatížení končetiny. V současné době, díky širokým možnostem i pro rekreační sportovce, však dochází často k úrazům z přetížení i u neprofesionálních hráčů (Martínková, 2013). Ramenní kloub je mnohem více zatěžován díky herní specializaci a typickým úkolům hráče, které jsou v tréninku prováděny již od útlého mládí (Kugler et al., 1996).

Bolest může být způsobena traumaticky. Tento typ zranění se většinou objevuje při kontaktu s jiným objektem, jako je zem nebo spoluhráč. Bolest však častěji vzniká z opakovaného přetěžování kloubu, které nejčastěji způsobí zánět v kloubu nebo úponech svalů, nejružnější mikroruptury či únavové fraktury. Nejčastějším zraněním glenohumerálního kloubu je dislokace, poškození labra glenoidale a poškození okolních měkkých tkání. K poškození měkkých tkání dochází nejčastěji u „overhead“ sportů, jako je volejbal, házená, baseball nebo tenis. Díky extrémním rozsahům pohybů ve velkých rychlostech jsou extrémně přetěžovány dynamické stabilizátory ramenního kloubu. Z těchto poškození nejčastěji vzniká přední instabilita a impingement syndrom. Velmi náchylná ke zranění je i rotátorová manžeta. Bylo prokázáno, že léze rotátorové manžety vzniká zejména dvěma mechanismy. První je klasické přetížení u „overhead“ sportů, druhá kategorie je akutní trauma způsobené velkou trakční nebo kompresní silou (Tucker, 2008). Nejčastěji dochází k poškození v přípravné fázi, kdy je ramenní kloub v abdukci a zevní rotaci, kdy je nejvíce namáhán m. subscapularis. V akcelerační fázi je zatížena posteriorní část labrum glenoidale; v odhodové fázi dochází k přetížení na posteriorní části rotátorové manžety – m. infraspinatus a m. teres minor, kdy může dojít k tendinitidě, díky práci na zpomalení paže.

Jedním z nejčastějších problémů je impingement syndrom, který se provokuje zejména při vnitřní rotaci za současné abdukce v ramenním kloubu. Impingement je často spojován s poškozením rotátorové manžety (Burkhart et al., 2003). U impingement syndromu dochází k útlaku m. supraspinatus nebo jeho šlachy, v závažnějších případech může dojít k ruptuře či kalcifikaci. Typickým klinickým obrazem je bolestivý oblouk mezi 60° a 120° abdukce, případně flexe (Hamill, Knutzen, 2010). K impingement syndromu se často váže subakromiální bursitida, díky svému anatomickému uložení (Dungl, 2006). V neposlední řadě bývá postižena i šlacha dlouhé hlavy m. biceps brachii, zejména když je paže násilně abdukována a rotována, přičemž dojde k subluxaci šlachy nebo postižení bicipitálního žlábků. Během hodu vrchem se totiž ramenní kloub extrémně zevně rotuje během nápřahu a současně dochází k flexi v loketním kloubu. M. biceps brachii je zodpovědný za zpomalení pohybu loketního kloubu do extenze během odhodu a proto je maximálně zatížen. Při velmi prudkém odhodu může tedy dojít i k odtržení anterosuperiorní části labrum glenoidale (Hamill, Knutzen, 2010). Další, ale méně častou diagnózou je suprascapulární neuropatie. (Witvrouw et al., 2013).

Dalším důvodem k bolestivým stavům je funkční únava, která výrazně ovlivňuje reaktivitu horní končetiny a tím i přesnost, ale může při nerespektování vést až ke zranění z přetížení (Tripp et al., 2007a, Tripp et al., 2007b).



Obr. č. 9 A) Pohled na biceps a labrum glenoidale v levém ramenním kloubu v klidové pozici. (B) Pohled na biceps a labrum glenoidale levého ramenního kloubu v abdukci, zevní rotaci, který ukáže přetočení šlachy dlouhé hlavy m. biceps brachii (Burkhart, 2003)

Ve studii Verhagen et al. (2004) o úrazovosti ve volejbale, která byla prováděna kontinuálně po 1 rok bylo prokázáno, že dochází ke zranění ramenního kloubu asi v 10% případů všech úrazů a průměrná délka léčby trvá přibližně 6,5 týdne, kdy hráč musí přerušit sportovní činnost. Wang a Cochrane (2001) zjistili, že přerušování sportovní činnosti kvůli obtížím s ramenním kloubem potkalo dokonce 40% hráčů nejvyšší anglické volejbalové ligy. Reeser tvrdí, že bolest v rameni a dysfunkce ramenního kloubu se pohybuje od 8% do 20% všech volejbalových zranění, ramenní kloub je třetí nejčastějším segmentem poraněným při volejbale (Reeser et al., 2010). Studie Kuglera z roku 1996 prokázala, že volejbalisté pociťující bolest v rameni na dominantní horní

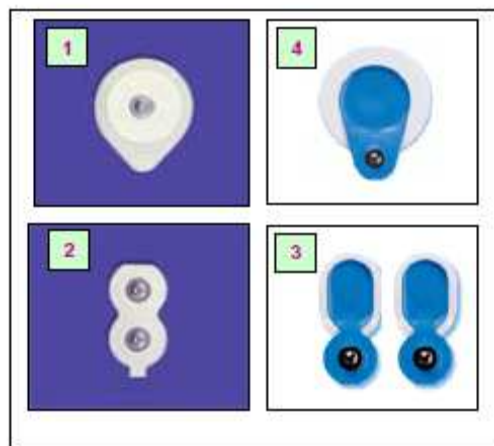
končetině mají odlišný muskulární i kapsulární vzorec ramenního kloubu. Ramenní pletenec je v depresi oproti druhé horní končetině, lopatka lateralizována a zadní část kloubního pouzdra zkrácena (Kugler A. et al., 1996). Oliveira prokázal ve své studii, že zapojení svalů u smečářského úderu je ovlivněno i prodělaným a zaléčeným impingement syndromem. Studie Furdy z roku 2009 (Furda, 2009) prokázala, že svaly na zadní straně ramenního pletence zajišťují stabilitu, která je důležitá nejen pro rehabilitaci zranění již vzniklých, ale také pro jejich prevenci. Prokázalo se, že excentrické svaly ramenního pletence hrají důležitou roli ve zpomalovací fázi hodů vrchem a jakékoliv oslabení může potencionálně vést ke zranění nejen ramenního pletence, ale i dalších částí horní končetiny jako je loket, předloktí či zápěstí. U velké většiny „overhead“ sportovců dochází k multidirekcionální nestabilitě ramenního kloubu, zejména pak ke zvětšení zevní rotace ramenního kloubu na dominantní končetině, nestěžují si však na funkční deficit kloubu (Wright, Matava, 2002).

## **2.6 ELEKTROMYOGRAFIE**

Elektrická aktivita svalu může být měřena pomocí elektromyografie (EMG). Tímto způsobem je možné měřit změnu akčního potenciálu na membráně, který je dále převáděn na svalová vlákna. Měření nám může poskytnout informace o volních a reflexních pohybech a zároveň v jakém pořadí a jaké intenzitě se jednotlivé svaly zapojují během pohybu. Elektromyografie má své limitace a nedá se použít vždy. (Hamill, Knutzen, 2010) Hlavní klinická užitečnost povrchové elektromyografie spočívá v objektivizaci pohybu a jeho biomechanické analýze (Solnik S. et al., 2010). Díky této vyšetřovací metodě můžeme ohodnotit velikost svalové aktivity, svalové synergie, sekvenční zapojování jednotlivých svalů nebo svalové únavě (Krobot, 2011).

Při elektromyografickém vyšetření mohou být elektrody jehlové (intermuskulární) nebo povrchové (superficiální). Jehlové elektrody snímají jednotlivé akční potenciály přímo v testovaném svalu. Tato metoda je rozšířena k diagnostice nervosvalových onemocnění a má rozsáhlé využití (Krobot, 2011; Latash, 1998). V případě povrchové elektromyografie jsou snímány bioelektrické signály většího množství motorických jednotek. Nejčastěji využíváme bipolární snímání pomocí 2 elektrod, které jsou umístěny paralelně v průběhu svalových vláken (Krobot, 2011).

Povrchové elektrody jsou pro výzkumy s elektromyografickou analýzou pohybových aktivit užívané nejčastěji. Ačkoli jsou povrchové elektrody relativně levné, snadno použitelné a aplikovatelné a neinvazivní k testované osobě, jsou limitovány tím, že detekují pouze povrchovou svalovou aktivitu (Brookham et al., 2008).



Obr. č. 10 Ukázka používaných povrchových elektrod (Konrad, 2005)

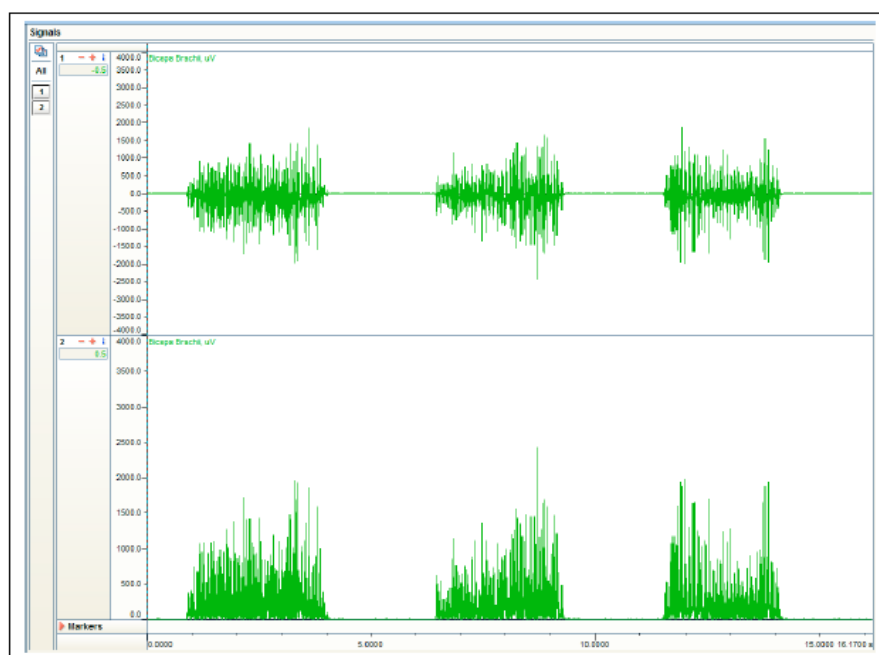
Nejvíce užívaný materiál pro elektrody je Ag/AgCl, ve většině případů kombinovaný s gelovým povrchem. Velikost elektrod by neměla přesáhnout 10 mm, kdy nejvyužívanější je kruhový tvar (Merletti, 2004). Elektrody se snažíme umístit ideálně do motorického bodu svalu nebo na svalové břicho. Pro co nejpřesnější výsledek měření musíme získat co nejnižší odpor kůže, toho dosáhneme tím, že ji oholíme, případně abrazivně očistíme a finálně před aplikací elektrody kůži omyjeme alkoholem (Hamill, Knutzen, 2010). Z mechanických faktorů ovlivňujících měření je asi nejdůležitější vzdálenost elektrod, která by neměla přesáhnout 25% délky svalového vlákna u malých svalů (De Luca, 1997; Merletti, 2004). Nejčastěji užívaná vzdálenost elektrod je 20 mm (Krobot, 2011; Merletti, 2004). Latash (1998) však uvádí vzdálenost i velikost elektrod mnohem variabilněji.

K ovlivnění snímaného signálu dochází mnoha fyziologickými i anatomickými faktory, ale také v průběhu zpracování signálu či metodického postupu. Záznam je ovlivněn anizotropií a nehomogenitou tkáně, která se nachází mezi svalovou tkání a elektrodou (Pánek et al., 2009). Dalšími vnitřními faktory, které ovlivňují signál, jsou vlastnosti aktivních svalových vláken, počet těchto vláken nebo jejich umístění vůči elektrodě, elektrická aktivita jiných tkání nebo okolních svalů, tzv. „cross talk“.

(Krobot, 2011). Další faktory ovlivňující měření jsou vzdálenost mezi zdrojem a detekčním místem, a prostorový filtrační účinek vodiče. Na filtraci signálu má vliv i velikost elektrody (Dai, 2009).

Výsledný elektromyografický záznam je u většiny přístrojů vysílán ve formě analogového signálu ze snímacích senzorů – elektrod do vyhodnocovacího zařízení, kde je signál převeden na digitální (Krobot, 2011).

Zpracování elektromyografického záznamu má několik fází. Prvotní signál nazýváme jako surový. U tohoto surového signálu musí být provedena frekvenční analýza a analýza amplitudy. Při analýze amplitudy dále provádíme rektifikaci a vyhlazení záznamu.



Obr. č. 11 Ukázka surového záznamu (nahore) a rektifikovaného záznamu signálu (dole) (Konrad, 2005)

V poslední řadě provedeme normalizaci záznamu, aby bylo možné námi změřená data hodnotit. Nejčastějším způsobem normalizace je model MVC (maximální volní kontrakce), vztažený k maximální volní kontrakci měřeného svalu provedené před začátkem samotného měření (Krobot, 2011; Konrad, 2005; Soderberg, 2000). Dalšími, ale méně často využívanými normalizačními postupy jsou použití aktivační hodnoty,

procentuální porovnání aktivity svalů bilaterálně (Krobot, 2011) či normalizace k submaximálním hodnotám EMG záznamu (Konrad, 2005).

Podrobný popis zpracování elektromyografického záznamu bude dále popsán v metodice práce.

## **2.7 KONDIČNÍ PŘÍPRAVA A KOMPENZACE VE VOLEJBALE**

Kondiční příprava spolu s technicko – taktickou a psychologickou přípravou patří mezi obsahové složky sportovního tréninku. Význam kondiční přípravy roste především u mládeže a ve vrcholovém volejbalu. Obsahem kondiční přípravy je rozvoj pohybových schopností hráčů, a to jak v jejich všestranných, tak i v jejich speciálních projevech (Příbramská, 1996; Vavák, 2011).

Všeobecná kondiční příprava plní funkci zahřátí organismu a připravuje celý organismus na tělesné zatížení. Dále rozšiřuje počet osvojených pohybových dovedností a návyků zvládnutím pohybových činností různých sportů a rozvíjí takové pohybové schopnosti, které vyrovnávají jednostranný vliv příliš úzké specializace. Rozvíjí sílu, rychlost, vytrvalost a obratnost, které jsou základními pohybovými schopnostmi (Příbramská, 1996). Obratnost (většinou považována za čtvrtou pohybovou schopnost) tvoří základ stylového zvládnutí prováděných činností. Její určitá úroveň je předpokladem k uplatnění ostatních schopností (Havlíčková, 1998). Výsledkem metabolických a fyziologických adaptačních změn vyvolaných kondičním tréninkem je v první řadě schopnost organismu sportovce oddálit vznik únavy a vykonávat tak více práce vyšší intenzitou nebo vykonávat práci dané intenzity po delší dobu. Prioritně je proto kondiční trénink zaměřen na trénink síly, rychlosti, vytrvalosti a flexibility a jejich využití ve sportovních výkonech (kolektiv autorů, 2009).

Cílem tréninku kondice ve volejbalu je všestranný tělesný rozvoj hráče, zvyšování zatížitelnosti hráče, rozvoj specifických motorických schopností, vytvoření předpokladů pro efektivní vývoj techniky a její využití v herních podmínkách a také prevence zranění v tréninku i utkání (Haník, 2004). Dobrá kondice umožňuje rozšířit zásobník řešení herních situací (např. při smečování možnost zasažení míče během letové fáze vzhledem k výšce výskoku, pohyblivosti ramenního kloubu a trupu,

rychlosti), dále umožňuje realizovat herní dovednosti na vysoké úrovni bez snížení efektivity únavou (redukuje rychlost, výbušnost, obratnost, vidění, ale i kvalitu psychických procesů) a v neposlední řadě, jak již bylo zmíněno, snižuje riziko vzniku funkčních poruch, poškození a zranění v důsledku tréninkového a herního zatížení a s ním spojené únavy.

Speciální volejbalovou kondicí rozumíme především rychlost reakce a lokomoce, výbušnost dolních končetin, trupu a paží, udržování statických poloh při hře v poli a při zastavování pohybů, udržení výše uvedených požadavků v průběhu celého utkání. Důležitá je přitom úroveň koordinačních schopností hráčů a rozvinutí aerobního a anaerobního energetického systému (Mlateček, 1970). Obsahem speciální volejbalové kondice jsou:

- rychlost reakce a lokomoce
- výbušnost dolních končetin, trupu a paží
- udržování statických poloh při hře v poli a při zastavování pohybů
- udržení úrovně uvedených požadavků v průběhu celého utkání
- rozvinutí aerobního a anaerobního energetického systému (Lehnert, 2007)

### **2.7.1 Koordinační schopnosti**

Úspěšný rozvoj těchto schopností je podmíněn velkou plasticitou CNS, která způsobuje snadné tvoření nových pohybových programů, s dostatečnou přesností smyslového vnímání. Velký rozsah kloubní pohyblivosti, způsobený značnou elasticitou vazivových struktur tvoří nutný předpoklad úspěšného zvládnutí obratnostních cvičení. Úspěch v těchto cvičeních v mladším školním věku závisí na předchozím zvládnutí co nejširší škály pohybových dovedností. Vrcholu rozvoje obratnosti bývá dosahováno ve starším školním věku. Obecně platí zásada, že čím dříve se začne nacvičovat určitý pohybový program, tím snadněji a dříve se zvládne. Koordinačně náročná cvičení však kladou značné požadavky na činnost centrálních synapsí, což je při déle konaném cvičení projeví chybami v provedení. Další nebezpečí lze vidět v násilném zvětšování rozsahu kloubní pohyblivosti, které může způsobit



poškození perartikulárního vaziva manifestující se často až v dospělosti. Obratnost je podmíněna třemi faktory. Za prvé morfologicky, a to makrostrukturou - malou hmotností, optimálními poměry segmentů těla, snížení procenta tuku, vhodnou konfigurací kloubů a mikrostrukturou - bohatou inervací svalstva, množstvím receptorů, menšími motorickými jednotkami, elasticitou vazivového aparátu. Za druhé funkčně - nervosvalovým komplexem: vytvářením dokonalých časoprostorových vztahů excitačně inhibičních, vysokým stupněm kinestézie, nízkými receptorovými prahy dráždivosti, dokonalou koordinací svalové činnosti, přiměřenou svalovou silou, rychlými pohybovými reakcemi, velkou škálou složitých podmíněných reflexů se schopností rychlé tvorby nových podle aktuálních potřeb (Havlíčková, 1998; kolektiv autorů, 2003).

Jedná se o významnou spolupráci zrakového analyzátoru (hloubkové vidění), statokinetického analyzátoru (vnímání polohy a pohybů), somestetického analyzátoru (hluboké čítí), nervosvalového systému (koordinace), centrálního nervového systému (plasticita), periferního nervového systému (receptory) a stavu pasivního hybného systému (flexibilita). Třetím faktorem jsou biochemické nároky (Havlíčková, 1998; kolektiv autorů, 2003).

Koordinační schopnosti se charakterizují jako komplexní předpoklady pro regulaci pohybových činností (Vavák, 2011). Dobrá úroveň koordinace – obratnosti (silového, prostorového a časového řízení pohybu hráčů) je důležitým předpokladem dokonalého zvládnutí techniky, ale i využití kondiční připravenosti v herním výkonu (koordinační a kondiční schopnosti se projevují v komplexu). Úroveň koordinace tedy ovlivňuje technicko-taktické možnosti hráčů, ale i ekonomičnost prováděných pohybů. Rozvoj obratnosti je jedním z nejdůležitějších úkolů především v žákovských kategoriích (Haník, Vlach, 2008).

Obratnost můžeme dále rozdělit na:

- diferenciační schopnost – výrazně se uplatňuje při zdokonalování a stabilizaci osvojovaných herních dovedností
- orientační schopnost – uplatňuje se při realizaci všech základních herních činnostech jednotlivce; umožňuje sledovat ostatní hráče i sama sebe, letící míč, síť a anticipovat pohybové jednání ve hře
- rovnovážná schopnost – umožňuje udržovat a obnovovat rovnováhu jednotlivce
- rytmická schopnost – optimální vnitřní pohybový rytmus (rozběh na smeč), optimální sladění herních činností (běh – nahrávka – vykrytí), umožňuje přizpůsobit se rytmu vnějšímu – spoluhráčům
- schopnost spojování pohybových prvků – umožňuje koordinovat pohyby jednotlivých částí těla a pohyby celého těla
- schopnost přizpůsobování a přestavby – umožňuje na základě vnímání nebo anticipace situačně přizpůsobit původní pohybový program vnějším podmínkám
- schopnost reakční – spojena s rychlostí (Haník, Vlach, 2008; Vavák, 2011)

## 2.7.2 Rychlost

Rychlost je schopnost reagovat na vnější nebo vnitřní podnět nebo soubor podnětů v minimálním čase a vymezené prostoru. Tato schopnost je do značné míry podmíněná geneticky. I rychlost je podmíněna třemi základními faktory. Morfologicky – makrostrukturou (somatotypem) a mikrostrukturou - hypertrofií FG a FOG svalových vláken. Funkčně je podmíněna dobrou součinností nervosvalového komplexu, rozhodovací funkcí CNS, kontrakcí a relaxací svalu v kontrolovaném pohybu, rychlou pohybovou reakcí a vysokým stupněm koordinace antagonistických svalových skupin. Biochemicky je definována zvýšeným množstvím fosfátů a substrátů - ATP, CP, eventuelně svalového glykogenu a zvýšenou neoxidativní alaktátovou i laktátovou kapacitou (Vavák, 2011; Havlíčková, 1998; kolektiv autorů, 2003).

Rychlost se navenek projevuje jako zcela kompletní schopnost, ale přesto ji můžeme rozdělit na rychlost reakční, rychlost jednotlivých pohybů a rychlost frekvence pohybů. Relativní nezávislost rychlostních schopností se chápe tak, že výskyt vysoké

úrovně jedné nemusí současně znamenat vysokou úroveň jiné; rozvoj jednoho druhu automaticky nezabezpečuje rozvoj ostatních (Haník, 2008).

#### Rozvoj rychlostních schopností

- rozvoj reakční rychlosti – rychlostní reakce je schopnost reagovat pohybem na určitý podnět – např. vnímání herní situace; anticipace je hlavní prostředek k odbourání pomalé reakce hráče
- rozvoj rychlosti jednotlivých pohybů – rychlost specifických volejbalových pohybů končetin a trupu
- akcelerační rychlost – zrychlení na krátkých úsecích – typické pro volejbal (Haník, Vlach, 2008; Vavák, 2011)

### 2.7.3 Vytrvalost

Vytrvalost je základem jakéhokoliv sportovního výkonu a je také podmíněna geneticky. Morfologicky je podmíněna systémově (vytrvaleckým somatotypem, nižší výškou, nižší hmotností a snížením procenta tuku), hypertrofií srdeční excentrického typu (zejména levé komory s regulativní dilatací – sportovní srdce), velkou kapilarizací svalstva a buněčně (zvýšeným množstvím SO vláken, zvýšeným počtem mitochondrií). Funkčně je daná ekonomizací práce kardiorepiračního systému, práce nervosvalového komplexu a vyvážeností dějů excitačních a inhibičních v CNS. Biochemicky se uplatňuje zvýšené množství substrátů jako je glykogen, tuk nebo oxidativní enzymy. Trénovatelnost vytrvalostních schopností se většinou udává vyšší než rychlostní a lze ji rozvíjet celou sportovní sezónu. Rozvojem vytrvalosti můžeme zvýšit i obranyschopnost organismu a je základem pro rozvoj ostatních pohybových schopností (Vavák, 2011; Havlíčková, 1998; kolektiv autorů, 2003).

Vytrvalostní podněty by se měly zařazovat 1 – 3x za týden podle tréninkového období. Srdeční frekvence při vytrvalostním tréninku by měla dosahovat minimálně 60 – 70 % maximální tepové frekvence. Trénink by měl být pestrý a zábavný, měly by se využívat různé prostředky a měnit vzdálenosti a dobu trvání (Haník et al., 2004).

## 2.7.4 Síla

Poslední pohybovou schopností je síla, kterou můžeme definovat jako schopnost překonávání odporu při pohybu napětím svalových vláken. Podle druhu kontrakce rozlišujeme sílu statickou a dynamickou. Maximální dynamická síla bývá podmíněna asi z 75% geneticky, maximální statická síla z 55%. Z toho vyplývá, že více lze cvičením zlepšit sílu statickou. Síla je podmíněna morfologicky - systémově (somatotypem) a buněčně - hypertrofií, vyšším množstvím FG vláken (síla statická, rychlá, explozivní) a FOG vláken (síla dynamická, vytrvalostní). Funkčně v nervosvalovém komplexu zapojením maximálního počtu motorických jednotek v čase (motivace, trénovanost), koordinací práce svalů vytvářejících optimální podmínky pro vývin maximální síly a v kardiovaskulárním (kolektiv autorů, 2003).

Z biochemických ukazatelů je zvýšené množství substrátů – ATP a CP. Extrémní statické posilování u dětí může, snadněji než v dospělosti, vyvolat vznik kostních deformit (Havlíčková, 1998; kolektiv autorů, 2003).

Z hlediska sportovního tréninku lze sílu definovat jako schopnost překonávat nebo udržovat vnější odpor svalovou kontrakcí. Podle velikosti překonávaného odporu a zrychlení vykonávaného pohybu můžeme sílu dále diferencovat na výbušnou (spojuje se s překonáváním odporů nedosahujících hraničních hodnot a s maximálním zrychlením), na rychlou sílu (projevuje se při překonávání odporů nedosahujících hraničních hodnot s nemaximálním zrychlením) a na sílu pomalou (projevuje se při překonávání vysokých až hraničních odporů nevelkou a stálou rychlostí, čili téměř bez zrychlení). Ve volejbale se silové schopnosti mohou navenek projevovat jako síla statická – izometrická, síla dynamická – izotonická a síla brzdná – excentrická. Nejdůležitější a i nejčastější je výbušná síla, která je předpokladem vysokého výskoku, prudké smeče, rychlých a včasných startovacích pohybů. Všechny typy silových schopností jsou mezi sebou jistým způsobem vázány (Vavák, 2011; Haník, Vlach, 2008; Příbramská, 1998).

## Rozvoj síly – metody posilování

- metoda maximálního úsilí – podstatou je překonávání nejvyšších možných odporů; metoda nevede k většímu zbytnování svalů; této metody využívají hráči, kteří mají dobrou techniku cvičení se zátěží
- metoda opakovaných úsilí – podstatou metody je, že hráč s danou zátěží provádí pohyb tak dlouho, jak je jen schopen; dlouhodobá aplikace vede ke značnému nárůstu svalové hmoty
- metoda rychlostní – ve sportovním tréninku volejbalu je využívána nejvíce; vede k rozvoji výbušné síly a rychlosti
- metoda izometrická – využití statických cvičení, chybí však mezisvalová koordinace, dlouhodobé opakování má negativní vliv na oběhovou soustavu
- metoda plyometrická – cílem je vytvářet specifické podmínky pro maximálně rychlou, výbušnou a mohutnou svalovou kontrakci
- metoda kruhová – zvláštní forma cvičení na několika stanovištích; cviky rovnoměrně zatěžují organismus hráče; musí se dodržovat rozsah pohybu a jeho frekvence (Haník, Vlach, 2008; Příbramská, 1998)

Vzhledem k tématu práce, bych zde ráda zmínila nejčastěji užívaná posilovací cvičení pro svalstvo horní končetiny:

- bench press – tlak na lavičce v sedu
- boxing – střídavé intenzivní předpažení s malými zátěžemi
- kraulový pohyb s jednoručními činkami
- peck deck - prsní tah
- zádový tah – obrácený peck deck
- stahování kladky
- trapézový a tricepsový tah s výponem
- pullover – spouštění činky za hlavu vleže na zádech na lavici
- veslování se spodní kladkou
- stahování kladky do stran
- kliky (Vavák, 2011)

Na základě dlouhodobých zkušeností z praxe můžeme říci, že ani jeden z výše uvedených cviků není pro volejbal funkčně zcela přínosný. Tato běžně užívaná sestava cviků sice bude rozvíjet sílu horní končetiny, ale v pohybových řetězcích, které s technikou sportu nesouvisí a náročnost na koordinaci je poměrně nízká. Jak již bylo zmíněno u pohybových schopností, právě koordinace je téměř nejdůležitější ze všech a měla by být zavzata do co největšího množství cvičení.

Pojem kompenzační cvičení bývá velmi často zaměňován se cvičením posilovacím nebo se silovou přípravou. Řada hráčů se správně provedenou kompenzací v průběhu kariéry vůbec nesetká, což potvrzuje i studie Vorálka, Matušky a Süsse z roku 2012, kde prokázali, že nejčastěji prováděnou prevencí je posilování a strečink. Typů kompenzačních cvičení je mnoho, jak je ve svých publikacích uvádějí například Hošková (2003), Císař (2005), Bursová (2005), Beránková s Fialou (2002) nebo Haník et al. (2004). Předmětem práce není rozebírat jednotlivé možnosti kompenzace, ale poukázat na metodu ne zcela hojně využívanou, která bude podrobně popsána v následující kapitole.

## **2.8 PROPRIOCEPTIVNÍ NEUROMUSKULÁRNÍ FACILITACE A JEJÍ VYUŽITÍ VE SPORTOVNÍM TRÉNINKU**

Ve většině sportů i běžných denních aktivitách, se přirozené lidské pohyby nedějí v přímých rovinách, protože všechny svaly lidského těla jsou uloženy ve spirálních a diagonálních směrech (Houglum, 2010). Principem proprioceptivní neuromuskulární facilitace je vyprovokovat neuromuskulární odpověď proprioceptorů. (Kofotolis et al., 2005). PNF je proto často využíváno fyzioterapeuty jako progresivní alternativní forma odporových cvičení a v rehabilitaci sportovních úrazů (Kofotolis, 2005).

Byly popsány vzory dle proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) pro horní a dolní končetinu, horní a dolní trup a krk a hlavu. Techniky PNF se skládají ze spirálních a diagonálních pohybových vzorů, které odpovídají uložení svalů. Spirální komponentu zajišťují rotace a diagonální komponentu zajišťují flexe, extenze, abdukce

a addukce (Holubářová, Pavlů, 2007; Adler, 2008; Buck et al. 2010; Knott et al. 1968; Voss et al. 1985). Facilitační technika je účinná, pokud je provedena v plném rozsahu, při správném zapojení všech svalů, které se účastní daného pohybu a v normálním časovém sledu. Základní techniky pro facilitaci jsou odpor, manuální kontakt, iradiace z okolních svalů, pozice těla, verbální povely, trakce a komprese v kloubech, protažení, timing a správně zvolený pohybový vzor (Adler, 2008, Holubářová, Pavlů, 2007; Buck et al. 2010; Knott et al. 1968; Voss et al. 1985).

Nyní bude popsáno zapojení svalstva ve vzorcích pro horní končetinu, vzhledem k tématu disertační práce nebudou svalové komponenty ostatních vzorců popisovány.

I. diagonála flekční vzorec: m. flexor digitorum superficialis, m. flexor digitorum profundus, m. opponens digiti minimi, mm. interossei palmares, mm. lumbricales, m. flexor pollicis longus et brevis, mm. adductores pollicis, m. flexor carpi radialis, m. palmaris longus, m. supinator, m. coracobrachialis, m. pectoralis major – pars clavicularis, m. deltoideus – pars anterior, m. biceps brachii – caput longum, m. serratus anterior (Holubářová, Pavlů, 2007; Adler, 2008; Buck et al. 2010; Knott et al. 1968; Voss et al. 1985)

I. diagonála extenční vzorec: m. extensor digitorum communis, m. extensor digiti minimi, m. abductor digiti minimi, mm. interossei dorsales, mm. lumbricales, m. abductor pollicis longus, m. extensor carpi ulnaris, m. pronator quadratus, m. triceps brachii, m. anconeus, m. teres major, m. latissimus dorsi, m. deltoideus – pars posterior (Holubářová, Pavlů, 2007; Adler, 2008; Buck et al. 2010; Knott et al. 1968; Voss et al. 1985)

II. diagonála flekční vzorec: m. extensor digitorum communis, m. extensor indicis proprius, mm. interossei dorsales, mm. lumbricales, m. extensor pollicis longus et brevis, m. abductor pollicis longus, m. extensor carpi radialis longus et brevis, m. brachioradialis, m. teres minor, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. deltoideus – pars medialis, m. trapezius (Holubářová, Pavlů, 2007; Adler, 2008; Buck et al. 2010; Knott et al. 1968; Voss et al. 1985)

II. diagonála extenční vzorec: m. flexor digitorum superficialis, m. flexor digitorum profundus, mm. interossei palmares, mm.lumbricales, m. flexor pollicis longus et brevis, m. opponens pollicis, m. palmaris brevis, m. flexor carpi ulnaris, m. palmaris longus, m. pronator teres, m. subscapularis, m. pectoralis major – sternální část, m. pectoralis minor, m. subclavius (Holubářová, Pavlů, 2007; Adler, 2008; Buck et al. 2010; Knott et al. 1968; Voss et al. 1985)

Efekt PNF na zvýšení svalové síly popisují ve své studii například Boca a Danová (Boca, Dan, 2013), Surburg a Schrader (1997) nebo Kitano (Kitano, 2003) a mnoho dalších. Jiné studie, například Sadyho (Sady, 1982), Felanda (Feland et al., 2001) nebo Youdase (Youdas et al., 2010) potvrzují vliv na relaxaci a protažení svalstva. Z tohoto důvodu je možné zařadit metodu PNF mezi metody posilovací i relaxační, a tím pádem i kondiční. V rámci disertační práce bylo využito cvičení metody PNF – 2. diagonála, flekční i extenční vzorec s pružným odporem, jejíž přesné provedení bude podrobně popsáno v metodice práce.

### **2.8.1 Cvičení s pružným odporem**

Benefity cvičení s pružným odporem v rámci silového tréninku jsou známy již od minulého století, i když dříve se jednalo o klasické pružiny. Dříve se těchto cvičení využívalo zejména k rozvoji tělesné kondice, ale nyní je opravdu hojně využíván ve fyzioterapii (Page, Ellenbecker, 2005). V současné době existuje velká variabilita pomůcek, které využívají elastického odporu. Výhodou elastického odporu je, že můžeme využít všech typů svalové kontrakce – koncentrické, excentrické i izometrické (Page et al., 1993; Page, Ellenbecker, 2002). K nejvíce rozšířeným pomůckám s elastickým odporem se v současné době využívá gumových pruhů, které se vyrábí cca o šířce 15 cm s různou mírou odporu a na stejném principu vyráběné gumové hadice o průměru do 1 cm. Délka těchto pruhů může být různá (Pavlů, 2003) V současné době vyrábí tyto elastické pomůcky celá řada firem, název produktů se proto různí (Thera-Band, Physioband, Rehaband, Gymband, Sanctband nebo pouze označení cvičební pruh – exercise band) (Pavlů, 2014). Odpor při klasických isotonických cvičeních je závislý na gravitaci a odpor je se mění společně s pozicí cvičence (stoj, leh na břiše, leh na



zádech...). Zatímco odpor při cvičení s pružným odporem je na gravitaci nezávislý a důležitá je pouze protažitelnost materiálu, síla materiálu a rychlost prováděného cviku. (Hughes, McBride, 2005; Hughes et al., 1999) Cvičení s elastickými materiály v sobě spojuje řadu výhod, ať již jednoduché a při tom účinné provedení, finanční a prostorovou nenáročnost a možnost efektivně zařadit tato cvičení do sportovního tréninku.

## **2.9 PŘEHLED LITERATURY**

Existuje řada výzkumů, které se zabývají podobnými tématy jako tato disertační práce. V zásadě je můžeme rozdělit na 4 základní skupiny, a to výzkumy zabývající se problematikou propioceptivní neuromuskulární facilitace, druhou skupinu tvoří výzkumy zabývající se problematikou povrchové elektromyografie u horní končetiny, třetí skupinou je problematika cvičení s pružným odporem a poslední skupinou výzkumy týkající se ramenního kloubu ve volejbalu. V některých případech se témata prolínají.

### **2.9.1 Přehled literatury k problematice propioceptivní neuromuskulární facilitace**

Asi nejčastěji se setkáme s využitím propioceptivní neuromuskulární facilitace v rámci fyzioterapie, například v léčbě pooperačních stavů jak uvádí Benešová et al. (2011), stejně tak Mayers a Lephart (2000) v tréninku propiocepce ramenního kloubu, nebo Britto, Correa a Borges (2014) při léčbě myelopatií a spastické paraparézy. Dalšími autory jsou například Danesmandi, Atri, Ghasemi a Rahmani, kteří popisují vliv PNF u amputací dolní končetiny. Voight et al. (2008) popisuje ve své studii využití PNF u sportovců v rámci použití vzorců pro horní a dolní trup s elastickým odporem a zejména s posilovacími stroji. Gonjito et al. (2012) popisují ve svém výzkumu vliv PNF vzorců pro horní a dolní trup na aktivitu dolních končetin. Efekt PNF na rozsah kloubní pohyblivosti a svalovou funkci hodnotí ve své studii Hindle et al., kde popisují pozitivní vliv na rozsah pohybu a zároveň nárůst svalové síly a výkonu zejména hned po cvičení (2012) nebo Zarghami, Moghaddam a Hojjat (2012), kteří se zaměřují na rozvoj

pohyblivosti u kyčelního kloubu. Witt et al. (2011) uvádí, že procento MVC je shodné jak u klasického posilování s váhami, tak u posilování s pružným odporem v rámci konceptu PNF. Porovnáním svalové aktivity mezi pohyby s manuálním a elastickým odporem v rámci konceptu PNF se zabýval Bosch et al. (2011). Pozitivní efekt u myofasciálního bolestivého syndromu popisují Lee, Park, Na (2013). Ne zcela jasně prokazatelný pozitivní efekt na pozdější nástup svalové únavy ve své studii prezentují McGrath, Whitehead a Caine (2014). Kombinaci cvičení v rámci konceptu PNF a cvičení na velkém míči v prevenci bolestí dolní části zad popisují Lee, Hwangbo a Lee (2014). Další řada výzkumů hodnotí metodu PNF jako takovou v rámci zapojení ve svalových řetězcích nebo míry aktivace pomocí EMG (Dvořáková, 2003; Chlupáčová, 2007; Štěpánková, 2005; Ježková, 2004).

## **2.9.2 Přehled literatury k problematice povrchové elektromyografie**

Studií zabývajících se povrchovou elektromyografií ať již v klinické praxi v rámci diagnostiky, v rámci sportovních analýz nebo efektu terapeutických metod je opravdu mnoho. Arlotta, LoVasco a McLean (2010) popisují ve své studii zapojení m. trapezius pars descendens při pěti různých izometrických cvičeních, kde zjišťují maximální aktivaci. Silva et al. (2009) popisují zapojení vybraných svalů (m. pectoralis major, m. biceps brachii, m. pronator teres, m. flexor carpi ulnaris) u wrestlingu (páky). Bieru et al. (2012) hodnotí pomocí povrchové elektromyografie aktivaci svalů předloktí při silovém úchopu u šermířů, volejbalistů a házenkářů. Olivieira et al. (2013) popisuje rozdíly v elektromyografické aktivitě všech částí m. trapezius a m. serratus anterior u sportovců s impingement syndromem a bez impingement syndromu, dále využívají povrchovou elektromyografii k ohodnocení efektu cvičení pro svalstvo ramenního pletence a horní končetiny na stabilní a labilní ploše – medicinbalu (Olivieira et al., 2007). Využití elektromyografie během hodnocení posilovacích cvičení pro svalstvo horní končetiny a ramenního pletence dále hodnotí například Illyés a Kiss (2005), Park a Yoo (2013) nebo Reinold (2004). Koordinaci aktivace m. pectoralis major, m. deltoideus a m. latissimus dorsi při flexi, extenzi, abdukci a addukci ramenního kloubu popisují ve své studii Brown et al. (2007). Sportovní analýzu prováděl mimo jiné Lajtai (2012), kdy ve své studii sledoval vliv rychlosti vedení akčního potenciálu na m. infraspinatus u beach volejbalistů. Clarys (2000) se zabýval obecným využitím

elektromyografie ve sportu stejně jako Massó et al. (2010), zejména rozdíly u jehlové a povrchové elektromyografie a možnostmi rozdílného využití.

### **2.9.3 Přehled literatury k problematice cvičení s elastickým odporem**

Ganderton a Pizzari (2013) provedli rešerši literatury zabývající se odporovými cvičeními pro rotátorovou manžetu ramenního kloubu. Vhodnost cvičení s elastickým odporem pro rotátorovou manžetu ramenního kloubu zejména u posttraumatických a pooperačních stavů popsali Hintermaister et al. (1998). Ve studii vyzdvihli zejména dobrou kontrolu prováděného pohybu a variabilní možnost zátěže. Andersen et al. (2010) porovnávali pomocí elektromyografie účinnost cvičení s činkami a s elastickým odporem na různých stupních zátěže. Výsledkem bylo, že oba způsoby posilování jsou stejně účinné, ovšem pouze pro abdukcii, extenzi a zevní rotaci v ramenním kloubu, a záleží tedy jen na osobní preferenci typu cvičení. Deformaci a opotřebitelnost různých druhů elastických cvičebních pomůcek posuzovali Simoneau et al. (2001). Ve své práci navíc uvedli, že záleží spíše na kondici pacienta a cíli, kterého chceme dosáhnout, než na tom, který cvik je považován obecně za nejvhodnější. Hostler et al. (2001) zkoumali adaptaci organismu na trénink s elastickým odporem, kde se jim podařilo prokázat nárůst všech typů svalových vláken a zároveň lepší kapilarizaci svalů. Anderson et al. (2008) prokázali, že trénink s pružným odporem je výhodnější pro rozvoj síly v horní a dolní polovině těla, a u trénovaných jedinců i výkonu. Dlouhodobý efekt je z jejich pohledu nejasný, ale cvičení s elastickým odporem má podle nich smysluplný přínos do krátkodobého tréninkového plánu. Hughes a McBride (2005) dospěli k názoru, že při cvičení s elastickým odporem v diagonálních či rotačních pohybech dochází k vyšší aktivaci svalů než při cvičení s činkou. Využití elastických odporů v rehabilitaci zranění ramenního pletence u „overhead“ sportů popisuje ve své studii Wilk (2010). Page et al. (1993) porovnávali efekt různých druhů posilování pro rotátorovou manžetu u profesionálních hráčů baseballu. Byl prokázán pozitivní efekt u cvičení s elastickým odporem, ale pouze nižší úhlové rychlosti rotace v ramenním kloubu.

## 2.9.4 Přehled literatury k problematice ramenního kloubu ve volejbalu

Swab a Blanch (2009) porovnávali torzi humeru a pasivní rozsah pohybu v ramenním kloubu u vrcholových volejbalistů. Dospěli k závěru, že dominantní horní končetina je v retroverzním postavení nebo na nedominantní horní končetině, ale se zraněním nebo přetížením v anamnéze. 3D kinematickou analýzou se současnou elektromyografickou analýzou vybraných svalů ramenního pletence se ve své studii zabývá Vilímek (2006), kde poukazuje na to, že bolesti, na které si hráči stěžují, jsou převážně chronické, díky přetěžování svalů, které se do místa kde je bolest udávaná upínají. Zejména m. teres minor, m. infraspinatus, m. pectoralis major et minor, m. subscapularis, které jsou nejvíce aktivní ve fázi náprahu. 3D kinematickou analýzou volejbalových úderů se zabýval ve své práci i Maleček (2010), nebo Tilp (2008). Porovnáním kinematiky pohybů horní končetiny u volejbalu a házené jako dvou zástupců overhead sportů se zabývají ve své studii Bergüm et al. (2009). Podobným porovnáním se zabývají i Wagner et al. (2012), které však specifikují na házenkářskou střelu, volejbalovou smeč a podání v tenise. Rozvojem techniky u mladých volejbalistů se zabývali Gabbett a Georgieff (2006). Problematika úrazovosti a patologií ramenního pletence u volejbalistů byla již podrobně rozebrána v předchozích kapitolách.

### **3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY**

Cílem disertační práce je na základě dostupných literárních pramenů nastínit problematiku kineziologických a biomechanických vztahů ramenního pletence ve sportu a to zejména u volejbalu, který je typickým zástupcem tzv. „overhead“ sportů a pomocí povrchové elektromyografie ověřit podobnost zapojení vybraných svalů u typického volejbalového pohybu – lobu a posilovacího cvičení na podkladě proprioceptivní neuromuskulární facilitace s pružným odporem pro horní končetinu. Na základě výsledků experimentální studie bude navržen praktický výstup a tréninková doporučení do tréninkového procesu.

Pro splnění výše uvedeného cíle byly vytyčeny následující úkoly:

- provést literární rešerši odborné literatury
- vytvořit homogenní skupinu probandů pro experimentální studii
- ohodnotit pomocí povrchové elektromyografie specifické, předem určené cviky
- zpracovat a interpretovat zjištěné výsledky
- vytvořit diskusi a na základě zjištěných poznatků vytvořit doporučení pro praxi

#### **3.1 Vědecké otázky**

1) Bude při provádění typického volejbalového pohybu – simulovaného úderu bez míče - nalezena podobnost v rámci zapojení vybraných svalů s posilovacím cvičením na podkladě proprioceptivní neuromuskulární facilitace s pružným odporem?

2) Bude během posilovacího cvičení na podkladě proprioceptivní neuromuskulární facilitace s pružným odporem ovlivňována stabilizace ramenního kloubu jako prostředek k prevenci zranění?

3) Bude možné posilovací cvičení na podkladě proprioceptivní muskulární facilitace s pružným odporem považovat za součást kondiční přípravy a to i s efektem pro techniku volejbalového úderu?

### 3.2 Stanovení pracovních hypotéz

Pracovní hypotézy byly sestaveny vzhledem k vytyčenému cíli disertační práce. Hypotézy byly sestaveny na základě studia dostupných literárních pramenů zabývajících se podobnou problematikou a na základě teoretických východisek práce.

H1 – Lze předpokládat stejnou nebo podobnou aktivaci vybraných svalů pletence ramenního během typického volejbalového pohybu – lobu (simulovaného úderu bez míče) a posilovacího cvičení na podkladě proprioceptivní neuromuskulární facilitace s pružným odporem.

H2 – Lze předpokládat rozdílnost zapojení vybraných svalů pletence ramenního během posilovacího cvičení na podkladě proprioceptivní neuromuskulární facilitace s pružným odporem při koncentrické a excentrické práci svalu během prováděného pohybu.

H3 – Lze předpokládat 15 – 30% míru zapojení vybraných svalů pletence ramenního vzhledem k MVC při všech testovaných pohybech, která bude vypovídat o ekonomické koordinaci daného svalu.

## **4 METODIKA PRÁCE**

### **4.1 METODICKÝ POSTUP U TEORETICKÉ ČÁSTI PRÁCE**

Teoretická část disertační práce je zpracována formou literární rešerše na základě informací dostupných českých a zahraničních literárních a informačních zdrojů. Na základě prostudování zdrojů jsou shromážděná data podle obsahu rozříděna do jednotlivých kapitol a subkapitol teoretické části. Na základě teoretických poznatků byl vytvořen návrh experimentální studie, který je podrobně popsán v dalších částech metodiky práce, aplikován v rámci experimentu, statisticky vyhodnocen a následně položen do kontrastu se současnými výzkumy s podobnou tematikou v závěrečné diskusi. Kritériem pro vyhledávání literárních zdrojů je jazyk angličtina a český jazyk. Informační zdroje pro vyhledávání dat jsou oborové bibliografie, referátové časopisy, online a offline databáze, katalogy knihoven, webové stránky; učebnice, příručky, významné monografie; periodika (tituly odborných časopisů, elektronických konferencí, novin, věstníků, zpravodajů, bulletinů, ročenek); výzkumné a vývojové zprávy, diplomové, rigorózní a disertační práce; elektronické dokumenty (CD-ROM, online dokumenty přístupné prostřednictvím Internetu). Některá data jsou získána z odborných kurzů zabývajících se sportovní tematikou a z odborné fyzioterapeutické praxe. Výsledek sběru dat je validní s ohledem na přesnost citace informačních zdrojů dle normy ČSN ISO 690:2011. Vyhledání potřebných odkazů a článků k uvedené problematice je založeno na vyhledávání pomocí klíčových slov.

Klíčová slova pro český jazyk jsou: pletenec ramenní, volejbal, povrchová elektromyografie, propioceptivní neuromuskulární facilitace, balistické pohyby, kineziologie, biomechanika, neurofyziologie, kondiční trénink, kompenzace, přetížení ve sportu, koordinace, lateralita, fyzioterapie, rotátorová manžeta, sportovní trénink, cvičení s pružným odporem

Klíčová slova pro vyhledávání v jazyce angličtina jsou: shoulder girdle, volleyball, surface electromyography, proprioceptive neuromuscular facilitation, ballistic movements, kinesiology, biomechanics, neurophysiology, fitness training, compensation, overloading in the sport, coordination, laterality, physical therapy, rotator cuff, sports training, exercises with elastic resistance

## **4.2 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU**

Výběr probandů pro výzkum byl založen na základě dotazníku sestaveného pro účely disertační práce (viz Příloha č. 7). Na základě dotazníků bylo záměrně vybráno 12 probandů mužského pohlaví ve věku od 20 do 29 let, kteří museli splňovat následující kritéria:

- dostatečná praxe v daném sportovním odvětví (volejbal)
- stejná věková kategorie v rámci výkonnosti ve volejbalu
- výkonnostní ligová úroveň
- vyloučení zranění ramenního pletence dominantní horní končetiny v kariéře
- vyloučení aktuálního bolestivého stavu ramenního pletence v den experimentu

Před zařazením do experimentu museli všichni probandi podepsat informovaný souhlas (viz. Příloha č. 2), kde byli předem seznámeni s účelem a průběhem experimentu a interpretací výsledků. Výzkum byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem 140/2014 (viz Příloha č. 1).



### 4.3 METODY SBĚRU DAT A JEJICH NÁSLEDNÁ ANALÝZA

Experiment byl proveden pomocí šestnáctikanálového povrchového elektromyografického přístroje Telemyo Mini od firmy Neurodata s telemetrickým přenosem, který obsahuje vlastní EMG přístroj, vysílač se zesilovačem spojený s bipolárními elektrodami a 2 samostatné antény určené k přijímání signálu z vysílače, se současným snímáním pohybu probanda videokamerou. Pro zpracování naměřených výsledků bylo využito softwaru MyoResearch XP Master a statistického zpracování, které bude popsáno v dalších částech metodiky práce. EMG signál je upraven filtry Butterworth osmého řádu s pásmovou propustností 0–500 Hz. Vzorkování EMG signálu je zajištěno dvanáctibitovým analogově - číslicovým převodníkem na vzorkovací frekvenci 1500 Hz. Pro co největší objektivitu měření byly elektrody nalepeny na kůži stejnou osobou dle obecně platných pravidel popsaných v teoretické části práce a to vždy na dominantní končetině probanda do střední linie svalového břicha. Vzdálenost elektrod byla 1,5 cm a během celého měření nebyly elektrody přemísťovány. Zemní (referenční) elektroda byla umístěna do oblasti trnového výběžku C7. Pro účely experimentu a na základě teoretických východisek práce byly pro měření vybrány následující svaly: m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars posterior, m. pectoralis major, m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars medialis, m. trapezius pars descendens a m. serratus anterior. Před samotným měřením předem vybraných pohybů byla pro normalizaci stanovena hodnota MVC pro měřené svaly (Kasman, Wolf, 2002). Měření MVC probíhalo v přesně daných pozicích pro jednotlivé svaly dle Jandy (2004) a Kendalla (2005). Pro potřeby a další zpracování výsledků byla vypočítána průměrná hodnota MVC pro každý sval ze 3 měřených pokusů, kde každý trval 10s, a mezi kterými byla vždy 30s pauza pro optimální regeneraci svalů (Bernard, 2006). Následovalo měření volejbalového pohybu – lobu (simulovaného úderu bez míče), a to ve dvou rychlostech udávaných metronomem a to vždy v 10 opakováních (Krobot, 2011) a poté provedení 2. diagonály flekčního i extenčního vzorce pro horní končetinu s elastickým odporem. Síla elastického odporu byla zvolena s ohledem na sportovní výkonnost probandů a pro účely výzkumu byly zvoleny elastické pásy od firmy Sanctband. Přesné provedení pohybů bude popsáno v dalších kapitolách. Po ukončení všech měření byla provedena rektifikace a vyhlazení signálu, dále analýza signálu a získána průměrná amplituda 10 pohybových cyklů. Průměrná amplituda (mean) byla

porovnána s MVC ve vztahu mean/ MVC a vynásobena 100 pro získání procentuální práce svalu oproti maximální kontrakci (% MVC). Takto byly vyhodnoceny všechny snímané svaly. Další zpracování výsledků proběhlo pomocí několika statistických metod, které budou ještě popsány.

## **4.4 POPIS MĚŘENÝCH POHYBŮ**

### **4.3.1 Provedení volejbalového lobu (simulovaného úderu bez míče)**

Lob začínal fází simulovaného nadhozu, poloha ruky úderové paže během nadhozu přibližně v úrovni hrudníku. Dále pak pohyb probíhal standardně, jak již bylo popsáno v teoretické části práce.

### **4.3.2 Provedení 2. diagonály flekčního a extenčního vzorce dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem**

Pro co největší podobnost s volejbalovým úderem byla zvolena jako výchozí pozice ve stoje.

#### ***4.3.2.1 Flekční vzorec***

Výchozí postavení horní končetiny bylo šikmo přes trup, ruka směřovala k nedominantnímu boku, addukce, interní rotace a extenze v ramenním kloubu, loketní kloub v extenzi, pronace předloktí, palmární flexe s ulnární dukcí v zápěstí a addukce a flexe prstů a zápěstí. Elastický pás byl ovinut kolem hřbetu dominantní ruky tak, aby vykonával tah do pronace předloktí, a klade odpor flexi, abdukci a zevní rotaci v ramenním kloubu, druhý konec elastického pásu byl pevně fixován k podlaze laboratoře v úrovni akra druhostranné dolní končetiny. Horní končetina se otáčela proti

odporu tak, že konečná pozice byla ve flexi abdukci a externí rotaci v ramenním kloubu, extenzi v loketním kloubu, supinaci předloktí, dorsální flexi a radiální dukci předloktí a v extenzi a abdukci prstů a palce (Pavlů, 2014).

#### **4.3.2.2 Extenční vzorec**

Výchozí postavení bylo ve flexi abdukci a externí rotaci v ramenním kloubu, extenzi v loketním kloubu, supinaci předloktí, dorsální flexi a radiální dukci předloktí a v extenzi a abdukci prstů a palce. Elastický pás byl ovinut kolem hřbetu dominantní ruky tak, aby vykonával tah do supinace předloktí, a klade odpor extenzi, addukci a vnitřní rotaci v ramenním kloubu, druhý konec elastického pásu byl pevně fixován ke stropu laboratoře šikmo nad testovanou horní končetinou. Horní končetina se otáčela proti odporu tak, aby konečná pozice byla addukce, interní rotace a extenze v ramenním kloubu, loketní kloub v extenzi, pronace předloktí, palmární flexe s ulnární dukcí v zápěstí a addukce a flexe prstů a zápěstí (Pavlů, 2014).

## **4.5 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT**

Nejdříve byla provedena základní deskriptivní statistika, kde byly spočítány průměry hodnot aktivace u každého měřeného pohybu a jejich směrodatná odchylka. Byl proveden Levenův test homoskedasticity (homogenity rozptylů), kde výsledky nenaznačovaly významné porušení homogenity. Pro zjištění rozložení dat a jejich normality byl použit Kolmogorov-Smirnovův test. Výsledky nenaznačovaly natolik významné odchylky od normálního rozdělení, aby musely být použity neparametrické testy (např. Kruskal-Wallisův test). Splnění výše uvedených předpokladů ospravedlňuje k použití ANOVA k zamítnutí hypotézy, že každý měřený pohyb je stejný. Hladina statistické významnosti byla nastavena na 0,05. Ke zjištění, které dvojice průměrů se od sebe statisticky významně odlišují, byl použit Tukeyho post-hoc test (Hojka, 2014; Hendl, 2012; Thomas, 2001).

#### **4.6 VYMEZENÍ VÝSLEDKŮ VÝZKUMU**

Výsledky výzkumu jsou platné pro hráče volejbalu mužského pohlaví ve věkovém rozmezí 20 – 30 let s výborně zvládnutou základní volejbalovou technikou, s určitou dobou volejbalového tréninku a výkonnostní úrovní, bez výrazné patologie ramenního pletence a akutních zdravotních obtíží.

#### **4.7 OMEZENÍ VÝSLEDKŮ VÝZKUMU**

Výzkum je omezen použitím povrchové elektromyografie, která umožňuje snímat elektrický potenciál z povrchově uložených svalů, z tohoto důvodu je výběr svalů limitován.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 VYHODNOCENÍ DLE NORMALIZACE K MVC

Pro popis výsledků výzkumu je nutné vysvětlit vztah míry aktivace dané normalizací k MVC. Názory autorů se různí. Illyés (2003) popisuje několik stupňů aktivace vzhledem k MVC: 0% - to 10% posuzuje jako inaktivitu, 10% to 40% jako minimální aktivitu, 40% to 75% jako střední aktivitu 75% to 100% maximální aktivitu. Bernard (2006) uvádí míru aktivace následovně:

Obr. č. X Popis MVC

Score	Verbal Anchor	%MVC
0	Nothing at all	0
0.5	Extremely weak (just noticeable)	5
1	Very weak	10
2	Weak (light)	20
3	Moderate	30
4		40
5	Strong (heavy)	50
6		60
7	Very strong	70
8		80
9		90
10	Extremely strong (almost maximal)	100

Další autoři zabývající se procentuálním hodnocením MVC jsou například Chang et al. (2013), Gallina a Botter (2013), Cholewicki (2011) nebo Poston et al. (2010), ale nejsou ve svém hodnocení zcela jednotní.

Specifikum hodnocení výsledků disertační práce spočívá v tom, že se vždy jednalo o hodnocení cyklu pohybu s 10 opakováními. Obecně platí, že s nižším počtem zapojených svalových vláken roste přesnost vykonávaného pohybu. Za submaximální aktivitu lze považovat cca 75% MVC, ovšem jak bylo uvedeno výše, klesá tím možnost opakovatelnosti pohybu. Hodnoty pro výpočty byly spočítány jako průměry jednotlivých měření, čili hodnoty z průměrné aktivace cyklu, takže za optimální lze pro

výzkum v rámci disertační práce považovat průměrnou aktivaci mezi 10 a 30% MVC, která určuje ekonomičnost pohybu, vysokou míru koordinace a možnost opakování na stejné úrovni aktivace. Musíme vzít v úvahu, že hodnocení probíhalo z průměrných hodnot. Pokud by vyhodnocení probíhalo z maximálních hodnot v cyklu, předpokládáme, že by aktivace byla asi 2x vyšší (Pánek, 2014).

Pro zjednodušenou orientaci v tabulkách, jsou hodnoty, které patří do vymezeného intervalu 10 -30%, případně se liší do 1%, vyznačeny zelenou barvou. Aktivace vyšší než 50% je vyznačena červenou barvou a je dle hodnoty považována za submaximální až maximální.

### 5.1.1 Proband č. 1

Proband 1	MVC ( $\mu$ V)	pomalý úder ( $\mu$ V)	% MVC	rychlý úder ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	849	194	22,9	184	21,7
delt. ant.	811	345	42,5	383	47,2
delt. post.	1847	215	11,6	209	11,3
trap. up.	576	461	80,0	465	80,7
trap. mid.	694	215	31,0	175	25,2
trap. low.	481	389	80,9	331	68,8
serr. ant.	730	309	42,3	323	44,2

Tabulka č. 1 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu bez míče u probanda č. 1)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

U probanda č. 1 můžeme za svaly v optimálním zapojení považovat u pomalého úderu bez míče m. pectoralis major, m. deltoideus pars posterior a m. trapezius pars medialis, zajímavé je, že stejné zapojení vidíme i u rychlého úderu bez míče, což svědčí o velmi dobrém stereotypu dané sportovní činnosti. Červeně označené svaly (m. trapezius pars ascendens a m. trapezius pars descendens) pracují na submaximální úrovni.

Proband 1	MVC ( $\mu$ V)	2D EX celá ( $\mu$ V)	% MVC	2D EX kon ( $\mu$ V)	% MVC	2D EX exc ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	849	46,5	5,5	59,6	7,0	34,9	4,1
delt. ant.	811	64	7,9	48,3	6,0	77,9	9,6
delt. post.	1847	35,5	1,9	22,8	1,2	46,6	2,5
trap. up.	576	28,3	4,9	18,5	3,2	36,9	6,4
trap. mid.	694	17,4	2,5	10,9	1,6	23,2	3,3
trap. low.	481	45,5	9,5	28,4	5,9	60,3	12,5
serr. ant.	730	101	13,8	88,8	12,2	111	15,2

Tabulka č. 2 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 1)

(Legenda: 2D EX celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec celá, 2D EX kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec koncentrická fáze, 2D EX exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V druhé tabulce je znázorněna aktivace v průběhu 2. diagonály extenčního vzorce dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem. Zeleně jsou vyznačeny svaly, kde se ekonomicky zapojují v jednotlivých fázích cviku. Při provedení celé diagonály je optimálně zapojen m. serratus anterior, stejně jako v koncentrické a excentrické fázi cviku. Během excentrické fáze cviku se do daného rozmezí dostává i m. trapezius descendens.

Proband 1	MVC ( $\mu$ V)	2D FL celá ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL kon ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL exc ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	849	15,5	1,8	19	2,2	12,9	1,5
delt. ant.	811	125	15,4	170	21,0	80,7	10,0
delt. post.	1847	289	15,6	430	23,3	148	8,0
trap. up.	576	300	52,1	420	72,9	182	31,6
trap. mid.	694	93,5	13,5	139	20,0	47,5	6,8
trap. low.	481	218	45,3	317	65,9	119	24,7
serr. ant.	730	208	28,5	270	37,0	147	20,1

Tabulka č. 3 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 1)

(Legenda: 2D FL celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D FL kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D FL exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

Ve třetí tabulce jsou uvedeny hodnoty naměřené při provádění 2. diagonály flekčního vzorce dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem. V daném rozmezí jsou při provedení celého vzorce m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars posterior, m. trapezius pars medialis a m. serratus anterior, nadměrně se zapojuje m. trapezius pars ascendens. V koncentrické fázi cviku je schéma podobné, navíc se více zapojuje m. trapezius pars descendens a zvyšuje se i aktivita m. serratus anterior. V excentrické fázi vzorce se do optimálního rozmezí dostávají svaly m. deltoideus pars anterior, m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars descendens a m. serratus anterior.

Z výše popsaných výsledků můžeme potvrdit podobnost zapojení měřených svalů při obou typech úderu a zejména při flekčním vzorci 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem.



### 5.1.2 Proband č. 2

Proband 2	MVC ( $\mu$ V)	pomalý úder ( $\mu$ V)	% MVC	rychlý úder ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	825	29,3	3,6	65,7	8,0
delt. ant.	1250	270	21,6	329	26,3
delt. post.	932	123	13,2	130	13,9
trap. up.	1023	218	21,3	196	19,2
trap. mid.	494	12,5	2,5	18,8	3,8
trap. low.	1169	233	19,9	311	26,6
serr. ant.	888	361	40,7	419	47,2

Tabulka č. 4 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu bez míče u probanda č. 2)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

U probanda č. 2 můžeme za svaly v optimálním zapojení považovat u pomalého úderu bez míče m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars posterior a m. trapezius pars ascendens a pars descendens, stejně tak jako u probanda č. 1 vidíme i u rychlého úderu bez míče stejné schéma, což svědčí i u tohoto probanda o velmi dobrém stereotypu dané sportovní činnosti.

Proband 2	MVC ( $\mu$ V)	2D EX celá ( $\mu$ V)	% MVC	2D EX kon ( $\mu$ V)	% MVC	2D EX exc ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	825	65,8	8,0	77,8	9,4	51,4	6,2
delt. ant.	1250	115	9,2	107	8,6	122	9,8
delt. post.	932	26,2	2,8	19	2,0	33,5	3,6
trap. up.	1023	20,6	2,0	15,9	1,6	25,3	2,5
trap. mid.	494	32	6,5	26,4	5,3	39,8	8,1
trap. low.	1169	50,4	4,3	35,3	3,0	65,5	5,6
serr. ant.	888	127	14,3	95,7	10,8	161	18,1

Tabulka č. 5 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 2)

(Legenda: 2D EX celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec celá, 2D EX kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec koncentrická fáze, 2D EX exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

Ve druhé tabulce můžeme vyčíst, že ve všech částech 2. diagonály flekčního vzorce dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem se ekonomicky zapojuje hlavně m. serratus anterior, ostatní svaly pracují pod námi vymezenou hranicí.

Proband 2	MVC ( $\mu$ V)	2D FL celá ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL kon ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL exc ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	825	22,2	2,7	20,5	2,5	23,9	2,9
delt. ant.	1250	278	22,2	350	28,0	212	17,0
delt. post.	932	199	21,4	271	29,1	132	14,2
trap. up.	1023	187	18,3	207	20,2	171	16,7
trap. mid.	494	53,4	10,8	37,7	7,6	39,8	8,1
trap. low.	1169	311	26,6	446	38,2	181	15,5
serr. ant.	888	347	39,1	480	54,1	222	25,0

Tabulka č. 6 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 2)

(Legenda: 2D FL celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D FL kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D FL exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V tabulce č. 6 jsou uvedeny hodnoty naměřené při provádění 2. diagonály flekčního vzorce dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem. V daném rozmezí jsou při provedení celého vzorce m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars posterior a m. trapezius všechny části V koncentrické fázi cviku se optimálně zapojuje m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars posterior a m. trapezius pars ascendens, výrazně se zvyšuje zapojení m. serratus anterior. V excentrické fázi vzorce se do optimálního rozmezí dostávají svaly m. deltoideus pars anterior i posterior, m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars descendens a m. serratus anterior.

Z výše popsaných výsledků můžeme potvrdit podobnost zapojení měřených svalů při obou typech úderu a zejména při flekčním vzorci 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem.

### 5.1.3 Proband č. 3

Proband 3	MVC (μV)	pomalý úder (μV)	% MVC	rychlý úder (μV)	% MVC
pect. maj.	612	22,4	3,66	28,4	4,64
delt. ant.	1108	313	28,25	305	27,53
delt. post.	571	135	23,64	143	25,04
trap. up.	329	127	38,60	158	48,02
trap. mid.	175	78,5	44,86	73,7	42,11
trap. low.	2033	196	9,64	192	9,44
serr. ant.	1520	234	15,39	219	14,41

Tabulka č. 7 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 3)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V tabulce č. 7 vidíme výsledky u probanda č. 3. U pomalého i rychlého provedení úderu se opět jako u předchozích probandů optimálně zapojují stejné svaly – m. deltoideus pars anterior i pars posterior a m. serratus anterior. Při vyšší rychlosti úderu se výrazněji aktivuje m. trapezius pars ascendens.

Proband 3	MVC (μV)	2D EX celá (μV)	% MVC	2D EX kon (μV)	% MVC	2D EX exc (μV)	% MVC
pect. maj.	612	43,9	7,1	61,1	9,98	25,5	4,17
delt. ant.	1108	232	20,9	170	15,34	301	27,17
delt. post.	571	41,8	7,32	35,5	6,22	48,5	8,49
trap. up.	329	50,7	15,41	37,1	11,28	67,2	20,43
trap. mid.	175	36,6	20,91	34,9	19,94	38,5	22,00
trap. low.	2033	122	6,00	127	6,25	118	5,80
serr. ant.	1520	217	14,28	203	13,36	232	15,26

Tabulka č. 8 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 3)

(Legenda: 2D EX celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec celá, 2D EX kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec koncentrická fáze, 2D EX exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

Ve druhé tabulce jsou uvedeny hodnoty naměřené při provádění 2. diagonály extenčního vzorce dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem. V daném rozmezí jsou při provedení celého vzorce m. deltoideus pars anterior, m. trapezius pars medialis a ascendens a m. serratus anterior. V koncentrické fázi cviku je schéma podobné, klesla aktivita m. serratus anterior. V excentrické fázi vzorce se do optimálního rozmezí dostávají stejné svaly jako při provedení celého vzorce.

Proband 3	MVC ( $\mu$ V)	2D FL celá ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL kon ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL exc ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	612	35,8	5,85	35,6	5,82	36,4	5,95
delt. ant.	1108	302	27,26	367	33,12	211	19,04
delt. post.	571	199	34,85	247	43,26	132	23,12
trap. up.	329	137	41,64	172	52,28	86,8	26,38
trap. mid.	175	172	98,29	173	98,86	110	62,86
trap. low.	2033	592	29,12	790	38,86	319	15,69
serr. ant.	1520	285	18,75	361	23,75	177	11,64

Tabulka č. 9 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 3)

(Legenda: 2D FL celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D FL kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D FL exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V tabulce č. 9 jsou uvedeny hodnoty naměřené při provádění 2. diagonály flekčního vzorce dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem. V daném rozmezí jsou při provedení celého vzorce m. deltoideus pars anterior, m. trapezius pars descendens a m. serratus anterior, maximálně se zapojuje m. trapezius pars medialis. V koncentrické fázi cviku se optimálně zapojuje pouze m. serratus anterior, zvyšuje se zapojení m. trapezius pars ascendens a v maximálních hodnotách zůstává m. trapezius pars medialis. V excentrické fázi vzorce se do optimálního rozmezí dostávají téměř všechny svaly, pod hodnotou aktivace zůstává pouze m. pectoralis major, střední část trapézového svalu je stále ve vyšších hodnotách.

U probanda č. 3 můžeme nalézt podobnost v zapojení vybraných svalů. Podobnost nacházíme jak u extenčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem. Nejvíce se podobnost patrná u m. deltoideus, m. serratus anterior a m. trapezius pars medialis a ascendens. Ve flekčním vzorci dochází k nadměrné aktivaci m. trapezius, jak již bylo popsáno výše.

#### 5.1.4 Proband č. 4

Proband 4	MVC ( $\mu$ V)	pomalý úder ( $\mu$ V)	% MVC	rychlý úder ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	553	66,5	12,0	301	54,4
delt. ant.	813	193	23,7	192	23,6
delt. post.	1019	49,4	4,8	96,2	9,4
trap. up.	535	117	21,9	203	37,9
trap. mid.	315	90	28,6	143	45,4
trap. low.	560	212	37,9	311	55,5
serr. ant.	986	203	20,6	293	29,7

Tabulka č. 10 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 4)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

U probanda č. 4 můžeme dle rozložení hodnot v tabulce vidět jinou koordinaci prováděného pohybu. U pomalého provedení se do námi vymezeného rozmezí dostávají všechny měřené svaly kromě m. deltoideus pars posterior a m. trapezius pars descendens. U rychlejší verze pohybu se výrazně zvyšuje aktivita m. pectoralis major a m. trapezius pars descendens. V optimálním rozmezí zůstávají m. deltoideus pars anterior a m. serratus anterior.

Proband 4	MVC ( $\mu$ V)	2D EX celá ( $\mu$ V)	% MVC	2D EX kon ( $\mu$ V)	% MVC	2D EX exc ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	553	162	29,3	176	31,8	152	27,5
delt. ant.	813	144	17,7	101	12,4	180	22,1
delt. post.	1019	37,1	3,6	32,4	3,2	41,1	4,0
trap. up.	535	89,2	16,7	56,7	10,6	117	21,9
trap. mid.	315	40,1	12,7	25,5	8,1	53	16,8
trap. low.	560	85,9	15,3	47,6	8,5	120	21,4
serr. ant.	986	215	21,8	198	20,1	231	23,4

Tabulka č. 11 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 4)

(Legenda: 2D EX celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec celá, 2D EX kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec koncentrická fáze, 2D EX exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V tabulce č. 11 je znázorněno zapojení během 2. diagonály extenčního vzorce dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem. V průběhu celé diagonály a v její excentrické fázi jsou všechny svaly kromě m. deltoideus posterior v optimálním rozmezí. V koncentrické fázi vzorce se snižuje aktivita u m. trapezius pars medialis a descendens.

Proband 4	MVC ( $\mu\text{V}$ )	2D FL celá ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D FL kon ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D FL exc ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	553	76	13,7	69	12,5	85	15,4
delt. ant.	813	138	17,0	179	22,0	87,2	10,7
delt. post.	1019	63,4	6,2	81,5	8,0	40,3	4,0
trap. up.	535	160	29,9	200	37,4	107	20,0
trap. mid.	315	86,7	27,5	112	35,6	54,7	17,4
trap. low.	560	199	35,5	257	45,9	123	22,0
serr. ant.	986	256	26,0	325	33,0	169	17,1

Tabulka č. 12 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 4)

(Legenda: 2D FL celá = 2. diagonála dle PNF s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D FL kon = 2. diagonála dle PNF s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D FL exc = 2. diagonála dle PNF s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

Ve třetí tabulce je znázorněno zapojení u 2. diagonály flekčního vzorce dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem. Znovu můžeme vidět, že m. deltoideus pars posterior je u všech měřených pohybů pod stanovenou hranicí. V koncentrické fázi zůstávají v daném rozmezí m. pectoralis major a m. deltoideus pars anterior. Při hodnocení provedení celé diagonály je nad vymezeným rozmezím m. trapezius pars medialis.

U probanda č. 4 je patrná značná podobnost v aktivaci vybraných svalů v průběhu cele 2. diagonály flekčního vzorce pro horní končetinu s pružným odporem v porovnání s pomalým úderem. Zajímavé je, že ani u jedné z činností nedochází k optimálnímu zapojení m. deltoideus pars posterior.



### 5.1.5 Proband č. 5

Proband 5	MVC ( $\mu\text{V}$ )	pomalý úder ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	rychlý úder ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	650	18,2	2,8	35	5,4
delt. ant.	421	160	38,0	170	40,4
delt. post.	724	221	30,5	165	22,8
trap. up.	442	101	22,9	136	30,8
trap. mid.	571	128	22,4	111	19,4
trap. low.	1147	431	37,6	515	44,9
serr. ant.	743	345	46,4	304	40,9

Tabulka č. 13 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 5)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

U probanda č. 5 můžeme za svaly v optimálním zapojení považovat u pomalého úderu bez míče m. deltoideus pars posterior a m. trapezius pars ascendens a pars medialis, stejně tak jako u probanda č. 1 a 2 vidíme i u rychlého úderu bez míče stejné schéma, což svědčí i u tohoto probanda o velmi dobrém stereotypu dané sportovní činnosti.

Proband 5	MVC ( $\mu\text{V}$ )	2D EX celá ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D EX kon ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D EX exc ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	650	129	19,8	165	25,4	95	14,6
delt. ant.	421	199	47,3	153	36,3	238	56,5
delt. post.	724	122	16,9	65,1	9,0	171	23,6
trap. up.	442	60,1	13,6	40	9,0	77,3	17,5
trap. mid.	571	108	18,9	42,3	7,4	163	28,5
trap. low.	1147	448	39,1	259	22,6	612	53,4
serr. ant.	743	302	40,6	255	34,3	343	46,2

Tabulka č. 14 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 5)

(Legenda: 2D EX celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec celá, 2D EX kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec koncentrická fáze, 2D EX exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V tabulce č. 14 jsou uvedeny hodnoty naměřené při provádění 2. diagonály extenčního vzorce dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem. V daném rozmezí jsou při provedení celého vzorce m. pectoralis major, m. deltoideus pars posterior, m. trapezius pars medialis a ascendens. V koncentrické fázi cviku je jiné, klesla aktivita m. deltoideus pars posterior, m. trapezius u všech částí. V excentrické fázi vzorce se do optimálního rozmezí dostávají stejné svaly jako při provedení celého vzorce, nad vymezeným rozsahem je m. deltoideus pars anterior a m. trapezius pars descendens.

Proband 5	MVC ( $\mu$ V)	2D FL celá ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL kon ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL exc ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	650	59	9,1	59	9,1	59,1	9,1
delt. ant.	421	162	38,5	215	51,1	110	26,1
delt. post.	724	216	29,8	285	39,4	147	20,3
trap. up.	442	210	47,5	307	69,5	112	25,3
trap. mid.	571	158	27,7	207	36,3	107	18,7
trap. low.	1147	585	51,0	702	61,2	465	40,5
serr. ant.	743	326	43,9	416	56,0	240	32,3

Tabulka č. 15 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonála flekčního vzorce dle PNF s pružným odporem u probanda č. 5)

(Legenda: 2D FL celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D FL kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D FL exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

U flekčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem se u probanda č. 5 při hodnocení celého vzorce do vymezeného rozmezí dostali m. deltoideus pars posterior a m. trapezius pars medialis, nadprůměrně se zapojuje m. trapezius pars descendens. V koncentrické fázi měřeného pohybu se kromě m. pectoralis major všechny svaly zapojují nad stanovené rozmezí, m. deltoideus pars anterior, m. trapezius pars ascendens, pars descendens a m. serratus anterior dokonce nadprůměrně. V excentrické fázi se kromě m. trapezius pars descendens a m. serratus anterior, které jsou nad 30% hranicí, všechny měřené svaly zapojili v daném rozmezí.

U probanda číslo 5 lze vyčíst z výseků podobnost zejména u třech svalů – m. deltoideus pars posterior a m. trapezius pars medialis i ascendens. Jejich optimální míru aktivace můžeme vidět v tabulkách u flekčního i extenčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem.

### 5.1.6 Proband č. 6

Proband 6	MVC ( $\mu\text{V}$ )	pomalý úder ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	rychlý úder ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	437	24,6	5,6	93	21,3
delt. ant.	933	268	28,7	268	28,7
delt. post.	2461	153	6,2	131	5,3
trap. up.	1034	139	13,4	217	21,0
trap. mid.	464	53,4	11,5	66,4	14,3
trap. low.	759	136	17,9	146	19,2
serr. ant.	1524	366	24,0	335	22,0

Tabulka č. 16 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 6)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

U probanda č. 6 je opět z výsledků vidět dobrý stereotyp volejbalového úderu bez míče, kde se u rychlejšího provedené zvyšuje aktivita m. pectoralis major, který se tím dostává do optimálního rozmezí. M. deltoideus pars posterior zůstává u obou pohybů pod spodní hranicí rozmezí.

Proband 6	MVC ( $\mu\text{V}$ )	2D EX celá ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D EX kon ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D EX exc ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	437	49,1	11,2	66,4	15,2	32,9	7,5
delt. ant.	933	149	16,0	109	11,7	186	19,9
delt. post.	2461	85,2	3,5	46,9	1,9	121	4,9
trap. up.	1034	32,6	3,2	23,7	2,3	41	4,0
trap. mid.	464	54,6	11,8	45,2	9,7	63,4	13,7
trap. low.	759	144	19,0	121	15,9	165	21,7
serr. ant.	1524	215	14,1	164	10,8	262	17,2

Tabulka č. 17 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 6)

(Legenda: 2D EX celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec celá, 2D EX kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec koncentrická fáze, 2D EX exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V tabulce č. 17 můžeme vidět, že žádný z měřených svalů se nezapojuje nadprůměrně. Zapojení během celého vzorce a koncentrické fáze pohybu, se liší pouze v drobné snížení aktivace m. trapezius medialis, která opětovně roste i při excentrické fázi pohybu. V excentrické fázi navíc klesá i průměrná aktivace m. pectoralis major.

Proband 6	MVC (μV)	2D FL celá (μV)	% MVC	2D FL kon (μV)	% MVC	2D FL exc (μV)	% MVC
pect. maj.	437	33,5	7,7	35,3	8,1	31,8	7,3
delt. ant.	933	330	35,4	462	49,5	197	21,1
delt. post.	2461	224	9,1	303	12,3	144	5,9
trap. up.	1034	214	20,7	277	26,8	154	14,9
trap. mid.	464	152	32,8	205	44,2	95,6	20,6
trap. low.	759	359	47,3	465	61,3	244	32,1
serr. ant.	1524	460	30,2	629	41,3	286	18,8

Tabulka č. 18 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 6)

(Legenda: 2D FL celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D FL kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D FL exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V průběhu flekčního vzorce 2. diagonály pro horní končetinu se schéma zapojení u probanda č. 6 liší. Během celé diagonály flekčního vzorce se v optimálním rozmezí pohybuje m. trapezius pars ascendens a m. serratus anterior, při vyhodnocení koncentrického vzorce se aktivita všech měřených svalů zvyšuje, díky tomu aktivita m. trapezius descendens roste přes 60%. V excentrické fázi pohybu aktivita u všech měřených svalů opět klesá, pod námi stanovenou úroveň se dostává m. pectoralis major a m. deltoideus pars posterior.

U tohoto probanda lze pozorovat podobnost u všech pohybů v aktivitě m. serratus anterior. U extenčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem můžeme kromě m. serratus anterior najít podobnou aktivitu u m. deltoideus pars anterior a u m. trapezius pars medialis a descendens.

### 5.1.7 Proband č. 7

Proband 7	MVC ( $\mu\text{V}$ )	pomalý úder ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	rychlý úder ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	983	47,1	4,8	144	14,6
delt. ant.	1642	191	11,6	194	11,8
delt. post.	1369	193	14,1	250	18,3
trap. up.	884	150	17,0	192	21,7
trap. mid.	584	116	19,9	151	25,9
trap. low.	744	283	38,0	342	46,0
serr. ant.	928	334	36,0	349	37,6

Tabulka č. 19 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 7)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

Z tabulky č. 19 lze opět vyčíst dobře zvládnutá technika volejbalového úderu. M. serratus anterior a m. trapezius pars descendens jsou nad určenou hodnotou procentuálního zapojení u obou typů úderu, při rychlejším provedení se do určeného rozmezí dostává i m. pectoralis major, stejně tak jako ostatní měřené svaly.

Proband 7	MVC ( $\mu$ V)	2D EX celá ( $\mu$ V)	% MVC	2D EX kon ( $\mu$ V)	% MVC	2D EX exc ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	983	248	25,2	318	32,3	165	16,8
delt. ant.	1642	162	9,9	133	8,1	199	12,1
delt. post.	1369	98,7	7,2	76,3	5,6	127	9,3
trap. up.	884	99,8	11,3	81,7	9,2	124	14,0
trap. mid.	584	49,8	8,5	54,1	9,3	42,8	7,3
trap. low.	744	135	18,1	148	19,9	113	15,2
serr. ant.	928	317	34,2	352	37,9	264	28,4

Tabulka č. 20 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 7)

(Legenda: 2D EX celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec celá, 2D EX kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec koncentrická fáze, 2D EX exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V průběhu extenčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu se v námi určeném rozmezí aktivují m. pectoralis major, m. trapezius pars ascendens a m. trapezius pars descendens, při koncentrické fázi mírně stoupá aktivita m. pectoralis major a m. serratus anterior, aby při excentrické fázi vzorce opět klesla do námi určeného rozmezí společně s m. deltoideus pars anterior, m. trapezius pars ascendens a m. trapezius pars descendens.

Proband 7	MVC ( $\mu$ V)	2D FL celá ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL kon ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL exc ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	983	85,8	8,7	76,6	7,8	97	9,9
delt. ant.	1642	308	18,8	423	25,8	172	10,5
delt. post.	1369	296	21,6	418	30,5	147	10,7
trap. up.	884	338	38,2	370	41,9	304	34,4
trap. mid.	584	103	17,6	136	23,3	60	10,3
trap. low.	744	329	44,2	426	57,	208	28,0
serr. ant.	928	364	39,2	453	48,8	257	27,7

Tabulka č. 21 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 7)

(Legenda: 2D FL celá = 2. diagonála dle PNF s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D FL kon = 2. diagonála dle PNF s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D FL exc = 2. diagonála dle PNF s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% +/- MVC 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V tabulce č. 21 je zvýrazněno procentuální zapojení u m. deltoideus pars posterior i pars anterior a m. trapezius pars medialis ve všech měřených pohybech. V koncentrické fázi vzrůstá aktivita m. trapezius pars descendens, v excentrické fázi pak klesá do optimálního rozmezí společně m. serratus anterior.

U probanda č. 7 nacházíme největší podobnost v zapojení u pomalého i rychlého úderu s flekčním vzorcem 2. diagonály dle PNF s pružným odporem. Zejména u m. deltoideus a m. trapezius u všech jejich částí.



### 5.1.8 Proband č. 8

Proband 8	MVC ( $\mu\text{V}$ )	pomalý úder ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	rychlý úder ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	765	54,9	7,2	112	14,6
delt. ant.	1447	288	19,9	371	25,6
delt. post.	1236	184	14,9	260	21,0
trap. up.	712	214	30,1	290	40,7
trap. mid.	535	41,3	7,7	88,1	16,5
trap. low.	1479	93,8	6,3	230	15,6
serr. ant.	894	313	35,0	400	44,7

Tabulka č. 22 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 8)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

Při hodnocení úderů bez míče u probanda č. 8 můžeme vidět optimální hladinu zapojení u obou částí m. deltoideus, m. serratus anterior a m. trapezius pars descendens. Při rychlejším provedení vzroste aktivita u všech měřených svalů, takže se optimálně zapojí i m. pectoralis major.

Proband 8	MVC ( $\mu\text{V}$ )	2D EX celá ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D EX kon ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D EX exc ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	765	179	23,4	261	34,1	87,3	11,4
delt. ant.	1447	156	10,8	148	10,2	165	11,4
delt. post.	1236	72,2	5,8	75,1	6,1	68,6	5,6
trap. up.	712	181	25,4	174	24,4	191	26,8
trap. mid.	535	24,7	4,6	21,3	4,0	28,4	5,3
trap. low.	1479	114	7,7	90,7	6,1	139	9,4
serr. ant.	894	345	38,6	421	47,1	259	29,0

Tabulka č. 23 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 8)

(Legenda: 2D EX celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec celá, 2D EX kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec koncentrická fáze, 2D EX exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V průběhu extenčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu můžeme vidět optimální aktivaci při hodnocení celého vzorce u m. pectoralis major, m. deltoideus pars anterior a m. trapezius pars ascendens, v koncentrické fázi nezvyšuje aktivita u m. pectoralis major nad stanovenou mez, ostatní svaly zůstávají na téměř stejných hodnotách. Při hodnocení excentrické kontrakce se do optimálního rozmezí navíc dostává m. serratus anterior.

Proband 8	MVC ( $\mu$ V)	2D FL celá ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL kon ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL exc ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	765	39,8	5,2	45,6	6,0	34,8	4,5
delt. ant.	1447	206	14,2	265	18,3	150	10,4
delt. post.	1236	249	20,1	350	28,3	150	12,1
trap. up.	712	574	80,6	688	96,6	466	65,4
trap. mid.	535	147	27,5	205	38,3	92,1	17,2
trap. low.	1479	701	47,4	980	66,3	441	29,8
serr. ant.	894	448	50,1	627	70,1	277	31,0

Tabulka č. 24 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 8)

(Legenda: 2D FL celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D FL kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D FL exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

Ve třetí tabulce můžeme vidět minimální zapojení m. pectoralis major u všech hodnocených pohybů. Obě části deltového svalu se při všech měřených pohybech zapojují v optimálním rozhraní. U m. trapezius pars ascendens vidíme submaximální a maximální zapojení u všech měřených pohybů. Submaximální aktivitu můžeme dále vidět při koncentrické fázi pohybu u m. serratus anterior a m. trapezius pars descendens. V excentrické fázi pohybu se téměř všechny svaly dostávají do optimálního rozhraní, kromě výše uvedených výjimek.

U probanda č. 8. nacházíme nejvýraznější podobnost v rámci optimálního zapojení u m. deltoideus pars anterior i posterior v rámci všech měřených pohybů, stejně tak jako m. serratus anterior, i přes to, že hodnoty jsou vyšší než 30% hranice.

### 5.1.9 Proband č. 9

Proband 9	MVC ( $\mu\text{V}$ )	pomalý úder ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	rychlý úder ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	441	15,3	3,5	54	12,2
delt. ant.	1460	270	18,5	264	18,1
delt. post.	1735	200	11,5	178	10,3
trap. up.	268	69,3	25,9	103	38,4
trap. mid.	291	51,9	17,8	62,1	21,3
trap. low.	618	107	17,3	122	19,7
serr. ant.	681	167	24,5	276	40,5

Tabulka č. 25 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 9)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V tabulce č. 25 můžeme vidět během pomalého pohybu optimální zapojení u všech měřených svalů kromě m. pectoralis major. Při druhé variantě se výrazněji zvyšuje aktivita m. serratus anterior a m. trapezius pars ascendens a do optimálního rozhraní se dostává i m. pectoralis major. I zde můžeme hodnotit dobře zvládnutý stereotyp volejbalového úderu.

Proband 9	MVC ( $\mu\text{V}$ )	2D EX celá ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D EX kon ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D EX exc ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	441	79	17,9	110	24,9	57,4	13,0
delt. ant.	1460	211	14,5	168	11,5	250	17,1
delt. post.	1735	153	8,8	131	7,6	169	9,7
trap. up.	268	59,2	22,1	48,7	18,2	68,1	25,4
trap. mid.	291	47,8	16,4	33,3	11,4	61,4	21,1
trap. low.	618	108	17,5	76,6	12,4	136	22,0
serr. ant.	681	165	24,2	157	23,1	172	25,3

Tabulka č. 26 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 9)

(Legenda: 2D EX celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec celá, 2D EX kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec koncentrická fáze, 2D EX exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

Ve druhé tabulce vidíme optimální zapojení všech měřených svalů u všech hodnocených pohybů, kromě m. deltoideus pars posterior, který je pod námi stanovenou hodnotou.

Proband 9	MVC ( $\mu\text{V}$ )	2D FL celá ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D FL kon ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D FL exc ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	441	14,4	3,3	14,3	3,2	14,5	3,3
delt. ant.	1460	277	19,0	272	18,6	282	19,3
delt. post.	1735	261	15,0	256	14,8	266	15,3
trap. up.	268	84,5	31,5	82,8	30,9	86,5	32,3
trap. mid.	291	90,8	31,2	89,9	30,9	91,4	31,4
trap. low.	618	196	31,7	196	31,7	195	31,6
serr. ant.	681	204	30,0	203	29,8	204	30,0

Tabulka č. 27 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 9)

(Legenda: 2D FL celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D FL kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D FL exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V tabulce č. 27 je opět vidět optimální zapojení všech měřených svalů kromě m. pectoralis major, který je pod úrovní optimální úrovně aktivace.

U probanda č. 9 vidíme téměř naprostou schodu ve všech měřených pohybech a svalech, kromě m. pectoralis major, který se v 2. diagonále flekčního vzorce dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem drží pod 10% hodnotou aktivace.

### 5.1.10 Proband č. 10

Proband 10	MVC (μV)	pomalý úder (μV)	% MVC	rychlý úder (μV)	% MVC
pect. maj.	651	74,7	11,5	75	11,5
delt. ant.	752	246	32,7	229	30,5
delt. post.	867	245	28,3	247	28,5
trap. up.	266	186	69,9	189	71,1
trap. mid.	320	163	50,9	157	49,1
trap. low.	644	299	46,4	315	48,9
serr. ant.	319	217	68,0	312	97,8

Tabulka č. 28 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 10)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

U probanda č. 10 můžeme vidět rozdílné výsledky od všech ostatních probandů. Už při volejbalovém úderu bez míče, rychlém i pomalém, dochází u některých svalů k submaximální, až maximální aktivaci některých měřených svalů. Konkrétně se jedná o m. trapezius pars ascendens i medialis a m. serratus anterior. V optimálním rozmezí se pohybují m. deltoideus pars posterior a m. pectoralis major. M. deltoideus pars anterior je u obou pohybů hraniční.

Proband 10	MVC ( $\mu\text{V}$ )	2D EX celá ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D EX kon ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D EX exc ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	651	134	20,6	205	31,5	51	7,8
delt. ant.	752	109	14,5	80,4	10,7	141	18,8
delt. post.	867	64,9	7,5	33,2	3,8	101	11,6
trap. up.	266	35,4	13,3	32	12,0	39,3	14,8
trap. mid.	320	29,3	9,2	18,4	5,8	41,5	13,0
trap. low.	644	69,8	10,8	27,6	4,3	117	18,2
serr. ant.	319	85	26,6	75,6	23,7	95,4	29,9

Tabulka č. 39 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 10)

(Legenda: 2D EX celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec celá, 2D EX kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec koncentrická fáze, 2D EX exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

Při hodnocení extenčního vzorce 2. diagonály pro horní končetinu se do optimálního rozhraní dostává více měřených svalů. V průběhu celého cyklu, stejně jako při koncentrické fázi, se pod spodní hranici dostává m. deltoideus pars posterior a m. trapezius pars medialis. V koncentrické fázi dochází ještě k poklesu aktivity u m. trapezius pars descendens. V excentrické fázi cviku je jediným svalem pod 10% hranicí m. pectoralis major.

Proband 10	MVC ( $\mu$ V)	2D FL celá ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL kon ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL exc ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	651	51,6	7,9	44,4	6,8	59,2	9,1
delt. ant.	752	285	37,9	421	56,0	136	18,1
delt. post.	867	447	51,6	629	72,5	253	29,2
trap. up.	266	101	38,0	138	51,9	61,7	23,2
trap. mid.	320	155	48,4	234	73,1	71,5	22,3
trap. low.	644	353	54,8	530	82,3	165	25,6
serr. ant.	319	149	46,7	193	60,5	102	32,0

Tabulka č. 30 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 10)

(Legenda: 2D FL celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D FL kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D FL exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V tabulce č. 30 můžeme vidět, že při hodnocení flekčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem je m. pectoralis major pod optimální hranicí zapojení. Všechny ostatní svaly jsou nad 30% hodnotou a zejména v koncentrické fázi vzorce můžeme vidět submaximální a maximální zapojení všech měřených svalů. Svaly se dostávají do optimálního zapojení znovu v excentrické fázi cviku.

Při hodnocení probanda č. 10 nacházíme významnější podobnost u pomalého i rychlého úderu bez míče a flekčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem, u extenčního vzorce můžeme podobnost v optimálním rozhraní vidět u m. trapezius pars ascendens.



### 5.1.11 Proband č. 11

Proband 11	MVC ( $\mu$ V)	pomalý úder ( $\mu$ V)	% MVC	rychlý úder ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	825	63,9	7,7	68	8,2
delt. ant.	1255	251	20,0	266	21,2
delt. post.	2098	162	7,7	234	11,2
trap. up.	1562	557	35,7	497	31,8
trap. mid.	902	124	13,7	139	15,4
trap. low.	1454	233	16,0	225	15,5
serr. ant.	1323	415	31,4	377	28,5

Tabulka č. 31 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC /vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 11)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

U probanda č. 11 můžeme za svaly v optimálním zapojení považovat u pomalého úderu m. deltoideus anterior, m. trapezius pars medialis i descendens a m. serratus anterior. Zajímavé je, že stejné zapojení vidíme i u rychlého úderu bez míče, kde dochází k mírnému zvýšení aktivity u m. deltoideus pars posterior, což svědčí o velmi dobrém stereotypu dané sportovní činnosti.

Proband 11	MVC ( $\mu$ V)	2D EX celá ( $\mu$ V)	% MVC	2D EX kon ( $\mu$ V)	% MVC	2D EX exc ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	825	65,7	8,0	100	12,1	36	4,4
delt. ant.	1255	192	15,3	121	9,6	257	20,5
delt. post.	2098	59,3	2,8	25,7	1,2	90,3	4,3
trap. up.	1562	169	10,8	112	7,2	221	14,1
trap. mid.	902	178	19,7	85,7	9,5	262	29,0
trap. low.	1454	407	28,0	212	14,6	586	40,3
serr. ant.	1323	348	26,3	281	21,2	409	30,9

Tabulka č. 32 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 11)

(Legenda: 2D EX celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec celá, 2D EX kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec koncentrická fáze, 2D EX exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V průběhu extenčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu můžeme vidět optimální aktivaci při hodnocení celého vzorce u m. deltoideus pars anterior a m. trapezius u všech částí a m. serratus anterior. V koncentrické fázi se zvyšuje aktivita u m. pectoralis major nad stanovenou mez, ostatní svaly klesají na nižší hodnoty. Při hodnocení excentrické kontrakce se do optimálního rozmezí navíc dostává m. deltoideus pars posterior a aktivita m. trapezius pars descendens výrazněji stoupá.

Proband 11	MVC ( $\mu$ V)	2D FL celá ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL kon ( $\mu$ V)	% MVC	2D FL exc ( $\mu$ V)	% MVC
pect. maj.	825	23,6	2,9	24,9	3,0	22,1	2,7
delt. ant.	1255	440	35,1	556	44,3	306	24,4
delt. post.	2098	257	12,2	349	16,6	155	7,4
trap. up.	1562	815	52,2	1035	66,3	567	36,3
trap. mid.	902	324	35,9	456	50,6	175	19,4
trap. low.	1454	650	44,7	875	60,2	395	27,2
serr. ant.	1323	570	43,1	671	50,7	455	34,4

Tabulka č. 33 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 11)

(Legenda: 2D FL celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D FL kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D FL exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V tabulce č. 33 můžeme vidět, že při hodnocení flekčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu je m. pectoralis major pod optimální hranicí zapojení. Všechny ostatní svaly, kromě m. deltoideus pars posterior, jsou nad 30% hodnotou a zejména v koncentrické fázi vzorce můžeme vidět submaximální a maximální zapojení m. trapezius a m. serratus anterior. Do optimálního zapojení se znovu dostávají v excentrické fázi cviku, zejména m. deltoideus pars anterior a m. trapezius pars medialis a descendens.

U probanda č. 11 můžeme hodnotit v námi stanoveném optimálním rozhraní podobnost u pomalého i rychlého úderu s extenčním vzorcem 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem. U flekčního vzorce dochází k výraznému navýšení průměrné aktivity všech svalů při celém vzorci a zejména v koncentrické kontrakci cviku.

### 5.1.12 Proband č. 12

Proband 12	MVC ( $\mu\text{V}$ )	pomalý úder ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	rychlý úder ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	521	65	12,5	88,6	17,0
delt. ant.	1495	267	17,9	312	20,9
delt. post.	1844	255	13,8	268	14,5
trap. up.	862	279	32,4	321	37,2
trap. mid.	504	72,3	14,3	104	20,6
trap. low.	1125	150	13,3	202	18,0
serr. ant.	421	109	25,9	206	48,9

Tabulka č. 34 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 12)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V tabulce č. 34 můžeme vidět během pomalého pohybu optimální zapojení u všech měřených svalů kromě m. trapezius pars ascendens. Při druhé variantě se výrazněji zvyšuje aktivita m. serratus anterior. I zde můžeme hodnotit dobře zvládnutý stereotyp volejbalového úderu.

Proband 12	MVC ( $\mu\text{V}$ )	2D EX celá ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D EX kon ( $\mu\text{V}$ )	% MVC	2D EX exc ( $\mu\text{V}$ )	% MVC
pect. maj.	521	51,5	9,9	66,9	12,8	35	6,7
delt. ant.	1495	110	7,4	74,1	5,0	150	10,0
delt. post.	1844	73,3	4,0	40,9	2,2	109	5,9
trap. up.	862	27,5	3,2	12,6	1,5	43,7	5,1
trap. mid.	504	42,9	8,5	30,6	6,1	56,7	11,3
trap. low.	1125	121	10,8	79,4	7,1	166	14,8
serr. ant.	421	93,6	22,2	86,5	20,5	102	24,2

Tabulka č. 35 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 12)

(Legenda: 2D EX celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec celá, 2D EX kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec koncentrická fáze, 2D EX exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem extenční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V průběhu extenčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu můžeme vidět optimální aktivaci při hodnocení celého vzorce u m. pectoralis major, m. trapezius pars descendens a m. serratus anterior. V koncentrické fázi se mírně zvyšuje aktivita u m. pectoralis major, ostatní svaly zůstávají na téměř stejných hodnotách, mírně klesá hodnota aktivace m. trapezius pars descendens. Při hodnocení excentrické kontrakce se do optimálního rozmezí dostává m. serratus anterior, m. trapezius pars descendens i medialis a m. deltoideus pars anterior.

Proband 12	MVC	2D FL celá	% MVC	2D FL kon	% MVC	2D FL exc	% MVC
pect. maj.	521	21,4	4,1	20,4	3,9	22,5	4,3
delt. ant.	1495	243	16,3	335	22,4	138	9,2
delt. post.	1844	266	14,4	372	20,2	142	7,7
trap. up.	862	213	24,7	290	33,6	131	15,2
trap. mid.	504	110	21,8	138	27,4	74,3	14,7
trap. low.	1125	336	29,9	426	37,9	218	19,4
serr. ant.	421	95,1	22,6	117	27,8	70,8	16,8

Tabulka č. 36 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 12)

(Legenda: 2D FL celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D FL kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D FL exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze; zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, červeně jsou označeny hodnoty vyšší než 50% MVC)

V tabulce č. 36 vidíme hodnocení aktivace v průběhu 2. diagonály flekčního vzorce dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem. M. pectoralis major nedosahuje ani u jednoho z hodnocených pohybů spodní hranice námi stanoveného rozmezí. V průběhu celého pohybu jsou všechny ostatní svaly v optimálním rozmezí. V koncentrické fázi pohybu aktivita všech svalů stoupá. K poklesu aktivity obou měřených částí m. deltoideus pak dochází v excentrické fázi pohybu.

U probanda č. 12 vidíme podobnost v optimálním rozhraní pro m. serratus anterior u všech pohybů a dále podobnost pomalého i rychlého úderu s flekčním vzorcem 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem.

Celkově můžeme říci, že nejnižší hodnoty aktivace jak při volejbalových úderech, tak při cvičením s pružným odporem jsou u m. pectoralis major.

### **5.1.13 Souhrnné výsledky – průměrné porovnání u všech probandů**

### 5.1.13.1 Pomalý úder průměrná aktivace

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8	Proband 9	Proband 10	Proband 11	Proband 12	Průměr
pect. maj.	22,85%	3,55%	3,66%	12,03%	2,80%	5,63%	4,79%	7,18%	3,47%	11,47%	7,75%	12,48%	8,14%
delt. ant.	42,54%	21,60%	28,25%	23,74%	38,00%	28,72%	11,63%	19,90%	18,49%	32,71%	20,00%	17,86%	25,29%
delt. post.	11,64%	13,20%	23,64%	4,85%	30,52%	6,22%	14,10%	14,89%	11,53%	28,26%	7,72%	13,83%	15,03%
trap. up.	80,03%	21,31%	38,60%	21,87%	22,85%	13,44%	16,97%	30,06%	25,86%	69,92%	35,66%	32,37%	34,08%
trap. mid.	30,98%	2,53%	44,86%	28,57%	22,42%	11,51%	19,86%	7,72%	17,84%	50,94%	13,75%	14,35%	22,11%
trap. low.	80,87%	19,93%	9,64%	37,86%	37,58%	17,92%	38,04%	6,34%	17,31%	46,43%	16,02%	13,33%	28,44%
serr. ant.	42,33%	40,65%	15,39%	20,59%	46,43%	24,02%	35,99%	35,01%	24,52%	68,03%	31,37%	25,89%	34,19%

Tabulka č. 37 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%)



### 5.1.13.2 Rychlý úder průměrná aktivace

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8	Proband 9	Proband 10	Proband 11	Proband 12	Průměr
pect. maj.	21,67%	7,96%	4,64%	54,43%	5,38%	21,28%	14,65%	14,64%	12,24%	11,52%	8,24%	17,01%	16,14%
delt. ant.	47,23%	26,32%	27,53%	23,62%	40,38%	28,72%	11,81%	25,64%	18,08%	30,45%	21,20%	20,87%	26,82%
delt. post.	11,32%	13,95%	25,04%	9,44%	22,79%	5,32%	18,26%	21,04%	10,26%	28,49%	11,15%	14,53%	15,97%
trap. up.	80,73%	19,16%	48,02%	37,94%	30,77%	20,99%	21,72%	40,73%	38,43%	71,05%	31,82%	37,24%	39,88%
trap. mid.	25,22%	3,81%	42,11%	45,40%	19,44%	14,31%	25,86%	16,47%	21,34%	49,06%	15,41%	20,63%	24,92%
trap. low.	68,81%	26,60%	9,44%	55,54%	44,90%	19,24%	45,97%	15,55%	19,74%	48,91%	15,47%	17,96%	32,34%
serr. ant.	44,25%	47,18%	14,41%	29,72%	40,92%	21,98%	37,61%	44,74%	40,53%	94,04%	28,50%	48,93%	41,07%

Tabulka č. 38 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%)

5.1.13.3 2. diagonála extenční vzorec celá – průměrná aktivace

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8	Proband 9	Proband 10	Proband 11	Proband 12	Průměr
pect. maj.	5,48%	7,98%	7,17%	29,29%	19,85%	11,24%	25,23%	23,40%	17,91%	20,58%	7,96%	9,88%	15,50%
delt. ant.	7,89%	9,20%	20,94%	17,71%	47,27%	15,97%	9,87%	10,78%	14,45%	14,49%	15,30%	7,36%	15,94%
delt. post.	1,92%	2,81%	7,32%	3,64%	16,85%	3,46%	7,21%	5,84%	8,82%	7,49%	2,83%	3,98%	6,01%
trap. up.	4,91%	2,01%	15,41%	16,67%	13,60%	3,15%	11,29%	25,42%	22,09%	13,31%	10,82%	3,19%	11,82%
trap. mid.	2,51%	6,48%	20,91%	12,73%	18,91%	11,77%	8,53%	4,62%	16,43%	9,16%	19,73%	8,51%	11,69%
trap. low.	9,46%	4,31%	6,00%	15,34%	39,06%	18,97%	18,15%	7,71%	17,48%	10,84%	27,99%	10,76%	15,50%
serr. ant.	13,84%	14,30%	14,28%	21,81%	40,65%	14,11%	34,16%	38,59%	24,23%	26,65%	26,30%	22,23%	24,26%

Tabulka č. 39 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%

**5.1.13.4 2. diagonála extenční vzorec koncentrická kontrakce – průměrná aktivace**

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8	Proband 9	Proband 10	Proband 11	Proband 12	Průměr
pect. maj.	7,02%	9,43%	9,98%	31,83%	25,38%	15,19%	32,35%	34,12%	24,94%	31,49%	12,12%	12,84%	20,56%
delt. ant.	5,96%	8,56%	15,34%	12,42%	36,34%	11,68%	8,10%	10,23%	11,51%	10,69%	9,64%	4,96%	12,12%
delt. post.	1,23%	2,04%	6,22%	3,18%	8,99%	1,91%	5,57%	6,08%	7,55%	3,83%	1,22%	2,22%	4,17%
trap. up.	3,21%	1,55%	11,28%	10,60%	9,05%	2,29%	9,24%	24,44%	18,17%	12,03%	7,17%	1,46%	9,21%
trap. mid.	1,57%	5,34%	19,94%	8,10%	7,41%	9,74%	9,26%	3,98%	11,44%	5,75%	9,50%	6,07%	8,18%
trap. low.	5,90%	3,02%	6,25%	8,50%	22,58%	15,94%	19,89%	6,13%	12,39%	4,29%	14,58%	7,06%	10,54%
serr. ant.	12,16%	10,78%	13,36%	20,08%	34,32%	10,76%	37,93%	47,09%	23,05%	23,70%	21,24%	20,55%	22,92%

Tabulka č. 40 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%)

5.1.13.5 2. diagonála extenční vzorec excentrická kontrakce – průměrná aktivace

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8	Proband 9	Proband 10	Proband 11	Proband 12	Průměr
pect. maj.	4,11%	6,23%	4,17%	27,49%	14,62%	7,53%	16,79%	11,41%	13,02%	7,83%	4,36%	6,72%	10,36%
delt. ant.	9,61%	9,76%	27,17%	22,14%	56,53%	19,94%	12,12%	11,40%	17,12%	18,75%	20,48%	10,03%	19,59%
delt. post.	2,52%	3,59%	8,49%	4,03%	23,62%	4,92%	9,28%	5,55%	9,74%	11,65%	4,30%	5,91%	7,80%
trap. up.	6,41%	2,47%	20,43%	21,87%	17,49%	3,97%	14,03%	26,83%	25,41%	14,77%	14,15%	5,07%	14,41%
trap. mid.	3,34%	8,06%	22,00%	16,83%	28,55%	13,66%	7,33%	5,31%	21,10%	12,97%	29,05%	11,25%	14,95%
trap. low.	12,54%	5,60%	5,80%	21,43%	53,36%	21,74%	15,19%	9,40%	22,01%	18,17%	40,30%	14,76%	20,02%
serr. ant.	15,21%	18,13%	15,26%	23,43%	46,16%	17,19%	28,45%	28,97%	25,26%	29,91%	30,91%	24,23%	25,26%

Tabulka č. 41 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%)

5.1.13.6 2. *diagonála flekční vzorec celá – průměrná aktivace*

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8	Proband 9	Proband 10	Proband 11	Proband 12	Průměr
pect. maj.	1,83%	2,69%	5,85%	13,74%	9,08%	7,67%	8,73%	5,20%	3,27%	7,93%	2,86%	4,11%	6,08%
delt. ant.	15,41%	22,24%	27,26%	16,97%	38,48%	35,37%	18,76%	14,24%	18,97%	37,90%	35,06%	16,25%	24,74%
delt. post.	15,65%	21,35%	34,85%	6,22%	29,83%	9,10%	21,62%	20,15%	15,04%	51,56%	12,25%	14,43%	21,00%
trap. up.	52,08%	18,28%	41,64%	29,91%	47,51%	20,70%	38,24%	80,62%	31,53%	37,97%	52,18%	24,71%	39,61%
trap. mid.	13,47%	10,81%	98,29%	27,52%	27,67%	32,76%	17,64%	27,48%	31,20%	48,44%	35,92%	21,83%	32,75%
trap. low.	45,32%	26,60%	29,12%	35,54%	51,00%	47,30%	44,22%	47,40%	31,72%	54,81%	44,70%	29,87%	40,63%
serr. ant.	28,49%	39,08%	18,75%	25,96%	43,88%	30,18%	39,22%	50,11%	29,96%	46,71%	43,08%	22,59%	34,83%

Tabulka č. 42 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%)

**5.1.13.7 2. diagonála flečnický vzorec koncentrická kontrakce – průměrná aktivace**

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8	Proband 9	Proband 10	Proband 11	Proband 12	Průměr
pect. maj.	2,24%	2,48%	5,82%	12,48%	9,08%	8,08%	7,79%	5,96%	3,24%	6,82%	3,02%	3,92%	5,91%
delt. ant.	20,96%	28,00%	33,12%	22,02%	51,07%	49,52%	25,76%	18,31%	18,63%	55,98%	44,30%	22,41%	32,51%
delt. post.	23,28%	29,08%	43,26%	8,00%	39,36%	12,31%	30,53%	28,32%	14,76%	72,55%	16,63%	20,17%	28,19%
trap. up.	72,92%	20,23%	52,28%	37,38%	69,46%	26,79%	41,86%	96,63%	30,90%	51,88%	66,26%	33,64%	50,02%
trap. mid.	20,03%	7,63%	98,86%	35,56%	36,25%	44,18%	23,29%	38,32%	30,89%	73,13%	50,55%	27,38%	40,51%
trap. low.	65,90%	38,15%	38,86%	45,89%	61,20%	61,26%	57,26%	66,26%	31,72%	82,30%	60,18%	37,87%	53,90%
serr. ant.	36,99%	54,05%	23,75%	32,96%	55,99%	41,27%	48,81%	70,13%	29,81%	60,50%	50,72%	27,79%	44,40%

Tabulka č. 43 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%)

**5.1.13.8 2. diagonála fleční vzorec excentrická kontrakce – průměrná aktivace**

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5	Proband 6	Proband 7	Proband 8	Proband 9	Proband 10	Proband 11	Proband 12	Průměr
pect. maj.	1,52%	2,90%	5,95%	15,37%	9,09%	7,28%	9,87%	5,20%	3,27%	9,09%	2,68%	4,32%	6,38%
delt. ant.	9,95%	16,96%	19,04%	10,73%	26,13%	21,11%	10,48%	14,24%	18,97%	18,09%	24,38%	9,23%	16,61%
delt. post.	8,01%	14,16%	23,12%	3,95%	20,30%	5,85%	10,74%	20,15%	15,04%	29,18%	7,39%	7,70%	13,80%
trap. up.	31,60%	16,72%	26,38%	20,00%	25,34%	14,89%	34,39%	80,62%	31,53%	23,20%	36,30%	15,20%	29,68%
trap. mid.	6,84%	8,06%	62,86%	17,37%	18,74%	20,60%	10,27%	27,48%	31,20%	22,34%	19,40%	14,74%	21,66%
trap. low.	24,74%	15,48%	15,69%	21,96%	40,54%	32,15%	27,96%	47,40%	31,72%	25,62%	27,17%	19,38%	27,48%
serr. ant.	20,14%	25,00%	11,64%	17,14%	32,30%	18,77%	27,69%	50,11%	29,96%	31,97%	34,39%	16,82%	26,33%

Tabulka č. 44 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

(Legenda: zeleně jsou označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%)

	PU	RU	2D EX celá	2D EX kon	2D EX exc	2D FL celá	2D FL kon	2D FL exc
pect. maj.	15,50%	16,14%	15,50%	20,56%	10,36%	6,08%	5,91%	6,38%
delt. ant.	15,94%	26,82%	15,94%	12,12%	19,59%	24,74%	32,51%	16,61%
delt. post.	6,01%	15,97%	6,01%	4,17%	7,80%	21,00%	28,19%	13,80%
trap. up.	11,82%	39,88%	11,82%	9,21%	14,41%	39,61%	50,02%	29,68%
trap. mid.	11,69%	24,92%	11,69%	8,18%	14,95%	32,75%	40,51%	21,66%
trap. low.	15,50%	32,34%	15,50%	10,54%	20,02%	40,63%	53,90%	27,48%
serr. ant.	24,26%	41,07%	24,26%	22,92%	25,26%	34,83%	44,40%	26,33%

Tabulka č. 45 Hodnoty průměrných aktivit všech měřených svalů ve vztahu k jejich MVC u jednotlivých měřených pohybů vyjádřeno v procentech MVC

(Legenda: barevně jsou označeny hodnoty označeny hodnoty v intervalu 10 – 30% MVC +/- 1%, jedna barva vždy pro jeden sval; PU = pomalý úder bez míče, RU = rychlý úder bez míče, 2D EX celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D EX kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D EX exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze, 2D FL celá = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec celá, 2D FL kon = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze, 2D FL exc = 2. diagonála dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze)

Tabulka č. 45 ukazuje, které svaly se při vypočítaných hodnotách průměrné aktivace a vytvořeném průměru všech probandů, pohybují v optimálním rozmezí 10 - 30% MVC. Z této tabulky lze usuzovat, pro které svaly je metoda 2. diagonála PNF pro horní končetinu s pružným odporem vhodným tréninkovým prostředkem. Podrobné vysvětlení bude prezentováno v diskusi práce.



## 5.2 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

Následující statistické parametry jsou vždy zpracovány pro jeden měřený sval. Čísla označují následující pohyby:

Číslo pohybu	Popis pohybu
1	pomalý úder bez míče
2	rychlý úder bez míče
3	2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá
4	2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení
5	2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení
6	2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá
7	2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení
8	2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení

Tabulka č. 46 Vysvětlení označení prováděných pohybů ve statistickém zpracování

Podrobné vysvětlení statistického zpracování již bylo popsáno v metodice práce.

## 5.2.1 M. deltoideus pars anterior

Oneway ANOVA

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1	12	0,2528	0,09015	0,02603	0,1955	0,31	0,12	0,43
2	12	0,2682	0,09524	0,02749	0,2077	0,3287	0,12	0,47
3	12	0,1595	0,10709	0,03092	0,0915	0,2275	0,07	0,47
4	12	0,1212	0,08114	0,02342	0,0696	0,1727	0,05	0,36
5	12	0,1958	0,12951	0,03739	0,1135	0,2781	0,1	0,57
6	12	0,2476	0,09507	0,02744	0,1872	0,308	0,14	0,39
7	12	0,3251	0,1392	0,04018	0,2366	0,4135	0,18	0,56
8	12	0,1632	0,0599	0,01729	0,1251	0,2012	0,09	0,26
<b>Total</b>	<b>96</b>	<b>0,2167</b>	<b>0,11754</b>	<b>0,012</b>	<b>0,1928</b>	<b>0,2405</b>	<b>0,05</b>	<b>0,57</b>

Tabulka č. 47 Výsledky Oneway ANOVA pro m. deltoideus pars anterior

(Legenda: N= počet probandů, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum)

Post Hoc Test

Tukey test

(I) typ_c	(J) typ_c	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	-0,01542	0,04184	1	-0,1453	0,1145
	3	0,09325	0,04184	0,345	-0,0367	0,2232
	4	,13158*	0,04184	0,045	0,0017	0,2615
	5	0,05692	0,04184	0,872	-0,073	0,1868
	6	0,00517	0,04184	1	-0,1247	0,1351
	7	-0,07233	0,04184	0,669	-0,2022	0,0576
	8	0,08958	0,04184	0,397	-0,0403	0,2195
2	3	0,10867	0,04184	0,171	-0,0212	0,2386
	4	,14700*	0,04184	0,015	0,0171	0,2769
	5	0,07233	0,04184	0,669	-0,0576	0,2022
	6	0,02058	0,04184	1	-0,1093	0,1505
	7	-0,05692	0,04184	0,872	-0,1868	0,073
	8	0,105	0,04184	0,205	-0,0249	0,2349
3	4	0,03833	0,04184	0,984	-0,0916	0,1682
	5	-0,03633	0,04184	0,988	-0,1662	0,0936
	6	-0,08808	0,04184	0,42	-0,218	0,0418
	7	-,16558*	0,04184	0,004	-0,2955	-0,0357
	8	-0,00367	0,04184	1	-0,1336	0,1262
	1	-,13158*	0,04184	0,045	-0,2615	-0,0017
4	5	-0,07467	0,04184	0,632	-0,2046	0,0552
	6	-0,12642	0,04184	0,062	-0,2563	0,0035
	7	-,20392*	0,04184	0	-0,3338	-0,074
	8	-0,042	0,04184	0,973	-0,1719	0,0879
	1	-0,05692	0,04184	0,872	-0,1868	0,073
5	6	-0,05175	0,04184	0,919	-0,1817	0,0782
	7	-0,12925	0,04184	0,052	-0,2592	0,0007
	8	0,03267	0,04184	0,994	-0,0972	0,1626
	1	-0,00517	0,04184	1	-0,1351	0,1247
6	7	-0,0775	0,04184	0,587	-0,2074	0,0524
	8	0,08442	0,04184	0,476	-0,0455	0,2143
7	8	,16192*	0,04184	0,005	0,032	0,2918

Tabulka č. 48 Výsledky Tukeyho testu pro m. deltoideus pars anterior při jednotlivých měřeních pohybech

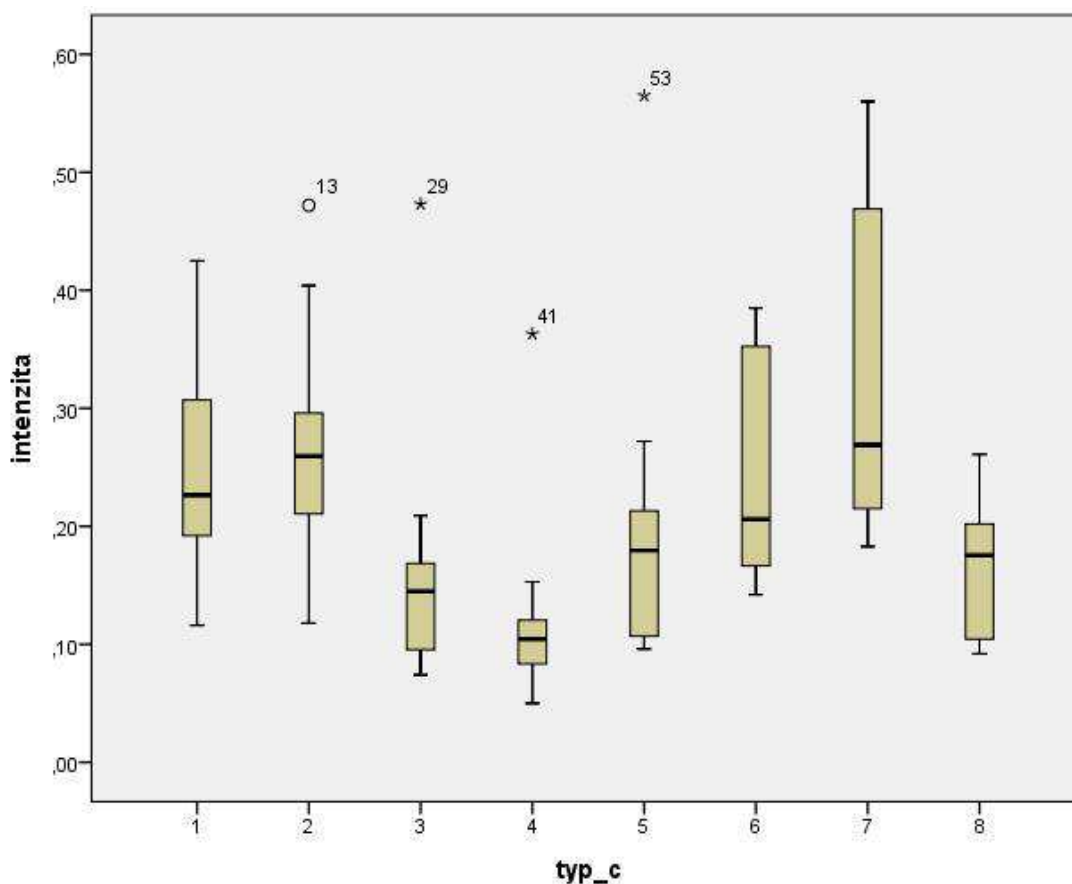
(Legenda: typ\_c - čísla v prvním a druhém sloupci = označení pohybů viz výše, Mean Difference = rozdíl průměrů, Std. Error = chyba, Sig. = signifikance, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice; žlutě jsou označeny hodnoty, které nejsou součástí intervalu spolehlivosti, a tudíž se od sebe významně liší)

#### Homogenous Subsets

typ_c	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
4	12	0,1212		
3	12	0,1595	0,1595	
8	12	0,1632	0,1632	
5	12	0,1958	0,1958	0,1958
6	12	0,2476	0,2476	0,2476
1	12		0,2528	0,2528
2	12		0,2682	0,2682
7	12			0,3251
<b>Sig.</b>		<b>0,062</b>	<b>0,171</b>	<b>0,052</b>

Tabulka č. 49 Podobnost dle míry aktivace m. deltoideus pars anterior v měřených pohybech

(Legenda: typ\_c = čísla označují daný pohyb viz výše, N = počet probandů, Sig. = signifikance)



Graf č. 1 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. deltoideus pars anterior

(Legenda: Vodorovná osa = čísla označují jednotlivé měřené pohyby viz výše, svislá osa = intenzita)

Z výše prezentovaných statistických výsledků můžeme říci, že největší podobnost dle míry aktivace vztažená na m. deltoideus anterior je u pohybů 5 a 6, čili 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení a 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá) a 1, 2 (pomalý a rychlý úder bez míče) a dále 3 a 8 (3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 8 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení). Nejmenší podobnost v aktivaci m. deltoideus pars anterior nacházíme u pohybů 4 a 7 (4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení), 3 a 7 (3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle

PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení), 2 a 4 (2 = pomalý úder bez míče, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení), 1 a 4 (1 = rychlý úder bez míče, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení) a 7 a 8 (7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 8 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení).

Dále můžeme říci, že u všech 12 probandů je míra aktivace m. deltoideus anterior nejvyšší u 2. diagonály extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, dále 2. diagonály extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celé, 2. diagonály flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 2. diagonály extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celé, pomalý a rychlý úder bez míče nejméně u 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení.

## 5.2.2 M. deltoideus posterior

Oneway ANOVA

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1	12	0,15017	0,082857	0,023919	0,09752	0,20281	0,048	0,305
2	12	0,15958	0,071101	0,020525	0,11441	0,20476	0,053	0,285
3	12	0,06008	0,041051	0,01185	0,034	0,08617	0,019	0,169
4	12	0,04167	0,026534	0,00766	0,02481	0,05853	0,012	0,09
5	12	0,07792	0,057185	0,016508	0,04158	0,11425	0,025	0,236
6	12	0,20992	0,126317	0,036464	0,12966	0,29017	0,062	0,516
7	12	0,28192	0,175422	0,05064	0,17046	0,39337	0,08	0,725
8	12	0,13158	0,076641	0,022124	0,08289	0,18028	0,04	0,292
<b>Total</b>	<b>96</b>	<b>0,1391</b>	<b>0,117782</b>	<b>0,012021</b>	<b>0,11524</b>	<b>0,16297</b>	<b>0,012</b>	<b>0,725</b>

Tabulka č. 50 Výsledky Oneway ANOVA pro m. deltoideus pars posterior

(Legenda: N= počet probandů, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum)

Post Hoc Test

Tukey Test

(I) typ_c	(J) typ_c	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	-0,009417	0,038238	1	-0,12815	0,10932
	3	0,090083	0,038238	0,276	-0,02865	0,20882
	4	0,1085	0,038238	0,099	-0,01023	0,22723
	5	0,07225	0,038238	0,562	-0,04648	0,19098
	6	-0,05975	0,038238	0,771	-0,17848	0,05898
	7	-,131750*	0,038238	0,019	-0,25048	-0,01302
	8	0,018583	0,038238	1	-0,10015	0,13732
2	3	0,0995	0,038238	0,169	-0,01923	0,21823
	4	0,117917	0,038238	0,053	-0,00082	0,23665
	5	0,081667	0,038238	0,401	-0,03707	0,2004
	6	-0,050333	0,038238	0,89	-0,16907	0,0684
	7	-,122333*	0,038238	0,039	-0,24107	-0,0036
	8	0,028	0,038238	0,996	-0,09073	0,14673
3	4	0,018417	0,038238	1	-0,10032	0,13715
	5	-0,017833	0,038238	1	-0,13657	0,1009
	6	-,149833*	0,038238	0,004	-0,26857	-0,0311
	7	-,221833*	0,038238	0	-0,34057	-0,1031
	8	-0,0715	0,038238	0,575	-0,19023	0,04723
4	5	-0,03625	0,038238	0,98	-0,15498	0,08248
	6	-,168250*	0,038238	0,001	-0,28698	-0,04952
	7	-,240250*	0,038238	0	-0,35898	-0,12152
	8	-0,089917	0,038238	0,278	-0,20865	0,02882
5	6	-,132000*	0,038238	0,019	-0,25073	-0,01327
	7	-,204000*	0,038238	0	-0,32273	-0,08527
	8	-0,053667	0,038238	0,853	-0,1724	0,06507
6	7	-0,072	0,038238	0,566	-0,19073	0,04673
	8	0,078333	0,038238	0,456	-0,0404	0,19707
7	8	,150333*	0,038238	0,004	0,0316	0,26907

Tabulka č. 51 Výsledky Tukeyho testu pro m. deltoideus pars posterior při jednotlivých měřených pohybech

(Legenda: typ\_c - čísla v prvním a druhém sloupci = označení pohybů viz výše, Mean Difference = rozdíl průměrů, Std. Error = chyba, Sig. = signifikance, 95% Confidence Interval for Mean = 95%



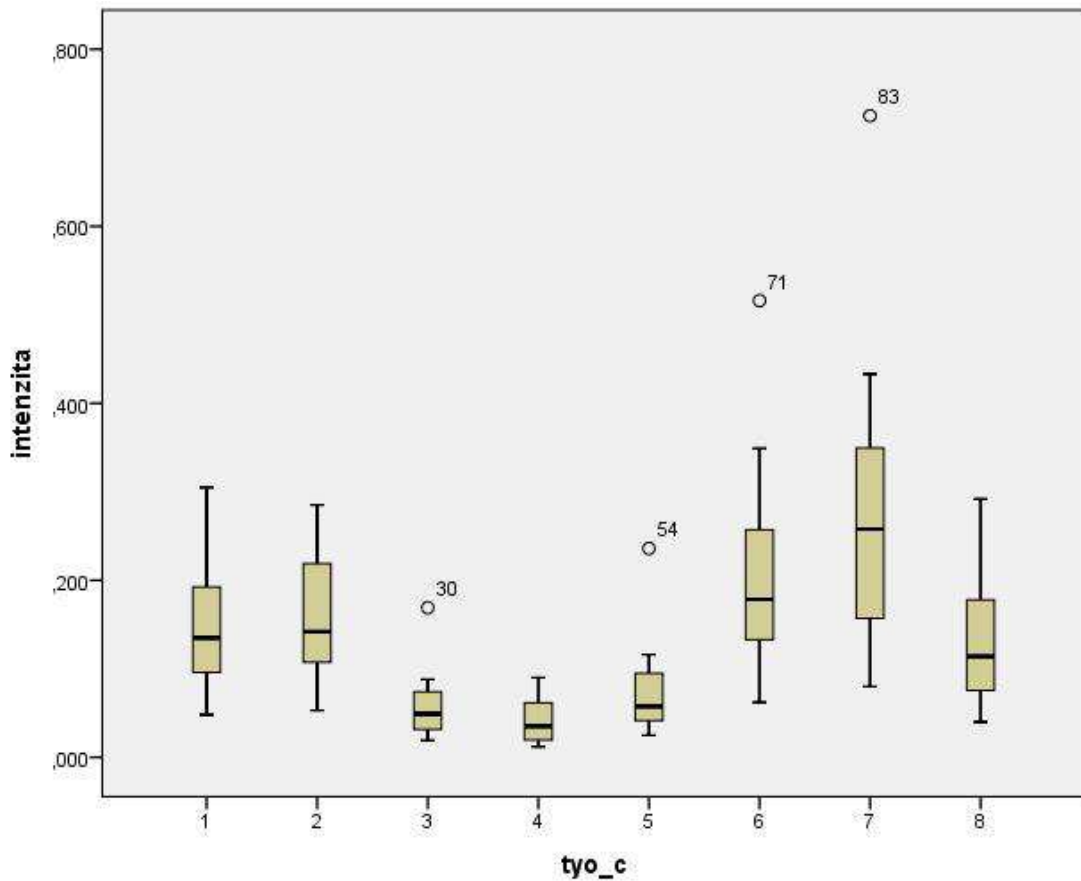
interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice; žlutě jsou označeny hodnoty, které nejsou součástí intervalu spolehlivosti, a tudíž se od sebe významně liší)

#### Homogenous Subsets

typ_c	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
4	12	0,04167		
3	12	0,06008		
5	12	0,07792		
8	12	0,13158	0,13158	
1	12	0,15017	0,15017	
2	12	0,15958	0,15958	
6	12		0,20992	0,20992
7	12			0,28192
<b>Sig.</b>		<b>0,053</b>	<b>0,456</b>	<b>0,566</b>

Tabulka č. 52 Podobnost dle míry aktivace m. deltoideus posterior v měřených pohybech

(Legenda: typ\_c = čísla označují daný pohyb viz výše, N = počet probandů, Sig. = signifikance)



Graf č. 2 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. deltoideus pars posterior

(Legenda: Vodorovná osa = čísla označují jednotlivé měřené pohyby viz výše, svislá osa = intenzita)

Z výše prezentovaných statistických výsledků můžeme říci, že největší podobnost dle míry aktivace vztažená na m. deltoideus posterior je u pohybů 8, 1, 2 a 6, čili 8 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 1 = pomalý úder, 2 = rychlý úder a 6 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá. Na stejné úrovni pak můžeme popsat podobnost mezi ostatními pohyby 3, 4 a 5 (3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá).

Signifikantní rozdíly můžeme vidět mezi následujícími dvojicemi pohybů 1 a 7 (1 = pomalý úder bez míče, 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení), 2 a 7 (2 = rychlý úder bez míče, 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení), 3 a 7 (3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF s pružným odporem celá, 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení) 4 a 7 (4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení), 5 a 7 (5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení), 8 a 7 (8 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení) a dále pohyb 6 (6 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá) s pohyby 3, 4 a 5 (2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá).

Dále můžeme říci, že u všech 12 probandů je míra aktivace m. deltoideus anterior nejvyšší u 2. diagonály extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, dále 2. diagonály extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celé, 2. diagonály extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 2. diagonály flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, pomalý úder bez míče, rychlý úder bez míče, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celé a nejméně u 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení.

### 5.2.3 *M. pectoralis major*

Oneway ANOVA

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1	12	0,0815	0,058162	0,01679	0,04455	0,11845	0,028	0,229
2	12	0,16125	0,132861	0,038354	0,07683	0,24567	0,046	0,544
3	12	0,155	0,081377	0,023491	0,1033	0,2067	0,055	0,293
4	12	0,20542	0,104006	0,030024	0,13933	0,2715	0,07	0,341
5	12	0,1035	0,068714	0,019836	0,05984	0,14716	0,041	0,275
6	12	0,06075	0,034686	0,010013	0,03871	0,08279	0,018	0,137
7	12	0,05908	0,031338	0,009047	0,03917	0,07899	0,022	0,125
8	12	0,06325	0,040046	0,01156	0,03781	0,08869	0,015	0,154
<b>Total</b>	<b>96</b>	<b>0,11122</b>	<b>0,090522</b>	<b>0,009239</b>	<b>0,09288</b>	<b>0,12956</b>	<b>0,015</b>	<b>0,544</b>

Tabulka č. 53 Výsledky Oneway ANOVA pro *m. pectoralis major*

(Legenda: N= počet probandů, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum)

Post Hoc Test

Tukey Test

(I) typ_c	(J) typ_c	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	-0,07975	0,031287	0,189	-0,1769	0,0174
	3	-0,0735	0,031287	0,28	-0,17065	0,02365
	4	-,123917*	0,031287	0,004	-0,22106	-0,02677
	5	-0,022	0,031287	0,997	-0,11915	0,07515
	6	0,02075	0,031287	0,998	-0,0764	0,1179
	7	0,022417	0,031287	0,996	-0,07473	0,11956
	8	0,01825	0,031287	0,999	-0,0789	0,1154
2	3	0,00625	0,031287	1	-0,0909	0,1034
	4	-0,044167	0,031287	0,85	-0,14131	0,05298
	5	0,05775	0,031287	0,591	-0,0394	0,1549
	6	,100500*	0,031287	0,037	0,00335	0,19765
	7	,102167*	0,031287	0,032	0,00502	0,19931
	8	,098000*	0,031287	0,046	0,00085	0,19515
3	4	-0,050417	0,031287	0,742	-0,14756	0,04673
	5	0,0515	0,031287	0,721	-0,04565	0,14865
	6	0,09425	0,031287	0,064	-0,0029	0,1914
	7	0,095917	0,031287	0,056	-0,00123	0,19306
	8	0,09175	0,031287	0,078	-0,0054	0,1889
4	5	,101917*	0,031287	0,033	0,00477	0,19906
	6	,144667*	0,031287	0	0,04752	0,24181
	7	,146333*	0,031287	0	0,04919	0,24348
	8	,142167*	0,031287	0	0,04502	0,23931
5	6	0,04275	0,031287	0,87	-0,0544	0,1399
	7	0,044417	0,031287	0,846	-0,05273	0,14156
	8	0,04025	0,031287	0,902	-0,0569	0,1374
6	7	0,001667	0,031287	1	-0,09548	0,09881
	8	-0,0025	0,031287	1	-0,09965	0,09465
7	8	-0,004167	0,031287	1	-0,10131	0,09298

Tabulka č. 54 Výsledky Tukeyho testu pro m. pectoralis major při jednotlivých měřených pohybech

(Legenda: typ\_c - čísla v prvním a druhém sloupci = označení pohybů viz výše, Mean Difference = rozdíl průměrů, Std. Error = chyba, Sig. = signifikance, 95% Confidence Interval for Mean = 95%

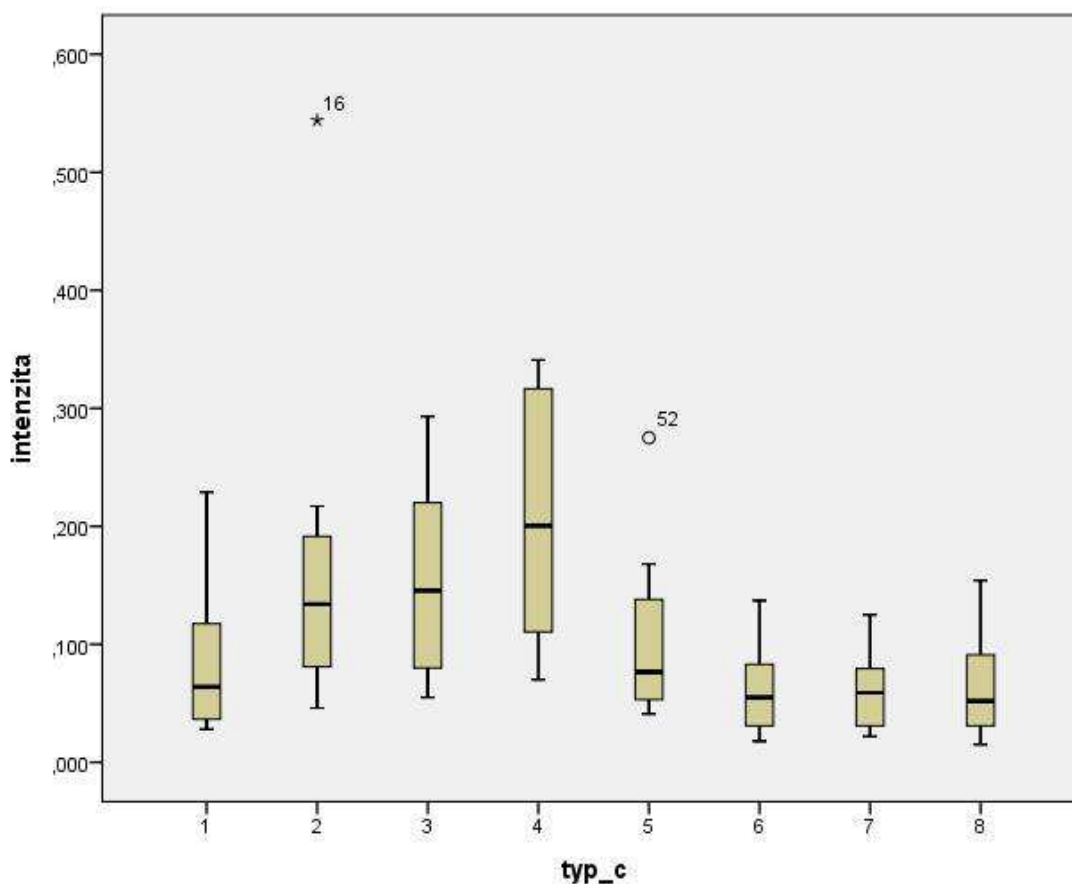
interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice; žlutě jsou označeny hodnoty, které nejsou součástí intervalu spolehlivosti, a tudíž se od sebe významně liší)

#### Homogenous Subsets

typ_c	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
7	12	0,05908		
6	12	0,06075		
8	12	0,06325		
1	12	0,0815	0,0815	
5	12	0,1035	0,1035	
3	12	0,155	0,155	0,155
2	12		0,16125	0,16125
4	12			0,20542
<b>Sig.</b>		<b>0,056</b>	<b>0,189</b>	<b>0,742</b>

Tabulka č. 55 Podobnost dle míry aktivace m. pectoralis major v měřených pohybech

(Legenda: typ\_c = čísla označují daný pohyb viz výše, N = počet probandů, Sig. = signifikance)



Graf č. 3 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. pectoralis major

(Legenda: Vodorovná osa = čísla označují jednotlivé měřené pohyby viz výše, svislá osa = intenzita)

Z výše prezentovaných statistických výsledků můžeme říci, že největší podobnost dle míry aktivace vztažená na m. pectoralis major je u pohybu 5, 8, 6, 7 a 1 (5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 8 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 6 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 1 = pomalý úder bez míče). V menší míře pak můžeme popsat podobnost mezi ostatními pohyby 4, 3, a 2 (4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 2 = rychlý úder bez míče).

Signifikantní rozdíly můžeme vidět mezi pohybem 2 s pohyby 6, 7 a 8 (2 = rychlý úder bez míče, 6 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 8 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení); dále u pohybu 4 s pohyby 1, 5, 6, 7 a 8 (4 = 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 1 = pomalý úder bez míče, 5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 6 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 8 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení).

Dále pak můžeme říci, že u průměru všech 12 probandů dle míry aktivace je pořadí pro m. pectoralis major je následující: nejvyšší u 2. diagonály flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, pak 2. diagonály flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celé, 2. diagonály flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, pomalý úder bez míče, 2. diagonály extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 2. diagonály extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celé, rychlý úder bez míče a 2. diagonály extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení.



### 5.2.4 M. serratus anterior

Oneway ANOVA

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1	12	0,34183	0,141944	0,040976	0,25165	0,43202	0,154	0,68
2	12	0,41892	0,222816	0,064321	0,27735	0,56049	0,144	1,041
3	12	0,2425	0,095461	0,027557	0,18185	0,30315	0,138	0,406
4	12	0,22925	0,115023	0,033204	0,15617	0,30233	0,108	0,471
5	12	0,25258	0,087224	0,025179	0,19716	0,308	0,152	0,462
6	12	0,3485	0,101417	0,029277	0,28406	0,41294	0,188	0,501
7	12	0,44408	0,145065	0,041877	0,35191	0,53625	0,238	0,701
8	12	0,24733	0,075664	0,021842	0,19926	0,29541	0,116	0,344
<b>Total</b>	<b>96</b>	<b>0,31563</b>	<b>0,149011</b>	<b>0,015208</b>	<b>0,28543</b>	<b>0,34582</b>	<b>0,108</b>	<b>1,041</b>

Tabulka č. 56 Výsledky Oneway ANOVA pro m. serratus anterior

(Legenda: N= počet probandů, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum)

Post Hoc Test

Tukey Test

(I) typ_c	(J) typ_c	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	-0,077083	0,053385	0,834	-0,24285	0,08868
	3	0,099333	0,053385	0,581	-0,06643	0,2651
	4	0,112583	0,053385	0,418	-0,05318	0,27835
	5	0,08925	0,053385	0,705	-0,07652	0,25502
	6	-0,006667	0,053385	1	-0,17243	0,1591
	7	-0,10225	0,053385	0,544	-0,26802	0,06352
	8	0,0945	0,053385	0,642	-0,07127	0,26027
2	3	,176417*	0,053385	0,029	0,01065	0,34218
	4	,189667*	0,053385	0,014	0,0239	0,35543
	5	,166333*	0,053385	0,049	0,00057	0,3321
	6	0,070417	0,053385	0,889	-0,09535	0,23618
	7	-0,025167	0,053385	1	-0,19093	0,1406
	8	,171583*	0,053385	0,037	0,00582	0,33735
3	4	0,01325	0,053385	1	-0,15252	0,17902
	5	-0,010083	0,053385	1	-0,17585	0,15568
	6	-0,106	0,053385	0,497	-0,27177	0,05977
	7	-,201583*	0,053385	0,007	-0,36735	-0,03582
	8	-0,004833	0,053385	1	-0,1706	0,16093
4	5	-0,023333	0,053385	1	-0,1891	0,14243
	6	-0,11925	0,053385	0,342	-0,28502	0,04652
	7	-,214833*	0,053385	0,003	-0,3806	-0,04907
	8	-0,018083	0,053385	1	-0,18385	0,14768
5	6	-0,095917	0,053385	0,624	-0,26168	0,06985
	7	-,191500*	0,053385	0,012	-0,35727	-0,02573
	8	0,00525	0,053385	1	-0,16052	0,17102
6	7	-0,095583	0,053385	0,628	-0,26135	0,07018
	8	0,101167	0,053385	0,558	-0,0646	0,26693
7	8	,196750*	0,053385	0,009	0,03098	0,36252

Tabulka č. 57 Výsledky Tukeyho testu pro m. serratus anterior při jednotlivých měřeních pohybech

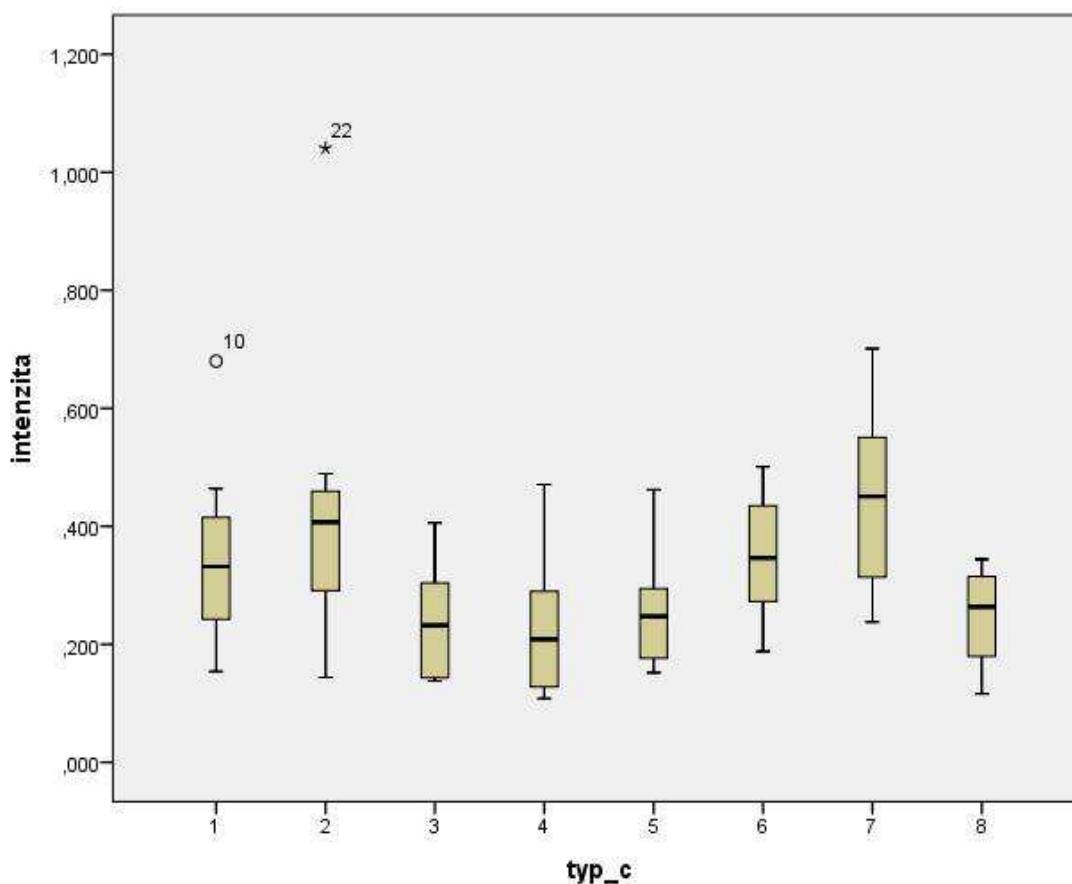
(Legenda: typ\_c - čísla v prvním a druhém sloupci = označení pohybů viz výše, Mean Difference = rozdíl průměrů, Std. Error = chyba, Sig. = signifikance, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice; žlutě jsou označeny hodnoty, které nejsou součástí intervalu spolehlivosti, a tudíž se od sebe významně liší)

### Homogenous Subsets

typ_c	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
4	12	0,22925	
3	12	0,2425	
8	12	0,24733	
5	12	0,25258	
1	12	0,34183	0,34183
6	12	0,3485	0,3485
2	12		0,41892
7	12		0,44408
<b>Sig.</b>		<b>0,342</b>	<b>0,544</b>

Tabulka č. 58 Podobnost dle míry aktivace m. serratus anterior v měřených pohybech

(Legenda: typ\_c = čísla označují daný pohyb viz. výše, N = počet probandů, Sig. = signifikance)



Graf č. 4 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. serratus anterior

(Legenda: Vodorovná osa = čísla označují jednotlivé měřené pohyby viz výše, svislá osa = intenzita)

Z výše prezentovaných statistických výsledků můžeme říci, že největší podobnost dle míry aktivace vztažená na m. serratus anterior je u pohybů 1, 2, 6 a 7 čili 1 = pomalý úder bez míče, 2 = rychlý úder bez míče, 6 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá a 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení). Na stejné úrovni pak můžeme popsat podobnost mezi ostatními pohyby 3, 4, 5 a 8 (3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 8 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení).

Signifikantní rozdíly nacházíme mezi pohybem 2 a 3, 4, 5 a 8 (2 = rychlý úder bez míče, 3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 8 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení); dále pak pohybem 7 a 3, 4, 5, 8 (7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF s pružným odporem celá, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 8 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení).

Dle míry aktivace m. serratus anterior v průměru u všech 12 probandů můžeme pohyby seřadit sestupně takto: 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, pomalý úder bez míče, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, rychlý úder bez míče, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení.

## 5.2.5 M. trapezius pars ascendens

Oneway ANOVA

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1	12	0,34092	0,205745	0,059393	0,21019	0,47164	0,134	0,8
2	12	0,39875	0,190292	0,054933	0,27784	0,51966	0,192	0,807
3	12	0,11825	0,075458	0,021783	0,07031	0,16619	0,02	0,254
4	12	0,09208	0,069475	0,020056	0,04794	0,13623	0,015	0,244
5	12	0,14408	0,084061	0,024266	0,09067	0,19749	0,025	0,268
6	12	0,39608	0,17214	0,049693	0,28671	0,50546	0,183	0,806
7	12	0,50025	0,226339	0,065338	0,35644	0,64406	0,202	0,966
8	12	0,28475	0,138084	0,039861	0,19702	0,37248	0,149	0,654
<b>Total</b>	<b>96</b>	<b>0,2844</b>	<b>0,207035</b>	<b>0,02113</b>	<b>0,24245</b>	<b>0,32634</b>	<b>0,015</b>	<b>0,966</b>

Tabulka č. 59 Výsledky Oneway ANOVA pro m. trapezius pars ascendens

(Legenda: N= počet probandů, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum)

Post Hoc Test

Tukey Test

(I) typ_c	(J) typ_c	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	-0,057833	0,06391	0,985	-0,25628	0,14061
	3	,222667*	0,06391	0,017	0,02422	0,42111
	4	,248833*	0,06391	0,005	0,05039	0,44728
	5	0,196833	0,06391	0,053	-0,00161	0,39528
	6	-0,055167	0,06391	0,989	-0,25361	0,14328
	7	-0,159333	0,06391	0,212	-0,35778	0,03911
	8	0,056167	0,06391	0,987	-0,14228	0,25461
2	3	,280500*	0,06391	0,001	0,08205	0,47895
	4	,306667*	0,06391	0	0,10822	0,50511
	5	,254667*	0,06391	0,003	0,05622	0,45311
	6	0,002667	0,06391	1	-0,19578	0,20111
	7	-0,1015	0,06391	0,756	-0,29995	0,09695
	8	0,114	0,06391	0,633	-0,08445	0,31245
3	4	0,026167	0,06391	1	-0,17228	0,22461
	5	-0,025833	0,06391	1	-0,22428	0,17261
	6	-,277833*	0,06391	0,001	-0,47628	-0,07939
	7	-,382000*	0,06391	0	-0,58045	-0,18355
	8	-0,1665	0,06391	0,168	-0,36495	0,03195
4	5	-0,052	0,06391	0,992	-0,25045	0,14645
	6	-,304000*	0,06391	0	-0,50245	-0,10555
	7	-,408167*	0,06391	0	-0,60661	-0,20972
	8	-0,192667	0,06391	0,063	-0,39111	0,00578
5	6	-,252000*	0,06391	0,004	-0,45045	-0,05355
	7	-,356167*	0,06391	0	-0,55461	-0,15772
	8	-0,140667	0,06391	0,361	-0,33911	0,05778
6	7	-0,104167	0,06391	0,731	-0,30261	0,09428
	8	0,111333	0,06391	0,66	-0,08711	0,30978
	1	0,159333	0,06391	0,212	-0,03911	0,35778
7	8	,215500*	0,06391	0,024	0,01705	0,41395

Tabulka č. 60 Výsledky Tukeyho testu pro m. trapezius pars ascendens při jednotlivých měřeních pohybech

(Legenda: typ\_c - čísla v prvním a druhém sloupci = označení pohybů viz výše, Mean Difference = rozdíl průměrů, Std. Error = chyba, Sig. = signifikance, 95% Confidence Interval for Mean = 95%

interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, žlutě jsou označeny hodnoty, které nejsou součástí intervalu spolehlivosti, a tudíž se od sebe významně liší)

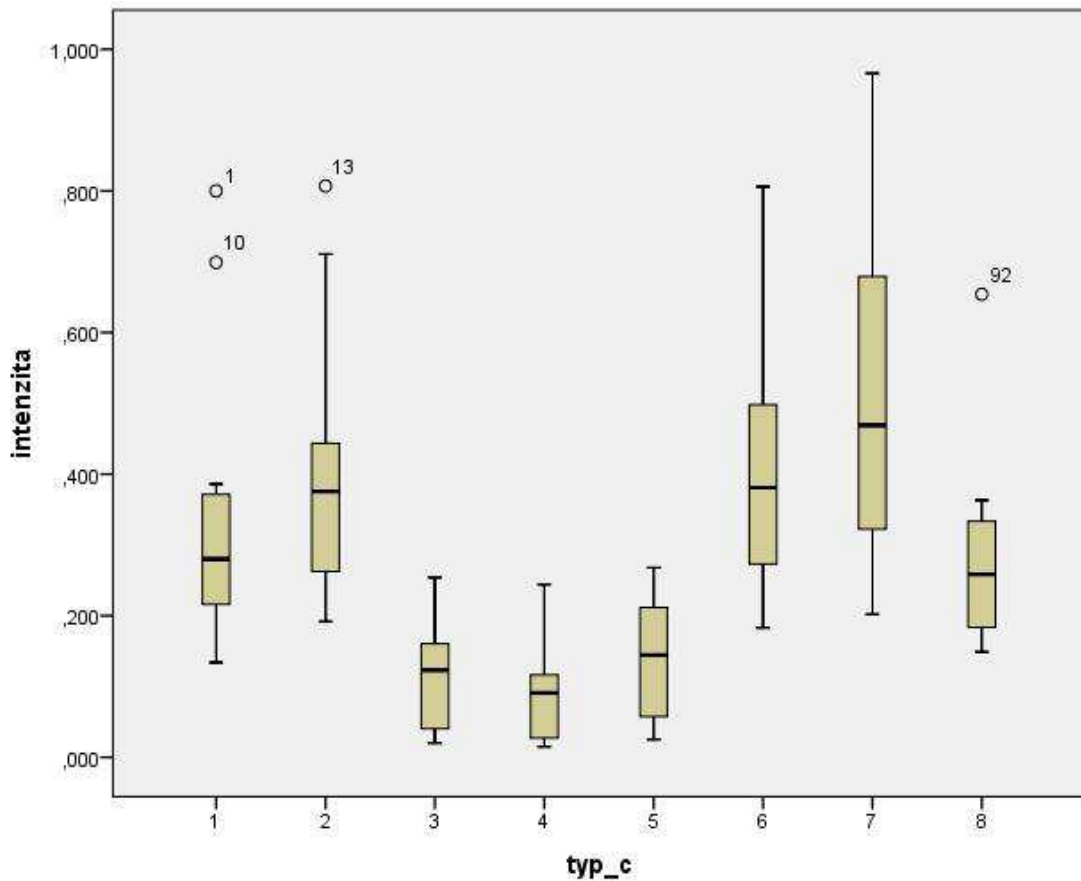
### Homogenous Subsets

typ_c	N	Subset for alpha = 0.05			
		1	2	3	4
4	12	0,09208			
3	12	0,11825			
5	12	0,14408	0,14408		
8	12	0,28475	0,28475	0,28475	
1	12		0,34092	0,34092	0,34092
6	12			0,39608	0,39608
2	12			0,39875	0,39875
7	12				0,50025
<b>Sig.</b>		<b>0,063</b>	<b>0,053</b>	<b>0,633</b>	<b>0,212</b>

Tabulka č. 61 Podobnost dle míry aktivace m. trapezius pars ascendens v měřených pohybech

(Legenda: typ\_c = čísla označují daný pohyb viz výše, N = počet probandů, Sig. = signifikance)





Graf č. 5 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. trapezius pars ascendens

(Legenda: Vodorovná osa = čísla označují jednotlivé měřené pohyby viz výše, svislá osa = intenzita)

Z výše prezentovaných statistických výsledků můžeme říci, že největší podobnost dle míry aktivace vztažená na m. trapezius pars ascendens je u pohybů 1, 2, 6 a 7 čili 1 = pomalý úder bez míče, 2 = rychlý úder bez míče, 6 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá a 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení). Na stejné úrovni pak můžeme popsat podobnost mezi ostatními pohyby 3, 4, a 5 (3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení).

Signifikantní rozdíly nacházíme mezi pohybem 2 a pohyby 3, 4 a 5 (2 = rychlý úder bez míče, 3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení) a dále mezi pohyby 3, 4 a 5 s pohyby 6 a 7 (3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 6 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá a 7 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení).

Dle míry aktivace m. trapezius pars ascendens v průměru u všech 12 probandů můžeme pohyby seřadit sestupně takto: 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, pomalý úder bez míče, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, rychlý úder bez míče, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení.

## 5.2.6 M. trapezius pars medialis

Oneway ANOVA

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1	12	0,221	0,145522	0,042009	0,12854	0,31346	0,025	0,509
2	12	0,24917	0,137606	0,039723	0,16174	0,3366	0,038	0,491
3	12	0,11683	0,06123	0,017675	0,07793	0,15574	0,025	0,209
4	12	0,08175	0,045994	0,013277	0,05253	0,11097	0,016	0,199
5	12	0,1495	0,086599	0,024999	0,09448	0,20452	0,033	0,29
6	12	0,34467	0,284862	0,082233	0,16367	0,52566	0,108	1,189
7	12	0,45517	0,393166	0,113497	0,20536	0,70497	0,076	1,589
8	12	0,20817	0,148407	0,042841	0,11387	0,30246	0,068	0,629
<b>Total</b>	<b>96</b>	<b>0,22828</b>	<b>0,222324</b>	<b>0,022691</b>	<b>0,18323</b>	<b>0,27333</b>	<b>0,016</b>	<b>1,589</b>

Tabulka č. 62 Výsledky Oneway ANOVA pro m. trapezius pars medialis

(Legenda: N= počet probandů, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum)

Post Hoc Test

## Tukey Test

(I) typ_c	(J) typ_c	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	-0,028167	0,080523	1	-0,2782	0,22186
	3	0,104167	0,080523	0,899	-0,14586	0,3542
	4	0,13925	0,080523	0,668	-0,11078	0,38928
	5	0,0715	0,080523	0,986	-0,17853	0,32153
	6	-0,123667	0,080523	0,786	-0,3737	0,12636
	7	-0,234167	0,080523	0,083	-0,4842	0,01586
	8	0,012833	0,080523	1	-0,2372	0,26286
2	3	0,132333	0,080523	0,723	-0,1177	0,38236
	4	0,167417	0,080523	0,436	-0,08261	0,41745
	5	0,099667	0,080523	0,918	-0,15036	0,3497
	6	-0,0955	0,080523	0,934	-0,34553	0,15453
	7	-0,206	0,080523	0,186	-0,45603	0,04403
	8	0,041	0,080523	1	-0,20903	0,29103
3	4	0,035083	0,080523	1	-0,21495	0,28511
	5	-0,032667	0,080523	1	-0,2827	0,21736
	6	-0,227833	0,080523	0,101	-0,47786	0,0222
	7	-,338333*	0,080523	0,002	-0,58836	-0,0883
	8	-0,091333	0,080523	0,947	-0,34136	0,1587
4	5	-0,06775	0,080523	0,99	-0,31778	0,18228
	6	-,262917*	0,080523	0,032	-0,51295	-0,01289
	7	-,373417*	0,080523	0	-0,62345	-0,12339
	8	-0,126417	0,080523	0,767	-0,37645	0,12361
5	6	-0,195167	0,080523	0,243	-0,4452	0,05486
	7	-,305667*	0,080523	0,006	-0,5557	-0,05564
	8	-0,058667	0,080523	0,996	-0,3087	0,19136
6	7	-0,1105	0,080523	0,867	-0,36053	0,13953
	8	0,1365	0,080523	0,69	-0,11353	0,38653
7	8	0,247	0,080523	0,055	-0,00303	0,49703

Tabulka č. 63 Výsledky Tukeyho testu pro m. trapezius pars medialis při jednotlivých měřeních pohybech

(Legenda: typ\_c - čísla v prvním a druhém sloupci = označení pohybů viz výše, Mean Difference = rozdíl průměrů, Std. Error = chyba, Sig. = signifikance, 95% Confidence Interval for Mean = 95%

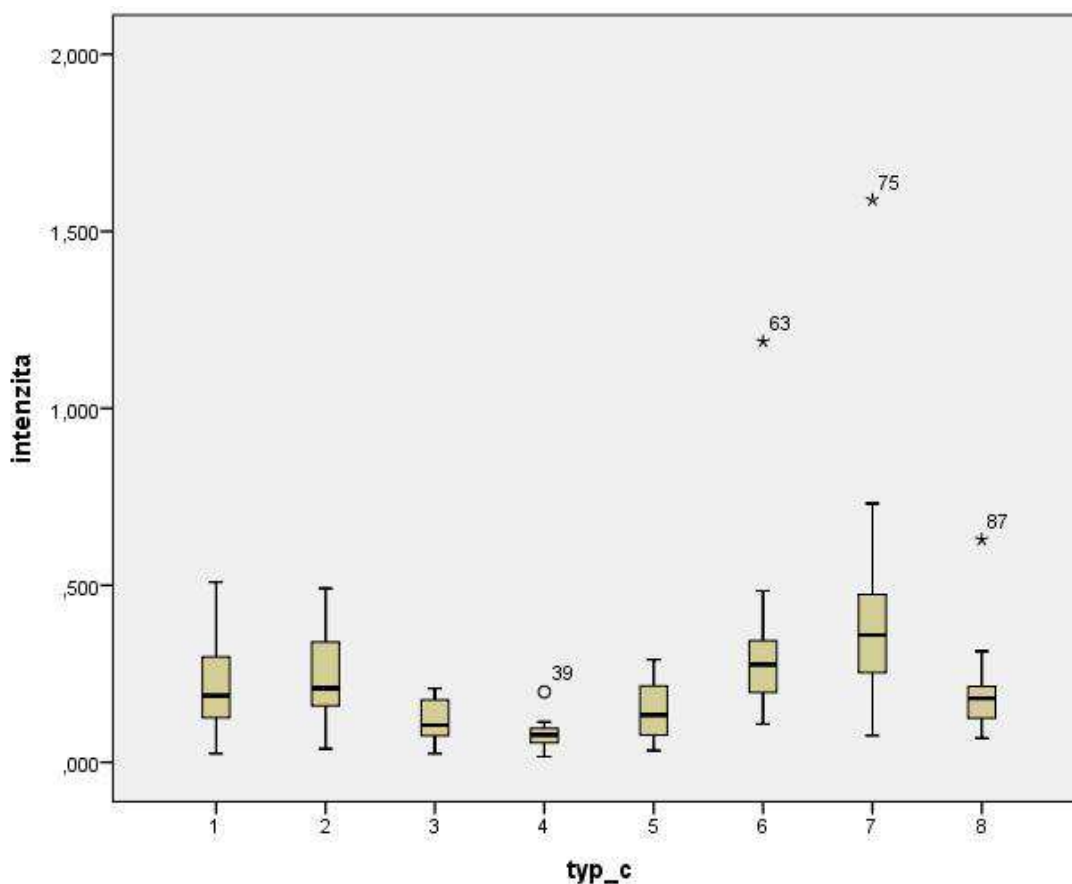
interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, žlutě jsou označeny hodnoty, které nejsou součástí intervalu spolehlivosti, a tudíž se od sebe významně liší)

#### Homogenous Subsets

typ_c	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
4	12	0,08175		
3	12	0,11683	0,11683	
5	12	0,1495	0,1495	
8	12	0,20817	0,20817	0,20817
1	12	0,221	0,221	0,221
2	12	0,24917	0,24917	0,24917
6	12		0,34467	0,34467
7	12			0,45517
<b>Sig.</b>		<b>0,436</b>	<b>0,101</b>	<b>0,055</b>

Tabulka č. 64 Podobnost dle míry aktivace m. trapezius pars medialis v měřených pohybech

(Legenda: typ\_c = čísla označují daný pohyb viz výše, N = počet probandů, Sig. = signifikance)



Graf č. 6 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. trapezius pars medialis

(Legenda: Vodorovná osa = čísla označují jednotlivé měřené pohyby viz výše, svislá osa = intenzita)

Z výše prezentovaných statistických výsledků můžeme říci, že největší podobnost dle míry aktivace vztažená na m. trapezius pars medialis je u pohybů 1, 2 a 6 a čili 1 = pomalý úder bez míče, 2 = rychlý úder bez míče, 6 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá). Na stejné úrovni pak můžeme popsat podobnost mezi ostatními pohyby 3, 4, a 5 a 8 (3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 8 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení).

Signifikantní rozdíly nacházíme mezi pohybem 7 a pohyby 3, 4 a 5 (7 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení) a mezi pohyby 4 a 6 (4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 6 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá).

Dle míry aktivace m. trapezius pars medialis v průměru u všech 12 probandů můžeme pohyby seřadit sestupně takto: 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, pomalý úder bez míče, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, rychlý úder bez míče, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení.

## 5.2.7 M. trapezius – pars descendens

Oneway ANOVA

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1	12	0,28425	0,210554	0,060782	0,15047	0,41803	0,063	0,809
2	12	0,32342	0,194127	0,05604	0,20007	0,44676	0,094	0,688
3	12	0,15508	0,09968	0,028775	0,09175	0,21842	0,043	0,391
4	12	0,10542	0,064215	0,018537	0,06462	0,14622	0,03	0,226
5	12	0,20025	0,14037	0,040521	0,11106	0,28944	0,056	0,534
6	12	0,40625	0,095382	0,027534	0,34565	0,46685	0,266	0,548
7	12	0,53925	0,152194	0,043935	0,44255	0,63595	0,317	0,823
8	12	0,26008	0,072391	0,020897	0,21409	0,30608	0,155	0,405
<b>Total</b>	<b>96</b>	<b>0,28425</b>	<b>0,187479</b>	<b>0,019134</b>	<b>0,24626</b>	<b>0,32224</b>	<b>0,03</b>	<b>0,823</b>

Tabulka č. 65 Výsledky Oneway ANOVA pro m. trapezius pars descendens

(Legenda: N= počet probandů, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum)



Post Hoc Test

Tukey Test

(I) typ_c	(J) typ_c	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	-0,039167	0,05651	0,997	-0,21463	0,1363
	3	0,129167	0,05651	0,313	-0,0463	0,30463
	4	,178833*	0,05651	0,043	0,00337	0,3543
	5	0,084	0,05651	0,813	-0,09147	0,25947
	6	-0,122	0,05651	0,387	-0,29747	0,05347
	7	-,255000*	0,05651	0,001	-0,43047	-0,07953
	8	0,024167	0,05651	1	-0,1513	0,19963
2	3	0,168333	0,05651	0,07	-0,00713	0,3438
	4	,218000*	0,05651	0,005	0,04253	0,39347
	5	0,123167	0,05651	0,374	-0,0523	0,29863
	6	-0,082833	0,05651	0,823	-0,2583	0,09263
	7	-,215833*	0,05651	0,006	-0,3913	-0,04037
	8	0,063333	0,05651	0,951	-0,11213	0,2388
3	4	0,049667	0,05651	0,987	-0,1258	0,22513
	5	-0,045167	0,05651	0,993	-0,22063	0,1303
	6	-,251167*	0,05651	0,001	-0,42663	-0,0757
	7	-,384167*	0,05651	0	-0,55963	-0,2087
	8	-0,105	0,05651	0,583	-0,28047	0,07047
4	5	-0,094833	0,05651	0,701	-0,2703	0,08063
	6	-,300833*	0,05651	0	-0,4763	-0,12537
	7	-,433833*	0,05651	0	-0,6093	-0,25837
	8	-0,154667	0,05651	0,125	-0,33013	0,0208
5	6	-,206000*	0,05651	0,01	-0,38147	-0,03053
	7	-,339000*	0,05651	0	-0,51447	-0,16353
	8	-0,059833	0,05651	0,963	-0,2353	0,11563
6	7	-0,133	0,05651	0,277	-0,30847	0,04247
	8	0,146167	0,05651	0,175	-0,0293	0,32163
7	8	,279167*	0,05651	0	0,1037	0,45463

Tabulka č. 66 Výsledky Tukeyho testu pro m. trapezius pars descendens při jednotlivých měřeních pohybch

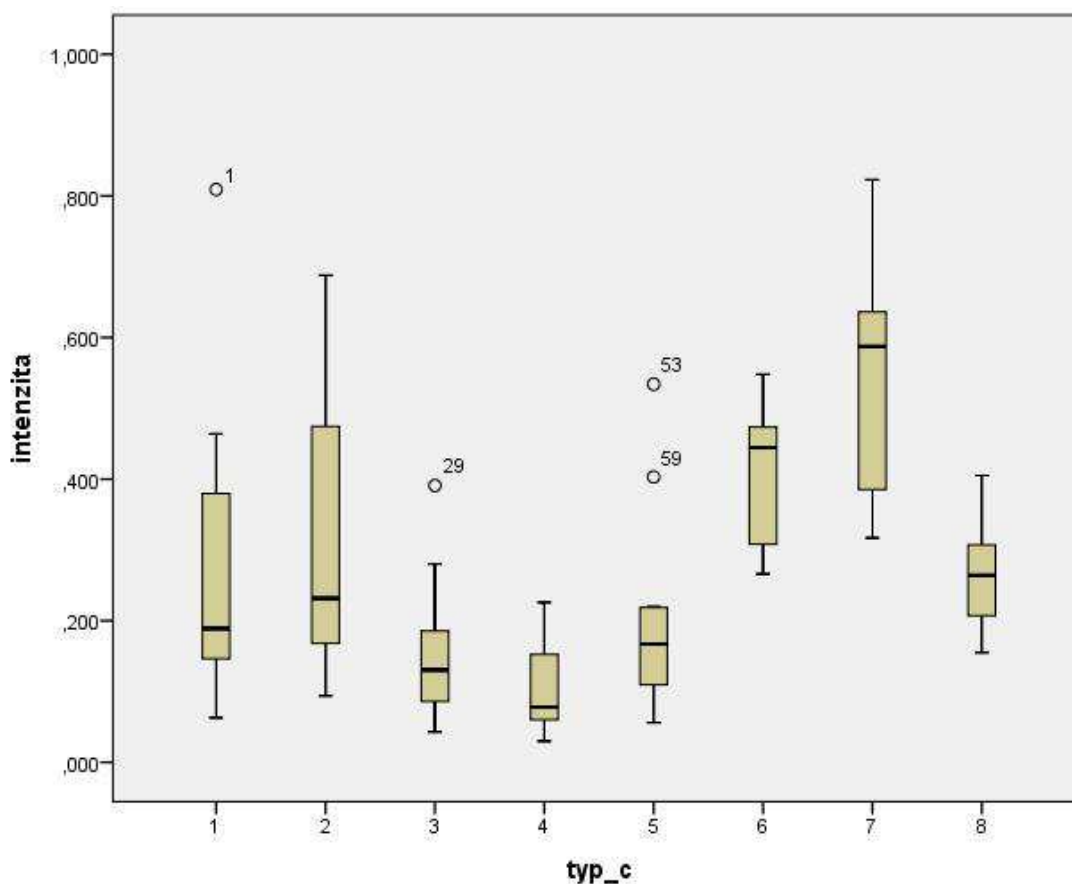
(Legenda: typ\_c - čísla v prvním a druhém sloupci = označení pohybů viz výše, Mean Difference = rozdíl průměrů, Std. Error = chyba, Sig. = signifikance, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, žlutě jsou označeny hodnoty, které nejsou součástí intervalu spolehlivosti, a tudíž se od sebe významně liší)

#### Homogenous Subsets

typ_c	N	Subset for alpha = 0.05			
		1	2	3	4
4	12	0,10542			
3	12	0,15508	0,15508		
5	12	0,20025	0,20025		
8	12	0,26008	0,26008	0,26008	
1	12		0,28425	0,28425	
2	12		0,32342	0,32342	
6	12			0,40625	0,40625
7	12				0,53925
<b>Sig.</b>		<b>0,125</b>	<b>0,07</b>	<b>0,175</b>	<b>0,277</b>

Tabulka č. 67 Podobnost dle míry aktivace m. trapezius pars descendens v měřených pohybech

(Legenda: typ\_c = čísla označují daný pohyb viz výše, N = počet probandů, Sig. = signifikance)



Graf č. 7 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. trapezius pars descendens

(Legenda: Vodorovná osa = čísla označují jednotlivé měřené pohyby viz výše, svislá osa = intenzita)

Z výše prezentovaných statistických výsledků můžeme říci, že největší podobnost dle míry aktivace vztažená na m. trapezius pars descendens je u pohybů 1, 2 a 8 a čili 1 = pomalý úder bez míče, 2 = rychlý úder bez míče, 8 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení). Na stejné úrovni pak můžeme popsat podobnost mezi pohyby 3, 4, a 5 (3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení) a 6 a 7 (6 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 7 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení).

Signifikantní rozdíly nacházíme mezi pohyby 1 a 2 s pohyby 4 a 7 (1 = pomalý úder bez míče, 2 = rychlý úder bez míče, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 7 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení). Dále pohyby 3, 4, 5 vždy s oběma pohyby 6 a 7 (3 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 4 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 5 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení; 6 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 7 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení). Poslední rozdílnou dvojicí jsou pohyby 7 a 8 (7 = 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 8 = 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení).

Dle míry aktivace m. serratus anterior v průměru u všech 12 probandů můžeme pohyby seřadit sestupně takto: 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení, 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, 2. diagonála extenční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, pomalý úder bez míče, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem celá, rychlý úder bez míče, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem excentrické zapojení, 2. diagonála flekční vzorec dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem koncentrické zapojení.

## 6 DISKUSE

### 6.1 VYUŽITÍ POSILOVÁNÍ S ELASTICKÝM ODPOREM V 2. DIAGONÁLE DLE KONCEPTU PNF

Obecně můžeme říci, že na základě studií Hintermaistera et al. (1998), Andersena et al. (2010), Hostlera et al. (2001), Andersona et al. (2008), Hughese a McBrida (2005), Wilka (2009), Page et al. (1993) nebo Busseye (2000) byl prokázán pozitivní vliv cvičení s elastickým odporem na svalstvo horní končetiny. Na základě výsledků disertační práce můžeme 2. diagonálu dle PNF pro horní končetinu cvičenou s pružným odporem považovat za vhodné cvičení pro volejbalisty v rámci kondiční přípravy.

Pokud se zaměříme na 2. diagonálu dle PNF pro horní končetinu v extenčním vzorci, je z výsledků patrné, že pro všechny měřené svaly kromě m. deltoideus pars posterior, optimálním vzorcem, protože v průměru se svalová aktivita dostává do vymezeného rozhraní 10% - 30% MVC. V koncentrické fázi extenčního vzorce se pod 10% hranici MVC dostává i m. trapezius pars medialis, ale v excentrické fázi vzorce jeho aktivita opět stoupá. Při hodnocení flekčního vzorce 2. diagonály dle PNF je zajímavé, že výrazně vzrůstá aktivita m. deltoideus pars posterior, i když pro tento sval není optimálním vzorcem (Holubářová, Pavlů, 2007; Adler, 2008; Buck et al. 2010; Knott et al. 1968; Voss et al. 1985). Kromě m. pectoralis major, se všechny měřené svaly dostávají minimálně na hranici 10% MVC, všechny části m. trapezius a m. serratus anterior dokonce nad hranici 30% MVC. Stejná situace nastává při koncentrické fázi flekčního vzorce, ale vzrůstá zde ještě aktivita m. deltoideus pars anterior, aktivita svalů je dokonce ještě vyšší. V průběhu excentrické fáze se všechny měřené svaly, kromě m. pectoralis major, dostávají do rozmezí 10% - 30% MVC. Je zajímavé, že při všech měřených fázích 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu jsou významně zapojeny m. deltoideus pars anterior a m. serratus anterior, pro které je optimální 1. diagonála dle PNF flekční vzorec (Holubářová, Pavlů, 2007; Adler, 2008; Buck et al. 2010; Knott et al. 1968; Voss et al. 1985). Na základě těchto výsledků můžeme vyslovit následující závěry. 2. diagonálu dle PNF pro horní končetinu extenční vzorec můžeme využít pro optimální posilování svalů m. pectoralis major, m. deltoideus

pars anterior, m. trapezius a m. serratus anterior. V průběhu flekčního vzorce 2. diagonály dochází sice k vyšší aktivaci m. trapezius a m. serratus anterior při hodnocení celé diagonály a její koncentrické fáze, ale i tak je do 50% MVC, tudíž ji také můžeme považovat za optimální posilovací vzorec. Zajímavá je aktivita v excentrické fázi vzorce, kdy se všechny svaly kromě m. pectoralis major dostávají do optimálního rozmezí 10% - 30% MVC. Můžeme tedy potvrdit hypotézu H3, že *lze předpokládat 15 – 30% míru zapojení vybraných svalů vzhledem k MVC při všech testovaných pohybech, která bude vypovídat o ekonomické koordinaci daného svalu.*

Aby bylo možné efektivně zařadit toto cvičení do koncepce tréninku, musí splňovat určitá kritéria. Vzhledem k tomu, že cílem kondičního tréninku, je maximální efektivita útočného úderu, je důležité, že pro nejvyšší možnou rychlost provedení musí být zachovány 2 základní principy, a to že jednotlivé segmenty těla musí pracovat ve specifickém sekvenčním pořadí a že pořadí musí být řádně načasováno (Herring, 1984). Bylo prokázáno, že velikost odporu, nemá vliv na timing svalstva odhodové (smečařské) horní končetiny při hodu vrchem (odbití míče) (Tillar, Ettem, 2004). Můžeme tedy říci, že velikost odporu daná elastickým pásem, nebude mít vliv na timing zapojování svalstva horní končetiny, a proto i při nesprávně zvoleném odporu (malý nebo velký), nebude znehodnocována technika prováděného pohybu.

Dále můžeme říci, že vzhledem k aktivitě m. deltoideus, m. trapezius a m. pectoralis major, je pravděpodobné, že i ostatní svaly v 2. diagonále pro horní končetinu dle PNF se budou pohybovat na stejné úrovni aktivace. Z tohoto důvodu lze tyto posilovací vzorce považovat za optimální pro m. teres minor, m. supraspinatus a m. infraspinatus, které jsou velmi důležité pro stabilizaci ramenního kloubu (Wilk, 2009; Hamill, Knutzen, 2010; Burkhart, 2003; Tucker, 2008; Kugler, 1996; Tripp, 2007a, Tripp, 2007b).

Na základě dalších statistických výsledků našeho výzkumu můžeme vyjádřit podobnost jednotlivých fází 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem k provedení simulovaného volejbalového úderu bez míče na podkladě aktivace svalů. Jednoznačnou podobnost můžeme vztáhnout na měřené svaly následovně. Pro m. deltoideus pars anterior je podobnost největší v průběhu provádění celého extenčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem a také jeho

koncentrické fáze. M. deltoideus pars posterior dosahuje, i přes to, že 2. diagonála pro horní končetinu není jeho optimálním vzorcem, jak již bylo diskutováno výše, největší podobnosti v průběhu jejího flekčního vzorce (celého, koncentrické i excentrické fázi). U m. trapezius se potvrdila teoretická východiska a největší podobnost nacházíme ve všech částech flekčního vzorce 2. diagonály pro horní končetinu, kdy u m. trapezius pars descendens je aktivita výrazně vyšší a pro optimum můžeme využít i excentrickou fázi extenčního vzorce. M. pectoralis major se opět ve shodě s teoretickými východisky zapojuje v největší podobnosti v extenčním vzorci 2. diagonály pro horní končetinu (celého, koncentrické i excentrické fázi). Celou 2. diagonálu dle PNF pro horní končetinu můžeme dle výsledků využít pro aktivaci m. serratus anterior.

Na základě těchto závěrů můžeme potvrdit hypotézu H1, *že lze předpokládat stejnou nebo podobnou aktivaci vybraných svalů během typického volejbalového pohybu – lobu (simulovaného úderu bez míče) a posilovacího cvičení na podkladě proprioceptivní neuromuskulární facilitace s pružným odporem*. Hypotézu H2, *že lze předpokládat rozdílnost zapojení vybraných svalů během posilovacího cvičení na podkladě proprioceptivní neuromuskulární facilitace s pružným odporem při koncentrické a excentrické práci svalu během prováděného pohybu*, musíme na základě výsledků práce vyvrátit. Při porovnání výsledků extenčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu nebyly prokázány signifikantní rozdíly mezi aktivací vybraných svalů v rámci koncentrické a excentrické fáze pohybu. Naopak při flekčním vzorci 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu jsou rozdíly jasně prokazatelné.

Z praxe je zřejmé, že techniku PNF lze využít i k relaxaci svalstva či zvýšení rozsahu pohybu. Musíme však dát pozor na to, že statický stretching i stretching na podkladě PNF způsobuje deficit v síle, výkonu a svalové aktivaci během pomalých i rychlých pohybů. Změny sice byli malé, ale i dle studie Bradleyho (2001) by neměl být stretching na podkladě PNF prováděn bezprostředně před výkonem. Pro zvýšení rozsahu pohybu v ramenním kloubu by technika PNF musela být využita jinak, než v rámci výzkumu, protože Sheard (2010) tvrdí, že optimální zapojení svalů by mělo být přibližně na 65% MVC.

## 6.2 POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ JEDNOTLIVÝCH PROBANDŮ

Výsledky našeho výzkumu byly podrobně popsány v předchozí kapitole. Můžeme je tedy postavit do kontextu s účinností posilovacího programu dle konceptu PNF s pružným odporem. Obecně můžeme říci, že pro všechny probandy je posilování vhodné, ale existují individuální rozdíly. Optimálnost vzorce je posuzována podle hodnoty aktivace 10% - 30% MVC.

Proband č. 1 má, jak již bylo popsáno výše, velmi dobrou volejbalovou techniku. V rámci porovnání je pro něho nejvhodnější flekční vzorec 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu. Pro aktivaci m. serratus anterior, je výhodnější vzorec extenční. Stejně schéma nalézáme i u probanda č. 2. Můžeme vidět stejný trend – dobrá technika simulovaného úderu a zároveň optimální zapojení ve flekčním vzorci 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu a extenčním vzorci pro m. serratus anterior. U probanda č. 3 je situace jiná. Dle výsledků je opět možné ohodnotit jeho volejbalovou techniku jako velmi dobrou, ale jako vhodný posilovací vzorec je u něj extenční vzorec 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu a excentrická fáze flekčního vzorce. Pro probanda č. 4 je také nejvhodnější extenční vzorec 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu, ale k excentrické fázi flekčního vzorce můžeme přidat ještě provádění celého flekčního vzorce. I u tohoto probanda je možné ohodnotit volejbalovou techniku jako velmi dobrou. U probanda č. 5 jsou vhodné jak flekční tak extenční vzorec 2 diagonály, ale pouze v celém a v excentrickém provedení. U koncentrické fáze flekčního vzorce můžeme vidět vysokou aktivitu zejména m. trapezius u všech částí, která svědčí pro sníženou funkci mezilopatkového svalstva a dolních fixátorů lopatek. Pro probanda č. 6 je shoda zejména pro m. serratus anterior a m. trapezius, které se zapojují při všech měřených částech 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu. Flekční vzorec 2. diagonály je optimální zejména pro m. deltoideus, m. trapezius pars medialis a m. serratus anterior pro probanda č. 7, dále pak i excentrická fáze extenčního vzorce. U probanda č. 8 můžeme vidět podobnou tendenci jako u probanda č. 5 – m. trapezius a m. serratus anterior vykazují vysokou aktivaci ve flekčním vzorci 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu, stejně jako u probanda číslo 5 tedy můžeme vyslovit podezření na sníženou funkci fixátorů lopatek. To ovšem neplatí pro probanda č. 9, kde můžeme najít



optimální shodu ve všech měřených pohybech a tím pádem je pro něco posilování dle konceptu PNF nejvhodnější ze všech probandů. Horší techniku volejbalového úderu můžeme vidět u probanda č. 10, kde už při samotné simulaci pohybu dochází k vyšší aktivitě u m. trapezius a m. serratus anterior, což značí nutnost stabilizace ramenního pletence během úderu. Z tohoto důvodu je vidět i vysoká aktivace svalstva u flekčního vzorce 2. diagonály dle PNF s pružným odporem pro horní končetinu, jako neoptimálnější se jeví excentrická fáze extenčního vzorce 2. diagonály. Vyšší aktivaci během flekčního vzorce 2. diagonály pro horní končetinu je i u probanda č. 11, kde optimální jsou buď celá extenční diagonála, nebo její excentrická fáze. I zde můžeme usuzovat na sníženou funkci fixátorů lopatek, nicméně můžeme kladně ohodnotit techniku volejbalového úderu. Využití flekčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu je vhodné pro probanda č. 12, u kterého můžeme také ohodnotit volejbalovou techniku jako velmi dobrou.

Ze zkušeností z praxe je zřejmé, že běžně využívané posilovací techniky, tak jak je uvádí například Vavák (2011) nejsou zcela adekvátní. Velké množství vrcholových „overhead“ sportovců si stěžuje na bolesti a pocit nestability ramenního kloubu dominantní horní končetiny, i přes to, že mají v tréninku pravidelně zařazenou kondiční přípravu v posilovně. Výrazně pozitivní efekt cvičení dle konceptu PNF pro horní končetinu na stabilitu a snížení bolestivosti ramenního kloubu prokázala ve své práci například Wagenhoferová (2013). Stejně tak další autoři uvádí ve svých studiích pozitivní vliv PNF (Mayers a Lephart, 2000; Voight et al., 2008; Hindle, 2012; Witt et al. 2011). Z diskutovaných výsledků naší práce můžeme vyvodit závěry, že posilování v konceptu PNF, zejména 2. diagonály pro horní končetinu, je pro námi sledovaný soubor opravdu vhodné. U některých probandů (5, 8, 10 a 11) je dokonce velmi doporučené, vzhledem k reakci svalstva zejména na flekční vzorec 2. diagonály. Jako další výhodu lze uvést aplikaci s elastickým odporem, protože je běžně dostupný a použitelný například v rámci rozcvičení před zápasem nebo v rámci regenerace (Hortobagyi et al., 1996). Relativně nízké hodnoty svalové aktivity během koncentrické fáze extenčního vzorce 2. diagonály dle PNF s pružným odporem si vysvětlujeme tak, že pohyb je pro námi zkoumaný soubor jednoduchý, díky vysoké podobnosti s volejbalovým úderem a díky vysoké koordinaci pohybu, což je jedním z cílů sportovního tréninku (Uzunović, 2008).

### 6.3 EXCENTRICKÁ KONTRAKCE A JEJÍ VYUŽITÍ VE SPORTOVNÍ PŘÍPRAVĚ A FYZIOTERAPII

Excentrická kontrakce svalů se objevuje během mnoha pohybů běžného života, jako je brzdění, opozice nebo v rámci odpovědi na koncentrickou akci svalu, zejména v rámci projekčních mechanismů pro kloubní struktury. Při excentrické kontrakci dochází k prodloužení svalu pod určitým napětím, kde síla působící na sval je větší než síla generovaná samotným svalem. Většina studií se zabývá spíše izometrickou a izotonicou svalovou kontrakcí. Lindstedt, LaStayo a Reich (2001) uvádí ve své studii zajímavý poznatek, že sval v excentrické kontrakci, může produkovat větší sílu, než v kontrakci koncentrické a zároveň, že při excentrické kontrakci jsou menší energetické nároky. V prvním bodě se jeho závěry shodují částečně i s výsledky disertační práce, kdy u všech probandů došlo ke zvýšení aktivity svalů v průběhu excentrické fáze extenčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu. U deseti probandů z dvanácti navíc ve zcela stejném schématu a to u všech měřených svalů, kromě m. pectoralis major. Herzog (2008) popisuje, že během excentrické kontrakce dochází k protažení sarkomer až do bodu, kde myofilamenta mohou způsobit natažení nebo poškození sarkomer, které ústí v cvičením vyvolanou zpožděnou svalovou dráždivost. Zpožděná svalová dráždivost je charakteristická svalovou únavou a otokem, který se objevuje do 8 – 10h po cvičení a dosahuje maxima do 48h po prováděné aktivitě (Balnave, Thompson, 1993) Což svědčí v neprospěch excentrické kontrakce v rámci běžné kondiční přípravy. Otázkou však zůstává, zda tuto odpověď organismu, nevyvolává pouze nepřiměřené zatížení svalových struktur, které bývá v rámci kondičního tréninku běžné. Důležitá je proto kondiční příprava, která excentrickým kontrakcím předchází. Pettit (2005) tvrdí, že je nutné excentricky stimulovat sval minimálně týden (i více) před samotným opakovaným excentrickým tréninkem. McHugh (2003) navíc doporučuje provádění maximálně 6 – 10 maximálních excentrických kontrakcí v sérii, takže maximálně 24 – 50 excentrických kontrakcí pro daný sval týdně. V ideálním případě je optimální provádět excentrickou kontrakci v submaximálním zatížení pro daný sval, k eliminaci následků z přetížení (Nosaka, Newton, 2002) Proto je možné doporučit do tréninku excentrická cvičení s pružným odporem, protože výsledky výzkumu poukazují u některých probandů na optimální aktivitu během provádění excentrických fází 2. diagonály pro horní končetinu dle PNF.

Hortobagyi et al. (1996) prokázali při 12 týdenní studii isokinetického koncentrického a excentrického tréninku, že probandi cvičící pouze koncentricky pociťovali mnohem větší svalovou únavu. Z tohoto důvodu je vhodné zařadit excentrickou kontrakci do regenerační fáze. Gerber et al. (2009) a Bahr et al. (2006) taktéž prokázali efekt excentrické kontrakce v rámci fyzioterapie, a to u léčby skokanského kolene nebo po plastice předního křížového vazů kolenního kloubu. Z toho můžeme vyvodit i závěry doplňující výsledky výzkumu disertační práce. Vliv excentrické kontrakce je ve fyzioterapii běžně využíván, zejména v rámci postupů AEK dle Brüggera. Jak již bylo diskutováno v teoretické části práce, mnoho volejbalistů se potýká s bolestmi či funkčním deficitem ramenního pletence, které jsou velmi často zapříčiněny svalovou dysbalancí či strukturálním poškozením. Wilk (2009) popisuje ve své studii řadu bolestivých stavů ramenního kloubu u „overhead sportovců“. Často se objevuje dysfunkce rotátorové manžety i dalších dynamických stabilizátorů ramenního kloubu, kde klasické fyzioterapeutické postupy, jako jsou techniky měkkých tkání, postizometrická relaxace nebo pasivní stretching (Lewit, 2004) nejsou účinné. Zde je namísto využití excentrické kontrakce daného svalu pro optimalizaci svalového tonu a tím prevenci zranění z přetížení.

#### **6.4 DISKUSE K BĚŽNĚ UŽÍVANÝM KONDIČNÍM CVIČENÍM VE VOLEJBALE**

Kondiční trénink v posilovně bývá běžně zařazován do tréninkového mikrocyclování 2 – 3x týdně u všech vrcholových sportovců a výjimku netvoří ani volejbal. Na podkladě zkušeností z praxe ve sportovní fyzioterapii a na výsledcích dalších studií můžeme říci, že dobře vedená kondiční silová příprava může zlepšit individuální herní výkon, snížit riziko zranění a výrazně urychlit rehabilitaci (Marques et al., 2006; Holmberg, 2013; Dupuis, Tourny-Chollet, 2003; Takano, 2013). Na druhé straně špatně vedený a prováděný silový trénink může vést k rozvoji chronických obtíží a úrazů z přetížení (Solgard et al., 2005). Mezi nejčastěji užívané cviky můžeme zařadit dřep s činkou, silové přemístění, tlak s činkou vleže na lavici, stahování kladky, mrtvý tah, kliky, prsní tah nebo posilování s jednoručními činkami (Marques et al., 2006, 2008; Mihalik et al., 2008, Vavák, 2011). Některé z uvedených cviků jsou při špatném

provedení vysoce rizikové díky technice provedení, kde například u tlaku s činkou (bench pressu) je úchop větší než 1,5 biakromiální šířky a velká zevní rotace v ramenním kloubu. Díky tomuto postavení horních končetin je poměrně velké riziko vzniku přední nestability ramenního kloubu, která je už tak u volejbalistů poměrně častá či ruptury m. pectoralis major při nadměrném zatížení (Green, Comfort, 2007; Wilk, 2011). Gross et al. (1993) popisují jako nejrizikovější pozici pro zranění ramenního kloubu jeho maximální zevní rotaci při 90° abdukci. I z tohoto důvodu je nutné odborné vedení při silovém tréninku, kde je prokazatelný vyšší progres svalové síly, vytrvalosti i snížení svalových dysbalancí a zlepšení držení těla (Mazzetti et al., 2000).

Na podkladě studií Hintermaistera et al. (1998), kde vyzdvihli zejména dobrou kontrolu prováděného pohybu a variabilní možnost zátěže nebo Andersena et al. (2010), který prokázal stejnou účinnost cvičení s činkami a s elastickým odporem na různých stupních zátěže. Stejně tak díky výsledkům Hostlera et al. (2001), kteří dokázali nárůst všech typů svalových vláken a zároveň lepší kapilarizaci svalů při cvičení s elastickým odporem, můžeme cvičení s pružným odporem jednoznačně doporučit do kondiční přípravy volejbalistů. Navíc studie Hughese a McBrida (2005), kteří dospěli k názoru, že při cvičení s elastickým odporem v diagonálních či rotačních pohybech dochází k vyšší aktivaci svalů než při cvičení s činkou, se shoduje i s výsledky disertační práce. Můžeme také říci, že při posilování s pružným odporem nehrozí takové riziko úrazů jako při běžném posilování se stroji či činkami, což je pro sportovce na jakékoli úrovni podstatné, a může ho využít kdykoliv během přípravy díky snadné manipulaci a ukotvení (Pavlů, 2014).

Při cvičení s elastickým odporem lze navíc snadno využít jak koncentrickou, tak excentrickou kontrakci svalstva v průběhu pohybu. Výsledky disertační práce, navíc dokazují, že u všech probandů došlo ke zvýšení aktivity svalů v průběhu excentrické fáze extenčního vzorce 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu. U deseti probandů z dvanácti navíc ve zcela stejném schématu a to u všech měřených svalů, kromě m. pectoralis major. Excentrická kontrakce s přiměřenou váhou je tudíž efektivně využitelná v kondiční silové přípravě (Lindstedt, LaStayo a Reich, 2001; Gerber et al., 2009; Bahr et al., 2006).

## **6.5 DISKUSE K VYUŽITÍ POVRCHOVÉ ELEKTROMYOGRAFIE VE SPORTU**

Elektromyografie může být velmi hodnotným nástrojem při měření elektrické aktivity kosterního svalstva během fyzické aktivity. Je však důležité, aby byl záznam správně proveden a interpretován ve světle biomedicínských, fyziologických a biomechanických principů. I přes velké množství klinických studií, problém o velikosti povrchových elektrod, jejich vzdálenosti a umístění stále není jednoznačně vyřešen. Všeobecné rozčarování nad tímto faktem je dáno především rozporupnými výsledky a nemožností přesného opakování měření (Merletti, 2004). Přesto si však těžko představíme jinou, snadno aplikovatelnou metodu, která by objektivně ohodnotila lidský pohyb a byla vhodná pro jak pro klinickou lékařskou či fyzioterapeutickou diagnostiku, ale zejména pro diagnostiku u sportovních odborníků (Cools, 2003; Oliveira, 2011; Brown, 2007) Dále je možné tuto metodu využít pro objektivizaci chyb v technice sportovního tréninku (Park, 2012; Rokito et al., 1998; Reeser et al., 2010), nebo pro posouzení účinnosti posilovacích cvičení (Arlotta, LoVasco, McLean, 2010; Olivieira et al., 2007, 2013; Illyés a Kiss, 2005; Park a Yoo, 2013; Reinold, 2004).

Využití povrchové elektromyografie, při splnění všech podmínek sběru dat a jejich následného zpracování, je tudíž přínosné nejen pro odborníky z řad lékařů, fyzioterapeutů či trenérů, ale i pro samotné sportovce, kteří chtějí dále zlepšovat svou výkonnost a eliminovat možnost poškození organismu z přetížení či zranění.

## **6.6 VYUŽITÍ VÝSLEDKŮ DISERTAČNÍ PRÁCE V PRAXI**

Chronická bolest ramenního kloubu je nejčastější problém na horní končetině jak u rekreačních tak u profesionálních „overhead“ sportovců. Atleti, volejbalisti, házenkáři nebo plavci potřebují pro sportovní výkon plnou, neomezenou funkci horní končetiny. Původ chronické bolesti je obtížný k identifikaci a diagnostice. Nejběžnějším problémem ramenního kloubu volejbalistů je impingement syndrom, dále léze rotátorové manžety nebo labra glenoidale a četné svalové dysbalance. (Wilk, 2009;

Page, 2011; Wang, 2001, Witvrouw et al., 2000; Opsha, Malik, Baltazar, 2008). V rámci prevence výše uvedených obtíží, je vhodné zařadit do tréninku kompenzační a posilovací cvičení pro zvýšení dynamické stability ramenního pletence, centrovat postavení glenohumerálního kloubu a optimalizovat postavení lopatky, která je pro funkci pletence velmi důležitá (Pain, Woight, 2013; Picco et al., 2010; Lukasiewicz et al., 1999; Escamilla et al., 2014) Vzhledem k výsledkům disertační práce, které již byly popsány výše a prokazatelnému vlivu cvičení dle konceptu PNF s elastickým odporem, můžeme toto cvičení považovat za velmi vhodné nejenom pro volejbalisty, ale i ostatní overhead sportovce, díky společnému pohybovému trendu, na kterém se shoduje mnoho autorů. (Meister, 2000; Hamill, Knutzen, 2010). Navíc po řádném zainstruování, je metoda jednoduchá a při tom efektivní, a není třeba manuální dopomoci terapeuta. Dále můžeme na základě výsledků naší práce říci, že vzhledem k aktivitě m. deltoideus, m. trapezius a m. pectoralis major, je pravděpodobné, že i ostatní svaly v 2. diagonále pro horní končetinu dle PNF se budou pohybovat na stejné úrovni aktivace. Z tohoto důvodu lze tyto posilovací vzorce považovat za optimální pro m. teres minor, m. supraspinatus a m. infraspinatus, které jsou velmi důležité pro stabilizaci ramenního kloubu (Wilk, 2009; Hamill, Knutzen, 2010; Burkhart, 2003; Tucker, 2008; Kugler, 1996; Tripp, 2007a, Tripp, 2007b), což je velmi dobré pro prevenci již zmiňovaného impingement syndromu, léze rotátorové manžety či svalové dysbalance. Vzhledem k prokázání podobnosti jednotlivých fází 2. diagonály dle PNF s pružným odporem k provedení simulovaného volejbalového úderu bez míče na podkladě aktivace svalů, můžeme toto cvičení doporučit i jako vhodný tréninkový prostředek pro všechny věkové kategorie.

Škodlivý účinek špatně vedeného posilovacího tréninku byl již diskutován, ale zde je namíste zmínit, že zejména u žákovských a juniorských kategorií, kde bývá často mnoho chyb v kondičním tréninku, je posilování s elastickým odporem elegantní variantou. Hrozí zde minimální riziko zranění a přetížení mladého organismu sportovce.

Jedinou nevýhodou je případná špatná instruktáž a tím nesprávné provedení cviku, či nevhodné zvolení síly odporu.

## 7 ZÁVĚRY

Na vrcholové sportovce jsou v dnešní době kladeny extrémní nároky ve všech sportovních odvětvích. Vzhledem k tomu je sportovní příprava zahajována v co nejučtější věku, specifickém pro dané sporty. S volejbalovou přípravkou začínají malí sportovci kolem 6. roku věku a ke specifickým volejbalovým dovednostem se přistupuje přibližně o 3 až 4 roky později. Velmi často se pro výběr talentů používají testovací baterie, které by měly komplexně hodnotit volejbalové předpoklady každého mladého sportovce. Dále pak značná tělesná výška, za výhodu se považuje i délka paží, která je větší než u populačního průměru. Už tyto parametry ovlivňují biomechaniku ramenního pletence, který je navíc extrémně zatížen při herním výkonu. Vrcholový sport je pro lidský organismus velmi náročný díky dlouhodobé submaximální až maximální zátěži. Zejména pak, pokud se jedná o sport přetěžující organismus jednostranně, jako je například volejbal. Mnoho talentovaných hráčů končí se sportovní kariérou předčasně vlivem zranění a nedostatečné zdravotní péče a prevence. Je proto nutné zařadit do režimu vrcholových sportovců preventivní program pod vedením fyzioterapeuta nebo správně vedenou kondiční přípravu, která je důležitou součástí všech sportovních odvětví.

Výsledky disertační práce jasně odpověděly na položené výzkumné otázky. Byla prokázána podobnost simulovaného úderu bez míče a 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu s pružným odporem, a proto můžeme také předpokládat, že námi zvolené posilovací cvičení bude vhodné pro prevenci zranění ramenního kloubu a bylo by vhodné jej zařadit toto cvičení do kondiční přípravy u volejbalistů.

Podářilo se nám také potvrdit hypotézu H1 , že lze předpokládat stejnou nebo podobnou aktivaci vybraných svalů během typického volejbalového pohybu – lobu (simulovaného úderu bez míče) a posilovacího cvičení na podkladě proprioceptivní neuromuskulární facilitace s pružným odporem a hypotézu H3, že lze předpokládat 15 – 30% míru zapojení vybraných svalů vzhledem k MVC při všech testovaných pohybech, která bude vypovídat o ekonomické koordinaci daného svalu. Hypotézu H2, že lze předpokládat rozdílnost zapojení vybraných svalů během posilovacího cvičení na podkladě proprioceptivní neuromuskulární facilitace s pružným odporem při koncentrické a excentrické práci svalu během prováděného pohybu, musíme na základě

výsledků práce vyvrátit. Celkové benefity, které lze vyvodit na základě předložené disertační práce, byly již diskutovány v předchozí kapitole.

Závěrem můžeme říci, že v praxi sportovní fyzioterapie se stále častěji setkáváme i s velmi mladými sportovci, kteří mají problémy s pohybovým aparátem převážně díky extrémnímu přetěžování během sportovní činnosti a téměř žádné regeneraci. Jediným východiskem je naučit samotné sportovce, jak se svým organismem zacházet, předcházet zraněním a prodloužit tak svou aktivní kariéru na maximum.



## 8 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ADLER, S., BECKERS, D., BUCK *PNF in Practice*. 3rd edition, Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2008, ISBN-13 978-3-540-73901-2
2. ADLER, S.S., BECKERS, D., BUCK, M. *PNF in Practice*. 2nd edition, New York: Springer Medizin Verlag, 2000
3. ALIBEIK, H., ANGAJI, A., PORIAMANESH, S., HASAMI, F. Lateral Preference and Emotional Intelligence. *Annals of Biological Research*, 2012, Vol. 3, No. 6, p. 3009-3014
4. ANDERSEN, L., ANDERSEN, CH., MORTENSEN, O., POULSEN, O., BJORNLUND, I., ZEBIS, M. Muscle Activation and Perceived Loading During Rehabilitation Exercises: Comparison of Dumbbells and Elastic Resistance. *Physical Therapy*, 2010, Vol. 90, No. 4, p. 538-549
5. ANDERSON, C., SFORZO, G., SIGG, J. The Effects of Combining Elastic and Free Weight Resistance on Strength and Power in Athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 2008, Volume 2, Issue 2, p. 567 - 574
6. ARLOTTA, M., LoVASCO, G., McLEAN, L. Selective recruitment of the lower fibers of the trapezius muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2010, Volume 21, Issue 3, p. 403 - 410
7. ATWATER, A. Biomechanics of overal throwing movements and of throwing injuries. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 1979, Vol. 7, Issue 1, p. 43 - 85

8. BAHR, R., FOSSAN, B., LØKEN, S., ENGBRETSSEN, L. Surgical treatment compared with eccentric training for patellar tendinopathy (jumper's knee). *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 2006, Vol. 88-A, No. 8, p. 1689 - 1698
9. BALNAVE, C.D., THOMPSON, M.W. Effect of training on eccentric exercise-induced muscle damage. *Journal of Applied Physiology*, 1993, Vol. 75, No. 4, p. 1545 - 1551
10. BENEŠOVÁ, M., HOLUBÁŘOVÁ, J., PÁNEK, D., PAVLŮ, D. Využití proprioceptivní neuromuskulární facilitace u pacientů s desaultovou fixací ramenního kloubu, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2011, 18, č. 1, s.14-19
11. BERÁNKOVÁ L., FIALA J. *Kompenzační cvičení, doporučení-návod*. Brno: Ústav preventivního lékařství, lékařská fakulta Masarykovy univerzity, 2002
12. BERGÜN, M., MENSURE, A., COLAK, T., AYDM, Ö., CIGDEM, B. 3D kinematic analysis of overarm movements for different sports. *Kinesiology*, 2009, Vol. 41, No. 1, p. 105-111
13. BERNARD, T. *Static work*, 2006, [online], [cit. 3. 5. 2014] dostupné z: <http://personal.health.usf.edu/tbernard/HollowHills/SMWDesignM20.pdf>
14. BIERU, D., ČÁLINA, M., LICĀ, E., DRAGOMIR, M. Comparative study over electromyography ar professional sportsmen. *Recent Researches in Medicine and Medical Chemistry*, 2012, conference paper, p. 229-233

15. BLUM, A., LEOCQ, S., LOUIS, M., WASSEL, J., MOISEI, A., TEIXEIRA, P. The nerves around the shoulder. *European Journal of radiology*, 2013, Vol. 82 No. 1, p. 2 – 16.
16. BOCA, I., DAN, M., The effectiveness of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques and hydrotherapy to improve knee stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, 2013, Vol. 47, No. 10
17. BOSCH, P., SNYDER, A., SCHERR, T., STUPCZY, M. Differences in Shoulder Muscle Activation Patterns During Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Using Manual and Elastic Band resistance. *Athletic Training and Sports Health Care*, 2011, V 3, No 2, p. 69 - 75
18. BRADLEY, P., OLSEN P., PORTAS M. The effect of static, ballistic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on vertical jump performance. 2001, *Journal of Strength & Conditioning Research*, Vol 21, Issue 1, p. 223 - 226
19. BRIL B., LÉDEBT, A. Head coordination as a means to assist sensory integration in learning to walk. *Neuroscience Biobehavioral Review*, 1998, Vol. 22, No. 4, p. 555-563
20. BRITTO, V., CORREA R., BORGES, M. Proprioceptive neuromuscular facilitation in HTLV-I-associated Myelopathy/tropical spastic paraparesis. *Revista da Sociedade Brasileira de Medicina*, 2014, Vol. 47, No. 1, p. 24-29

21. BROOKHAM, R.L., *Electromyography Evaluation of Rotator Cuff Manual Muscle Tests*. Waterloo, 2008. Diplomová práce. University of Waterloo. Vedoucí práce: Dr. Clark Dickerson
22. BROWN, J., WICKHAM, J., McANDREW, D., HUANG, X., Muscles within muscles: Coordination of 19 muscle segments within free shoulder muscles during isometric motor tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2007, Vol. 17, No. 1, p. 57 - 73
23. BUCK, M., BECKERS, D., ADLER, S. *PNF in der Praxis*, Berlin: Springer Verlag, 2010, ISBN 978-3-642-37813-3
24. BURKHART, S.S., MORGAN, C., KIBLER, W. The Disabled Throwing Shoulder: Spectrum of Pathology Part I: Pathoanatomy and Biomechanics. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2003, Vol. 19, No. 4, p. 404-420
25. BURSOVÁ, M. *Kompenzační cvičení: uvolňovací, protahovací, posilovací*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, ISBN 80-247-0948-1
26. BUSSEY, H. *Effect of pulley systém THERA-BAND® training of the rotator cuff musculature as measured by shoulder external station strength in healthy subjects*. Texas, 2000. Diplomová práce. Texas woman's University, School of Physical Therapy. Vedoucí práce: Dr. Sue Smith

27. CARROLL, T. J., LEE, M., HSU, M., SAYDE, J. Unilateral practice of a ballistic movement causes bilateral increases in performance and corticospinal excitability. *Journal of Applied Physiology*, 2008, Vol. 104, No. 6, p. 1656–1664
28. CÍSAŘ, V. *Volejbal :technika a taktika hry, přípravná cvičení*. 1.vyd. Praha: Grada, 2005, ISBN 80-247-0502-8
29. CLARYS, J. Electromyography in sport and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 2000, Vol. 43, No 10, p. 1750 - 1762
30. COLEMAN, S., BENHAM, A., NORTHCOTT, S. A three-dimensional cinematographical analysis of the volleyball spike. *Journal of Sports Sciences*, 1993, Vol. 11, Issue 4, p. 259-302
31. COOLS, A., WITROUW, E., DECLERCQ, G., DANEELS, L., CAMBIER, D. Scapular Muscle Recruitment Patterns:Trapezius Muscle Latency with and without Impingement Symptoms. *The American Journal of Sports Medicine*, 2003, Vol. 31, No. 4, p. 542 - 549
32. ČVS *Historie volejbalu*. [online], © 2014 [cit. 2. 2. 2014] Dostupné z: <http://www.cvf.cz/>
33. ČVUT v Praze, *Biomechanika pohybu a sportu*. přednáška, [online], [cit. 21.3. 2014], Dostupné z: <http://mech.fsv.cvut.cz/biomechanika/download/prednaska07.pdf>

34. DAI, F. *Onset Detection for Surface Electromyography Signals*. Carleton, 2009. Diplomová práce. Carleton University, Canada. Vedoucí práce: Dr. Adrian D. C. Chan
35. DANESMANDI, H., ATRI, A., GHASEMI, A. a RAHMANI, P. The effects of PNF and statis strething on knee ROM of amputee athletes. *Brazilian Journal of Biomotricity*, 2011, Vol. 5, No. 4, p. 255-262
36. DARK, A., GINN, K., HALAKI, M. Electromyographic Study Commonly Used Rotator Cuff Exercises: An Electromyographic Study. *Physical therapy*, 2007, 87, p. 1039-1046.
37. DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Appied Biomechanics*, 1997, 13, p. 135–163
38. DOVALIL, J. *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia, 2002, ISBN 8070337605
39. DUNGL, P. et al. *Ortopedie*. Praha, Grada, 2005, ISBN: 80-247-0550-8.
40. DUPUIS, C., TOURNY-CHOLLET, C. Increasing Explosive Power of the Shoulder in Volleyball Players. *Strength & Conditioning Journal*, 2003, Vol. 25, Issue 6, p. 7 - 11

41. DVOŘÁKOVÁ, Z. *Elektromyografická aktivita vybraných dvoukloubových svalů v PNF vzorcích*. Praha, 2003. Diplomová práce. UK FTVS. Vedoucí práce: Mgr. Jiřina Holubářová
42. DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009, ISBN: 978-80-247-1648-0
43. EBAUGH, D.D., McCLURE, P., KARDUNA, A. Effect of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2006, 16, p. 224 - 235
44. ELIGAR, R. C. Laterality of handedness, foot preference and foot overlapping. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 2011, Vol. 5, No. 3, p. 421-424
45. ESCAMILLA, R., HOOKS, T., WILK, K. Optimal management of shoulder impingement syndrome. *Journal of Sports Medicine*, 2014, No. 5, p. 13–24
46. FELAND, J.B., MYRER, J.W., MERRILL, M.R.. Acute changes in hamstring flexibility: PNF versus static stretch in senior athletes. *Physical Therapy in Sport*, 2001, Volume 2, Issue 4, p. 186-193
47. FIVB *Volleyball History*. [online], © 2014 [cit. 2. 2. 2014] Dostupné z: <http://www.fivb.org/en/volleyball/History.asp>

48. FLEISIG, G.S., BARRENTINE, S. W., ESCAMILLA, R. F., ANDREWS, J.R. Biomechanics of Overhead Throwing with Implications for Injuries. *Sports Medicine*, 1996, Vol. 21, No. 6, p. 421-437
49. FLEISIG, G. S., KINGSLEY, D. S., LOFTICE, J. W., DINNEN, K. P., RANGANATAN, R., DUN, S., ESCAMILLA, R. F., & ANDREWS, J. R. Kinetic comparison among the fastball, curveball, change-up, and slider in collegiate baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 2006, Vol. 34, No. 3, p. 423-430
50. FORTHOMME, B., CROISIER, J.L., CICCARONE, G., CRIERLAARD J.M., CLOES, M. Factors Correlated With Volleyball Spike Velocity. *The American Journal of Sports medicine*, 2005 Vol. 33 No. 10, p. 1513-1519
51. FURDA, J. *Posterior shoulder muscle weakness and its influence on upper extremity injury*. Keen, 2009. Diplomová práce. Keen University, Union, USA. Vedoucí práce: Dr. Walter Andzel
52. GABETT, T., GEORGIEFF, B. The Development of a Standardized Skill: Assessment for Junior Volleyball Players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2006; Vol. 1, p. 95-107
53. GALLINA, A., BOTTER, A., Spatial localization of electromyographic amplitude distributions associated to the activation of dorsal forearm muscles. *Frontiers in Physiology*, 2013, Vol. 4, P. 1 - 8
54. GANDERTON, CH., PIZZARI, T. A systematic literature review of the resistance exercises that promote maximal muscle activity of the rotator cuff in normal shoulders. *Shoulder & Elbow*, 2013, Vol. 5, Issue 2, p.120–135



55. GERBER, J.P., MARCUS, R.L., DIBLLE, L.E., GREIS, P.E., BURKS, R.T., LA STAYO P.C. Effects of early progressive eccentric exercise on muscle size and function after anterior cruciate ligament reconstruction: A 1-year follow-up study of a randomized clinical trial. *Physical Therapy*, 2009, Vol. 89, No. 1, p. 51–59
56. GONTIJO, L., PEREIRA P., NEVES, C., SANTOS, A., MACHADO, D., BASTOS, V. Evaluation of Strength and Irradiated Movement Pattern Resulting from Trunk Motions of the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation. *Rehabilitation Research and Practice*, 2012, Vol. 2012, p. 1 – 6
57. GREENE, D.P., ROBERTS, S. L. *Kinesiology: Movement in the Context of Activity*. Missouri: Elsevier, Mosby, 2005, ISBN: 0323028225
58. GREEN, C. M., COMFORT, P. The effect of grip width on bench press performance and risk of injury. *Strength & Conditioning Journal*, 2007, Vol. 29, No. 5, p. 10-14
59. GROSS, M. L.; BRENNER, S. L.; ESFORMES, I.; SONZOGNI, J. J.: Anterior shoulder instability in weight lifters. *The American journal of sports medicine*, 1993, Vol. 21, No. 4, p. 599-603
60. HANÍK, Z., LEHNERT, M., SIDORJÁK, M. *Volejbal 1: Herní kondice a dovednosti v tréninku mládeže*. 1. vydání, Praha: Olympia, Český volejbalový svaz, 2004

61. HANÍK, Z., VLACH J. *Volejbal 2: učební texty pro školení trenérů*. 1. vydání, Praha: Olympia, Český volejbalový svaz, 2008, ISBN: 978-80-7376-078-6
62. HAVLÍČKOVÁ, L. *Biologie dítěte – rané fáze lidské ontogeneze*. Praha: Karolinum, 1998, ISBN: 80-7184-644-9
63. HAYWOOD, K., ROBERTSON, M., GETCHELL, N. *Advanced Analysis of Motor Development*. Champaign: Human Kinetics, 2012, ISBN-13: 9780736073936
64. HENDL, J. *Přehled statistických metod – Analýza a metaanalýza dat*. Praha: Portál, 2012, 4. vydání, ISBN 978-80-262-0200-4
65. HERRING, M., *Computer simulation of throwing: The influence of segmental parameters on the progression of movement associated with aximal efforts throws*. diplomová práce, Alumni, 1984. Simon Fraser University, Canada. Vedoucí práce: Dr. A.E. Chapman
66. HERZOG, W., LEONARD, T.R., JOUMAA, V., MEHTA, A. Mysteries of muscle contraction. *Journal of Applied Biomechanics*, 2008, Vol. 24, p.1–13.
67. HINDLE, K., WHITCOMB, T., BRIGGS, W., HONG, J. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF): Its Mechanisms and Effects on Range of Motion and Muscular Function. *Journal of Human Kinetics*, 2012, Vol 31, p. 105-113

68. HINTERMAISTER, R., LANGE, G., SCHULTHEIS, J., BEY, M., HAWKINS, R. Electromyographic Activity and Applied Load During Shoulder Rehabilitation Exercises Using Elastic Resistance. *American Journal of Sports Medicine*, 1998, Vol. 26 No. 2, p. 210-220
69. HOJKA, V. *Statistické zpracování dat. Ústní sdělení*, 2014, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu v Praze
70. HOLMBERG, P. Weightlifting to Improve Volleyball Performance. *Strength & Conditioning Journal*, 2013, Vol. 35, Issue 2, p. 79 - 88
71. HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. Praha: Karolinum, 2008, ISBN: 978-80-246-1294-2
72. HORTOBÁGYI, T., HILL, J.P., HOUMARD, J.A., LAMBERT, N.J., ISRAEL, R.G. Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *Journal of Applied Physiology*, 1996, Vol. 80, No. 3, p.765–72
73. HOSTLER, D., SCHWIRIAN, C.J., CAMPOS, G., TOMA, K., CRILL, M.T., HAGERMAN G.R., HAGERMAN, F.C., STARON, R.S. Skeletal muscle adaptations in elastic resistance – trained young men and women. *European Journal of Applied Physiology*, 2001, Vol. 86, p.112 - 118
74. HOŠKOVÁ, B. *Kompenzace pohybem*. 1. vydání, Praha: Olympia, 2003, ISBN 80-7033-787-7

75. HOUGLUM, P. *Therapeutic Exercise for Musculoskeletal Injuries*. 3rd edition, Champaign: Human Kinetics, 2010, ISBN 0 – 7360-7595-X

76. HSIEH, CH. *Biomechanical and pedagogice analysis of the volleyball spike jump*. Greelay, 2006. Disertační práce. University of Northern Colorado, USA. Vedoucí práce: Melissa A.T. Parker, Ph.D.

77. HUGHES, CH., MCBRIDE, A. The Use of Surface Electromyography to Determine Muscle Activation during Isotonic and Elastic Resistance Exercises for Shoulder Rehabilitation. *Orthopaedic Practice*, 2005, Vol. 17, No. 2, p. 18 – 23

78. HUGHES, CH., HURD, K., JONES, A., SPRINGLE, S. Resistance Properties of Thera-Band and Tubing During Shoulder Abduction Exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1999; Vol. 29, No. 7, P. 413 - 420

79. CHANG, S., DURAND – SANCHEZ, A., TOMASSO, C., LI S. Interlimb interactions during bilateral voluntary elbow flexion tasks in chronic hemiparetic stroke. *Physiological Reports*, 2013, Vol. 1, No. 1, p. 1 – 9

80. CHLUPÁČOVÁ, V. *Porovnání aktivity agonistických a antagonistických svalů pomocí EMG při odlišném provádění rytmické stabilizace u vybraného facilitačního vzorce*. Praha, 2007. Diplomová práce. UK FTVS. Vedoucí práce: Mgr. Jiřina Holubářová

81. CHOLEWICKI, J., DIEËN, VAN J., LEE, A., REEVES, P., A comparison of a maximum exertion method and a model-based, sub-maximum exertion method for normalizing trunk EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011, Vol. 21, Issue 5, p.767–773

82. ILLYÉS, Á., KISS, R. Comparative EMG analysis of the shoulder between recreational athletes and javelin throwers during elementary arm motions and during pithing. *Facta Universitatis , Series: Physical Education and Sport*, 2003, Vol. 1, No 10, p. 43 - 53
83. ILLYÉS, A., KISS, R. Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2005, Vol. 15, Issue 3, p. 282–289
84. JANDA, V. et al. Svalové funkční testy. Praha: Grada, 2004, ISBN: 80-247-0722-5
85. JANTZEN, K., OULLIER, O., KELSO, J.A. Neuroimaging Coordination Dynamics in the Sport Sciences. *Methods*, 2008, Vol. 45, No. 4, p. 325–335
86. JEŽKOVÁ, V. *EMG aktivita m.Sternocleidomastoideus během PNF flexe hlavy a krku s rotací*. Praha, 2004. Diplomová práce. UK FTVS. Vedoucí práce: Mgr. Jiřina Holubářová
87. KAPANDJI, I.A. *The Physiology of the Joints: Volume One The Upper Limb*. 6th edition, London: Churchill Livingstone, 2007, ISBN 044310350X
88. KASMAN, G., WOLF, S., *A beginner's Guide for Rehabilitation Clinicians*. Scottsdale: Noraxon, Arizona, 2002

89. KENDALL, F. et al. *Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain*. 5th edition, Baltimore: Lippincot Williams and Wilkins, 2005, ISBN 0781747805

90. KITANO, I., *The effectiveness of proprioceptive neuromuscular facilitation exercise on shoulder joint position sense in baseball players*. Plymouth, 2003. Diplomová práce. Plymouth State College, USA. Vedoucí práce: Dr. Julie N. Bernier

91. KNOTT, M., VOSS, D.E. *Proprioceptive neuromuscular facilitation. Patterns and techniques*. 2<sup>nd</sup> edition, New York: Haper & Row publishers, 1968

92. KOČVAROVÁ, P., *Rozvoj a testování speciální obratnosti u volejbalové mládeže*. Brno, 2006. Bakalářská práce. MU Brno. Vedoucí práce: Mgr. Taťána Straková, Ph.D.

93. KOFOTOLIS, N., VRABAS, I., VAMVAKOUDIS, E., PAPANIKOLAOU, A., MANDROUKAS, K. Proprioceptive neuromuscular facilitation training induced alterations in muscle fibre type and cross sectional area. *British Journal of Sports Medicine*, 2005, Vol. 39, No. 3, p. 1 - 4

94. KOLÁŘ, P. a kol. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009, ISBN 978 -80-7262-67-1

95. KOLEKTIV AUTORŮ, *Fyziologie člověka a tělesných cvičení*. [online], © 2003 [cit. 30.3.2014]. Dostupné na [www: http://www.ftvs.cuni.cz/eknihyklad/01/index.php?id=1&filtr=16.%](http://www.ftvs.cuni.cz/eknihyklad/01/index.php?id=1&filtr=16.%))

96. KOLEKTIV AUTORŮ, *Kondiční trénink ve volejbale*. [online], © 2009 [cit. 14.3.2014], Dostupné na [www: http://training.streetball21.cz/tr\\_soubory/volleyball/volejbal-kondicni\\_trenink.pdf](http://training.streetball21.cz/tr_soubory/volleyball/volejbal-kondicni_trenink.pdf)

97. KONRAD, P., *ABC of EMG*. Scottsdale: Noraxon, USA, 2005

98. KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B., *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Oloumouci, Fakulta zdravotnických věd, 2011, ISBN 978-80-244-2762-1

99. KUBOTA, H., DEMURA, S. Gender differences and laterality in maximal handgrip strength and controlled force exertion in young adults. *Health*, 2011, Vol. 3, No.11, p. 684-688

100. KUBOTA, H., DEMURA, S. UCHIYAMA, M. Effects of Repeat Training of the Controlled Force Exertion Test on Dominant and Non-dominant Hands. *American Journal of Sports Science and Medicine*, 2013, Vol. 1, No. 3, p. 47-51

101. KUGLER, A., KRÜGER - FRANKE, M., REININGER, S., TROUILLIER, H., ROSEMAYER, B. Muscular imbalance and shoulder pain in volleyball attackers. *British Journal of Sports Medicine*, 1996; Vol. 30, No. 3, p. 256-259

102. LAJTAI, G., WEISR, K., RAIMANN, G., AITZETMÜLLER, G., JOST, B. Electromyography and Nerve Conduction Velocity for the Evaluation of the Infrapinatus Muscle and the Suprascapular Nerve in Professional Beach Volleyball Players. *The American Journal of Sports Medicine*, 2012, Vol. 40, No. 10, p. 2303 - 2308
103. LATASH, M. *Neurophysiological Basis of Movement*. Champaign: Human Kinetics, 1998, ISBN 0 – 88011 – 756 – 7
104. LEE, CH., HWANGBO, K., LEE, I. The Effects of Combination Patterns of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation and Ball Exercise on Pain and Muscle Activity of Chronic Low Back Pain Patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 2014, Vol. 26, No.1, p. 93–96
105. LEE, J., PARK, S., NA, S. The Effect of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Therapy on Pain and Function. *Journal of Physical Therapy Science*, 2013, Vol. 25, No. 6, p. 713–716
106. LEHNERT, M., *Kondiční trénink ve volejbalu*. [online] © 2007 [cit. 17.3.2014], Dostupné z www: <http://www.hanikvolleyball.cz/cz/clanky/volejbalova-teorie/kondicni-trenink-volejbalu/kondicni-trenink-ve-volejbalu-uvod.html>
107. LEWIT, K. *Manipulační léčba*. Praha: Sdělovací technika, spol. s r. o., 2004, ISBN 80-86645-04-5



108. LIANG, N., YAMASHITA, T., TAKAHASHI, M., MURAKAMI, T., YAHAGI, S., KASAI, T. Temporal modulations of agonist and antagonist muscle activities accompanying improved performance of ballistic movement. *Human Movement Science*, 2008, Vol. 27, No. 1, p. 12-28

109. LIN, J., DRURY, C. Verification of Two Models of Ballistic Movements, *Human Computer Interaction: Interaction Techniques and Enviroments: 14th Internatiol conference*, 2011, Orlando, USA – sborník, autor: Jacko J.A.

110. LINDSTEDT, S.L., LA STAYO, P.C., REICH, T.E. When active muscles lengthen: Properties and consequences of eccentric contractions. *News in Physiological Sciences*, 2001, Vol. 16, p. 256–61.

111. LUKASIEWITCZ, A., McCLURE, P., MICHENER, L., PRAFF, N., SENNEFF, B. Comparison of 3-dimensional Scapular position and Orientation Between subjects With and Without Shoulder Impingement. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1999, Vol. 29, No. 10, p. 574-586

112. MALEČEK, J., *Kinematická analýza vybraných volejbalových úderů hráčů různé výkonnostní úrovně*. Brno, 2010. Diplomová práce. MU Brno, Fakulta sportovních studií. Vedoucí práce: Mgr. Martin Zvonař Ph.D.

113. MAREK, S., CRAMER, J., CULBERTSON, J. Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output. *Journal of Athletic Training*, 2005, Vol. 40, No. 2, p. 94–103

114. MARQUES, M. C.; GONZÁLEZ-BADILLO, J.J.; KLUKA, D. A.: In-Season resistance training for professional male volleyball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2006, Vol. 28, No. 6, p. 16 - 27

115. MARQUES, M. C.; TILLAAR, R. V.; VESCOVI, J. D.; GONZÁLEZ-BADILLO, J.J.: Change in strength and power performance in elite senior female professional volleyball players during the in-season: a case study. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2008, Vol. 22, No. 4, p. 1147-55

116. MARSCHNER, R. *Úspěšnost vybraných herních činností jednotlivce v Extralize juniorů ve volejbale v sezóně 2006/2007*. Ústí nad Labem, 2008. Diplomová práce. Univerzita J. E. Purkyně, Ústí nad Labem. Vedoucí práce: PaedDr. Jaroslav Vlach

117. MARTÍNKOVÁ, J., *Sportovní úrazy a přetížení pohybového aparátu sportem: Praktický průvodce pro zdravotníky i laiky*. Praha: Mladá fronta, 2013, ISBN 978-80-204-2454-9

118. MASSÓ, N., REY F., ROMERO, D., GUAL, G., COSTA, L., GERMÁN, A. Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Medicina de l' Esport*, 2010; Vol. 45, No. 16, p. 121-130

119. MASUMURA, M., A biomechanics analysis of serve motion for elite male volleyball players in official games. *Journal of Biomechanics XXI ISB Congress*, 2007,

120. MAYERS, J., LEPHART, S. The Role of the Sensorimotor System in the Athletic Shoulder. *Journal of Athletic training*, 2000, Vol. 35, No. 3, p. 351 - 363

121. MAZZETTI, S. A.; KRAEMER, W. J.; VOLEK, J. S.; DUNCAN, N. D.; RATAMESS, N. A.; GOMEZ, A. L.; FLECK, S. J The influence of direct supervision of resistance training on strength performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2000, Vol. 32, No. 6, p. 1175-1184.

118. McGONNELL I. The evolution of the pectoral girdle. *Journal of Anatomy*, 2001, No. 199, p. 189 – 194

122. McHUGH, M.P. Recent advances in the understanding of the repeated bout effect: The protective effect against muscle damage from a single bout of eccentric exercise. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 2003, Vol. 13, No. 2, p. 88 - 97

123. McGRATH, R. WHITEHEAD, J., CAINE, D., The Effects of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Post-Exercise Delayed Onset Muscle Soreness in Young Adults. *International Journal of Exercise Science*, 2014, Vol. 7, No. 1, p. 14-21

124. MEISTER, K. Injuries to the shoulder in the throwing athlete, part one: Biomechanics/pathophysiology/classification of injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 2000, Vol. 28, No. 2, p.265 – 275.

125. MIHALIK, J. P.; LIBBY, J. J.; BATTAGLINI, C. L.; MCMURAY, R. G.: Comparing short-term complex and compound training programs on vertical jump height and power output. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2008, Vol. 22, No. 1, p. 47-53.

126. MLATEČEK, L. *Tělesná příprava hráče odbíjené*. 1. vydání, Praha: Olympia, 1970

127. MUSIL, R., *Vliv tréninku ve volejbalu na vybrané dimenze motorických kompetencí u adolescentek*. Brno, 2007. Bakalářská práce. MU Brno, Fakulta sportovních studií. Vedoucí práce: doc. PaedDr. Marie Blahutková, Ph.D.

128. NEIVA, P.D., KIRKWOOD, R. N., GODINHO, R. Orientation and position of head posture, scapula and thoracic spine in mouth breathing children. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 2009, Vol. 73, No. 2, p. 227 – 236

129. NOSAKA, K., NEWTON, M. Difference in the magnitude of muscle damage between maximal and submaximal eccentric loading. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 2002, Vol. 16, No. 2, p. 202–208.

130. OIZUMI, N., TADANO, S., NARITA, Y., SUENAGA, N., IWASAKI, N., MINAMI, A. Numerical analysis of cooperative abduction muscle forces in a human shoulder joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery/American Shoulder and Elbow Surgeons*, 2006, Vol. 15, No. 3, p. 331-338

131. OLIVEIRA, L., MOREIRA, C., CARVALHO, P. Electromyographic analysis of impingement syndrom: comparison in volleyball athletes. *Journal of Sport Sciences*, 2011, Vol. 11, No. 2, p. 759 – 762

132. OLIVIEIRA, V., BATISTA, L., PIRAUÁ, A., PITANGIU, A., ARAÚJO, R. Electromyographic activity and scapular dysknesia in athletes with and without shoulder impingement syndrome. *Brasilian Journal of Kinantropomethry and Human Performance*, 2013, Vol. 15, No. 2, p. 193-203

133. OLIVEIRA A., CARVALHO M., CARDOSO DE BRUM D. Activation of the shoulder and arm muscles during axial load exercises on a stable base of support and on a medicine ball. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2007, Vol. 18, Issue 3, p. 472–479

134. OPSHA, O., MALIK, A., BALTAZAR, R. et al. MRI of the rotator cuff and internal derangement. *European Journal of Radiology*, 2008. Vol. 68, No. 1, p. 36-56

135. OTÁHAL, S., TLAPÁKOVÁ, E., ŠORFOVÁ, M. *Kompendium biomechanika*. [online], © 2013 [cit. 2. 2. 2013], Dostupné z: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/zaklady\\_definice.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/zaklady_definice.php)

136. PAGE, P., LAMBERTH, J., ABADIE, B., BOLING, R., COLLINS, R. LINTON, R. Posterior rotator cuff strenghtening using Theraband in a functional diagonal pattern in Collegiate baseball pitchers. *Journal of Athletic Training*, 1993, Vol. 28, No. 4, p. 346 - 354

137. PAGE, P., LAMBERTH, J., ABADIE, B., BOLING, R., COLLINS, R. LINTON, R. Posterior Rotator Cuff Strengthening Using Theraband® in a Functional Diagonal Pattern in Collegiate Baseball Pitchers. *Journal of Athletic Training*, 1993, Vol. 28, No. 4, p. 346 - 354

138. PAGE, P., ELLENBECKER, T. *The Scientific and Clinical Application of Elastic Resistance*. 1st edition, Champaign: Human Kinetics, 2002, ISBN 978-07360-3688-7

139. PAGE, P., ELLENBECKER, T. *Strenght Band Training*. 2nd edition, Champaign: Human Kinetics, 2005, ISBN 978-07360-9037-7

140. PAGE, P. Shoulder muscle imbalance and subacromial impingement syndrom in overhead atheltes. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 2011, Vol. 6, No. 1, p. 51 – 58

141. PAIN, R., WOIGHT, M. The role of scapula. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 2013, Vol. 8, No. 5, p. 617 - 629

142. PALMER, E., CAFARELLI, E., ASHBY, P. The processing of human ballistic movements explored by stimulation over the cortex. *Journal of Physiology*, 1994, Vol. 481, No. 2, p. 509-520

143. PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J., Rychlost veení akčního potenciálu jako identifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, roč. 16, č. 3, str. 96 -101

144. PARK, S., YOO, W. Selective activation of the latissimus dorsi and the inferior fibers of trapezius at various shoulder angles during isometric pull-down exertion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2013, Vol. 23, Issue 6, p. 1350–1355

145. PARK, S., NHO, H., CHANG, M., KIM, J. Electromyography activities for shoulder muscles over various movements on different torque changes. *European Journal of Sport Science*, 2012, Vol. 12, Issue 5, p. 408-417
146. PAUL, M., BISWAS, S. SANDHU, J. Role of sports vision and eye hand coordination training in performance of table tennis players. *Brazilian Journal of Biomotricity*, 2011, Vol. 5, No. 2, p. 106 – 116
147. PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I.*, 2. vydání, Brno: Cerm, 2003, ISBN 80-7204-312-9
148. PAVLŮ, D. *Cvičení se Sanctbandem*, 1.vydání, Olomouc: Poznání, 2014, ISBN 978-80-87419-37-3
149. PETKOVIĆ, E. The relation of situational motor coordination to the competitive success of female gymnasts. *Facta Universitatis, Series: Physical Education and Sport*, 2004, Vol. 2, No 1, p. 25 – 33
150. PETTIT, R.W., SYMONS, D.J., EISENAN, P.A., TAYLOR, J.E., WHITE, A.T. Repetitive eccentric strain at long muscle length evokes the repeated bout effect. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 2005, Vol. 19, No. 4, p. 918–924
151. PICCO, B.R., FISHER, S.L., DICKERSON, C.R. Quantifying scapula orientation and its influence on maximum hand force capability and shoulder muscle activity. *Clinical biomechanics*, 2010, Vol. 25, Issue 1, p. 29 -36

152. PFEIFFER, J. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2007, ISBN 978-80-247-1135-5

153. PLAWINSKI, M. *An analysis of the different spike attack arm swings used in elite levels of men's volleyball*. Ontario, 2008. Queen's University Ontario, Canada. Vedoucí práce: Dr. Pat Costigan

154. POSTON, B., SANTOS, D., JESUNATHADAS, M., HAMM, T.M., SANTELLO, M. Force-Independent Distribution of Correlated Neural Inputs to Hand Muscles During Three-Digit Grasping. *Journal of Neurophysiology*, 2010, Vol. 104, No. 2, p. 1141–1154

155. PRASAD, V. S. N., KELLOKUMPU, V., DAVIS, L. S. Ballistic Hand Movements. *F.J. Perales and R.B. Fisher (Eds.): AMDO*, 2006, LNCS 4069, p. 153–164

156. PŘÍBRAMSKÁ, A. *Učebnice pro trenéry III. třídy*, 2. doplněné vydání, Praha: Fakulta tělesné výchovy a sportu, 1996, ISBN 80-902147-0-3

157. PURVES, D. at al. *Neuroscience*. 2nd edition, Sunderland: Sinauer Associates, 2001, ISBN 0-87893-742-0

158. REESER, J., FLEISIG, G., BOLT, B., RUAN, A. Upper Limb Biomechanics During the Volleyball Serve and Spike. *Sports Health*, 2010, Vol 5, No. 5, p. 368 – 374



159. REINOLD, M. Electromyographic Analysis of the Rotator Cuff and Deltoid Musculature During Common Shoulder External Rotation Exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2004, Vol. 34, No. 7, p .385-394
160. ROKITO, A., JOBE, F., PINK, M. PERRY, J., BRAULT, J. Electromyographic analysis of shoulder function during the volleyball serve and spike. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1998, Volume 7, Issue 3, p. 256–263
161. ROUBKOVÁ, L. *Posouzení vlivu vrcholového sportovního aerobiku na posturální zajištění dívek ve věku 8 až 10 let*, Praha, 2014. Diplomová práce, UK FTVS. Vedoucí práce: Mgr. Lenka Satrapová
162. SADY, S., WORTMAN, M., BLANKE, D. Flexibility training: ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation?. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1982, Vol. 63, No. 6, p. 261-263
163. SELINGER, A. *Power volleyball – 2.část*. Zpravodaj ČVS, 2000, č. 5
164. SHEARD, P., PAINE, T., Optimal Contraction Intensity During Proprioceptive Neuromuscular Facilitation for Maximal Increase of Range of Motion. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 2010, Vol. 24, Issue 2, p. 1 - 6

165. SILVA, D., SILVA, Z., SOUSA, C., SILVA, L.F., MARQUÉS, V., SOARES, A.B., CERQUEIRA, E.P., LIBERTI, E.A., BÉZIN, F. Electromyographic evaluation of upper limb muscles involved in armwrestling sport simulation during dynamic and static conditions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, Volume 19, Issue 6, p. 448 - 457
166. SIMONEAU, G., BEREDA, S., SOBUSH, D., STARSKY, A. Biomechanics of Elastic Resistance in Therapeutic Exercise Programs. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2001, Vol. 31, No. 1, p. 16 - 24
167. SODERBERG, G. *Kinesiology: Application to Pathological Motion*. 2nd edition, Baltimore: Williams & Wilkins, 1996, ISBN 0683078518
168. SODERBERG, G., KNUTSON, L., A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. *Physical Therapy*, 2000, Vol. 80, No. 5, p. 485 - 498
169. SOLGARD, L.; NIELSEN, A. B.; MOLLER-MADSEN, B.; JACOBSEN, B. W.; YDE, J.; JENSEN, J. Volleyball injuries presenting in casualty: a prospective study. *British journal of sports medicine*, 1995, Vol. 29, No. 3, p. 200 – 204
170. SOLNIK S., DE VITA, P., LONG, B., HORTOBÁGYI, T. Teager–Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European Journal of Applied Physiology*, 2010, Vol. 110, No. 3, p. 489 - 498

171. SURBURG, P., SCHRADER, W. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Techniques in Sports Medicine: A Reassessment, *Journal of Athletic Training*, 1997, Vol 32, No. 2, p. 34 - 39
172. SWAB, L., BLANCH, P. Humeral torsion and passive shoulder range in elite volleyball players. *Physical Therapy in Sport*, 2009, Vol. 10, No. 2, p. 51–56
173. ŠTĚPÁNKOVÁ, V. *EMG měření aktivity mimických svalů při použití pohybových vzorců proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. Praha, 2005. Diplomová práce. UK FTVS. Vedoucí práce: Mgr. Jiřina Holubářová
174. TAKANO, R. Weightlifting in the Development of the High School Athlete. *Strength & Conditioning Journal*, 2013, Volume 35, Issue 6, p. 62 - 72
175. THOMAS, J. R., NELSON J. K. *Research methods in physical activity*. Champaign: Human Kinetics, 2001, ISBN 0-7360-3692-X.
176. TILLAAR, R. *Effect of different constraints on coordination and performance in overarm throwing*. Trondheim, 2003. Disertační práce. Faculty of Social Sciences and Technology Management Norwegian University of Science and Technology Trondheim, Norsko. Vedoucí práce: prof. Gertjan Ettem
177. TILLAAR, R., ETTEM, G. A force - velocity relationship and coordination patterns in overarm throwing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2004, Vol. 3, No. 4, p. 211-219

178. TILP, M., WAGNER, H., MÜLLER, E. Differences in 3D kinematics between volleyball and beach volleyball spike movements. *Sports Biomechanics*, 2008, Volume 7, Issue 3, p. 386-397
179. TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-0031-X.
180. TSETSELI, M., MALLIOU, V., ZETOU, E., MACHALOPOULU, M., KAMBAS, A. The effect of a coordination training program on the development of tennis service technique. *Biology of exercise*, 2010, Vol 6, No. 1, p. 29 - 36
181. TUCKER, S.W. *Scapular muscle activity in overhead athletes with symptoms of shoulder impingement during closed chain exercises*. Toledo, 2008 University of Toledo. Vedoucí práce: Dr. Charles Armstrong, Ph.D.
182. TRIPP, B., YOCHER, E., UHL, T. Recovery of Upper Extremity Sensorimotor System Acuity in Baseball Athletes after a Throwing Fatigue protocol. *Journal of Athletic Training*, 2007, Vol. 4, No. 42, p. 452 -457
183. TRIPP, B. YOCHER, E., UHL, T. Functional Fatigue and Upper Extremity Sensorimotor System Acuity in Baseball Athletes. *Journal of Athletic training*, 2007, Vol. 1, No. 42, p. 90 -98
184. UZUNOVIĆ, S. The transformation of strength, speed and coordination under the influence of sport dancing. *Facta Universitatis: Series: Physical Education and Sport*, 2008, Vol. 6, No 2, p. 135 – 146

185. VASCONCELOS, O., RODRIGUES, P., BARREIROS, J., JACOBSON, L. Laterality, developmental coordination disorders and posture. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 2010, Vol. 10, No. 1, p. 230-241
186. VAVÁK, M. *Volejbal – kondiční příprava*. Praha: Grada, 2011, ISBN 978-80-247-3821-5
187. VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006, ISBN 978-80-7254-837-8
188. VERHAGEN, E., BEEK, A., BOUTER, L., BAHR, R., MECHELEN, W. A one season prospective cohort study of volleyball injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 2004; Vol. 38, Issue 4, p. 477–481
189. VILÍMEK, M. Pohybová analýza a analýza svalové činnosti ramenního komplexu. *Bulletin of Applied Mechanics*, 2006, Vol. 3, No. 10, p. 86–96
190. VOIGHT, M., HOOGENBOOM, B., COOK, G. The Chop and Lift Reconsidered: Integrating Neuromuscular Principles into Orthopedic and Sports Rehabilitation. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 2008, Vol. 3, No. 3, p. 151 - 159
191. VORÁLEK, R., MATUŠKA, T., SÜSS, V. Srovnání úrovně preventivních protiúrazových opatření ve volejbalu mezi kluby české extraligy a zahraničními kluby mužů. *Rehabilitácia*, 2012, roč. 49, č. 2, str. 88 – 101
192. VOSS, D. E., IONTA, M. K., MYERS, B. J. *Proprioceptive neuromuscular facilitation. Patterns and techniques*. 3<sup>th</sup> edition, Philadelphia: Lippincot – Raven, 1985

193. WAGENHOFEROVÁ, K. *Hodnotenie efektivity fyzioterapie pri prednej instabilite glenohumerálneho kĺbu u hádzanárov.* Praha, 2013. UK FTVS. Vedoucí práce: Mgr. Lenka Satrapová

194. WAGNER, H., PFUSTERSHMIED, J., TILP, M., LANDLINGER, J., DUVILLARD, S., MÜLLER, E. Upper-body kinematics in team-handball throw, tennis serve, and volleyball spike. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 2012, Volume 24, Issue 2, p. 345 - 354

195. WANG, H., COCHRANE, T., A descriptive epidemiological study of shoulder injury in top level English male volleyball players. *International Journal of Sports Medicine*, 2001, Vol. 22, No. 2. p. 159 – 163

196. WILK, K., OBAMA P., SIMPSON, CH., CAIN, L., DUGAS, J., ANDREWS, J. Shoulder Injuries in the Overhead Athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2009, Vol. 29, n. 3, p. 38 - 54

197. WITRVOUV E., COOLS, A., LYSENS, R., CAMBIER, D., VADERSTRAETEN, G., VICTOR, J., SNYERES, C., WALRAVENS, M. Suprascapular neuropathy in volleyball players. *British Journal of Sports Medicine*, 2000, Vol. 34, No. 3 p. 174–180

198. WITT, D., TALBOT, N., KOTOWSKI, S. Electromyography activity of scapular muscles during diagonal patterns using elastic resistance and free weights. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 2011, Vol. 6., No. 4, p. 322 - 332

199. WRIGHT, R., MATAVA, M. Treatment of multidirectional shoulder instability in the athlete. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 2002, Vol. 10, No. 1, p. 33-39
200. YODAS, J., HAEFLINGER, K.M., KREUN, M.K., HOLLOWAY, A.M., KRAMER, C.M., HOLLMAN, J.H. The efficacy of two modified proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques in subjects with reduced hamstring muscle length. *Physiotherapy Theory and Practice*, 2010, Vol. 26, No. 4, p. 240-250
201. ZARGHAMI, F., MOGHADDAM, J. HOJJAT, S. Effect of PNF exercises on the range of hip flexion motion of non-athletes women. *European Journal of Experimental Biology*, 2012, Vol. 2, No. 4, p. 1235-1239
202. ZEHR, E.P., SALE, D.G. Ballistic movement: muscle activation and neuromuscular adaptation. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 1994, Vol. 19, No. 4, p. 363-78

## **9 PŘÍLOHY**

Příloha č. 1 Souhlas etické komise FTVS UK

Příloha č. 2 Informovaný souhlas probanda

Příloha č. 3 Seznam obrázků

Příloha č. 4 Seznam tabulek

Příloha č. 5 Seznam grafů

Příloha č. 6 Seznam použitých zkratk

Příloha č. 7 Dotazník pro probandy účastnící se výzkumu

Příloha č. 8 Ukázka záznamu a zpracování EMG v průběhu výzkumu



Příloha č. 1 Souhlas etické komise FTVS UK

## **INFORMOVANÝ SOUHLAS PROBANDA**

Já, níže podepsaný: .....  
souhlasím, že jsem byl v rozhovoru s fyzioterapeutkou a prostřednictvím tohoto informovaného souhlasu dostatečně a srozumitelně seznámen s účelem a cílem výzkumu.

Výzkum bude prováděn za účelem disertační práce v rámci postgraduálního studia, studentkou postgraduálního studia oboru kinantropologie FTVS UK v Praze. Cílem této disertační práce je zjistit průměrnou aktivitu vybraných svalů pletence ramenního pomocí povrchové elektromyografie při provádění specifické sportovní činnosti a posilovacího cvičení s pružným odporem.

Testování probandů bude prováděno v laboratoři katedry fyzioterapie FTVS UK. Výzkum se skládá ze vstupního vyšetření (odebrání základních anamnestických údajů, vyloučení patologie ramenního pletence zabraňující výzkumu) a vysvětlení průběhu výzkumu (instruktáž probanda). Následuje nalepení elektrod povrchového elektromyogramu, otestování jejich správného umístění a provedení svalového testu vybraných svalů. Dále bude proband provádět předem instruované cvičení. Testování bude probíhat cca 60 minut. Měření bude probíhat na šestnáctikanálovém přístroji TeleMyo Mini od firmy Neurodata.

Dále prohlašuji, že:

- jsem byl informován o tom, jakou formou bude výzkum probíhat
- jsem byl informován o způsobu dokumentace a prezentace výsledků této studie
- jsem byl informována o tom, že veškeré mnou poskytnuté osobní údaje budou dokumentovány anonymně (bez uvedení mého jména a příjmení, data narození)
- mi bylo umožněno vše si rozvážit a zeptat se na vše, co považuji za podstatné
- souhlasím s postupem experimentu a výzkumnými metodami
- jsem si vědom, že moje účast na disertační práci je dobrovolná, a že z ní mohu z jakéhokoliv důvodu kdykoliv odstoupit

V Praze

Datum:

Proband:.....

Podpis:.....

Terapeut: Lenka Satrapová

Podpis:.....

Příloha č. 3 Seznam obrázků

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. č. 1 Postavení scapuly na hrudníku – articulatio scapulothoracis (Kapandji, 2007)

Obr.č. 2 Ukázka odklopení lopatky od osy horní hrudní páteře a hrudníku (Neiva et al., 2009)

Obr. č. 3 Vývoj ramenního pletence s důrazem na lopatku (McConnel, 2001)

Obr. č. 4 Articulatio acromioclavicularis (Kapandji, 2007)

Obr. č. 5 Komplexní pohled na articulatio sternoclavicularis (Kapandji, 2007)

Obr. č. 6 Postavení glenohumerálních ligament při zevní rotaci ramenního kloubu (Kapandji, 2007)

Obr. č. 7 Schéma působení svalové síly na jednotlivé části pletence ramenního (Hamill, Knutzen, 2010)

Obr. č. 8 Fáze volejbalového úderu vrchem (Plawinski, 2008)

Obr. č. 9 A) Pohled na biceps a labrum glenoidale v levém ramenním kloubu v klidové pozici. (B) Pohled na biceps a labrum glenoidale levého ramenního kloubu v abdukci, zevní rotaci, který ukáže přetočení šlachy dlouhé hlavy m.biceps brachii (Burkhart, 2003)

Obr. č. 10 Ukázka používaných povrchových elektrod (Konrad, 2005)

Obr. č. 11 Ukázka surového záznamu (nahore) a rektifikovaného záznamu signálu (dole) (Konrad, 2005)

#### Příloha č. 4 Seznam tabulek

##### SEZNAM TABULEK

Tabulka č. 1 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu bez míče u probanda č. 1)

Tabulka č. 2 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 1)

Tabulka č. 3 Porovnání zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 1)

Tabulka č. 4 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu bez míče u probanda č. 2)

Tabulka č. 5 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 2)

Tabulka č. 6 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 2)

Tabulka č. 7 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 3)

Tabulka č. 8 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 3)

Tabulka č. 9 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 3)

Tabulka č. 10 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 4)

Tabulka č. 11 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 4)

Tabulka č. 12 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 4)

Tabulka č. 13 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 5)

Tabulka č. 14 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 5)

Tabulka č. 15 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonála flekčního vzorce dle PNF s pružným odporem u probanda č. 5)

Tabulka č. 16 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 6)

Tabulka č. 17 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 6)

Tabulka č. 18 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 6)

Tabulka č. 19 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 7)

Tabulka č. 20 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 7)

Tabulka č. 21 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 7)

Tabulka č. 22 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 8)

Tabulka č. 23 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 8)

Tabulka č. 24 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 8)

Tabulka č. 25 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 9)

Tabulka č. 26 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č.9)

Tabulka č. 27 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 9)

Tabulka č. 28 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 10)

Tabulka č. 39 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 10)

Tabulka č. 30 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 10)

Tabulka č. 31 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC /vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 11)

Tabulka č. 32 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 11)

Tabulka č. 33 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 11)

Tabulka č. 34 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u pomalého a rychlého úderu u probanda č. 12)

Tabulka č. 35 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály extenčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 12)

Tabulka č. 36 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flekčního vzorce s pružným odporem u probanda č. 12)



Tabulka č. 37 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

Tabulka č. 38 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

Tabulka č. 39 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

Tabulka č. 40 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

Tabulka č. 41 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

Tabulka č. 42 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

Tabulka č. 43 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

Tabulka č. 44 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u všech 12 probandů a průměr hodnot)

Tabulka č. 45 Hodnoty průměrných aktivit všech měřených svalů ve vztahu k jejich MVC u jednotlivých měřených pohybů vyjádřeno v procentech MVC

Tabulka č. 46 Vysvětlení označení prováděných pohybů ve statistickém zpracování

Tabulka č. 47 Výsledky Oneway ANOVA pro m. deltoideus pars anterior

Tabulka č. 48 Výsledky Tukeyho testu pro m. deltoideus pars anterior při jednotlivých měřených pohybech

Tabulka č. 49 Podobnost dle míry aktivace m. deltoideus pars anterior v měřených pohybech

Tabulka č. 50 Výsledky Oneway ANOVA pro m. deltoideus pars posterior

Tabulka č. 51 Výsledky Tukeyho testu pro m. deltoideus pars posterior při jednotlivých měřených pohybech

Tabulka č. 52 Podobnost dle míry aktivace m. deltoideus posterior v měřených pohybech

Tabulka č. 53 Výsledky Oneway ANOVA pro m. pectoralis major

Tabulka č. 54 Výsledky Tukeyho testu pro m. pectoralis major při jednotlivých měřených pohybech

Tabulka č. 55 Podobnost dle míry aktivace m. pectoralis major v měřených pohybech

Tabulka č. 56 Výsledky Oneway ANOVA pro m. serratus anterior

Tabulka č. 57 Výsledky Tukeyho testu pro m. serratus anterior při jednotlivých měřených pohybech

Tabulka č. 58 Podobnost dle míry aktivace m. serratus anterior v měřených pohybech

Tabulka č. 59 Výsledky Oneway ANOVA pro m. trapezius pars ascendens

Tabulka č. 60 Výsledky Tukeyho testu pro m. trapezius pars ascendens při jednotlivých měřených pohybech

Tabulka č. 61 Podobnost dle míry aktivace m. trapezius pars ascendens v měřených pohybech

Tabulka č. 62 Výsledky Oneway ANOVA pro m. trapezius pars medialis

Tabulka č. 63 Výsledky Tukeyho testu pro m. trapezius pars medialis při jednotlivých měřených pohybech

Tabulka č. 64 Podobnost dle míry aktivace m. trapezius pars medialis v měřených pohybech

Tabulka č. 65 Výsledky Oneway ANOVA pro m. trapezius pars descendens

Tabulka č. 66 Výsledky Tukeyho testu pro m. trapezius pars descendens při jednotlivých měřených pohybech

Tabulka č. 67 Podobnost dle míry aktivace m. trapezius pars descendens v měřených pohybech

## Příloha č. 5 Seznam grafů

### SEZNAM GRAFŮ

Graf č. 1 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. deltoideus pars anterior

Graf č. 2 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. deltoideus pars posterior

Graf č. 3 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. pectoralis major

Graf č. 4 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. serratus anterior

Graf č. 5 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. trapezius pars ascendens

Graf č. 6 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. trapezius pars medialis

Graf č. 7 Grafické vyjádření podobnosti pohybů dle míry aktivace pro m. trapezius pars descendens

Příloha č. 6 Seznam použitých zkratk

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

2D FL celá - 2. diagonála dle PNF s pružným odporem flekční vzorec celá

2D FL kon - 2. diagonála dle PNF s pružným odporem flekční vzorec koncentrická fáze

2D FL exc - 2. diagonála dle PNF s pružným odporem flekční vzorec excentrická fáze

2D EX celá - 2. diagonála dle PNF s pružným odporem extenční vzorec celá

2D EX kon - 2. diagonála dle PNF s pružným odporem extenční vzorec koncentrická fáze

2D EX exc - 2. diagonála dle PNF s pružným odporem extenční vzorec excentrická fáze

Ag - stříbro

AgCl - chlorid stříbrný

ATP - adenosin-tri-fosfát

Ca<sup>++</sup> - kation vápenatý

CD-ROM - Compact Disc Read-Only Memory

cm - centimetr

CNS – centrální nervová soustava

CP - kreatin-fosfát

č. – číslo

EMG - elektromyografie, elektromyografický

FG - rychlá glykolytická vlákna

FOG - rychlá oxidativní glykolytická vlákna

FTVS UK - Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy

Hz - herz

$K^+$  - kation draselný

km/h - kilometr za hodinu

m. - musculus

$Mg^{++}$  - kation hořečnatý

mm - milimetr

MVC - maximální volní kontrakce

$Na^+$  - kation sodný

PNF - proprioceptivní neuromuskulární facilitace

PU - pomalý úder bez míče

RU - rychlý úder bez míče

s - sekunda

Sig. - signifikance

SO - pomalá oxidativní vlákna

Std. - standart

tzv. - takzvaný

$\mu V$  - mikrovolt

## Příloha č. 7 Dotazník pro probandy účastnící se výzkumu

### Vstupní dotazník

#### 1) Osobní data:

Jméno .....

Rok narození .....

Výška .....

Váha .....

Dominantní HK .....

#### 2) Jak dlouho jste aktivním hráčem volejbalu?

- méně než rok
- 1 – 2 roky
- 3 – 4 let
- 5 – 6 let
- 7 – 8 let
- 9 – 10 let
- Více jak 11 let

#### 3) Za jakou věkovou kategorii hrajete

- kadeti
- junioři
- muži

#### 4) Jakou volejbalovou soutěž hrajete?

- krajský přebor
- 2. ligu
- 1. ligu
- extraligu



5) Na jakém postu nejčastěji hrajete?

- nahrávač
- blokař
- smečář
- univerzál
- libero
- beachvolejbal

6) Měl jste někdy zranění ramenního kloubu dominantní HK?

- ano
- ne

7) Pokud ano, jaké?

.....

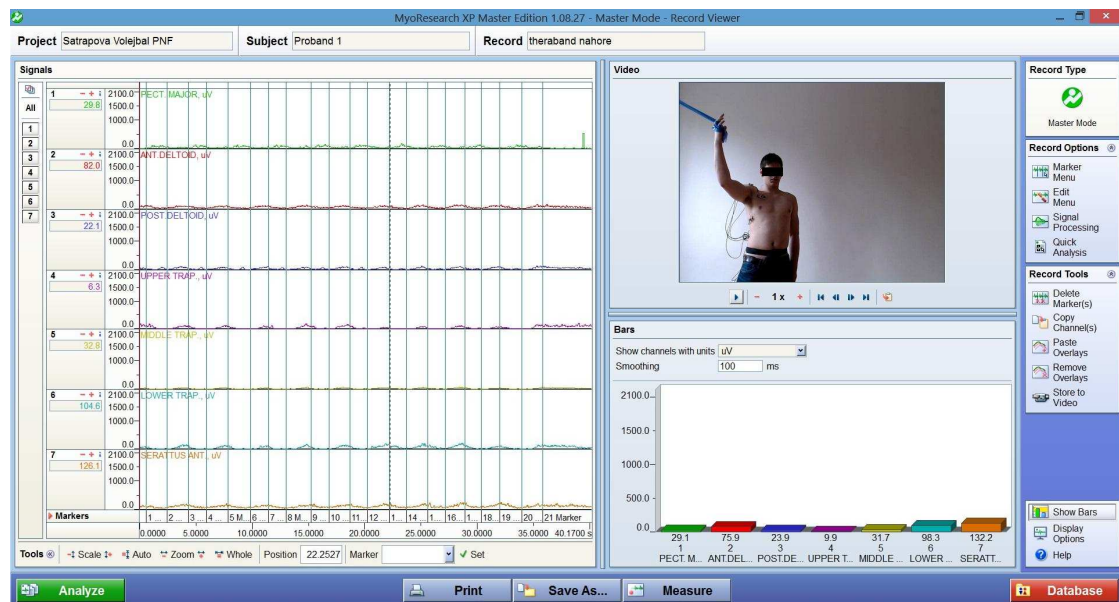
8) Pociťujete nyní bolest či omezení pohybu v ramenním kloubu dominantní HK?

.....

## Příloha č. 8 Ukázka záznamu a zpracování EMG v průběhu měření



## Rektifikovaný a vyhlazený záznam EMG u simulovaného úderu bez míče



Rektifikovaný a vyhlazený záznam EMG u 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu extenční vzorec s pružným odporem



Rektifikovaný a vyhlazený záznam EMG u 2. diagonály dle PNF pro horní končetinu flekční vzorec s pružným odporem