

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Katedra fyzioterapie

Autoreferát disertační práce v oboru kinantropologie

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

Autor: Mgr. Lenka Satrapová

Školitel: Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Období zpracování disertační práce: 2008 - 2014

Disertační práce představuje původní rukopis. S jejím plným textem je možné se seznámit v
Ústřední tělovýchovné knihovně FTVS UK.

Oponenti:

.....

Datum konání obhajoby:

Předseda komise pro obhajobu:

SOUHRN

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 propioceptivní 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 Telemetry 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

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. Málokterý 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, neurofyzilogických a biomechanických souvislostí se sportovním tréninkem, které bývají potlačovány v rámci komplexní přípravy a houbou 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, 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. 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; FIVB, 2014; Verhagen, 2004). 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.

2.2 BIOMECHANIKA SPORTOVÍHO POHYBU

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 hodů 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). 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 hodu vrchem. Stejný typ pohybu můžeme vidět u volejbalu (Meister, 2000).

2.3 NEJČASTĚJŠÍ PŘÍČINY BOLESTIVÉHO RAMENE U „OVERHEAD“ SPORTŮ

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 hodů 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).

2.4 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). 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). 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. 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).

2.5 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 propioceptivní neuromuskulární facilitace je vyprovokovat neuromuskulární odpověď propioceptorů. (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 propioceptivní 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).

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).

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.

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.

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 roztríděna 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, proprioceptivní 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. 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, kde byli předem seznámeni s účelem a průběhem experimentu a interpretací výsledků. Výzkum byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem 140/2014.

4.3 METODY SBĚRU DAT A JEJICH NÁSLEDNÁ ANALÝZA

Experiment byl proveden pomocí šestnáctikanálového povrchového elektromyografického přístroje Telemetry 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 popsanych 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. Zemnicí (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 svalu (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-Smironovův 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 elektricky 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. 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).

5.1.1 Ukázka zpracování výsledků výzkumu u probanda č. 9

Proband 9	MVC (μ V)	pomalý úder (μ V)	% MVC	rychlý úder (μ 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. 1 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. 1 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 (μV)	2D EX celá (μV)	% MVC	2D EX kon (μV)	% MVC	2D EX exc (μV)	% 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. 2 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 (μV)	2D FL celá (μV)	% MVC	2D FL kon (μV)	% MVC	2D FL exc (μV)	% 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. 3 Porovnání průměrného zapojení vybraných svalů ke střední hodnotě MVC (vyjádřeno v procentech u 2. diagonály flečního 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. 3 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.

	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. 4 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. 4 ukazuje, které svaly se při vypočítaných hodnotách průměrné aktivity 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. Celkově můžeme říci, že nejnižší hodnoty aktivity jak při volejbalových úderech, tak při cvičením s pružným odporem jsou u m. pectoralis major.

5.2 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

5.2.1 Ukázka statistického zpracování dat pro 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
Total	96	0,31563	0,149011	0,015208	0,28543	0,34582	0,108	1,041

Tabulka č. 5 Výsledky Oneway ANOVA pro m. serratus anterior

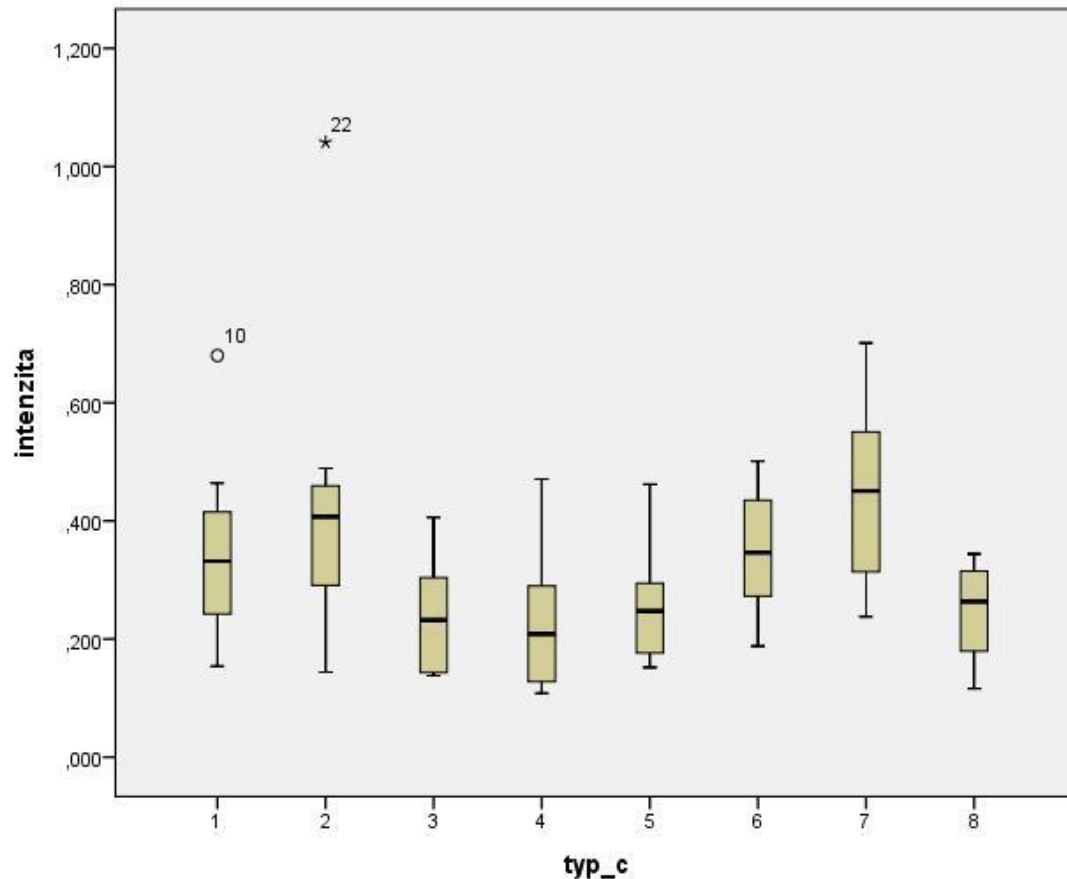
(Legenda: N= počet probandů, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměr, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum)

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. 6 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)



Graf č. 1 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.

6 DISKUSE

Na základě výsledků práce byla diskutována následující témata: využití posilování s elastickým odporem v 2. diagonále dle konceptu PNF, porovnání výsledků jednotlivých probandů, excentrická kontrakce a její využití ve sportovní přípravě a fyzioterapii, běžně užívaná kondiční cvičení ve volejbale, využití povrchové elektromyografie ve sportu a využití výsledků disertační práce v praxi.

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 (smečářské) horní končetiny při hoďu 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.

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).

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 projektivních 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. 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 pocívali mnohem větší svalovou únavu. Z tohoto důvodu je vhodné zařadit excentrickou kontrakci do regenerační fáze. 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.

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).

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).

Chronická bolest ramenního kloubu je nejčastější problém na horní končetině jak u rekreačních tak u profesionálních „overhead“ sportovců. V rámci prevence těchto 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 namísto 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 nejútlejším 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. 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. Právě díky povrchové elektromyografii 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.

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 VÝBĚR 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. ATWATER, A. Biomechanics of overall throwing movements and of throwing injuries. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 1979, Vol. 7, Issue 1, p. 43 – 85
3. BERNARD, T. *Static work*, 2006, [online], [cit. 3. 5. 2014] dostupné z: <http://personal.health.usf.edu/tbernard/HollowHills/SMWDesignM20.pdf>
4. 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
5. DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 1997, 13, p. 135–163
6. 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
7. HAMILL, J., KNUTZEN, K. *Biomechanical Basis of Human Movement*. 3rd edition, Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins, 2010, ISBN: 978-0-7817-9128-1
8. 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
9. HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. Praha: Karolinum, 2008, ISBN: 978-80-246-1294-2
10. KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B., *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Oloumouci, Fakulta zdravotnických věd, 2011, ISBN 978-80-244-2762-1
11. 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
12. 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
13. 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
14. PAVLŮ, D. *Cvičení se Sanctbandem*, 1.vydání, Olomouc: Poznání, 2014, ISBN 978-80-87419-37-3
15. 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
16. SODERBERG, G., KNUTSON, L., A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. *Physical Therapy*, 2000, Vol. 80, No. 5, p. 485 – 498
17. 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
18. VAVÁK, M. *Volejbal – kondiční příprava*. Praha: Grada, 2011, ISBN 978-80-247-3821-5
19. 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
20. WILK, K., OBMA 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
21. WITT, D., TALBOT, N., KOTOWSKI, S. Electromyographiy 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