

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV IMPINGEMENT SYNDROMU NA TIMING VYBRANÝCH SVALŮ RAMENNÍHO
PLETENICE PŘI POHYBU V OTEVŘENÉM KINEMATICKÉM ŘETĚZCI U HRÁČŮ
VOLEJBALU.

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Iveta Paďourová, fyzioterapie
Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, Ph. D.

Olomouc 2015

Jméno a příjmení autora: Bc. Iveta Paďourová

Název diplomové práce: Vliv impingement syndromu na timing vybraných svalů ramenního pletence při pohybu v otevřeném kinematickém řetězci u hráčů volejbalu.

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého, Olomouc

Vedoucí diplomové práce: PhDr. David Smékal, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2015

Abstrakt:

Smečářský pohyb u volejbalistů přináší značnou zátěž na dynamické i statické stabilizátory ramenního kloubu. Opakováním tohoto pohybu dochází k adaptaci měkkých tkání, které mohou vést ke svalovým dysbalancím až k patologii ramene, mezi kterou patří i impingement syndrom.

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv impingement syndromu na timing vybraných svalů ramenního pletence u volejbalistů při pohybu flexe v otevřeném kinematickém řetězci, v pozici stoje, sedu a kvadrupedální pozici. Aktivita vybraných svalů byla měřena pomocí EMG. Měření bylo provedeno u 13 volejbalistů s impingement syndromem a kontrolní soubor tvořilo 13 zdravých volejbalistů.

Ve výzkumném souboru v pozici stoje a sedu byl významný nárůst (2. místo) aktivity m. trapezius descendens oproti aktivitě v kontrolní skupině (6. místo) a významný pokles aktivity m. deltoideus – pars media (ze 4. pozice v kontrolní skupině na 7. pozici ve stoje, z 2. na 4. v pozici v sedu). Tento výsledek potvrzuje přítomnost svalové dysbalance mezi horní a dolní částí m. trapezius u impingement syndromu a nervosvalovou inhibici dynamického stabilizátoru m. deltoideus pars media. V kvadrupedální pozici se tato svalová nerovnováha projevila pomalejším zapojením dolního m. trapezius, beze změn v aktivitě horního m. trapezius.

Klíčová slova: ramenní kloub, elektromyografie, impingement syndrom, otevřený kinematický řetězec

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's name and surname: Bc. Iveta Paďourová

Thesis title: Impingement syndrome influence on timing of selected muscles of the shoulder girdle in open kinematic chain in volleyball players.

Department: Department of Physiotherapy

Thesis supervisor: PhDr. David Smékal, Ph.D.

Year of the thesis defence: 2015

Abstract:

Spike stroke movement in volleyball brings considerable load on the static and dynamic stabilizers of the shoulder joint. Repetition of this motion causes the adaptation of soft tissue which can lead to muscle dysbalances and to the pathology of the shoulder including the impingement syndrome.

The aim of this study was to evaluate the effect of impingement syndrome on the timing of assigned muscles of the shoulder girdle in volleyball players during flexion movement in an open kinematic chain, in the position of standing, sitting and quadrupedal position. The activity of assigned muscles was measured by EMG. Measurements were performed at 13 volleyball players with impingement syndrome, and the control group consisted of 13 healthy volleyball players.

There was a significant increase in the research group's m. trapezius descendant activity in standing and sitting position (2nd place) compared to the control group (6th place) and a significant drop in activity of m. deltoideus - pars media (in the control group from 4th to 7th position in standing, from 2nd to 4th position in the sitting position). This result confirms the presence of muscle dysbalance between the upper and lower parts of the m. trapezius at impingement syndrome and neuromuscular inhibition of dynamic stabilizer m. deltoideus pars media. The muscle dysbalance in quadrupedal position was reflected by slower involvement of the lower m. trapezius, without changes in the activity of the upper m. Trapezius.

Key words: shoulder joint, electromyography, impingement syndrome, open kinematic chain

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením PhDr. Davida Smékala, Ph.D. a uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

Poděkování

Děkuji PhDr. Davidu Smékalovi, Ph.D. za věnovaný čas a podnětné připomínky při vedení diplomové práce, děkuji panu Mgr. Amrovi Zaatarovi, Ph.D. za cenné rady a technickou pomoc při zpracování praktické části práce a své rodině za psychickou podporu.

OBSAH

1 ÚVOD.....	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	10
2.1 Funkční anatomie ramenního pletence.....	10
2.1.1 Fylogeneze funkce ramenního pletence	11
2.1.2 Kineziologie ramenního pletence	13
2.1.2.1 Kineziologie lopatky a klíční kosti	13
2.1.2.2 Kineziologie glenohumerálního kloubu.....	14
2.1.3 Kineziologie smečářského úderu – 4 fáze (Vilímek, 2006)	15
2.2. Stabilizace ramenního kloubu.....	16
2.2.1 Statické stabilizátory	17
2.2.1.1 Capsula articularis a ligamenta glenohumerálního kloubu.....	17
2.2.1.2 Nitrokloubní tlak.....	19
2.2.2 Dynamické stabilizátory	19
2.2.2.1 Rotátorová manžeta, rotátorový interval	19
2.2.2.2 Caput longum musculi bicipitis brachii	21
2.2.2.3 Musculus deltoideus, pectoralis major, teres major, latissimus dorsi.....	23
2.3 Neuromotorická kontrola stabilizace glenohumerálního kloubu	23
2.3.1 Neuromuskulární kontrola.....	24
2.3.1.1 Propriocepce a svalová „před“ aktivace	24
2.3.1.2 Reflexní stabilizace.....	25
2.3.1.3 Koaktivace dynamických stabilizátorů.....	26
2.3.1.4 Neuromuskulární kontrola u patologií ramene a vliv nocicepce	26
2.3.1.5 Neuromuskulární kontrola a únava.....	27
2.4 Otevřené a uzavřené kinematické řetězce	27
2.4.1 Otevřený kinematický řetězec horní končetiny a přechodová fáze.....	28
2.5 Impingement syndrom	29
2.5.1 Definice Impingement syndromu	29
2.5.2 Dělení Impingement syndromu	29
2.5.2.1. Dělení subakromiálního impingement syndromu.....	30
2.5.2.2 Etiopatogeneza a dělení impingement syndromu v souvislosti s opakovaným pohybem paže nad hlavou u hráčů volejbalu.....	30
2.5.3 Extrinsic faktory podílející se na vzniku impingement syndromu.....	33

2.5.3.1	Vliv postury a svalové dysbalance na vznik impingement syndromu.....	33
2.5.3.2	Postavení a hybnost hrudní a krční páteře	34
2.5.3.3	Vliv pohlaví	34
2.5.4	Diagnostika impingement syndromu.....	35
2.6	Povrchová elektromyografie	36
2.6.1	Faktory ovlivňující elektromyografický signál	37
2.6.2	Zpracování a vyhodnocování elektromyografického signálu.....	37
2.6.3	Časové zapojení (timingu) vybranných svalů a jejich hodnocení	38
3	CÍLE A HYPOTÉZY	39
3.1	Cíle	39
3.2	Dílčí cíle	39
3.3	Výzkumné otázky.....	39
4	METODIKA	41
4.1	Charakteristiky vyšetřovaných souborů	41
4.2	Metodika vyšetření.....	41
4.2.1	Anamnestický dotazník	41
4.2.2	Vyšetření probandů kontrolní skupiny	42
4.2.2.1	Zacílení na střed terče bez zrakové kontroly	42
4.2.2.2	Testy hypermobility dle Sascheho	43
4.2.3	Vyšetření probandů skupiny s impingement syndromem	43
4.2.3.1	Přední zásuvka	43
4.2.3.2	Neer test	43
4.2.3.3	Hawkins- Kennedy test.....	44
4.2.3.4	Painful arc sign	44
4.3	Vlastní provedení měření	44
4.3.1	Vlastní provedení pohybu flexe testované horní končetiny	44
4.3.2	Povrchová polyelektromyografie	45
4.4	Technické podklady měření	45
4.5	Vyhodnocení EMG záznamu	46
4.6	Zpracování dat.....	46
5	VÝSLEDKY	47
5.1	Výzkumná otázka 1a	47
5.2	Výzkumná otázka 1b.....	47
5.3	Výzkumná otázka 1c	48

5.4 Výzkumná otázka 2a	48
5.5 Výzkumná otázka 2b	49
5.6 Výzkumná otázka 3	50
6 DISKUSE.....	51
6.1 Diskuse k teoretické části práce	51
6.2 Diskuse k metodické části práce	52
6.2.1 Diskuse ke klinickému vyšetření	53
6.3 Diskuse k výzkumné části práce	55
6.3.1 Diskuse k výzkumné otázce č. 1a, 1b	56
6.3.2 Diskuse k výzkumné otázce 1c	58
6.3.3 Diskuse k výzkumné otázce číslo 2a, 2b	59
6.3.4 Diskuse k výzkumné otázce číslo 3	60
7 ZÁVĚRY	61
8 SOUHRN	63
13 SUMMARY	65
14 REFERENČNÍ SEZNAM	67
11 PŘÍLOHY	82

1 ÚVOD

Bolest ramenního kloubu vyvolaná impingement syndromem je častá u sportovců, kteří opakovaně využívají pohyb paže nad hlavou. Mezi takové sportovce patří hráči volejbalu, kde jednoznačně dochází ke stresu tkání ramenního pletence při úderu smeče a podání. Na rozdíl od subakromiálního impingement syndromu pacienti typicky udávají bolest v posteriorní části ramene, a to během abdukce a zevní rotace (fáze přípravná) a ve fázi úderu do balonu, kdy paže směřuje do addukce, vnitřní rotace a extenze (fáze akcelerace a decelerace). Mezi další symptomy patří slabost, ztráta rychlosti při úderu nebo špatný timing úderu do balonu. Jednou z příčin vzniku impingement syndromu je samotné opakování pohybu úderu, který ve fázi náprahu vytváří značný stres na anteriorně uložené tkáně glenohumerálního kloubu a při fázi akcelerace a decelerace na posteriorně uložené tkáně glenohumerálního kloubu. V důsledku opakování tohoto pohybu paže dochází k adaptaci měkkých tkání ramene, která může vést ke svalovým dysbalancím až k instabilitě glenohumerálního kloubu. Riziko glenohumerální instability se poté zvyšuje u vrozeně zvýšené laxicity měkkých tkání (konstituční hypermobility).

Mezi významnou svalovou dysbalanci patří nesouhra mezi stabilizátory lopatky, konkrétně mezi m. trapezius descendens a m. trapezius ascendens s m. serratus anterior. Tato dysbalance narušuje fyziologický pohyb lopatky, významný pro optimální nastavení glenoidu během elevace paže a k udržení centrovaného postavení glenohumerálního kloubu.

Svalové dysbalance a glenohumerální instabilita vedou k narušení biomechaniky glenohumerálního kloubu. Následně může dojít během úderu smeče/podání k uskřínutí (impingementu) části rotátorové manžety (m. supraspinatus, m. infraspinatus) a labrum glenoidale v posterosuperní části glenohumerálního kloubu.

Etiopatogeneze patologií ramene je často už v samotném patologickém přednastavení, jako je například zvětšená kyfoza hrudní páteře s protrakcí ramen. Patologické přednastavení s kombinací opakovaného jednostranného zatížení fylogeneticky mladší funkce ramenního pletence v otevřeném kinematickém řetězci vede k bolestivým funkčním, následně i strukturálním poruchám.

V této práci předpokládáme, že svalové dysbalance a oslabení, které vedou, nebo jsou následkem impingement syndromu se projeví změnou v časovém zapojení vybraných svalů ramenního pletence u hráčů volejbalu.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Funkční anatomie ramenního pletence

Ramenní pletenec je složitý komplex skládající se z pěti kloubů. K pohybu je nutná kooperace všech kloubů a interakce téměř 30 svalů, zajišťujících na jedné straně velkou mobilitu, na druhé maximální stabilitu (Matsen et al., 2009).

Kapandji (2004) rozdělil klouby ramenního pletence do dvou skupin. V první skupině je hlavní kloub anatomický skapulo-humerální kloub, k jehož optimální funkci je nezbytný fyziologický subdeltoideální kloub. V druhé skupině je hlavní kloub fyziologický skapulothorakální kloub. Optimální pohyb skapulothorakálního kloubu umožňují dva anatomické klouby - akromioklavikulární kloub a sternoklavikulární kloub (Kapandji, 2004).

Skapulo-humerální kloub (= glenohumerální) je pravý anatomický kloub, nejdůležitější v pletenci, protože přispívá největším podílem k rozsahu pohybu ramenního pletence (Kapandji, 2004). Glenohumerální kloub (GH) je kloub kulovitý volný. Kloubní plochy tvoří hlavice humeru a kloubní jamku tvoří cavitas glenoidalis lopatky, která je 3-4 krát menší než kloubní plocha hlavice (Čihák, 2001). Cavitas glenoidalis je rozšířena o vazivový prstenec - labrum glenoidale, který obkružuje obvod glenoidu a rozšiřuje kloubní plochu asi o 1/3. Tím dochází i ke zvýšení její konkavity přibližně o 50 % (Bartoniček & Heřt, 2004).

Vzhledem k rovině lopatky je celá jamka skloněna asi 9° dorsálně (retroverze jamky). Tím působí proti anteriorní dislokaci hlavice humeru (Hess, 2000). Pokud je glenoid klopen nadměrně anteriorně či posteriorně, stabilizace v GH kloubu je méně efektivní (Schemler, 2002). Celá lopatka je na stěně hrudníku odkloněna asi 30° od frontální roviny, cavitas glenoidalis tedy směřuje ventrolaterálně (Bartoniček & Heřt, 2004). Porušení struktury cavitas glenoidalis, nebo rozšířené části labrum glenoidale může narušit stabilitu celého kloubu (Soslowsky et al., 1992).

Subdeltoideální kloub (= subakromiální kloub) je klinický název prostoru, který je tvořen korakoakromiálním obloukem (zepředu spodní a přední třetinou akromionu a coracoacromiálním ligamentem a ze shora akromioklavikulárním (AC) kloubem a ze spodu hlavici humeru (Neer, 1972). Velikost tohoto prostoru je asi 0,5 cm. Mezi měkké tkáně v subakromiálním prostoru patří šlacha m. supraspinatus, caput longum muscui bicipitis brachii (CLBB), bursa subacromialis a kloubní pouzdro glenohumerálního kloubu (Michener, McClure, & Karduna, 2003).

Skapulo-thorakální skloubení je funkční spojení pomocí vmezeřeného vaziva, které vyplňuje štěrbinu mezi svaly na přední straně lopatky a hrudní stěnou. Posun lopatky je uskutečněn klouzavým pohybem tohoto vaziva (Kolář et al., 2010).

Akromioklavikulární kloub je tuhý kloub, který je tvořen plochými oválnými kloubními ploškami na akromionu a akromiálním konci klavikuly. Kloubní pouzdro je krátké tuhé a je zpevněno ze shora ligamentem acromioclaviculare. Pohyby jsou v malém rozsahu. Někdy kloub může obsahovat discus articularis, který do nitra zasahuje od horní strany kloubního pouzdra.

Sternoklavikulární kloub doplňuje pohyby předchozího kloubu. Součástí kloubu je discus articularis a je to jediný pravý kloub spojující horní končetinu s trupem (Čihák, 2001).

Komplexnímu pohybu ramenního pletence odpovídá dokonalé neuromotorické řízení, které musí být zajištěno v jakékoliv fázi pohybu. Musí neustále zachovávat kongruenci kloubních ploch hlavice humeru a cavitas glenoidalis lopatky v průběhu pohybu končetinou (Manske, 2006; Mumenthaler, Bassetti, & Daetwyler, 2008).

2.1.1 Fylogeneze funkce ramenního pletence

Nejstarší funkce ramenního pletence v hominoidní linii našich kvadrupedálních prapředků homo sapiens byla funkce opěrná nebo-li lokomoční. Při plazení byla silová převaha addukčních a vnitřně rotačních pohybů v uzavřeném kinematické řetězci. Vertikalizací postury došlo k tvarové změně páteře a žeber, následkem i změně postavení lopatky a svalového závěsného aparátu posunem skapulohumerálních svalů. Postupná změna funkce ramenního pletence vedla k redukci svalů pro lezení (Cambell, 1998; Krobot, Míková, & Bastlová, 2004). Část m. pectoralis major kvadrupedů s převážně addukční složkou se přeměnila ve svaly m. supraspinatus a m. infraspinatus (svaly rotátorové manžety) s abdukční a zevně rotační funkcí. Pohyb zevní rotace a abdukce umožnil pohyb antigravitační – arboreální (pro lezení na stromech), tedy více v otevřeném kinematickém řetězci. Střídáním pohybu arboreálního lezení a kvadrupedální lokomoce docházelo ke zvětšení pohybu elevace končetiny nad horizontálu, a to distálním posunem úponu m. deltoideus na humerus, k prodloužení páky při abdukci končetiny (Michalíček & Vacek, 2014).

Během vertikalizace se zvětšovala potřeba většího rozsahu pohybu i střídání rotačních pohybů v otevřeném kinematické řetězci, které umožnily zdokonalení ruky s funkčním zapojením palce v opozici. M. latissimus dorsi se měnil postupně z lokomoční

funkce na arboreální až k vizuálně kontrolované manipulační funkci. Část m. latissimus dorsi se přeměnila na svaly rotátorové manžety: m. subscapularis, m. teres major a m. teres minor, s vnitřně i zevně rotační složkou, a s novou depresorickou funkcí, která zajišťuje dynamickou stabilizaci GH kloubu při pohybu nad horizontálu (prevence vzniku impingement syndromu, viz dále)(Michalíček & Vacek, 2014).

Rameno tedy následovalo funkčně i strukturálně periferní úchopovou funkci ruky. Vysvětluje to i fakt, že neuromotorická kontrola ramene je úzce spojena s řízením funkce ruky. Původní lokomoční funkce ramene nezmizela, ale zůstává „překryta“ mladší manipulační a úchopovou funkcí.

V ontogenezi jedince svírala plocha kloubní jamky lopatky (směřující původně vpřed) 80°- 90° se sagitální rovinou u kvadrupedů, následně se orientuje více laterálně, a to 30° se sagitální rovinou. Změnou pozice lopatky (dorsálně a kraniálně) se v ontogenezi mění i torzní úhel humeru cca o 40°, aby se zachovala vizuální kontrola manipulačních pohybů horní končetiny. Torzí hlavice humeru dochází i k torzi šlachy dlouhé hlavy bicepsu (caput longum biceps brachii) (Krobot, 2005; Michalíček & Vacek, 2014). Kvůli této rotaci šlacha bicepsu opouští přední aspekt ramene v sulcus bicipitalis šikmým průběhem pod úhlem 30-45°, zatímco v kvadrupedální poloze pokračoval v přímém směru. Caput longum biceps brachii (CLBB) měla pouze jeden úpon na tuberculum glenoidale a asistovala m. supraspinatus při elevaci, začátek byl tedy uložen extraartikulárně. Během vývoje se biceps stěhoval distálně a vznikal intraartikulárně pokračováním labrum glenoidale (Guiliani et al., 1977). Welcker (1878) popisuje, že v ontogenezi u tří měsíčního plodu existuje synoviální duplikace, která spojuje CLBB se šlachou m. supraspinatu.

Kvůli rotaci humeru je šlacha vystavena většímu iritačnímu tření v obloukovitém průběhu přes proximální humerus. Tato oblast má zhoršené cévní zásobení a je to místo výskytu častých zánětů a edémů (Krobot, 2005).

Původní lokomoční funkce je využívána především v různých formách sportovních a rekreačních aktivit, kdy je lokomoce zajištěna přes ramenní pletenec v uzavřeném kinematické řetězci – plavání, běh na lyžích, lezení na umělé stěně (Vystrčilová, Kračmar, & Novotný, 2006). Využívání manipulační funkce ruky je často spojeno s chronickým přetěžováním ramene, a to nejčastěji při opakování silového pohybu v otevřeném kinematickém řetězci. Příčinou bývá svalová nerovnováha mezi vývojové „staršími a mladšími“ svaly. Příkladem jsou sportovní činnosti, tzv. overhead activity, tedy aktivity využívající opakovaně paži nad hlavou. Příkladem je volejbal, baseball, tenis, kde se objevuje

výrazně vnitřně rotační složka. Fylogeneticky starší funkce může začít převládat nad fylogeneticky mladší funkcí.

2.1.2 Kineziologie ramenního pletence

Pohyb glenohumerálního kloubu je spojen s pohyby celého ramenního pletence. Optimální pohybová funkce ramenního pletence je důležitá pro minimální zatížení pohybového aparátu při smečářském úderu.

2.1.2.1 Kineziologie lopatky a klíční kosti

Pohyby lopatky jsou rotační a posuvné a jsou vždy spojeny s hybností akromioklavikulárního kloubu (AC) a sternoklavikulárního kloubu (SC) (Michalíček & Vacek, 2014).

Prvním posuvným pohybem je elevace a deprese lopatky. Při elevaci lopatky dochází k posunu lopatky nahoru po hrudním koši. Laterální konec klíční kosti se pohybuje také do elevace a dochází k sumaci elevace SC a rotaci vnitřní v AC.

Při depresi lopatky se pohybuje lopatka po hrudním koši dolů, laterální konec klíčku do deprese a dochází k sumaci deprese SC a zevní rotaci v AC (Michalíček & Vacek, 2014). Při pohybu elevace a deprese dochází současně k rotačním pohybům lopatky kolem osy kolmé na sagitální rovinu (Michalíček & Vacek, 2014). Lopatka rotuje posteriorně (posterior tilt) nebo anteriorně (anterior tilt) (Obrázek 1C).

Druhý posuvný pohyb lopatky je spojen s protrakcí klavikuly v SC a horizontálním posunem v AC. V protrakci, neboli abdukci lopatky se lopatka pohybuje od páteře. Laterální konec klíční kosti se pohybuje více laterálně a hlavně anteriorně. Lopatka se posouvá do sagitální roviny a fossa glenoidalis míří anteriorně. Při retrakci se lopatka pohybuje k páteři a je sumací retrakce SC a horizontálního posunu v AC. Laterální konec se pohybuje mediálně a posteriorně a lopatka se pohybuje do frontální roviny s nastavením cavitatis glenoidalis laterálně (Michalíček & Vacek, 2014).

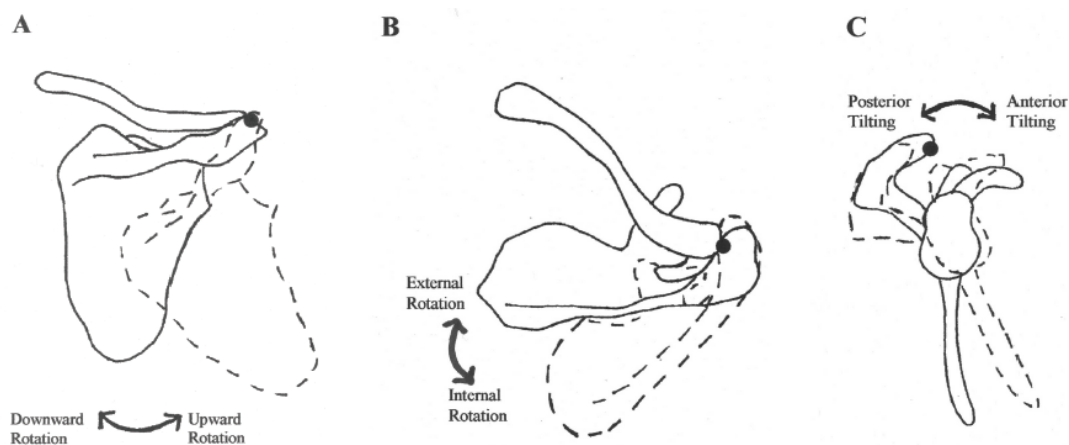
Rotační pohyb lopatky kolem osy kolmé na frontální rovinu mění pozici dolního úhlu lopatky. Glenoid je natáčen buď kraniálně, tzv. superiorní rotace (superior/upward rotation)

a dolní úhel lopatky se pohybuje laterálně. Nebo je glenoid natáčen kaudálně (downward rotation)(Stryuf et al., 2011)(Obrázek 1A).

Dále se lopatka pohybuje do zevní a vnitřní rotace. Zevní rotace natáčí glenoid více do frontální roviny a dolní úhel se pohybuje zevně od páteře v úhlovém rozsahu 30°, zatímco vnitřní rotace otáčí glenoid do sagitální roviny (Stryuf et al., 2011)(Obrázek 1B).

Autoři se shodují, že lopatka fyziologicky vykonává během elevace paže superiorní rotaci, zevní rotaci a posteriorní tilt (Inmann, Souders & Abbott, 1944; Phadke, Camargo & Ludewig, 2009). Dominantní pohyb je superiorní rotace. Vnitřní rotace lopatky snižuje rozsah pohybu ve všech třech rovinách.

Pro udržení subakromiálního prostoru je zásadní elevace akromionu, která vzniká kombinací superiorní rotace lopatky a posteriorního tiltu. Důležitá je také retrakce lopatky, součástí retrakce je posteriorní tilt lopatky, který zvedá anteriorní část akromionu (Page, 2011).



Obrázek 1 (A, B, C). Pohyby lopatky

2.1.2.2 Kineziologie glenohumerálního kloubu

Během elevace (flexe i abdukce) paže hlavice humeru roluje superiorně a současně tahem svalů a vazů je tažena a klouže dolů (viz statické a dynamické stabilizátory GH kloubu). Dochází tak současně k valivému a posuvnému pohybu (Kapandji, 2004).

Během abdukce v rovině lopatky tuberculum majus hlavice humeru je orientováno pod nejvyšší místo korakoakromiálního oblouku. Kombinace skluzného a posuvného pohybu umožňuje větší rozsah pohybu, protože bez skluzu hlavice by došlo ke kontaktu hlavice a korakoacromiálního oblouku (vznik impingement syndromu). U zdravého ramene zůstává hlavice prakticky na místě nebo se zvedne v zanedbatelné vzdálenosti. Během abdukce

v rovině frontální dochází ke kompresi subakromiálních struktur nárazem tuberkulum majus na přední část akromionu (Michalíček & Vacek, 2014).

Stejně důležité jako optimální nastavení glenoidu a skluzný a posuvný pohyb hlavice humeru je funkce zevních rotátorů. Zevní rotátory provedou zevní rotaci humeru v 90° abdukce a hlavice humeru roluje dozadu, sklouzává dopředu a tuberculum majus proklouzne pod akromionem (Michalíček & Vacek, 2014).

Relativní pohyb mezi lopatkou a humerem během pohybu je nazýván skapulohumerální rytmus. Je to poměr mezi glenohumerálním pohybem a skapulothorakálním pohybem během elevace paže (Stryuf et al., 2011). Tento poměr je důležitý pro dosažení plné elevace paže. Dříve byl popisován při pohybu ve frontální rovině, nedávné studie ho však definují jako pohyb v rovině lopatky, tedy 30° od frontální roviny.

V prvních 30° elevace je pohyb pouze v glenohumerálním kloubu, poté lopatka rotuje laterokraniálně. Na každých následujících 15° stupních, 10° připadá humeru a 5° lopatce. Konstantní poměr skapulohumerálního kloubu je tedy 2:1 (Bartoníček & Heřt, 2004).

Jiní autoři udávají první rotaci lopatky až v 60° (Inmann, Saunders, & Abbott, 1944). Největší relativní rotace lopatky při elevaci paže je mezi 80°-140° (Bagg & Forest, 1988).

Pohyb lopatky je spojen také s rotacemi paže. Při vnitřní rotaci humeru, která má rozsah 75-85°, dochází k protrakci lopatky. Pasivní napětí je udržováno posteriorním kloubním pouzdem a m. infraspinatus. Ligamenta glenohumeralia relaxují (Kapandji, 2005).

Zevní rotace humeru je spojena s retrakcí lopatky, která při 90° abdukci má rozsah až 90°. Hlavice humeru roluje dozadu a sklouzává dopředu ve fossa glenoidale, m. infraspinatus roluje a současně napíná posteriorní ligamentozní struktury. M. subscapularis, caput longum biceps brachii (CLBB) a anteriorní ligamenta zpevňují kloubní pouzdro anteriorně. Zevní rotace humeru současně rotuje tuberculum majus pod akromionem, která zajistí udržení dostatečně velkého subakromiálního prostoru pro měkké tkáně v něm (Michalíček & Vacek 2014).

Koordinovaného pohybu horní končetiny se účastní celý ramenní pletenec, a je výsledkem optimální svalové práce jednotlivých svalových skupin pletence. Zásadní pro skapulohumerální rytmus je svalový timing, který ale může být mnoha faktory narušen a tím narušena svalová souhra a pohybový stereotyp (Ludewig & Cook, 2000).

2.1.3 Kineziologie smečářského úderu – 4 fáze (Vilímek, 2006)

Kombinací výše popsaných pohybů ramenního pletence je i smečářský úder volejbalisty.

1) Fáze přípravná (0s – 0,54 s)

Tato fáze pohybu je charakterizována lateroventrální elevací paže do horizontály a paže je připravena jít do maximální zevní rotace.

2) Fáze náprahu (0,55 s – 0,82 s)

Během této fáze se po přechodu horizontály dostává paže do náprahu. Dochází k maximální elevaci, zevní rotaci a horizontální extenzi paže. U některých sportovců dochází k extrémní zevní rotaci až 100-120°.

3) Fáze akcelerace (0,83 s – 1,16 s)

V této fázi, především po přechodu horizontály, horní končetina prudce akceleruje směrem k míči, do kterého na konci této fáze udeří. Při tomto pohybu dochází k transferu energie z dolních končetin a trupu do ramene, lokte a zápěstí. Dochází k vnitřní rotaci, addukci a extenzi paže, extenzi lokte. Zápěstí se dostává z dorzální flexe do flexe palmární. Celý tento pohyb určuje následný směr, rotaci a rychlost míče. Při kontaktu s balonem dochází k nepatrnému zpomalení paže (Greiwe & Ahmad, 2010; Vilímek, 2006).

4) Fáze decelerace (1,17s – 1,34 s)

Při vlastním úderu do míče se horní končetina dále pohybuje do vnitřní rotace, addukce a extenze a plynulou decelerací směrem k výchozí poloze (Vilímek, 2006).

Smečářský úder se ale nekoná pouze v ramenním pletenci. Pouze 50 % kinetické energie dané do míče je výsledkem pohybu paže a ramene, zbytek je výsledkem dolních končetin a rotací trupu. Kinetická energie z dolních končetin a trupu je přenášena přes skapulothorakální kloub do celé horní končetiny. Skapulothorakální kloub je důležitý článek tohoto kinematického řetězce (viz níže), ale o to častěji je přetížen (Kirchhoff & Imhoff, 2010).

2.2. Stabilizce ramenního kloubu

Stabilita glenohumerálního kloubu je schopnost udržet hlavici humeru v centrovaném postavení proti cavitas glenoidalis (Matsen, Chebli, & Lippitt, 2006). Dochází k optimálnímu statickému zatížení, kdy kloubní plochy jsou v maximální kongruenci a síly působící na kloub jsou rovnoměrně rozloženy (Kolář, 2001). Výsledný vektor všech sil působících na hlavici humeru musí směřovat do glenoidu (Janura, Míková, Krobot & Janurová, 2004; Matsen et al.,

2009). Působením tohoto mechanismu vzniká největší odolnost proti posunu obou povrchů kloubu proti sobě (Janura et al., 2004). Kloub v daném úhlovém postavení je schopen snášet nejlépe zátěž a má maximální možnou stabilitu (Kolář, 2001). V centrovaném postavení je minimální napětí kloubního pouzdra a kloubních vazů a periartikulárních svalů, které jsou v optimální kokontrakci, a pohyb je vykonávám s co nejmenšími energetickými nároky k dosažení požadovaného úkonu (Suchomel, 2006).

Centrace glenohumerálního kloubu je definována jako funkční stabilita, která je výsledkem interakce mezi statickými a dynamickými stabilizátory a proprioceptivním (zpětnovazebným) kinetickým systémem (Manske, 2006; Mumenthaler, Bassetti, & Daetwyler, 2008).

Statickou stabilizaci zajišťují kapsuloligamentózní struktury zahrnující labrum glenoidale, glenohumerální ligamenta, kloubní pouzdro (kapsula) a nitrokloubní tlak. Mezi dynamické stabilizátory patří svaly rotátorové manžety, m. deltoideus, m. biceps brachii, m. teres major, m. latissimus dorsi a m. pectoralis major (Riemann & Lephart, 2002a).

Funkční propojení statických a dynamických stabilizátorů zajišťuje nervová soustava, která musí být schopna rychle, přesně a koordinovaně reagovat na aktuální stav prostředí a jeho změnu (Véle, 2006).

2.2.1 Statické stabilizátory

2.2.1.1 Capsula articularis a ligamenta glenohumerálního kloubu

Kloubní pouzdro (capsula articularis) se upíná těsně při zevním obvodu báze labrum glenoidale a směřuje ke collum anatomicum humeri. Je tvořeno fibrózní a synoviální vrstvou (Bartoníček & Heřt, 2004). Kloubní pouzdro je relativně volné a slabé a v neutrální pozici paže se v dolní části skládá v řasy. Vlákna kloubního pouzdra vykazují twist (stočení) dopředu a mediálně. Twist se zvětšuje při abdukci, a to způsobuje kompresi hlavice proti glenoidu. S progresí abdukčního pohybu stoupá tenze kapsuly, která způsobí zevní rotaci humeru, tím un-twist vláken, který umožní další pohyb paže (Kapandji, 2008).

Ligamentum (lig.) coracohumerale tvoří zesílený pruh pouzdra. Začíná na bázi processus coracoideus a upíná se na horní část sulcus intertubercularis (bicipitalis). Zde se rozděluje na dva pruhy (anteriorní a posteriorní), mezi nimiž proráží dlouhá hlava bicepsu brachii na povrch kloubního pouzdra. Lig. coracohumerale je považován za závěsný vaz

hlavice, protože zesiluje kloubní pouzdro v oblasti rotátorové manžety (viz dále rotátorový interval), mezi úpony m. subscapularis a m. supraspinatus (Bartoniček & Heřt, 2004). Napětí ligamenta coracohumerale při addukované paži u těla zajišťuje inferiorní stabilitu glenohumerálního kloubu spolu se superiorní částí kloubního pouzdra. Ostatní kapsuloligamentózní struktury v této pozici jsou volné a není významný jejich účinek (Itoi, Hsu, & An, 1996). Anteriorní pruh se napíná především při extenzi paže, posteriorní pruh při flexi paže (Kapandji, 2008).

Glenohumerální ligamenta se rozdělují na superiorní (SGHL), střední (MGHL) a inferiorní glenohumerální ligamenta (IGHL) (Itoi et al., 1996). Zesilují vnitřní povrch fibrózní části kloubního pouzdra, a to zejména na jeho přední straně, kde jsou ligamenta ve tvaru „Z“ (Bartoniček & Heřt, 2004; Kapandji, 2004). „Otvory“ v tomto písmenu se nazývají tzv. foramen Weitbrechti (mezi SHGL a MGHL) a foramen Rouviere (mezi SGHL a IGHL). Jsou to nejslabší místa kloubního pouzdra, a tedy nejvíce náchylná k anteriorní dislokaci hlavice humeru (Cailliet, 1991; Kapandji, 2004).

SGHL a MGHL se napínají během abdukce a zevní rotace a spolu s přední částí kloubního pouzdra zajišťují anteriorní stabilitu GH kloubu. Inferiorní glenohumerální ligamentum je tvořeno anteriorní a posteriorní částí. S rostoucí abdukcí roste stabilizační vliv celého IGHL a přidává se posteriorní část kloubního pouzdra. Anteriorní pruh IGHL má stabilizační funkci během abdukce a zevní rotace. Při abdukci a vnitřní rotaci se napíná posteriorní pruh IGHL a posteriorní část kloubního pouzdra, ostatní ligamenta jsou v relaxaci. Tyto struktury zajišťují také inferiorní stabilitu během abdukce, a to jak ve vnitřní (posteriorní část IGHL), tak zevní rotaci (anteriorní část IGHL) (Itoi et al., 1996).

Mezi extrakapsulární vazy patří ligamentum coracoglenoidale, lig. intertuberculare a lig. coracoacromiale. Lig. coracoglenoidale začíná v blízkosti ligamentum coracohumerale a upíná se do labra glenoidale při tuberculum supraglenoidale. Ligamentum intertuberculare, které lze považovat za zesílený dolní okraj ligamentum coracohumerale. Tvoří most mezi tuberculum majus a minus a fixuje caput longum musculi bicipitis brachii v sulcus intertubercularis (bicipitalis). Mezi procesus coracoideus a acromionem je nad kloubem horizontálně rozezpato ligamentum coracoacromiale, tzv. fornix humeri. Lig. coracoacromiale vzájemně stabilizuje oba kostní výběžky, neboť na tyto výběžky působí tah svalů, které se zde upínají či začínají (Bartoniček & Heřt, 2004). Ligamentum tvoří strop subakromiálního prostoru (Čihák, 2001).

2.2.1.2 Nitrokloubní tlak

Negativní nitrokloubní tlak přispívá k trvalému kontaktu styčným ploch kloubu, a omezuje nadměrnou translaci hlavice humeru. Ke vzniku relativního vakua glenohumerálního kloubu přispívá jeho uzavření kloubním pouzdem a okolními měkkými tkáněmi a vysoký osmotický tlak ve vmezeřených tkáních, který způsobuje odvod vody z ramenního kloubu. Při snaze oddálit kloubní plochy dochází k relativnímu zvýšení objemu a vzniku podtlaku, který brání dalšímu oddálení kloubních ploch (Iannotti & Williams, 2007). Při poškození kloubního pouzdra nebo labra glenoidale (Bankart léze, SLAP - superior labrum anterior posterior léze), dochází k vymizení negativního nitrokloubního tlaku a zhoršení stability kloubu (Habermeyer, Schuller, & Wiedermann, 1992).

2.2.2 Dynamické stabilizátory

Itoi et al. (1996) vysvětlují příspěvek svalů ke kloubní stabilitě následujícími mechanismy:

- 1) vlastní svalové klidové napětí svalů ramene,
- 2) svalová kontrakce způsobující kompresi kloubních ploch,
- 3) pohyb kloubu, který sekundárně napíná ligamenta,
- 4) pohybová bariéra vyvolána kontrakcí svalů,
- 5) přesměrování kloubních sil do centra kloubní plochy glenoidu pomocí koordinace svalové síly.

2.2.2.1 Rotátorová manžeta, rotátorový interval

Rotátorová manžeta (RM) je soubor šlach zasahující přímo do kloubního pouzdra. Svaly rotátorové manžety m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis jsou považovány za primární dynamické stabilizátory. Hlavní funkcí je stabilizace (komprese) hlavice humeru v glenoidu (Harryman et al., 1990).

M. supraspinatus začíná ve fossa supraspinata, vlákna směřují dopředu ke glenoidu a upíná se na tuberculum majus. Úpon se spojuje posteriorně se šlachou m. infraspinatus. Anteriorně se pojí s coracohumerálním ligamentem a přecházejí přes sulcus bicipitalis k tuberculum minus (Bigliani, Morrison, & April, 1986). Hlavní funkcí je abdukce paže do 30° a současně brání superiornímu posunu hlavice humeru (depressor hlavice humeru). Aktivní je m. supraspinatus v celém průběhu abdukce a částečně se účastní i zevní rotace (Escamilla et al., 2009).

M. infraspinatus začíná ve fossa infraspinata a upíná se na tuberculum majus. Zepředu se jeho vlákna spojují s m. supraspinatus, zezadu s m. teres minor. M. infraspinatus patří mezi zevní rotátory (Colachius, Strohm, & Brecher, 1969). Svoji aktivitou při zevní rotaci brání superiornímu posunu hlavice humeru (Saha, 1961). Stabilizuje hlavici humeru, jak posteriorně při vnitřní rotaci, tak anteriorně při abdukci a zevní rotaci (Perry, 1988). M. supraspinatus i m. infraspinatus jsou inervovány n. suprascapularis (Čihák, 2001).

M. teres minor má začátek ve střední části margo medialis scapulae a upíná se na zadní část tuberculum majus humeri (Čihák, 2001). M. teres minor je zevní rotátor a podílí svojí aktivitou na anteriorní stabilizaci GH kloubu (Colachius et al., 1969). Je inervován větví z n. axilaris (Čihák, 2001).

M. subscapularis tvoří přední část rotátorové manžety. Začíná na anteriorní ploše lopatky (fossa subscapularis) a jde k tuberculum minus humeri (Hinton et al., 1994). Spolu s m. supraspinatus se podílí na stabilitě caput longum biceps brachii (CLBB) v sulcus bicipitalis. Spodní vlákna svalu mají funkci depressoru humeru. Anatomické postavení m. subscapularis poskytuje anteriorní stabilizaci glenohumerálního kloubu při pozici paže v neutrální rotaci (Saha, 1961). Během zevní rotace se aktivita m. subscapularis snižuje a větší roli zde hrají m. infraspinatus a m. teres minor, které i redukují napětí glenohumerálních ligament (Itoi et al., 1996).

Rotátorová manžeta společně s kloubním pouzdem odděluje kloubní dutinu od dutiny subakromiální (Bartoníček & Heřt, 2004). Svaly tvoří komplex, který na povrchu vypadá jako čtyři samostatné svaly, ale v hlubších vrstvách jsou navzájem spojeny jak mezi sebou, tak s kloubním pouzdem a s CLBB (Clark & Harryman, 1992). Bartoníček a Heřt (2004) popisují pět vrstev rotátorové manžety v oblasti tuberculum majus. Na povrchu je lig. coracohumerale, pod ním probíhají vlákna m. supraspinatus a m. infraspinatus longitudinálně, ve třetí vrstvě se tyto vlákna kříží. Čtvrtá vrstva je tvořena hlubokými vlákny lig. coracohumerale a vrstva pátá samotným kloubním pouzdem. Část vláken šlachy

m. supraspinatus a m. subscapularis se sbíhají v horní části sulcus bicipitalis, kde se spojují a vytvářejí podklad pro průběh šlachy dlouhé hlavy bicepsu.

Mechanicky nejvíce zatěžovanou částí manžety je šlacha m. supraspinatus, a to v oblasti asi 1,5 cm od úponu na tuberculum majus. Při abdukci zde dochází k útlaku šlachy mezi tuberculum majus a anterolaterálním okrajem akromionu (Bartoniček & Heřt, 2004).

Manžetou prostupuje CLBB, která rozděluje rotátorovou manžetu na laterální (m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor) a mediální (m. subscapularis) část. Tento prostor je nazýván rotátorový interval (Muller, 1995).

Rotátorová manžeta ovlivňuje GH kloub jak aktivně, tak pasivně. Samotné napětí svalů rotátorové manžety zajišťuje posteriorní stabilitu GH kloubu. Přední bariéru tvoří m. subscapularis, se svým úponem na tuberculus minor, který brání anteroinferiornímu posunu hlavice. Všechny svaly rotátorové manžety také stabilizují hlavici humeru proti anteriornímu posunu během abdukce, a to jak při zevní, tak vnitřní rotaci (Itoi et al., 1996).

M. teres minor, dolní část m. subscapularis, a dolní část m. infraspinatus brání superioriornímu posunu hlavice humeru, tedy přispívají k udržení optimálního subakromiálního prostoru během pohybu. Tyto depresory hlavice humeru zajišťují precentraci glenohumerálního kloubu, anticipaci pohybu, tedy přípravu na samotný úkol a jejich optimální načasování a dávkování akce je důležité pro následnou aktivitu dlouhých povrchových svalů (Mayer & Smékal, 2005).

2.2.2.2 Caput longum musculi bicipitis brachii

M. biceps brachii je složen ze dvou začátečních úponů. Krátká hlava bicepsu začíná na processus coracoideus a jde podél m. coracobrachialis, kde se spojuje s dlouhou hlavou a upíná se na tuberculum radii (Mariani et al., 1988).

Následkem fylogeneze (viz část fylogeneze funkce ramenního pletence) je začátek šlachy dlouhé šlachy bicepsu brachii variabilní, jsou popsány bifurkace, trifurkace, jeden úponový bod, nebo i absence CLBB (Ogowa, 1998). Šlacha prošla vývojem do konečného útvaru intraartikulárního a extrasynoviálního. Synoviální pochva je otevřená, obklopuje šlachu, komunikuje přímo s glenohumerálním kloubem a končí v slepém vaku v sulcus bicipitalis (Goldman, 1981).

Vangness et al. (1994) popisuje odstup šlachy od tuberculum supraglenoidale ze 40-60 % a zbylá část vláken je spojena s nejvíce superiorně položenou částí labrum glenoidale (tzv. bicipitolabrální komplex). Dierickx et al. (2009) popisuje bifurkace začátku CLBB, začínající ze spodní části m. supraspinatus a částečně z glenoidu, které se spojují před vstupem do sulcus bicipitalis. Kontrakce bicepsu během abdukce může způsobit trakci inferiorní části šlachy m. supraspinatus, která se může stát faktorem vzniku impingement syndromu.

CLBB leží anteriorně na hlavici humeru a je natočena mediálně směrem k origu (Basmajian & Latif, 1957). Tato anatomická skutečnost vypovídá o funkci bicepsu jako anteriorním stabilizátoru humeru (Vangness et al., 1994).

V proximální, intraartikulární části je šlacha plošší a v místě vstupu do sulcus bicipitalis jsou vlákna více cirkulárně stočená. V této části je šlacha bohatá na senzorickeou a sympatickeou inervaci (Elser et al., 2011). Intraartikulární část šlachy je zásobena a. cirkumflexou anterior, stejně jako m. supraspinatus a část m. infraspinatus. Distálněji, při vstupu do sulcus bicipitalis je šlacha fibrokartilagozní a avaskulární, aby umožnila skluzný pohyb v sulcus bicipitalis (Elser et al., 2011). Stejnou hypovaskulární oblast má hlubší část šlachy m. supraspinatus asi 1 - 1,5 cm před úponem, tzv. kritická zóna. Povrch šlachy je živěn z větviček z dobře vaskularizované stěny subdeltoideální burzy (Bartoníček & Heřt, 2004).

Přes labrum glenoidale šlacha pokračuje do rotátorového intervalu, který zajišťuje stabilizaci šlachy v jejím průběhu. Rotátorový interval přemostňuje tuberculum majus a minus v horní části sulcu bicipitalis, a tak tvoří střechu, která stabilizuje CLBB (Meyer, 1926).

CLBB je flexor loketního kloubu a supinátor předloktí. V glenohumerálním kloubu má CLBB funkci slabého abduktoru a flexoru. Spoluúčast roste při zevní rotaci a abdukci (vrchol aktivity je při 132° abdukce), kde svoji aktivitou má prokazatelně funkci depresou hlavice humeru a anteriorního stabilizátoru (Itoi et al., 2008; Rodovsky, 1994; Warner & McMahon, 1995). Kontrakce CLBB zvyšuje torzní rigiditu kloubu a snižuje stres na statické stabilizátory, zejména inferiorní glenohumerální ligamenta (Rodovsky, 1994). Významnost funkce CLBB roste při lézi rotátorové manžety nebo při insuficienci a poškození vazů kloubního pouzdra (Itoi, 2000; Ting et al., 1987). Sakurai et al. (1998) popisují, že při addukci, extenzi a vnitřní rotaci paže je biceps neaktivní, a proto se stávají tyto pozice rizikové pro vznik bicipitolabrálních lézí, kdy dochází k velkým střížným silám v místě vstupu šlachy do sulcu bicipitalis.

David et al. (2000) v EMG studii také popisují roli CLBB a rotátorové manžety při iniciaci pohybu. Stabilizují glenohumerální kloub před zahájením zevní a vnitřní rotace, m. biceps brachii je aktivnější při rotaci zevní.

I když podle EMG studií u zdravého ramene je stabilizační role bicepsu minimální, role bicepsu se zvyšuje při nestabilitě ramene, a to jak při selhání statických, tak dynamických stabilizátorů. Usuzuje se, že m. biceps brachii tak reaguje na změnu propriocepce v glenohumerálním kloubu (David et al., 2000; Itoi, 2000; Rodovsky, 1994; Ting et al., 1987).

2.2.2.3 Musculus deltoideus, pectoralis major, teres major, latissimus dorsi

M. deltoideus je velký objemný sval, který představuje přibližně 20 % z ramenních svalů (Basset et al., 1990). Sval se podle místa začátku dělí na tři části, a to na pars anterior (klavikulární část), pars media (akromiální část) a pars posterior (spinální část). Všechny porce směřují ke společnému úponu na tuberositas deltoidea humeri. Vnitřní plocha je oddělena od kloubního pouzdra a svalů velkou subdeltoidní bursou, neboli subakromiální bursou, protože vybíhá až k fornix humeri a akromionu (Bartoníček & Heřt, 2004). M. deltoideus je aktivní při každém pohybu elevace paže (Groh et al., 1994). Přispívá k inferiorní stabilitě glenohumerálního kloubu při addukci i abdukci paže v rovině lopatky, nikoliv však v rovině frontální (Mozzkin et al., 1994). Kido et al. (2001) se shodli, že m. deltoideus má anteriorní stabilizační funkci během abdukce a zevní rotace, a tato funkce je významnější při rostoucí nestabilitě ramene. Pars media a posterior m. deltoideus jsou důležité pro kompresi hlavice humeru do glenoidu (Matsen et al., 2009).

M. pectoralis major, m. latissimus dorsi a m. teres major jsou dlouhé povrchové svaly, generující moment vnitřní rotace a addukce. Přispívají také k depresi hlavice humeru a uvolnění subakromiálního prostoru (Mayer & Smékal, 2005). Tyto svaly se ale podílejí zejména na silových, rychlých a méně precizních pohybech Suchomel (2006).

2.3 Neuromotorická kontrola stabilizace glenohumerálního kloubu

Během fylogeneze došlo k zásadní změně neuromotorického řízení v důsledku změny funkce ramene (Mayer & Smékal, 2005). Od fylogeneticky starší lokomočně-posturální funkce kvadrupedů v převážně uzavřeném kinematickém řetězci, která je rychleji a více fixovaná v centrální nervové soustavě (CNS), k fylogeneticky mladší funkci manipulačně-fázické, převážně v otevřeném kinematickém řetězci (Michalíček & Vacek, 2014). Neuromuskulární kontrola zajišťuje spolupráci mezi statickými a dynamickými stabilizátory,

kteřá zajistí stabilitu a optimální nastavení ramenního kloubu pro složitější a diferencovanější funkci ruky (Riemann & Lephart, 2002b).

2.3.1 Neuromuskulární kontrola

Neuromuskulární kontrola je zajištěna senzomotorickým systémem tvořeným senzory – aferentními a motorickými - eferentními komponentami řízené centrální nervovou soustavou. Senzorická informace (propriocepce) je vedena aferentní cestou do CNS, kde dochází k integraci senzoryckých informací z jednotlivých etáží CNS (spinální mícha, mozkový kmen, cerebellum, subkortikální struktury, kortex) a vyvolává eferentní motorickou odpověď. Motorická odpověď na základě senzoryckého vstupu (propriocepce) se nazývá feedback. Zpětná vazba (feedback control) je zajištěna senzory ve statických a dynamických stabilizátorech, aby neustále zpracovávaly specifické parametry a aferentní cestou předaly kontrolnímu systému (CNS). Kontrolní systém tyto vstupní informace porovnává s předurčenou hodnotou a odchylky opravuje za cílem obnovy stability, a to přizpůsobením svalové aktivity požadovanému stavu (Rieman & Lephart, 2002a).

Tento řídicí mechanismus se nazývá neuromuskulární kontrola, důležitá ke koordinaci pohybových vzorů a funkční stability (Michalíček & Vacek; 2014, Rieman & Lephart, 2000).

Neuromuskulární kontrola je definována jako nevědomá motorická eferentní odpověď na aferentní senzoryckou (proprioceptivní) informaci (Myers, Guskiewicz, Schneider, & Prentice, 1999). Myers a Lephart (2000) doplňují, že neuromuskulární kontrola glenohumerálního kloubu je nevědomá aktivace dynamických stabilizátorů zajišťujících funkční stabilitu kloubu, a to při přípravě na pohyb, nebo při odpovědi na pohyb a zatížení kloubu. Součástí neuromuskulární kontroly glenohumerálního kloubu je propriocepce, reflexní stabilizace, svalová „před“ aktivace (precentrace), koaktivace glenohumerálních a skapulothorakálních svalů a svalové napětí. K neuromotorické kontrole ramene patří také proprioceptivní systém krku, hrudníku a břicha. Výsledkem optimální neuromotorické kontroly je koordinovaná a plynulá motorická odpověď (Riemann & Lephart, 2002b).

2.3.1.1 Propriocepce a svalová „před“ aktivace

Propriocepce je definována jako aferentní informace o poloze (polohocit, statestézie), o pohybu (pohybocit, kinestézie) a silový smysl. Polohocit je schopnost

rozpoznání, kde je kloub orientován v prostoru. Pohybocit podává informace o rozsahu a rychlosti pohybu. Silový smysl je schopnost odhadu svalové síly a odporu během konaného pohybu. Všechny komponenty se účastní neuromotorické kontroly, ať už vědomě, či nevědomě. Porucha propioceptivního vnímání (např. při kloubní instabilitě, impingement syndromu) dochází ke snížení vnímání pasivního pohybu i kinestezie. Porucha propioceptivního vnímání vede k poruše neuromuskulární odpovědi (Manske, 2006; Mumenthaler, Bassetti, & Daetwyler, 2008).

Periferní senzoričká informace (propriocepce) se učí předešlými zkušenostmi (senzoričkými vstupy), je uložena a využívána pro plánování a provedení motorického vzoru (Dunn et al., 1986). Výsledkem propriocepce je „předpříprava“ svalů „feedforward controls“, tedy aktivita svalů předcházející senzoričké informaci, tedy i svalové kontrakci. Má také schopnost detekce možné poruchy a následně provést opravu před narušením stability. Vzniká svalová preaktivace, která zajistí rostoucí svalovou sílu, která brání nadměrnému protažení svalů. Svaly se aktivují v určitém pořadí (timing) a posílí kloub před zatížením. Je to zajištěno rostoucí senzitivitou proprioceptorů (svalových vřetének). Kontrolní systém feedforward se doplňuje se systémem feedback (zpětná vazba). Aferentní vstup je ale dříve použit pro feedforward, poté pro feedback (Riemann & Lephart, 2002a).

2.3.1.2 Reflexní stabilizace

Reflexní stabilizace je eferentní neuromuskulární odpověď vyvolaná na úrovni míchy. Jerosch et al. (1995) artroskopicky demonstrovaly reflexní oblouk mezi kloubním pouzdem a m. deltoideus, m. pectoralis major, m. trapezius a rotátorovou manžetou, který může poskytovat primární stabilizaci (Borsa, Lephart, & Fu, 1996; Warner & Lephart 1996). Příkladem bylo traumatické poškození stabilizačních struktur GH kloubu, které vyvolalo zpětnovazebně reflexivní svalovou kontrakci (Pope, Johnson, Brown, & Tighe, 1979). Svalová kontrakce ale není vždy dostatečně rychlá, aby plnila svoji protektivní funkci, a významnější jsou „precentrační“ svaly. Speer a Garrett (1996) se domnívají, že reflexní složka hraje roli v modifikaci předem naprogramované reakce, účinné pro změnu pohybu kloubu. Reflexní aktivita reguluje (svalovými vřeténky), jak extrafusální, tak intrafusální vlákna, tedy svalové napětí (Guyton, 1991).

2.3.1.3 Koaktivace dynamických stabilizátorů

Efektivnost svalové aktivity ramenního pletence je závislá na pohybu lopatky na hrudní stěně a na napětí stabilizátorů lopatky a rotátorové manžety (Davies & Dickhoff - Hoffman, 1993).

Koaktivace dynamických stabilizátorů GH kloubu je základem pro centraci hlavice humeru v glenoidu, tedy zajistit maximální kongruenci kloubních ploch. Důležitý je výsledný vektor síly, tzv. balance of forces, který musí směřovat do glenoidu. Tato rovnováha sil jednotlivých svalů je synergní aktivitou všech glenohumerálních svalů zajišťujících stabilitu. Pokud jednotlivé síly nejsou ve vzájemné rovnováze, může tento stav vyústit v abnormální glenohumerální mechaniku a způsobit glenohumerální instabilitu. V glenohumerálním kloubu jsou popsány dvě silové dvojice: vnitřní rotátor m. subscapularis proti zevním rotátorům m. infraspinatus, m. teres minor ve frontální rovině, a m. deltoideus proti m. infraspinatus, m. teres minor, m. subscapularis v transversální rovině.

Stejně významná je svalová koaktivace ve skapulothorakálním kloubu. Zde se jedná o vyváženost aktivity horní a dolní porce m. trapezius a m. serratus anterior, která je potřebná k zevní rotaci lopatky, superiorní rotaci a k posteriornímu tiltu (viz kineziologie lopatky). Stabilizace lopatky je základem pro nastavení glenoidu, na který navazuje pohyb hlavice humeru. Optimální kongruence hlavice humeru v glenoidu je důležitá pro uplatnění stabilizační funkce dynamických stabilizátorů (rotátorové manžety)(Davies & Dickhoff - Hoffman, 1993).

2.3.1.4 Neuromuskulární kontrola u patologií ramene a vliv nocicepce

Následkem přetěžování, opakovanou činností, při které vznikají mikrotraumata, lokální, či systémová, většinou vždy dochází k narušení biomechaniky ramenního kloubu a ke svalovým dysbalancím svalů kolem lopatky a ramenního pletence (Michalíček & Vacek, 2014). Porucha funkce ramenního kloubu často vede k poruše struktury a stejně tak primárně strukturální porucha se projeví narušením pohybových vzorů neuromuskulární aktivity. Pokud dojde k narušení struktury stabilizátorů (kapsuloligamentozních, muskulotendinozních), ať už traumaticky či netraumaticky, dochází ke snížení aferentace

tkání (Mayer & Smékal, 2005). Snížená aference se objevuje i u syndromu hypermobility, kde je zvýšená laxicita tkání, která limituje stimulaci proprio- a mechanoreceptorů, reagujících na protažení ligament. Deficit propriocepce mění neuromuskulární odpověď, která je zásadní pro stabilizaci. Vznikají kompenzační mechanismy. Příkladem může být zvýšená aktivita svalů m. supraspinatus nebo caput longum biceps brachii (CLBB) u anteriorní nestability a impingement syndromu (Mugleton, Allen, & Chappell, 1999).

Bolest, nociceptivní aferentace, má schopnost na základě zpětné vazby měnit pohybové vzory. Cílem CNS je posturálně stabilizovat nestabilní pletenec ramenního kloubu. Vývojově starší svaly s tendencí ke zkrácení a hypertonu, většinou s posturální stabilizační funkcí, tak převládají nad vývojově mladšími svaly, s fázičkou manipulační funkcí. Tím dochází k přechodu k fylogeneticky starším, pro CNS lépe kódovaným pohybovým vzorům, a k jejich opětovné fixaci. U ramenního pletence dochází k oslabení stabilizátorů dolního úhlu lopatky – m. serratus anterior, dolní část m. trapezius, nebo o převahu aktivity a zkrácení svalů upínajících se na horní část lopatky - m. trapezius, m. levator scapulae a m. pectoralis minor. Při této svalové dysbalanci dochází k posunu lopatky do protrakce a elevace, s omezením pohybu superiorní rotace dolního úhlu a posteriorního tiltu. Následkem je negativní vliv na konkávně - kompresní funkci rotátorové manžety, což vede k většímu mechanickému stresu rotátorové manžety a CLBB v subakromiálním prostoru. Zároveň dochází k energetickému a funkčnímu zatížení pro okolní svaly pletence (Michalíček & Vacek, 2014).

2.3.1.5 Neuromuskulární kontrola a únava

Propriocepci a neuromuskulární kontrolu ovlivňuje také únava. Únava ovlivňuje senzitivitu svalových vřetének, může způsobit snížení proprioceptivního vstupu (polohocit, pohybovit). Tato desenzibilizace (snížená citlivost) vřetének je dána lokálním metabolismem svalu reagující na únavu (Warner & Lephart, 1996).

2.4 Otevřené a uzavřené kinematické řetězce

Pojem kinetický řetězec se poprvé objevuje u amerického ortopeda Steindlera v padesátých letech 20. století. Rozdělil řetězce na uzavřené a otevřené. V biomechanickém

pojetí se používá pojem kinematický řetězec, což je soustava dvou přilehlých článků spojených kloubem, tzv. kinematický pár (dvojice). Ramenní kloub představuje typ zakloubení docílený působením extraartikulárních sil (tahem svalů a ligament), tzv. force closed pair (Dvořák, 2005a).

Otevřený kinematický řetězec (open kinematic chains, OKC) je takový řetězec, který má jeden konec, označovaný jako distální – volný, a druhý proximální je pevně fixován, uzavřený kinematický řetězec (close kinematic chains, CKC) má fixovány oba konce (Vaverka & Janura, 1998).

Přesnější definici uvádí Vařeka (2001): „otevřený kinematický řetězec je takový, kde je možné změnit postavení v jednom kloubu – nemusí to být kloub distální, beze změny postavení ostatních.“ Příkladem je pohyb horní končetiny ve volném stoji. V uzavřeném kinematické řetězci je změna postavení v jednom kloubu možná pouze za současné změny postavení v dalším nebo dalších kloubech. Příkladem je fáze dvojí opory při bipedální chůzi. V praxi OKC a CKC jsou jen mezními situacemi na škále přechodu jednoho řetězce ve druhý (Vařeka & Dvořák, 2001).

Zda se jedná o OKC nebo CKC je také závislé na odporu působící na konečný (distální) článek. O uzavřený řetězec se jedná tedy za podmínky, setkává-li se distální článek s dostatečně velkým odporem proti pohybu. Dochází k tomu, že velikost odporu na konci řetězce překročí velikost síly, která fixuje opačný konec řetězce a dojde ke zvratu punctum fixum a punctum mobile celého řetězce. Síla, která měla pohybovat terminálním segmentem, začne pohybovat do té doby fixovaným proximálním segmentem. Dochází i ke změně aktivace svalů. V CKC se současně aktivují agonisté i antagonisté, jedni koncentricky, druhí excentricky. Tato rezistence si tedy vynutí spoluúčast dalších svalů, nejen akce agonisty pro daný pohyb, jak je tomu v otevřeném kinematickém řetězci. Při velkém odporu může dojít k izometrické (ko)kontrakci, kdy konečným efektem je stabilizace (Dvořák, 2005b).

2.4.1 Otevřený kinematický řetězec horní končetiny a přechodová fáze

Při volném stoji tvoří trup punctum fixum pro pohyb paže, která je punctum mobile, a to platí pro veškeré manipulace s drobnými předměty. Ale pokud se napřahujeme, příkladem je letová fáze ruky při úhozu kladívkem (OKC), při nárazu nástroje do předmětu se vytvoří krátkodobě uzavřený řetězec pro tento směr pohybu (Dvořák, 2005b). Stejný princip

můžeme vidět u volejbalistů při podání, nebo smeči, tedy nárazu napřahující se paže do balonu.

Pokud se ale distální článek setkává s vnější silou, která není adekvátně vyvážena další silou (stabilizujících svalů), dochází k traumatu (Dvořák, 2005b). K podobnému efektu může dojít také při očekávání vnější síly, která se nedostaví – například promáchnutí paže při úderu do balonu. Přiměřená kloubní stabilita, zajištěna uzavřeným kinematickým řetězce je tedy základem pro efektivní pohyb v otevřeném kinematickém řetězci.

2.5 Impingement syndrom

2.5.1 Definice Impingement syndromu

Neer (1972) definoval impingement syndrom (IS) jako mechanickou kompresi tkání v subakromiálním prostoru. Může se prezentovat v mnoha formách, od zánětu až k degeneraci bursy subakromialis a šlach rotátorové manžety v subakromiálním prostoru. To může vést k lézím, až rupturám šlach rotátorové manžety a degenerativním změnám kloubů ramenního pletence (Neer, 1972). Příčiny vzniku IS jsou multifaktoriální (Michener et al., 2003).

K impingement syndromu dochází následkem zúžení subakromiálního prostoru, které vede ke kompresi a zánětu měkkých tkání – m. supraspinatus, caput longum m. biceps brachii, bursa subakromialis, a to pod coracoacromiálním ligamentem (Michener et al., 2003). Rizikovým pohybem je abdukce (90°) a vnitřní rotace (45°). Při tomto pohybu se dostává šlacha m. supraspinatus nejvíce do kontaktu s přední plochou akromiou (Graichen et al., 1999). Subjektivně je pacienty v tomto místě vnímána i největší bolest, tzv. bolestivý oblouk (painfull arch).

2.5.2 Dělení Impingement syndromu

U subakromiálního impingement syndromu je využívané dělení na intrinsic a extrinsic faktory způsobující impingement syndrom, a strukturální (primární) a funkční (sekundární) impingement syndrom (Michener et al., 2003). V souvislosti s pohybem házení a smečářského úderu se rozlišuje vnitřní impingement syndrom, posterosuperiorní IS a anterosuperiorní IS.

2.5.2.1. Dělení subakromiálního impingement syndromu

Mezi intrinsic faktory patří degenerativní proces, přetěžování rotátorové manžety nebo trauma. Následně dochází k osteofytům, změnám na akromionu, ke svalové nerovnováze, ke změně kinematiky glenohumerálního a skapulothorakálního kloubu, která vede k impingementu (Budoff, Nirschl, & Guidi, 1998).

Teorie vzniku IS na základě extrinsic faktorů popisuje, že zánět a degenerace šlach jsou výsledkem mechanické komprese (Neer, 1972). Tuto kompresi způsobují zevní struktury a faktory jako je vadné držení těla, porucha skapulární a glenohumerální kinematiky, napětí posteriorní části kloubního pouzdra, patologie akromiální nebo corakoakromiálního oblouku (Michener et al., 2003).

Page et al. (2011) popisují strukturální a funkční IS. Strukturální, tzv. primární IS je způsoben fyzickou ztrátou plochy subakromiálního prostoru, způsobenou kostními strukturami a zánětem. Funkční IS je relativní ztráta subakromiálního prostoru, a to sekundárně poruchou skapulohumerálního mechanismu způsobující glenohumerální instabilitu a svalovou dysbalanci. Dochází k zúžení subakromiálního prostoru superiorní translací humeru. Charakteristická je dysbalance mezi m. deltoideus a svaly rotátorové manžety a dysbalance mezi rotátory lopatky (Page et al., 2011).

2.5.2.2 Etiopatogeneza a dělení impingement syndromu v souvislosti s opakovaným pohybem paže nad hlavou u hráčů volejbalu

Fáze náprahu je charakteristická pohybem abdukce a zevní rotace. Dochází zde k nadměrnému napnutí anteriorního kapsuloligamentozního komplexu, zejména inferiorního glenohumerálního ligamenta a dochází k anterosuperiornímu posunu hlavice humeru (Burkhart, Morgan, & Kibler, 2003). Důležitou stabilizační roli zde hraje kontrakce CLBB, která zvyšuje torzní rigiditu kloubu a snižuje stres na statické stabilizátory, zejména na inferiorní glenohumerální ligamenta (IGHL)(Rodovsky, 1994). Šlacha CLBB je při abdukci a zevní rotaci maximálně napnuta a tím omezuje extrémní zevní rotaci a stabilizuje hlavici humeru anteriorně (Blasier et al., 1997; Itoi et al., 1993).

Důležitým faktorem je faktor opakování zevně rotačního pohybu, kdy dochází k adaptaci na tento pohyb, a to zvětšením laxicity anteriorního kloubního pouzdra a glenohumerálních ligament (Greiwe & Ahmad, 2010). Primárně tato laxicita ligament vede k anteriorní i inferiorní translaci humeru která může způsobit anteriorní instabilitu (Mihata et al., 2004). Anteriorní instabilita sekundárně vede ke zvětšení zevní rotace a abdukce humeru za rovinu lopatky a k redukci rotace vnitřní (Greiwe & Ahmad, 2010; Myers, 2006). Působení tohoto mechanismus dále vede ke stresu jak statických stabilizátorů (IGHL), tak dynamických stabilizátorů (bicipitolabrálního komplexu a rotátorové manžety).

Největší kompresní síly ale autoři popisují ve fázi akcelerace až decelerace, kdy m. infraspinatus, caput longum biceps brachii a rotátory lopatky pracují v excetrické aktivitě, a to v rizikovém pohybu addukce a vnitřní rotace (Greiwe & Ahmad, 2010). Ve fázi decelerace dochází také k maximálnímu stresu na posteriorní část kloubního pouzdra (Vilímek, 2006). Zvýšené napětí posteriorního kloubního pouzdra může způsobit superiorní a anteriorní translaci humeru. Tento stav je charakteristický snížením rozsahu vnitřní rotace (Lin, Lim, & Yang, 2006; Tyler et al., 1999). K impingementu měkkých tkání může dojít v subakromiálním prostoru (subakromiální IS), mezi labrum glenoidale a hlavicí humeru nebo mezi glenoidem a hlavicí humeru.

2.5.2.2.1 Vnitřní impingement syndrom

Vnitřní impingement syndrom je charakteristický lézí posteriorní části labrum glenoidale a částí rotátorové manžety přilehlé ke kloubnímu povrchu, bez přítomnosti SLAP nebo Bankart léze (Walch, Boileau, Noel, & Donell, 1992). Dochází k impingementu (uskřinutí) měkkých tkání mezi posteriorní částí hlavice humeru a posterosuperiorní hranou glenoidu. U sportovců využívajících pohybu paže nad hlavou je příčinou vzniku opakování rizikového pohybu abdukce a zevní rotace. Bolest je charakteristická při abdukci a zevní rotaci (Kirchhoff & Imhoff, 2010).

2.5.2.2.2 Posterosuperiorní impingement syndrom

Posterosuperiorní impingement syndrom je charakteristický bolestí v posteriorní části ramene. Lombardo et al. (1977) popsal jako možnou příčinou pozdní fázi hodů. Součástí

klinického nálezu bylo zkrácení posteriorní části kloubního pouzdra (Jobe, 1996). Jednou z příčin je rotační instabilita, kdy dochází k nadměrné zevní rotaci během fáze náprahu (akcelerace). Ve fázi akcelerace je přední část kloubního pouzdra ve vysokém napětí. V následné decelerační fázi dochází k velkému protažení a traumatizaci posteriorní části kloubního pouzdra. Opakováním pohybu vzniká mikroinstabilita GH kloubu, hypertrofie posteriorní části kloubního pouzdra a omezení vnitřní rotace. Posouvá se osa rotace glenohumerálního kloubu postero - superiorním směrem. Tento posun přispívá ke zvětšení zevní rotace.

Burkhart et al. (2003) popsali omezení vnitřní rotace termínem GIRD (glenohumeral internal rotation deficit). GIRD je definován jako ztráta vnitřní rotace o více jak 20° s porovnáním druhé strany (Burkhart et al., 2003). V literatuře je GIRD často spojován s IS u „overhead“ sportovců (Myers, 2006).

Následkem výše popsaných dějů dochází k impingementu posterosuperiorní části rotátorové manžety - šlach m. supraspinatus a m. infraspinatus mezi hlavicí humeru a posterosuperiorním labrem glenoidale. Často vzniká v této pozici i SLAP léze (Tischer, Salzman, & Imhoff, 2007).

Některé kadaverózní, MRI a artroskopické studie ukazují, že kontakt rotátorové manžety a posterosuperiorního labra glenoidale je fyziologický a příčinou IS je opakovaná mikrotraumatizace m. supraspinatu během decelerační fáze (Murray & Shaffer, 2009; Tirman et al., 1994).

2.5.2.2.3 Anterosuperiorní impingement syndrom

Posledním méně známým je anterosuperiorní IS. Dochází k impingement syndromu šlachy m. subscapularis mezi přední částí hlavicí humeru a anterosuperiorním glenoidem a labrem glenoidale během pohybu flexe paže, horizontální addukce a vnitřní rotaci. Dochází ke kontaktu spodní plochy šlachy m. subscapularis proti anterosuperiornímu lemu glenoidu. S tímto pohybem souvisí také bicipitolabrální léze (Kirchhoff & Imhoff, 2010). SLAP léze vzniká v místě rotátorového intervalu a příčinou je decelerační fáze hodů, kdy dochází k vystupňované excentrické kontrakci m. biceps brachii při pohybu lokte do extenze. Příčinu autoři připisují také vnitřní rotaci humeru nad horizontální rovinou (Gerber & Sebesta, 2000). Dochází k degenerativním změnám v místě rotátorového intervalu včetně šlachy m. supraspinatus a superiorního glenohumerálního ligamenta.

2.5.3 Extrinsic faktory podílející se na vzniku impingement syndromu

2.5.3.1 Vliv postury a svalové dysbalance na vznik impingement syndromu

Tzv. slouched (hrbící se) postura, nebo také horní zkřížený syndrom dle Jandy je kombinací zvětšené kyfózy hrudní s předsunutým držením hlavy a protrakcí ramen (Janda, 1993). Je výsledkem oslabení dolního a středního m. trapezius, m. serratus anterior, m. infraspinatus a m. deltoideus a vyššího napětí horního m. trapezius, mm. pectorales a m. levator scapulae. Tato svalová dysbalance a porucha postury ovlivňuje kinematiku skapulothorakální a glenohumerálního kloubu, která může vést ke snížení subakromiálního prostoru a IS (Ludewid & Cook, 1996).

Nerovnováha v koaktivaci m. deltoideus a rotátorové manžety je popisována u pacientů s impingement syndromem (Myers, 2003; Warner et al., 1990). Právě m. deltoideus hraje významnou roli v patogenezi IS, a to kvůli jeho superiornímu vektoru síly, která musí být vyrovnána synchronní aktivitou svalů rotátorové manžety. Nerovnováha této svalové dvojice vede k superiorní translaci humeru a ke snížení subakromiálního prostoru, a to zejména na začátku elevace 30°-60° (Payne et al., 1997).

Dále je v literatuře popsána instabilita GH kloubu při oslabení m. infraspinatus. Dochází ke zvýšení superiorní a anteriorní translace humeru, která může vést k IS (Labriola et al., 2005). K nadměrné superiorní a anteriorní translaci humeru dochází i při patologiích CLBB (Itoi et al., 1996; Pagnani et al., 1996).

Další příčinou je svalová dysbalance rotátorů lopatky, a to zejména horní a dolní porce m. trapezius a serratus anterior (Cools et al., 2007; Ludewig & Cook, 2000).

Svalová nerovnováha mezi horní a dolní porcí m. trapezius narušuje kinematiku skapulothorakálního kloubu, zejména rotace lopatky. Výsledkem je zvýšená superiorní rotace a snížený posteriorní tilt, který může zapříčinit IS. Pokud dolní m. trapezius reaguje příliš pomalu oproti hornímu m. trapezius, dochází k elevaci lopatky (Bagg & Forrest, 1986).

M.serratus anterior provádí zevní rotaci lopatky v celém průběhu pohybu a umožní plný rozsah elevace paže. Při jeho oslabení dochází k náhradnímu mechanismu, kdy může dojít ke snížení elevace paže a pozice lokte, a ke kompenzačnímu zvětšení zevní rotace humeru za rovinu lopatky (Greiwe & Ahmad, 2010).

Zvýšené napětí m. pectoralis minor omezuje horní, zevní a posteriorní rotaci lopatky. Toto narušení fyziologické kinematiky lopatky vede k redukci subakromiálního prostoru (Borstad & Ludewig, 2005).

2.5.3.2 Postavení a hybnost hrudní a krční páteře

Postavení a hybnost hrudní páteře (Thp) má přímý vliv na funkci skapulothorakálního a glenohumerálního kloubu. Už relativně málo zvětšená hrudní kyfoza ovlivňuje postavení lopatky na hrudníku. V klidové pozici je lopatka ve větší elevaci s posteriorním tiltem. Během elevace je potom snižena superiorní rotace a posteriorní tilt. Zvětšená hrudní kyfoza také vede ke snížení rozsahu pohybu elevace v glenohumerálním kloubu a snižuje se i síla generovaná v 90° abdukce v rovině lopatky (Kebaetse, McClure, & Pratt, 1999).

Se zvýšenou hrudní kyfózou souvisí protrakční postavení ramen. Protrakce ramen je charakterizována postavením lopatky v abdukci a elevaci, kdy prominuje mediální hrana lopatky a humerus je stočen do vnitřní rotace. Akromion leží anteriorně k sagitální rovině. Tato pozice je výsledkem vyššího napětí m. pectoralis minor a horní m. trapezius, nebo oslabením m. serratus anterior, středního a dolního m. trapezius. Protrakce lopatky vede k redukci subakromiálního prostoru (Kendall, McCreary, & Provance et al., 1993; Fu, Harner, & Klein, 1991).

Postavení a hybnost krční páteře má také vliv na skapulární a glenohumerální kinematiku. Zvýšená flexe o 25° způsobuje zvýšenou superiorní rotaci lopatky a snížení posteriorního tiltu během elevace paže u zdravých (Ludewig & Cook, 1996). U pacientů s diagnostikovaným funkčním IS bylo poukázáno na předsunuté držení hlavy, tedy zvýšená flexe, ale beze změn v Thp (Greenfield et al., 1995).

2.5.3.3 Vliv pohlaví

K impingement syndromu jsou náchylnější ženy, a to z důvodu větší laxicity měkkých tkání a častějšímu výskytu konstituční hypermobility.

Dalším faktorem u již projevených lézí rotátorové manžety je práh bolesti, který značně ovlivňuje rozsah pohybu. Razmjou et al. na podkladě své studie píše, že aktivní abdukce, flexe, a kombinací vzniklý nebolestivý pohyb, je u žen v porovnání s muži menší, zatímco pasivní rozsahy jsou pro obě pohlaví srovnatelné.

2.5.4 Diagnostika impingement syndromu

Příznaky patologie rotátorové manžety jsou variabilní. Objevuje se bolest, ztuhlost, oslabení, instabilita i krepitace.

Ztuhlost omezuje pasivní rozsah pohybu a často způsobuje bolest na konci rozsahu pohybu. Objevují se potíže při spánku. Ztuhlost je nejčastější u zúžení rotátorové manžety (Jackson, 1976). Ztuhlost nejvíce limituje vnitřní rotaci při abdukci paže a horizontální addukci.

Slabost a bolest při svalové kontrakci omezují funkci ramene. Vlákná šlach rotátorové manžety mohou slábnout degenerativním procesem bez klinické manifestace nebo se mohou manifestovat symptomy interpretovány jako „bursitida“ nebo „tendinitida“.

Nestabilita, nebo-li neschopnost udržet hlavici humeru v centrovaném postavení, může být zapříčiněna poruchou funkce rotátorové manžety. Při akutní lézi m. subscapularis dochází k anteriorní instabilitě. Chronické poškození rotátorové manžety vede ke ztrátě kompresivní funkce na GH kloub, která vede k superiorní instabilitě hlavice humeru a tedy k uskřinutí tkání v subakromiálním prostoru. Posun hlavice humeru superiorně má vliv na opotřebení až poškození horního okraje glenoidu (Flatow et al., 1994; Neer, Craig, & Fukuda, 1983).

Ke zhodnocení funkčního stavu pacienta se využívají dotazníky. Příkladem je Simple Shoulder Test nebo Short Form – 36.

Testy k diagnostice impingement syndromu jsou provokační manévry, které vyvolají bolest při impingementu (= uskřinutí) tkání, proto typickým pohybem je elevace paže spojená s rotací.

Neer test. Vyšetřující stabilizuje jednou horní končetinou lopatku pacienta, druhou horní končetinou provádí flexi paže pacienta, dokud pacient nepopisuje bolest. Pozitivita testu je popisována při objevení bolesti ramene anteriorně a laterálně, typicky v rozsahu 90°- 140° flexe (Park et al., 2005).

Hawking – Kennedy test. Horní končetina pacienta je umístěna do 90° flexe v rameni a 90° flexe v loketním kloubu. Paže je vyšetřujícím rotována do vnitřní rotace. Pozitivní test je při bolesti během vnitřní rotace (Park et al., 2005).

Jobe a Moynes test. V tomto testu vyšetřující provádí rezistovanou abdukci při umístění paže v 90° abdukci a vnitřní rotaci, nebo v neutrální pozici. Test je pozitivní pokud pacient abdukci povolí (Malanga, Jenp, Growney, & An, 1996).

Speed test. Loket pacienta je v plné extenzi a supinaci. Paže je pasivně nebo aktivně flektována do 90° a v horizontální rovině mírně extendována. Vyšetřující vyvíjí tlak na paži během flexe. Test je považován za pozitivní při bolesti během flexe paže (Park et al., 2005).

Codman test (drop – arm sign). Pacient je vyzván k plné elevaci paže a následnému pomalému navrácení paže do výchozí pozice. Pokud paže náhle poklesne a pacient pocítí bolest, test je považován za pozitivní.

Test bolestivého oblouku (Painful arc sign). Pacient aktivně elevuje paži v rovině lopatky do plného možného rozsahu pohybu a poté pomalu vrátí paži do výchozí pozice ve stejném oblouku. Test je považován za pozitivní, pokud pacient pocítí bolest mezi 60°- 120° elevace (Park et al., 2005).

Mezi další testy patří izometrické vyšetření abdukce, zevní a vnitřní rotace, pro zhodnocení svalové síly či patologie m. supraspinatus a m. infraspinatus a m. subscapularis.

K upřesnění diagnostiky slouží zobrazovací metody. Nejčastěji jsou využívány ultrasonografie, radiografie, magnetická rezonance a artroskopie.

2.6 Povrchová elektromyografie

Elektromyografie (EMG) patří do skupiny elektrofyziologických metod, které se využívají pro hodnocení funkčního stavu periferního nervu a tedy k hodnocení neuromotorického systému (Dufek, 2005).

Principem elektromyografie je zachycení akčních potenciálů, které vznikají při depolarizaci svalové membrány. Elektromyograf je zachytí a graficky zaznamená ve formě tzv. elektromyogramu (Dufek, 1995). Elektromyograf se skládá ze snímacího, zesilovacího a registračního zařízení a ze stimulatoru. Snímací zařízení umožňuje snímat akční potenciály ze svalu. Využívají se k tomu jehlové nebo povrchové elektrody (Surface electromyography – SEMG).

Povrchové elektrody se lepí přímo na kůži a tak umožňují snímat pouze povrchové svaly. V jednom okamžiku lze sledovat větší počet svalů najednou. Není důležitý přesný tvar akčních potenciálů, ale sledujeme vzájemné časové zapojení (timing). (Trojan, Druga, &

Pfeiffer, 2005). Povrchová elektromyografie se využívá k vyhodnocení statické i dynamické pohybové činnosti jedince a je součástí celkové analýzy pohybové činnosti. K měření využíváme monopolární a bipolární elektrody. Elektrody jsou uloženy nejlépe v nejširším místě svalového břicha a detekční povrch elektrody by měl směřovat kolmo k povrchu svalů. Při užití bipolárních elektrod je doporučena vzdálenost mezi elektrodami 1 cm (De Luca, 1993).

2.6.1 Faktory ovlivňující elektromyografický signál

Faktory ovlivňující elektromyografický signál můžeme rozdělit do tří skupin: kauzativní (vnitřní), přechodné (intermediální) a deterministické. Mezi kauzativní vnitřní faktory patří např. typ a průměr svalových vláken, počet zapojených motorických jednotek, množství tkáně mezi elektrodou a snímaným svalem, tvar, velikost a lokalizace elektrod. Mezi přechodné faktory patří vlivy prostorové filtrace, rychlost a počet akčních potenciálů a vliv softwarové filtrace. Do třetí skupiny tzv. deterministických faktorů se řadí počet aktivních motorických jednotek, síla záškubu, rychlost pálení, tvar a trvání sumačních akčních potenciálů motorických jednotek (De Luca, 1993).

2.6.2 Zpracování a vyhodnocování elektromyografického signálu

EMG signál má tvar vln. Pomocí předzesilovače a zesilovače zesílíme chtěné vlny a pomocí filtrace potlačujeme vlny nechtěné (tzv. artefakty). V předzesilovači je signál zesílen zhruba 500 násobně a v zesilovači dojde k dalšímu 2 až 2000 násobnému zvýšení signálu. Celková hodnota zesílení se pak pohybuje od 1 000 až 1 000 000 násobku (Dufek, 1995). Po zesílení je nejběžnější úpravou signálu filtrace, případně rektifikace (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

Filtry nám umožní zobrazit signál, který jsme předem zvolili ve frekvenčním okně. Rozlišujeme horní (HFF) a dolní (LFF) filtry. Všechny hodnoty frekvence vyšší než HFF a nižší než LFF jsou filtrací potlačeny (Dufek, 1995). Maximální výskyt signálu získaného ze svalů pomocí SEMG se nachází ve frekvenčním pásmu 50-150 Hz (De Luca, 1993). Rektifikace (usměrnění), je matematická úprava, kdy je signál převeden do absolutních hodnot (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

Dalším zpracováním EMG křivky je redukce EKG signálu. EKG hroty patří mezi časté neovlivnitelné biologické artefakty. EKG můžeme považovat za EMG myokardu. Signál EKG prochází snadněji tkání a tak ruší EMG signál zejména při měření svalstva horní poloviny trupu a svalů ramen. Pomocí filtrů obsahujících sofistikované algoritmy lze signál „vyčistit“ bez ovlivnění EMG křivky (Konrad, 2005).

2.6.3 Časové zapojení (timing) vybraných svalů a jejich hodnocení

Při měření EMG vybraných svalů sledujeme jejich vzájemné časové zapojení v dané činnosti. Při měření pozorujeme klidovou aktivitu a zaznamenáváme začátek, průběh a konec dané aktivity. Pro vyhodnocení je nutné znát velikost klidové aktivity, tedy velikost amplitudy signálu před začátkem aktivity. Jako začátek aktivity bereme nárůst klidové hodnoty o dvě směrodatné odchylky klidové hodnoty. Při pomalém pohybu může 1 aktivace trvat až 1,5 s, při rychlé kontrakci jen cca 200 ms. Pokud sledujeme aktivaci více svalů současně, tak hodnota pod 10ms není pro hodnocení relevantní (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

K hodnocení timingu EMG křivky využíváme parametr Peak, který udává vrchol amplitudy dané křivky. Dalšími parametry jsou Mean, Area a Total Power. Parametr Mean je průměrná hodnota křivky, které je pravděpodobně nejdůležitější v popisu amplitudy křivky. Hodnota Area je matematickým integrálem plochy pod křivkou plně usměrněného signálu EMG (Konrad, 2005). Total Power je také matematickým integrálem křivky, která je ale předtím upravena pomocí FFT (Fast Fourier Transformations)(Konrad, 2005). Jde o celkový výkon SEMG signálu (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Cíle

Cílem diplomové práce je porovnání časového zapojení (timingu) vybraných svalů ramenního pletence při pohybu flexe v otevřeném kinematickém řetězci (OKŘ) mezi skupinou volejbalistů s impingement syndromem ramene a kontrolní skupinou volejbalistů.

3.2 Dílčí cíle

1) Dílčím cílem je porovnání časového zapojení (timingu) vybraných svalů ramenního pletence mezi pozicí stoje, sedu a kvadrupedální pozicí mezi skupinou volejbalistů s impingement syndromem ramene a kontrolní skupinou volejbalistů.

2) Druhým dílčím cílem je porovnání kvality propriocepce ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistů s impingement syndromem ramene a kontrolní skupinou volejbalistů.

3.3 Výzkumné otázky

1) a) Liší se timing svalů při pohybu flexe paže v OKŘ mezi kontrolní skupinou a mezi skupinou s impingement syndromem v pozici stoje?

b) Liší se timing svalů při pohybu flexe paže v OKŘ mezi kontrolní skupinou a mezi skupinou s impingement syndromem v pozici sedu?

c) Liší se timing svalů při pohybu flexe paže v OKŘ mezi kontrolní skupinou a mezi skupinou s impingement syndromem v kvadrupedální pozici?

2) a) Liší se timing svalů při pohybu flexe paže v OKŘ mezi pozicí stoje, sedu a kvadrupeální pozicí v kontrolní skupině?

2) b) Liší se timing svalů při pohybu flexe paže v OKŘ mezi pozicí stoje, sedu a kvadrupeální pozicí ve skupině s impingement syndromem?

3) Liší se kvalita propriocepce testovaného ramenního pletence mezi skupinou s IS a kontrolní skupinou?

4 METODIKA

4.1 Charakteristiky vyšetřovaných souborů

Zkoumaný soubor této diplomové práce tvořilo 13 volejbalistů s impingement syndromem smečářského ramene. Z počtu 13 probandů bylo jedenáct žen a dva muži. Průměrný věk žen byl 24 let a průměrný věk mužů byl 26 let. Probandi neprodělali žádné operace či úraz v oblasti ramenního pletence. Probandi jsou aktivními hráči volejbalu, trénující průměrně 2 – 3 krát týdně.

Kontrolní skupinu tvořilo 13 volejbalistů, kteří neprodělali úraz, ani operaci v oblasti ramenního pletence a subjektivně nepocítují žádné zdravotní potíže. V kontrolní skupině bylo sedm žen a šest mužů. Průměrný věk žen byl 21 let a průměrný věk mužů byl 23 let. Probandi jsou aktivními hráči volejbalu, trénující průměrně 2 – 3 krát týdně.

Všichni probandi byli vybráni z volejbalových oddílů Žichlínek, Lanškroun a Olomouc.

4.2 Metodika vyšetření

Výzkum byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Měření probíhalo v RRR Centru – Centrum léčby bolestivých stavů a pohybových poruch v Olomouci. Všichni probandi byli předem informováni o průběhu a významu měření a souhlasili s použitím naměřených dat k experimentálním účelům. Všichni podepsali informovaný souhlas (Příloha 1) se zařazením do výzkumné studie, do níž byli zařazeni pod číslem, které zajišťuje jejich anonymitu.

4.2.1 Anamnestický dotazník

Dotazem byla zjištěna dominance horní končetiny. Za dominantní horní končetinu byla považována ta, kterou testovaná osoba hází (smečuje) a píše. Na dominantní horní končetině bylo prováděno elektromyografické měření.

U skupiny s impingement syndromem bylo dotazem zjištěno, kde se bolest v rameni projevuje, při jaké činnosti a v jaké intenzitě na stupnici od 1 do 10. Vše bylo zaznamenáno do anamnestického dotazníku (Příloha 2).

4.2.2 Vyšetření probandů kontrolní skupiny

U všech probandů bylo provedeno goniometrické měření ramenního kloubu podle metody SFTR na testované horní končetině. Měřen byl aktivní i pasivní pohyb. Hodnoty byly zaznamenány do formuláře (Příloha 3).

U všech probandů byl vyšetřen skapulohumerální rytmus a zhodnocen pohyb lopatek na hrudníku jako symetrický a asymetrický.

U všech probandů byla vyšetřena kvalita propriocepce ramenního kloubu, a to na dominantní i nedominantní horní končetině. Pro vyšetření propriocepce byl použit „test terče“ (zacílení na střed terče bez zrakové kontroly).

U všech probandů byla orientačně vyšetřena konstituční hypermobilita testy podle Sascheho.

4.2.2.1 Zacílení na střed terče bez zrakové kontroly

Při tomto testu stál vyšetřovaný proband na určené značce umístěné 65 cm od terče umístěného na zdi. Střed terče byl umístěn ve výšce 145 cm nad podlahou. Střed terče byl označen jako nula. Kružnicemi byly ve vzdálenosti 0,8 cm označeny vzdálenosti od středu terče a jednotlivá políčka terče mezi kružnicemi byla označena čísly 1, 2, 3... až deset.

Tento test byl proveden v pozici čelem k terči, proband vykonával flexi horní končetiny. Další pozicí byl stoj bokem k terči a vykonával abdukci horní končetiny. Vyšetřovanému se zavřenýma očima byla pasivně nastavena horní končetina tak, aby její ukazováček mířil na střed terče. Vyšetřovaný měl za úkol si tuto polohu zapamatovat, poté připažil horní končetinu. Následně byl vyzván k zaujetí původní pozice na terči. Pozice

ukazováku v očíslovaném políčku byla zaznamenána. V každé pozici proband opakoval pohyb třikrát na obou horních končetinách.

4.2.2.2 Testy hypermobility dle Sascheho

Probandi byli orientačně vyšetřeni pro konstituční hypermobilitu testy flexe trupu, extenze v loketních a kolenních kloubech a extenze prstů.

4.2.3 Vyšetření probandů skupiny s impingement syndromem

Vyšetření probandů s impingement syndromem bylo shodné s kontrolní skupinou. Navíc v této skupině byl proveden test na anteriorní nestabilitu glenohumerálního kloubu tzv. přední zásuvka a tři testy na impingement syndrom: Neer test, Hawkins – Kennedyho test a test bolestivého oblouku „painful arch“.

4.2.3.1 Přední zásuvka

Proband leží v pozici na zádech, paži abdukovanou v 80° - 120°, 0° - 20° flexe, 0° - 30° zevní rotace. Terapeut druhostrannou rukou fixuje lopatku, stejnostrannou rukou provádí ventrální pohyb hlavice humeru. Pohyb může být doprovázen bolestí, lupnutím, anebo obavou pacienta z dislokace. Ventrální posun hlavice humeru porovnáváme s druhou horní končetinou. Pozitivní test upozorňuje na anteriorní nestabilitu glenohumerálního kloubu.

4.2.3.2 Neer test

Vyšetřující stabilizuje rukou lopatku, druhou rukou vyšetřující pasivně flektuje paži pacienta, dokud pacient nepopisuje bolest nebo k dosažení plného rozsahu pohybu. Pozitivní test je považován při objevení bolesti na anteriorní nebo laterální části ramene, typicky v rozsahu pohybu 90°-140° flexe.

4.2.3.3. Hawkins- Kennedy test

Paže probanda je umístěna terapeutem pasivně do v 90° flexe v glenohumerálním a loketním kloubu a následně terapeut provede vnitřní rotaci. Konečný bod vnitřní rotace byl považován při objevení bolesti. Test je považován za pozitivní při bolesti ramene během manévru.

4.2.3.4 Painful arc sign

Pacient provede aktivně abdukci v rovině lopatky do plného možného rozsahu pohybu a následně připaží. Test je pozitivní, pokud pacient cítí bolest, typicky mezi 60°-120° elevace.

4.3 Vlastní provedení měření

Měření probíhalo v laboratoři na Fakultě tělesné kultury UP v Olomouci. Místnost byla přiměřeně osvětlená a vytopená. Byl zajištěn klid k maximálnímu soustředění probanda na prováděné měření.

Všichni probandi prováděli pohyb flexe dominantní horní končetinou, a to ve třech pozicích. V každé pozici byl pohyb opakován třikrát. Vždy bylo zachováno stejné pořadí pozic. Pro hodnocení timingů svalů v oblasti ramenního pletence při flexi paže byla použita povrchová polyelektromyografie.

4.3.1 Vlastní provedení pohybu flexe testované horní končetiny

První pozicí byl stoj, vzdálenost chodidel byl na šířku pánve, dále bez korekce. Druhou pozicí byl sed na stoličce, dolní končetiny na šířku pánve, 90° v kolenních kloubech a chodidla v plném kontaktu se zemí.

Kvadrupedální pozice byla měřena na lehátku při pravém okraji pro probandy s dominantní pravou horní končetinou a na levém okraji lehátka pro probandy s dominantní levou horní končetinou. Ruce jsou umístěné přibližně v úrovni pod ramenními klouby, dlaně směřující dopředu, lokty v extenzi, hlava v prodloužení trupu, dolní končetiny s kolenními klouby na šíři pánve s flexí 90° v kyčelních a kolenních kloubech.

Výchozí pozice paže byla vždy v připažení paže u těla probanda. Pro zachování výchozího postavení v kvadrupedální pozici byla měřená horní končetina pasivně umístěna terapeutem v připažení u těla.

Probandi v každé pozici prováděli pohyb flexe paže dominantní horní končetinou, a to v plném možném rozsahu pohybu, a následnou extenzi do výchozí pozice.

4.3.2 Povrchová polyelektromyografie

Pro měření a hodnocení timingu svalů v oblasti ramene byla použita osmikanálová povrchová polyelektromyografie (EMG), která snímala elektrickou aktivitu vybraných svalů ramenního pletence: m. serratus anterior, m. infraspinatus, m. deltoideus – pars anterior, m. deltoideus – pars media, m. deltoideus – pars posterior, m. biceps brachii, m. trapezius – pars ascendent a m. trapezius - pars descendent.

Před nalepením elektrod byla kůže probanda omyta vodou a osušena pro zlepšení kontaktu kůže s elektrodami. Byly použity jednorázové samolepící EMG elektrody v bipolární aplikaci. Velikost elektrody byla 2cm². Vzdálenost mezi středy elektrod byla přibližně 1 – 2 cm. Místo uložení elektrod bylo zvoleno podle doporučných metodických postupů. Součástí kanálu pro m. trapezius ascendent byla zemní elektroda, která byla umístěna na spinózní výběžek Th6.

Začátek měření ve výše popsaných výchozích pozicích začal povel „zapínám měření“. Po 10 sekundách klidového EMG záznamu byl proband vyzván povel „ted“ k provedení dané činnosti. Na EMG záznamu byl povel „ted“ a dokončení pohybu připažení paže zaznamenáno markrem. Všichni probandi podstoupili 3 pokusy měření v každé pozici. Pro vyhodnocení EMG záznamu byl použit vždy první pokus.

4.4 Technické podklady měření

Pro snímání povrchového EMG signálu byl použit přístroj NORAXON s telemetrickým přenosem snímaných signálů, ze kterého jsme použili 8 svodů.

Povrchový elektromyografický signál byl snímán osmi svody (kanály) 1000 Hz frekvencí. Každý kanál se skládal ze dvou elektrod (snímací a vysílací). Součástí prvního kanálu byla zemnicí elektroda. Povrchový EMG signál byl zpracován pomocí programu MyoResearch XP Master Edition 1.07.09.

4.5 Vyhodnocení EMG záznamu

Nejdříve byla měřena klidová aktivita svalů, která trvala 10 sekund. Poté následoval povel „ted“ k zahájení flexe paže. Povel ted byl označen markerem. Jako nástup svalové aktivity jsme považovali 10 % peaku + klidovou aktivitu (= 10 % rise, hodnocený programem). Tuto hodnotu jsme kontrolovali vizuálně, protože program někdy označil hodnotu 10 % rise dříve, než byl povel „ted“. Vyhodnocení proběhlo pro každý sval samostatně.

Jako synchronní aktivaci dvou svalů jsme označili takovou svalovou aktivaci, při které nebyl rozdíl v časové posloupnosti zapojení svalů větší než 10 ms (De Luca, 1993). Pokud se časové údaje dvou svalů lišily o 10 ms a více, pak jsme zaznamenali rozdílné pořadí časové aktivace těchto svalů. Maximální počet případů synchronní aktivace svalů byl 104 případů (13 probandů X 8 svalů).

4.6 Zpracování dat

Hodnoty nástupu aktivace jednotlivých svalů byly zaznamenány do Microsoft Excel, kde byla následně určena časová posloupnost zapojení jednotlivých svalů při pohybu flexe paže. Jednotlivé svaly byly označeny čísly určující pořadí v zapojení od 1 do 8 pro každé měření flexe paže. Každý sval měl možnost 8 variant časového zapojení u 13 probandů. U každého svalu samostatně se sečetly jednotlivá pořadí 13 probandů a vypočítal se průměr z 13 probandů, a to pro každý měřený pokus. Získané průměry z 13 probandů určily časové zapojení svalů pro jednotlivé pokusy flexe paže.

Množství synchronní aktivity bylo sečteno v každém měřeném pokus samostatně.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výzkumná otázka 1a

Liší se timing svalů při flexi paže v OKŘ mezi kontrolní skupinou a mezi skupinou s impingement syndromem v pozici stoje?

Při srovnání timingu svalů mezi skupinou s impingement syndromem (IS) a kontrolní skupinou byl nalezen významný (o dvě pozice) rozdíl v pořadí zapojení svalů m. trapezius descendens a m. deltoideus medialis (Příloha 4, 5).

Ve skupině s IS se m. trapezius descendens zapojil (podle průměru pořadí) na druhém místě. V kontrolní skupině se m. trapezius descendens zapojil (podle průměru pořadí) na šestém místě.

Ve skupině s IS se m. deltoideus medialis zapojil (podle průměru pořadí) na sedmém místě. V kontrolní skupině se m. deltoideus medialis zapojil (podle průměru pořadí) na čtvrtém místě.

Velký rozdíl byl nalezen v počtu synchronních aktivací sledovaných svalů. U skupiny volejbalistů s IS je synchronní aktivita vybraných svalů větší, v celkovém počtu 31(30 %). U kontrolní skupiny je celkový počet 9 (9 %)(Příloha 4, 5).

5.2 Výzkumná otázka 1b

Liší se timing svalů při flexi paže v OKŘ mezi kontrolní skupinou a mezi skupinou s impingement syndromem v pozici sedu?

Při srovnání timingu svalů mezi skupinou s impingement syndromem (IS) a kontrolní skupinou byl nalezen významný (o dvě pozice) rozdíl v pořadí zapojení svalů m. trapezius descendens a m. deltoideus medialis (Příloha 6, 7).

Ve skupině s IS se m. trapezius descendens zapojil (podle průměru pořadí) na druhém místě. V kontrolní skupině se m. trapezius descendens zapojil (podle průměru pořadí) na šestém místě.

Ve skupině s IS se m. deltoideus media zapojil (podle průměru pořadí) na čtvrtém místě. V kontrolní skupině se m. deltoideus media zapojil (podle průměru pořadí) na druhém místě.

Při porovnání synchronní aktivace zde nebyl nalezen tak velký rozdíl, jako v pozici stoje. U skupiny s IS je synchronní aktivita vybraných svalů větší, v celkovém počtu 36 (35 %). U kontrolní skupiny je celkový počet 33 (32 %).

5.3. Výzkumná otázka 1c

Liší se timing svalů při pohybu flexe paže v OKŘ mezi kontrolní skupinou a mezi skupinou s impingement syndromem v kvadrupedální pozici?

Při srovnání timingu svalů mezi skupinou s impingement syndromem (IS) a kontrolní skupinou byl nalezen významný (o dvě pozice) rozdíl v pořadí zapojení svalů m. infraspinatus a m. trapezius ascendent (Příloha 7, 8).

Ve skupině s IS se m. infraspinatus zapojil (podle průměru pořadí) na čtvrtém místě. V kontrolní skupině se m. infraspinatus zapojil (podle průměru pořadí) na druhém místě. Ve skupině s IS se m. trapezius ascendent zapojil (podle průměru pořadí) na sedmém místě. V kontrolní skupině se m. trapezius ascendent zapojil (podle průměru pořadí) na pátém místě.

Při porovnání počtu synchronní aktivity byl nalezen menší počet u skupiny s IS, a to v celkovém počtu 11 (11 %). U kontrolní skupiny je celkový počet 16 (15 %)(Příloha 7, 8).

5.4 Výzkumná otázka 2a

Liší se timing svalů při pohybu flexe paže v OKŘ mezi pozicí stoje, sedu a kvadrupedální pozicí v kontrolní skupině?

Timing svalů při pohybu flexe paže v OKŘ se liší v pozici stoje, sedu a kvadrupedální pozici (Tabulka 1).

Ve stoji je pořadí zapojení svalů následující: 1. m. deltoideus pars anterior (DA), 2. m. serratus anterior (SA), 3. m. biceps brachii (BB), 4. m. deltoideus pars media (DM), 5. m. infraspinatus (IF), 6. m. trapezius pars descendens (TD), 7. m. trapezius pars ascendent (TA), 8. m. deltoideus pars posterior (DP).

V pozici sedu se změnilo pořadí u svalů: m. infraspinatus na 3. místo, m. serratus anterior na 5. místo, m. biceps brachii na 4. místo a m. deltoideus pars media na 2. místo. Významně (o dvě pozice) se změnilo pořadí se změnou pozice ze stoje na sed u svalů m. infraspinatus, m. serratus anterior a m. deltoideus pars media.

Kvadrupedální pozice měla zcela jiné pořadí zapojení svalů. Významně se změnila aktivita m. deltoideus pars anterior a m. deltoideus pars posterior. M. DA, který se aktivoval v kvadrupedální pozici na 7. místě, ve stoji a sedu na první pozici. M. DP se aktivoval v kvadrupedální pozici na 1. místě, ve stoji a sedu na osmé pozici (Příloha 10).

Tabulka 1. Pořadí zapojení svalů v kontrolní skupině

Pozice	TA	IF	DP	SA	BB	DM	DA	TD
Stoj	7	5	8	2	3	4	1	6
Sed	7	3	8	5	4	2	1	6
Kvadrup.	5	2	1	3	6	4	7	8

5.5 Výzkumná otázka 2b

Liší se timing svalů při pohybu flexe paže v OKŘ mezi pozicí stoje, sedu a kvadrupedální pozicí ve skupině s impingement syndromem?

Timing svalů při pohybu flexe paže v OKŘ se liší v pozici stoje, sedu a kvadrupedální pozici. Timing jednotlivých svalů znázorňuje Tabulka 2.

Ve stoji je pořadí zapojení svalů následující: 1. m. DA, 2. m. TD, 3. m. SA, 4. m. BB, 5. m. TA, 6. m. IF, 7. m. DM, 8. m. DP.

V pozici stoje se významně změnilo pořadí u svalů m. TA na 7. místo, m. In na 3. místo, m. SA na 6. místo, m. DM na 4. místo. Ostatní svaly zůstaly na shodné pozici jako ve stoji.

Pořadí zapojení svalů v kvadrupedální pozici se zcela změnilo až 7. místo m. TA. Významně se změnila aktivita m. deltoideus pars posterior m. deltoideus pars media, m. deltoideus pars anterior a m. trapezius descendens.

M. DP se aktivoval v kvadrupedální pozici na 1. místě, ve stoji a sedu na osmé pozici. M. DM, který se aktivoval v kvadrupedální pozici na 2. Místě, se v pozici sedu aktivoval jako

čtvrtý, v pozici stoje jako sedmý. M. DA, který se aktivoval v kvadrupedální pozici na 6. místě, ve stoji a sedu na první pozici. M. TD se aktivoval v kvadrupedální pozici na osmém místě, ve stoji a sedu na druhé pozici (Příloha 10).

Tabulka 2. Pořadí zapojení svalů ve skupině s impingement syndromem

Pozice	TA	IF	DP	SA	BB	DM	DA	TD
Stoj	5	6	8	3	4	7	1	2
Sed	7	3	8	6	4	4	1	2
Kvadrup.	7	4	1	3	5	2	6	8

5.6 Výzkumná otázka 3

Liší se kvalita propriocepce testovaného ramenního pletence mezi skupinou s impingement syndromem a kontrolní skupinou?

Propriocepce ramenního pletence se liší u skupiny s IS a kontrolní skupiny.

U kontrolní skupiny má 9 ze 13 probandů (69 %) lepší propriocepci na dominantní horní končetině. 3 ze 13 probandů (23 %) mají kvalitu propriocepce srovnatelnou na dominantní a nedominantní horní končetině. 1 ze 13 probandů (8 %) má lepší propriocepci na nedominantní horní končetině.

U skupiny s IS mají 3 ze 13 probandů (23 %) lepší propriocepci na dominantní horní končetině (s IS). 2 ze 13 probandů (15 %) mají srovnatelnou propriocepci na dominantní a nedominantní horní končetině. 8 ze 13 probandů (62 %) mají lepší propriocepci na nedominantní (zdravé) horní končetině.

:

6 DISKUSE

6.1 Diskuse k teoretické části práce

Etiopatogeneza vzniku impingement syndromu u sportovců, kteří opakovaně využívají pohyb paže nad hlavou, je vícefaktorová. V literatuře je popsán u sportovců nejčastěji vnitřní a posterosuperiorní impingement syndrom (IS).

Jednou z příčin je faktor opakování pohybu hodů/smeče. Ve fázi náprahu, kdy je paže v abdukci a zevní rotaci je vyvíjen značný stres na anteriorní struktury glenohumerálního kloubu. V této pozici posterosuperiorní část rotátorové manžety (m. supraspinatus a m. infraspinatus) je v kontaktu s posterosuperiorním labrem glenoidale a může dojít k uskřínutí mezi labrem a tuberculum majus humeri (posterosuperiorní impingement syndrom). Současně s posterosuperiorním impingement syndromem, může dojít k lézi labra glenoidale (Walch et al., 1992). Podle Davidson et al. (1995) vzniká IS opakováním kontaktu mezi intraartikulární částí rotátorové manžety a posterosuperiorním glenoidem. Tato patologie je vystupňovaná při anteriorní instabilitě, částečně při oslabení dynamických stabilizátorů.

Z fáze náprahu jde paže do fáze akcelerace (až decelerace), tedy do extenze, addukce a vnitřní rotace. V akcelerační (decelerační) fázi dochází k velkému stresu posteriorně uložených měkkých tkání. V této fázi dochází k excentrické kontrakci m. supraspinatus a m. infraspinatus (Andrews, Broussard, & Carson, 1985). Přetížení a následné oslabení m. infraspinatus vede ke snížení kompresivní funkce na glenohumerální skloubení a vede k instabilitě glenohumerálního kloubu, která může být příčinou vzniku impingement syndromu (Labriola et al., 2005). Burkhart et al. (2003) tvrdí, že primární příčinou léze rotátorové manžety a léze labra je zkrácení posteriorní části kloubního pouzdra, vedoucí k posterosuperiorní migraci hlavice humeru. Andrews et al. (1985) popisují častý výskyt léze superoposteriorního labra při úponu caput longum biceps brachii (SLAP) spolu s lézí rotátorové manžety. Vznik SLAP léze je spojen s excentrickou kontrakcí m. biceps brachii při decelerační fázi hodů/smeče (Burkhart & Morgan, 1998).

Všechny příčiny impingement syndromu popsané výše jsou podle Wilk, Meisters a Andrews (2002) následkem poruchy svalové koordinace stabilizátorů lopatky. Lopatka tvoří transfer energie přenášené z dolních končetin a trupu do humeru (Wilk, Meister, & Andrews, 2002). Porucha skapulohumerálního mechanismu vzniká svalovou nerovnováhou (přetížením a oslabením) stabilizátorů lopatky a posteriorní části rotátorové manžety (m. infraspinatus,

m. teres minor)(Burkhart et al., 2003). Podle Basmajian a De Luca (1985) dochází k poruše svalové souhry mezi horním, středním, dolním m. trapezius a m. serratus anterior. Při stabilizaci lopatky pracují jako synergické, někteří autoři popisují dominantní roli m. serratus anterior (m. SA)(Lear & Gross, 1998; Smith et al., 2003).

Aktivita m. SA byla snížena u pacientů s glenohumerálním impingement syndromem při pohybu v otevřeném kinematickém řetězci (Glousman et al., 1988; Ludewig & Cook, 2000). Při oslabení m. SA u basebalistů docházelo ke změně pohybového stereotypu hodu, zejména v přípravné fázi hodu. V důsledku oslabení m. SA klesá stupeň potřebné zevní rotace a superiorní rotace lopatky. Superiorní rotace lopatky je nutná k udržení kloubní kongruence během abdukce a zevní rotace humeru (Myers et al., 2005). Při oslabení m. SA se loket nedostává do optimální výšky a hráč kompenzuje tuto nedostatečnost pohybem humeru za rovinu lopatky (nadměrnou abdukci), která stav zhoršuje (Glousman et al., 1988; Greiwe & Ahmad, 2010). Dalším kompenzačním mechanismem oslabení m. SA je pravděpodobně zvýšená aktivita horní části m. trapezius, která má nahradit sníženou superiorní rotaci lopatky. Všechny kompenzační mechanismy narušují skapulohumerální rytmus (Ludewig & Cook, 2000).

6.2 Diskuse k metodické části práce

Výběr probandů do výzkumného a kontrolního souboru probíhal ve volejbalových oddílech žen a mužů v Žichlínce, Lanškrouně a Olomouci. Oslovený počet týmů žen a mužů byl shodný. Výběr probandů do výzkumné skupiny proběhl dotazem na bolest v rameni při úderu do míče při smeči a podání (fáze akcelerace a decelerace). Tato bolest je charakteristická pro (posterosuperiorní impingement) syndrom u sportovců využívající opakovaně pohyb paže nad hlavou (Mithofer, Fealey & Altchek, 2004). V laboratoři FTK UPOL byli dotázáni, zda souhlasí s vyšetřeními v rámci výzkumu. Po podepsání informovaného souhlasu byli probandi zařazeni do výzkumného či kontrolního souboru.

Skladba probandů výzkumného souboru naznačuje tvrzení, že impingement syndromem trpí více ženy než muži. Ve výzkumném souboru bylo 85 % žen, v kontrolní skupině 54 %.

Vyšetřovaný Neer test potvrdil IS u 8 ze 13 probandů (62 %). Tento test je specifický hlavně pro „klasický“ subakromiální impingement syndrom (68,7 %)(Park et al., 2005). U pacientů s vnitřním/posterosuperiorním impingement syndromem může být negativní

(Kibler, 2006). Hawkins - Kennedyho test byl pozitivní u všech probandů výzkumného souboru. U „klasického“ IS je specifita 66,3 % (Park et al., 2005). Při tomto manévru – flexe a vnitřní rotace dochází nejvíce k dráždění posterosuperiorní části glenohumerálního kloubu, tím si vysvětlujeme 100 % pozitivitu u probandů ve výzkumném souboru. „Painful arch“ při stereotypu abdukce potvrdil IS u 5 ze 13 probandů (38 %). Specifita tohoto testu pro „klasický“ IS je 81,1 % (Park et al., 2005).

6.2.1 Diskuse ke klinickému vyšetření

Vyšetření vnitřní rotace (VR) potvrzuje tvrzení, že u sportovců s impingement syndromem, kteří opakovaně používají pohyb paže nad hlavou, se vyskytuje omezení vnitřní rotace o 20 stupňů, tzv. GIRD (glenohumeral internal rotation deficit)(Kirchhoff & Imhoff, 2010). Pokud za fyziologickou VR považujeme 85°-90°, tak GIRD mělo ve výzkumné studii 12 ze 13 probandů (92 %) a 10 ze 13 (77 %) probandů v kontrolní skupině. Je tedy pravděpodobné, že omezení rozsahu pohybu existovalo před vznikem impingement syndromu.

Dalším vyšetřovaným pohybem byla zevní rotace, která je podle autorů u sportovců s IS zvětšená nad fyziologii průměrně o 10 - 20° (Hamner, Pink, & Jobe, 2000; Hegedus et al., 2008). V této studii 8 ze 13 probandů (62 %) výzkumného souboru mělo zevní rotaci zvětšenou o 10° nad fyziologii 90°. V kontrolní skupině 3 ze 13 probandů (23 %). Výskyt zvětšené zevní rotace ve zkoumané skupině této studie koresponduje s výskytem hypermobility a současně pozitivitou přední zásuvky u 5 z 8 probandů se zvýšenou zevní rotací. 3 probandi se zvýšenou zevní rotací byly v testech hypermobility a testu přední zásuvky negativní.

Podle dalších autorů je zevní rotace zvětšená o 10° oproti druhostranné horní končetině (a vnitřní rotace omezená) u všech sportovců, kteří opakovaně využívají pohyb paže nad hlavou (baseballisti, volejbalisti). Příčinou nadměrné zevní rotace je adaptace organismu na prováděnou činnost, kdy dochází ke zvětšení laxicity přední strany kloubního pouzdra a glenohumerálních ligament (Jobe et al., 1991; Bigliani et al., 1997). Může dojít až k patologické hyperlaxitě těchto struktur, které vedou k anteriorní instabilitě a pozitivitě testu přední zásuvky. V této studii ale nebyla vyšetřena druhostranná horní končetina.

Dalším měřeným parametrem v naší studii byla horizontální addukce. U posterosuperiorního IS je popisováno zvýšené napětí měkkých tkání v posteriorní části

glenohumerálního kloubu, které omezuje pohyb horizontální addukce. Příčinou zvýšeného napětí je opakovaná vystupňovaná excentrická kontrakce zejména m. infraspinatus a rotátorů lopatky při akcelerační (decelerační) fázi hodů. V této fázi humerus přechází z někdy až extrémní zevní rotace do rotace vnitřní a jmenované svaly mají významnou brzdící funkci. Současně dochází k velkému tahu zadní části kloubního pouzdra a inferiorních glenohumerálních ligament (IGHL) (Burkhart et al., 2003). Opakováním dochází k hypertrofii a ztuhlosti posteriorní části kloubního pouzdra. Zvýšené napětí posteriorně uložených měkkých tkání je často demonstrováno omezením vnitřní rotace (Lin et al., 2006). Následkem toho se mění centrum rotace humeru posterosuperiorně. Při abdukci paže dochází ke zvětšení zevní rotace nad fyziologický rozsah pohybu (Burkhart et al., 2003).

Ve výzkumné skupině 7 ze 13 (54 %) probandů mělo omezenou horizontální addukci o více než 20° (norma 130°). V kontrolní skupině 4 ze 13 (31 %). Omezení horizontální addukce se vyskytovalo v obou skupinách, stejně jako omezení vnitřní rotace. V kontrolní skupině přímo souvisí omezení vnitřní rotace s výskytem omezení horizontální addukce. Ve výzkumném souboru se toto tvrzení nepotvrdilo, a to pravděpodobně z přítomnosti dalších faktorů jako je anteriorní nestabilita, nebo hypermobilita.

Výsledky vyšetření probandů potvrzují zjištění, že konstituční hypermobilita je významným faktorem vzniku impingement syndromu. Ve výzkumné skupině 6 ze 13 probandů (46 %) bylo pozitivní pro konstituční hypermobilitu a současně přední zásuvku. Všech 6 probandů s konstituční hypermobilitou byly ženy. Anteriorní nestabilita bez konstituční hypermobility byla pozitivní u 2 ze 13 probandů (15 %) testem přední zásuvky. Anteriorní nestabilita byla prokázána u 1 muže a 1 ženy. V kontrolní skupině se hypermobilita ani pozitivita přední zásuvky nevyskytovala. Tento výsledek potvrzuje tvrzení některých autorů o přímém vlivu instability glenohumerálního kloubu na vznik impingement syndromu (Belling Sorensen & Jorgensen; 2000, Jobe & Pink, 1993). U asymptomatických sportovců s vícesměrnou instabilitou nebo s konstituční hypermobilitou byla prokázána svalová dysbalance mezi agonisty a antagonisty glenohumerálního kloubu (Glousman et al., 1998; Kronberg, Brstrom, & Nemeth, 1991)

Dalším sledovaným znakem při vyšetření probandů bylo vizuální hodnocení skapulohumerálního rytmu. Pohyb lopatky po hrudníku je zásadní pro centraci ramenního kloubu, protože dochází k natáčení cavitas glenoidalis, a to jak ve frontální, sagitální, tak v transversální rovině. Při stereotypu abdukce lopatka rotuje superiorně, provádí zevní rotaci a abdukci (Ludewig et al., 2009). U sportovců s IS byla popsána u patologického ramene snížená schopnost superiorní rotace a zevní rotace i abdukce. S tím souvisí zvětšená vnitřní

rotace lopatky (Ludewig & Cook, 2000; Lukaszewicz et al., 1999). Tato dyskineza se vysvětluje oslabením zejména m. serratus anterior.

V této studii byla vizuálně hodnocena symetrie lopatek při skapulohumerálním rytmu, tedy zda je pohyb lopatek shodný (symetrický), nebo se pohyb lopatek liší (asymetrický). U všech 13 probandů (100 %) ve výzkumné skupině byl skapulohumerální rytmus asymetrický. Časové zapojení m. serratus anterior bylo měřeno a vyhodnoceno v této studii (viz níže). V kontrolní skupině byl vizuálně zhodnocen skapulohumerální rytmus jako asymetrický u 2 ze 13 probandů (15 %).

Studie Myers et al. (2005) popisuje skapulohumerální rytmus mezi skupinou asymptomatických sportovců a nespportovců. Ve skupině sportovců popisovali větší vnitřní rotaci, superiorní rotaci a protrakci, oproti skupině nespportovců. V této studii jsme příčinu asymetrie skapulohumerálního rytmu nezkoumali. Pozorovali jsme však u probandů s impingement syndromem na počátku pohybu paže do abdukce nejdříve vnitřní rotaci lopatky, až poté zevní rotaci.

6.3 Diskuse k výzkumné části práce

Smečářský úder je ve fázi nápradu a začátku akcelerace pohybem v otevřeném kinematickém řetězci. Při úderu rukou do míče může vytvořit uzavřený kinematický řetězec a následně po úderu (fáze decelerace), pokračuje pohyb paže znovu v otevřeném kinematickém řetězci. Pro hodnocení timingu jsme vybrali k měření pohyb flexe paže v otevřeném kinematickém řetězci, který je více popisován v literatuře.

K vyhodnocení timingu vybraných svalů ramenního pletence byl použit vždy první měřený pokus. A to z důvodu, že ramenní pletenec má mnoho stupňů volnosti a při vykonání pohybu flexe v otevřeném kinematickém řetězci vzniká mnoho variant pohybového stereotypu, a tedy i více variant časového zapojení jednotlivých svalů. Roli zde hraje samotné opakování pohybu, kdy se organismus snaží automaticky o co nejlepší strategii pohybu. Předpokládáme, že první pokus bude automatický a nekorigovaný probandem, ať už vědomě či nevědomě.

6.3.1 Diskuse k výzkumné otázce č. 1a, 1b

Během pohybového stereotypu flexe paže je fyziologická aktivita dynamických stabilizátorů glenohumerálního kloubu, kteří zajišťují přednastavení „feedforward“ každého pohybu. Do této studie byly vybrány dynamické stabilizátory m. infraspinatus a m. biceps brachii. Dále byl vybrán důležitý povrchový dynamický stabilizátor m. deltoideus – pars anterior, pars media a pars posterior. Při stereotypu flexe se zapojují tito agonisté: m. coracobrachialis, m. pectoralis major a m. deltoideus – pars anterior. Do této studie byl vybrán poslední jmenovaný. Poslední skupinou svalů zařazené do této studie jsou stabilizátory lopatky – horní (descendent) a dolní (ascendent) část m. trapezius a m. serratus anterior.

Změny v časovém zapojení svalů mezi zkoumanou a kontrolní skupinou byly podobné v pozici stoje a sedu. Změna v pořadí časového zapojení o dvě a více pozice (= významná) byla u dvou svalů. Tato změna se projevila stejně v pozici sedu i stoje. Časové zapojení svalů v pozici stoje a sedu se zcela lišily od kvadrupedální pozice.

Významným rozdílem je změna aktivity horního m. trapezius (m. TD) u zkoumané a kontrolní skupiny ve stoje a sedu při pohybu flexe v otevřeném kinematickém řetězci. V obou pozicích bylo časové zapojení m. TD u vyšetřované skupiny na 2. místě z osmi měřených svalů. V kontrolní skupině se zapojil m. TD v pozici sedu a stoje na šestém místě.

V této studii se aktivoval horní m. trapezius dříve u probandů s impingement syndromem. Převaha horního m. trapezius je vysvětlována insuficiencí dynamických stabilizátorů ramene, nebo insuficiencí dolního m. trapezius (m. TA) a m. serratus anterior (Cools et al., 2004; Cools et al., 2007). Změna v časovém zapojení m. serratus anterior mezi zkoumanou a kontrolní skupinou v pozici sedu a stoje se v této studii neprojevila, stejně tak změny v zapojení dolního m. trapezius. Nevýznamná změna časového zapojení ale neznamená, že tyto svaly nejsou v oslabení.

V této studii je významný rozdíl právě v nerovnováze zapojení horního a dolního m. trapezius. V kontrolní skupině je horní m. trapezius na 6. pozici a dolní m. trapezius na 7. pozici. Ve výzkumné skupině horní m. trapezius na 2. pozici a dolní m. trapezius na 5. pozici ve stoje a na 7. místě v pozici sedu.

Dřívější zapojení horního m. trapezius, tedy jeho zvýšená nervosvalová aktivita způsobuje posun lopatky superiorně a dochází k alteraci osy rotace lopatky. Následkem může být vznik impingement syndromu (Bagg & Forrest, 1986).

Významným rozdílem v časovém zapojení je aktivita m. deltoideus pars media v pozici stoje mezi kontrolní skupinou a skupinou s impingement syndromem. U probandů s impingement syndromem se aktivoval později – o tři pozice (7. místo), oproti kontrolní skupině (4. místo). V pozici sedu byl také posun aktivace m. deltoideus pars media o dvě pozice. Skolimowski et al. (2009) popisuje u ramenních kloubů s impingement syndromem oslabení m. deltoideus – pars media a m. deltoideus – pars anterior. V těchto částech svalu se často projikuje bolest impingement syndromu. Konstantní bolest během pohybu způsobuje reflexní inhibici daných svalů a tím dochází ke změně pohybového vzorce (Itoi et al., 1997). M. deltoideus – pars anterior je agonistou pohybu flexe, a proto si vysvětlujeme jeho pozici na 1. místě v časovém zapojení, beze změn ve stoji a sedu v obou vyšetřovaných skupinách.

U aktivity m. biceps brachii (m. BB) jsme očekávali dřívější zapojení u skupiny s IS oproti kontrolní skupině. Tento fakt potvrzují EMG studie, které popisují zvýšenou aktivitu bicepsu jako reakci na patologii v ramenním kloubu, zejména léze rotátorové manžety (Glousman et al., 1988; Ting et al., 1987). Jeho stabilizační funkce se zvětšuje s abdukcí a zevní rotací. Změna aktivace byla patrna v EMG studii Sakurai et al. (1998), který využil odpor na prováděný pohyb. V této studii se neprojevila změna časového zapojení m. biceps brachii. Příčinou může být pohyb v otevřeném kinematickém řetězci bez odporu na prováděný pohyb nebo nevhodný samotný pohyb flexe paže, kde je m. BB v minimální aktivitě. Při vizuálním sledování aktivity m. BB jsme si ale všimli vyšší amplitudy na EMG záznamu u 6 ze 13 probandů (46 %) s impingement syndromem. Amplituda ale nebyla v této studii hodnocena.

Dalším měřeným svalem byl m. infraspinatus. Význam m. infraspinatus při elevaci paže je podle některých autorů stejně důležitý jako význam m. supraspinatus nebo m. deltoideus, a to z důvodu zevní rotace humeru (Ovir & Berme, 1978). Následky oslabení m. infraspinatus pro kinematiku glenohumerálního kloubu byly popsány výše. V této studii se m. infraspinatus neprojevil ve změně časové aktivace.

Osmým měřeným svalem byla zadní část m. deltoideus. Při flexi paže vykonává excentrickou aktivitu. V pozici stoje a sedu v obou skupinách byl aktivován jako poslední.

Také jsme hodnotili synchronní aktivitu svalů. Větší počet zaznamenané synchronní aktivity svalů byl v pozici sedu (35 %) i stoji (30 %) ve výzkumném souboru s impingement syndromem. Příčinou může být méně stupňů volnosti ramenního pletence. V kontrolní skupině byla zaznamenána větší variabilita v pořadí časového zapojení svalů. Tato variabilita potvrzuje více stupňů volnosti ramenního pletence nebo-li více možností variant k provedení pohybu.

6.3.2 Diskuse k výzkumné otázce 1c

Kvadrupedální pozice je výhodná pro zapojení dynamických stabilizátorů lopatky, zejména m. serratus anterior (m. SA) a dolní m. trapezius, a to z několika důvodů. Jeden z nich je samotná opora horních končetin o podložku. V glenohumerálním kloubu dochází ke zvýšení kongruence kloubních ploch, tedy i aferentního vstupu, který podporuje svalovou kokontrakci dynamických stabilizátorů (Lephart & Henry, 1995). Další příčinou je aktivace kinematických svalových řetězců, a to pozicí dolních končetin, zejména kyčelních kloubů blížící se centrovanému postavení.

V literatuře je popsáno, že svalová aktivace m. SA, horního a dolního m. trapezius se nelišila mezi výzkumnou a kontrolní skupinou v pozicích v uzavřeném kinematickém řetězci.

V naší studii již opora druhostranné horní končetiny a krátkodobá opora vyšetřované horní končetiny mezi jednotlivými měřeními mohla působit facilitačně na svaly stabilizující lopatky, a proto jsme také nezaznamenaly změny v aktivitě horního m. trapezius a m. SA mezi zkoumanou a kontrolní skupinou. Příčinou může být právě aktivace kinematických řetězců z dolních končetin a trupu, které facilitují aktivitu stabilizátorů lopatek.

Při porovnání timingu mezi zkoumanou a kontrolní skupinou v kvadrupedální pozici, proběhla změna v časové aktivaci u tří svalů (o dvě místa): m. deltoideus pars media, m. infraspinatus a dolní m. trapezius. V kvadrupedální pozici došlo k výměně pozic mezi m. infraspinatus a m. deltoideus pars media. Ve výzkumném souboru je m. deltoideus pars media na 2. pozici, m. infraspinatus na 4. V kontrolní skupině m. deltoideus pars media na 4. pozici, m. infraspinatus na 2. pozici.

Pomalejší časové zapojení m. infraspinatus potvrzuje teorii oslabení m. infraspinatus při impingement syndromu, který se v této studii potvrdil v pozici stoje a sedu (Burkhart, Morgan & Kibler, 2000). V literatuře (Skolimowski et al.) je popsáno oslabení m. deltoideus pars media, který se potvrdil v této studii v pozici sedu a stoje u výzkumného souboru. Mohlo tedy dojít k posunu m. deltoideus pars. media na dřívější pozici z důvodu, že se snížila aktivita m. infraspinatus.

Třetím svalem, který významně změnil své časové zapojení je dolní m. trapezius. V kontrolním souboru se zapojil na 5. místě, ve výzkumném souboru na 7. místě. Pomalejší aktivace dolního m. trapezius u probandů s IS může být vysvětlena již popsaným oslabením stabilizátorů lopatek při IS nebo nerovnováhou nervosvalové aktivity mezi horním a dolním m. trapezius. Časové zapojení m. serratus anterior bylo v obou skupinách shodné, a to na 3. pozici. Zvýšená aktivace horního m. trapezius se zde neprojevila. V obou skupinách se umístil

na 8. pozici. Tento fakt se může stát výhodným k využití kvadrupedální pozice ve fyzioterapii, při nadměrné aktivitě horního m. trapezius, která se vyskytuje u patologicky změněných ramen.

Větší množství synchronní aktivity bylo zaznamenáno v kontrolní skupině. V tomto případě si vysvětlujeme větší množství synchronní aktivity svalů lepší stabilizační funkcí svalů ramene.

6.3.3 Diskuse k výzkumné otázce číslo 2a, 2b

Rozdíly v zaznamenaném timingu mezi pozicí stoje a sedu byli u 3 z 8 měřených svalů v kontrolní skupině (m. infraspinatus, m. SA, m. deltoideus – par media). Ve skupině s impingement syndromem bylo změněno pořadí u 4 z 8 měřených ve skupině s impingement syndromem (m. infraspinatus, m. SA, m. deltoideus – par media, dolní m. trapezius). V obou měřených souborech se aktivita m. infraspinatus v pozici sedu zvýšila. V obou měřených souborech se aktivita m. SA v pozici sedu snížila. Aktivita m. deltoideus - pars media se v pozici sedu v kontrolní skupině zvýšila, ve skupině s impingement syndromem snížila.

V pozici stoje, postavení celého těla může mít vliv na časové zapojení svalů ramenního pletence. Vysvětlit to můžeme přes zapojení svalů v kinematickém řetězci, které tvoří smyčky propojující horní a dolní končetiny přes svaly trupu. V této studii byl stoj korigován pouze postavením nohou na šíři pánve, proto již postavení dolních končetin může ovlivnit časové zapojení svalů ramenního pletence. V klinické praxi sledují v souvislosti s patologií ramene postavení druhostranné dolní končetiny ve vnitřní rotaci v kyčelním kloubu.

V pozici sedu probandi seděli na stoličce, postavení bylo korigováno postavením nohou na šířku pánve s chodidly v plném kontaktu s podložkou. Pozice dolních končetin se přibližuje k centrovanému postavení v kyčelních kloubech, proto předpokládáme, že na časové zapojení svalů ramenního pletence bude mít více vliv postavení trupu, než postavení dolních končetin.

Timing svalů v kvadrupedální pozici se zcela lišil od timingu v pozicích stoje a sedu mezi výzkumnou a kontrolní skupinou. A to z důvodu pozice paže v horizontále. Tento pohyb flexe paže v sagitální rovině nebyl proti gravitaci jako v pozici sedu a stojí, kde pohyb provádí agonisté. V kvadrupedální pozici proběhl nejdříve „brzdící“ pohyb excentrickou aktivitou antagonistů m. infraspinatus a m. deltoideus (pars posterior)(viz akcelerační

a decelerační fáze smeče), jejich punctum fixum je na lopatce. Podle těchto předpokladů proběhlo časové zapojení v kontrolní skupině: m. deltoideus pars posteriori na 1. pozici, na 2. pozici m. infraspinatus. Ve výzkumném souboru se m. infraspinatus zapojil na 4. pozici, která může být důkazem o jeho oslabení.

Punctum fixum m. deltoideus pars posterior a m. infraspinatus je zajištěno aktivitou stabilizátorů lopatky, zejména aktivitou m. serratus anterior, který se v obou měřených souborech umístil na 3. pozici v časovém zapojení.

6.3.4 Diskuse k výzkumné otázce číslo 3

Vyšetření Testu terče prokázalo rozdílnou kvalitu propiocepce mezi probandy výzkumného a kontrolního souboru. Ve výzkumném souboru byla kvalita propiocepce na vyšetřované dominantní horní končetině lepší, než na nedominantní u 4 ze 13 probandů (31 %). V kontrolní skupině byla lepší kvalita propiocepce na dominantní horní končetině u 8 ze 13 probandů (62 %). Lepší kvalita propiocepce je na dominantní horní končetině v kontrolní skupině a na zdravé horní končetině ve skupině s impingement syndromem.

Zde jsou různá hlediska vysvětlení, zda je horší propiocepce u probandů s IS způsobena právě impingement syndromem, nebo zda již původně horší propiocepce může být jednou z příčin vzniku impingement syndromu. V této studii můžeme hledat také souvislost s konstituční hypermobilitou. 4 z 6 probandů s impingement syndromem trpící konstituční hypermobilitou měli současně horší propioepci vyšetřovaného ramene. 1 z 2 probandů s impingement syndromem a pozitivním testem na anteriorní nestabilitu (bez konstituční hypermobility) měl také horší propioepci vyšetřovaného ramene.

7 ZÁVĚRY

V této práci byl hodnocen a porovnán timing vybraných svalů ramenního pletence mezi výzkumným souborem volejbalistů s impingement syndromem a kontrolním zdravým souborem volejbalistů. Timing vybraných svalů byl měřen při pohybu flexe paže v otevřeném kinematickém řetězci v pozicích stoje, sedu a kvadrupedální pozici.

1. Mezi výzkumným a kontrolním souborem byl nalezen významný (o dvě pozice) rozdíl v pořadí zapojení svalů m. trapezius descendens a m. deltoideus media v pozici stoje. Ve skupině s IS se m. trapezius descendens zapojil na druhém místě. V kontrolní skupině se m. trapezius descendens zapojil na šestém místě. Ve skupině s IS se m. deltoideus pars media zapojil na sedmém místě. V kontrolní skupině se m. deltoideus media zapojil na čtvrtém místě.

Velký rozdíl byl nalezen v počtu synchronních aktivací sledovaných svalů. U skupiny volejbalistů s IS je synchronní aktivita vybraných svalů větší, v celkovém počtu 31(30 %). U kontrolní skupiny je celkový počet 9 (9 %).

2. Mezi výzkumným a kontrolním souborem byl nalezen významný (o dvě pozice) rozdíl v pořadí zapojení svalů m. trapezius descendens a m. deltoideus media v pozici sedu. Ve skupině s IS se m. trapezius descendens zapojil na druhém místě. V kontrolní skupině se m. trapezius descendens zapojil na šestém místě. Ve skupině s IS se m. deltoideus media zapojil na čtvrtém místě. V kontrolní skupině se m. deltoideus media zapojil na druhém místě. Při porovnání synchronní aktivity zde nebyl nalezen tak velký rozdíl, jako v pozici stoje. U skupiny s IS je synchronní aktivita vybraných svalů větší, v celkovém počtu 36 (35 %). U kontrolní skupiny je celkový počet 33(32 %).
3. Mezi výzkumným a kontrolním souborem nalezen významný (o dvě pozice) rozdíl v pořadí zapojení svalů m. infraspinatus a m. trapezius ascendens v kvadrupedální pozici. Ve skupině s IS se m. infraspinatus zapojil na čtvrtém místě. V kontrolní skupině se m. infraspinatus zapojil na druhém místě. Ve skupině s IS se m. trapezius ascendens zapojil na sedmém místě. V kontrolní skupině se m. trapezius ascendens zapojil na pátém místě. Při porovnání počtu synchronní aktivity byl nalezen menší počet u skupiny s IS, a to v celkovém počtu 11 (11 %). U kontrolní skupiny je celkový počet 16 (15 %).

4. Rozdíl v časovém zapojení svalů se lišil mezi jednotlivými pozicemi stoje, sedu a kvadrupedální pozicí v kontrolním souboru.

Ve stoji je pořadí zapojení svalů následující: 1. m. deltoideus pars anterior (DA), 2. m. serratus anterior (SA), 3. m. biceps brachii (BB), 4. m. deltoideus pars media (DM), 5. m. infraspinatus (IF), 6. m. trapezius pars descendens (TD), 7. m. trapezius pars ascendens (TA), 8. m. deltoideus pars posterior (DP).

V pozici sedu se významně (o dvě pozice) změnilo pořadí se změnou pozice ze stoje na sed u svalů m. infraspinatus (3.), m. serratus anterior (5.) a m. deltoideus pars media (2.).

Kvadrupedální pozice měla zcela jiné pořadí zapojení svalů: 1. m. DP, 2. m. IF, 3. m. SA, 4. m. DM, 5. m. TA, 6. m. BB, 7. m. DA, 8. m. TD. Významně se změnila aktivita m. deltoideus pars anterior (DA) a m. deltoideus pars posterior (DP). M. DA se aktivoval v kvadrupedální pozici na 7. místě, m. DP se aktivoval v kvadrupedální pozici na 1. místě.

5. Timing svalů při pohybu flexe paže v otevřeném kinematickém řetězci se liší v pozici stoje, sedu a kvadrupedální pozici ve skupině s impingement syndromem.

Ve stoji je pořadí zapojení svalů následující: 1. m. DA, 2. m. TD, 3. m. SA, 4. m. BB, 5. m. TA, 6. m. IF, 7. m. DM, 8. m. DP.

V pozici stoje se významně změnilo pořadí u svalů m. TA na 7. místo, m. IF na 3. místo, m. SA na 6. místo, m. DM na 4. místo. Ostatní svaly zůstaly na shodné pozici jako ve stoji.

Pořadí zapojení svalů v kvadrupedální pozici se zcela změnilo až 7. místo m. TA. 1. m. DP, 2. m. DM, 3. m. SA, 4. m. IF, 5. m. BB, 6. m. DA, 7. m. TA, 8. m. TD. Významně se změnila aktivita m. deltoideus pars posterior (1.), m. deltoideus pars media (2.), m. deltoideus pars anterior (6.) a m. trapezius descendens (8.).

6. V kontrolním souboru byla lepší kvalita propriocepce ramenního pletence na zdravé dominantní horní končetině u 9 ze 13 probandů (69 %). Ve výzkumném souboru mělo 8 ze 13 probandů (62 %) lepší kvalitu propriocepce na zdravé nedominantní horní končetině.

8 SOUHRN

Smečařský úder hráčů volejbalu přináší značnou zátěž na dynamické i statické stabilizátory ramenního kloubu. Opakováním tohoto pohybu dochází k adaptaci měkkých tkání, která spolu s dalšími faktory může vést ke svalovým dysbalancím a až k patologii ramene, mezi kterou patří i impingement syndrom. K impingementu nejčastěji dochází v posterosuperiorní části glenohumerálního kloubu, a to jak ve fázi nápřahu, kdy je paže v zevní rotaci a abdukci, tak ve fázi akcelerace až decelerace, kdy jde paže do addukce, vnitřní rotace a extenze.

V teoretické části práce jsou shrnuty poznatky o etiopatogenezi impingement syndromu v souvislosti se smečařským úderem. Základem této problematiky je seznámení se fylogenezí funkce ramenního pletence, kde na základě zdokonalování manipulační funkce ruky (v hominoidní linii) v otevřeném kinematickém řetězci, došlo k většímu funkčnímu zapojení zevních rotátorů ramene, oproti do té doby dominantním vnitřním rotátorům s hlavní lokomoční funkcí v uzavřeném kinematickém řetězci u kvadrupedů. Se zdokonalováním manipulační funkce ruky se zvětšoval i rozsah pohybu v ramenním kloubu, jehož stabilita závisí zejména na spolupráci statických a dynamických stabilizátorů. Pro optimální funkci statických a dynamických stabilizátorů je zásadní neuromotorické řízení centrální nervové soustavy. Smečařský úder je ve fázi nápřahu a začátku akcelerace pohybem v otevřeném kinematickém řetězci, který při úderu rukou do míče může vytvořit uzavřený kinematický řetězec a následně po úderu (fáze decelerace), pokračuje pohyb paže znovu v otevřeném kinematickém řetězci.

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv impingement syndromu na timing vybraných svalů ramenního pletence u volejbalistů při pohybu flexe paže v otevřeném kinematickém řetězci. Měření bylo provedeno u 13 volejbalistů s impingement syndromem a kontrolní soubor tvořilo 13 zdravých volejbalistů. Časové zapojení (timing) jednotlivých svalů bylo měřeno osmikanálovou povrchovou elektromyografií. Vybrané svaly ramenního pletence (m. infraspinatus, m. deltoideus – pars anterior, pars media, pars posterior, m. biceps brachii, m. trapezius – pars ascendent a pars descendent, m. serratus anterior) byly měřeny při pohybu flexe paže v otevřeném kinematickém řetězci v pozici stoje, sedu a kvadrupedální pozici.

Ve výzkumné části práce jsme zjistili souvislost přítomnosti impingement syndromu s konstituční hypermobilitou (46 % probandů výzkumného souboru, 0 % v kontrolním souboru) a s poruchou propriocepce (62 % probandů výzkumného souboru, 8 % v kontrolním souboru) na smečařské horní končetině.

Ve výzkumném souboru v pozici stoje a sedu byl významný nárůst aktivity m. trapezius descendens (z 6. pozice v kontrolní skupině na 2. pozici) a významný pokles aktivity m. deltoideus – pars media (ze 4. pozice v kontrolní skupině na 7. pozici ve stoje, z 2. na 4. v pozici v sedu). Tento výsledek potvrzuje přítomnost svalové dysbalance mezi horní a dolní částí m. trapezius u impingement syndromu a nervosvalovou inhibici dynamického stabilizátoru m. deltoideus pars media.

V kvadrupedální pozici se svalová nerovnováha mezi horním a dolním m. trapezius projevila pomalejším zapojením dolního m. trapezius ve výzkumném souboru (z 5. pozice v kontrolní skupině na 7. pozici), beze změn v aktivitě horního m. trapezius.

Z výsledků vyplývá, že impingement syndrom má vliv na časové zapojení svalů. Změny v časovém zapojení svalů se rozvíjí s přítomností svalových dysbalancí u impingement syndromu, příkladem je nerovnováha v zapojení mezi m. trapezius ascendens a m. trapezius descendens. V kvadrupedální pozici se tato svalová dysbalance neprojevila, a proto by bylo vhodné ji využít k terapii impingement syndromu.

13 SUMMARY

Spike stroke movement in volleyball brings considerable load on the static and dynamic stabilizers of the shoulder joint. Repetition of this motion causes the adaptation of soft tissue which can lead to muscle dysbalances and to the pathology of the shoulder including the impingement syndrome. The impingement syndrome most frequently occurs in posterosuperior glenohumeral joint part, both in the backswing phase, when the arm is in abduction and external rotation, and at the stage of acceleration to deceleration when the arm goes into adduction, internal rotation and extension.

The theoretical part summarizes findings of etiopathogenesis impingement syndrome in the context of spike stroke in volleyball. The basis of this issue is the introduction of phylogenetic function of the shoulder girdle. The focus on this issue was put because of the fact that improving the hand function (in the hominoid line) in an open kinematic chain there is a greater functional involvement of external shoulder rotators, compared to the previously dominant internal rotators of the main locomotor function in a closed kinematic in quadrupedal chain. The improvement of the hand function corresponded with increased range of motion in the shoulder joint, which stability depends on cooperation of static and dynamic stabilizers. Optimal function of static and dynamic stabilizers is essential for neuromotor control of the central nervous system. The spike stroke is in the phase of backward swing and the beginning of the acceleration a movement in an open kinematic chain, which changes into a closed kinematic chain when the hand touches the ball. Subsequent stroke (phase of deceleration) continues to move the arm again in an open kinematic chain.

The aim of this study was to evaluate the effect of impingement syndrome on the timing of assigned muscles of the shoulder girdle in volleyball players during flexion movement in an open kinematic chain, in the position of standing, sitting and quadrupedal position. Measurements were performed at 13 volleyball players with impingement syndrome, and the control group consisted of 13 healthy volleyball players. The activity of assigned muscles was measured by EMG.

Assigned muscles of the shoulder girdle (m. infraspinatus, m. deltoideus - pars anterior, media and posterior, m. biceps brachii, m. trapezius - pars ascendant and pars descendant, m. serratus anterior) were measured during flexion movement of the arm in an open kinematic chain in standing position, sitting and quadrupedal position.

In the research part, we found an association with the presence of impingement syndrome with constitutional hypermobility (46 % of research group, 0 % in the control

group) and impaired proprioception (62 % of research group, 8 % in the control group) in spike-active upper limb.

The the research group in standing and sitting position there was a significant increase in activity of m. trapezius descendant (in the control group from 6th position to 2nd position) and a significant drop in activity of m. deltoideus - pars media (in the control group from 4th position to 7th in standing position, from 2nd to 4th position in sitting position). This result confirms the presence of muscle dysbalance between the upper and lower parts of the m. trapezius at impingement syndrome and neuromuscular inhibition of dynamic stabilizer m. deltoideus - pars media.

The muscle dysbalance between the upper and lower m. trapezius showed slower involvement of the lower m. trapezius in the research group in quadrupedal position (in the control group from 5th to 7th position) without changes in the activity of the upper m. trapezius.

The results show that impingement syndrome affects the timing of muscle involvement. Changes in the timing of muscle involvement develop according to the presence of muscle dysbalance in impingement syndrome which is demonstrated by the dysbalance in timing between m. trapezius ascendant and m. trapezius descendant. Such muscle dysbalance did not appear in quadrupedal position and so it would be appropriate to use this position in treatment of impingement syndrome.

14 REFERENČNÍ SEZNAM

- Andrews, J. R., Broussard, T. S., & Carson, W. G. (1985). Arthroscopy of the shoulder in the management of partial tears of the rotator cuff: a preliminary report. *Arthroscopy*, 1(2), 17-122.
- Bagg, S. D., & Forrest, W. J. (1986). Electromyographic study of the scapular rotators during arm abduction in the scapular plane. *Am J Phys Med.*, 65(3), 111–124.
- Bagg, S. D., & Forrest, W. J. (1988). A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. *Am J Phys Med Rehabil.*, 67, 238-245.
- Bartoníček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf.
- Basmajian, J. V., & Latif, M. A. (1957). Integrated actions and function of the chief flexors of the elbow. *J Bone Joint Surg Am.*, 39A (5), 1106 – 1118.
- Basmajian, J., & De Luca, C. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Basset, R. W. et al. (1990). Glenohumeral muscle force and moment mechanics in a position of shoulder instability. In: Ch. A. Rockwood, & F. A., Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 252). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.
- Belling Sorensen, A. K., & Jorgensen, U. (2000). Secondary impingement syndrom in the shoulder. An improved terminology in impingement. *Scand J Med Sci Sports*, 10(5), 266-278.
- Bigliani, L. U. et al. (1997). Shoulder motion and laxicity in the professional baseball players. *Am J Sports Med.*, 25(5), 609-6013.
- Bigliani, L. U., Morrison, D. S., & Aprile, E. W. (1986). The morfology of the acromion in its relationship to rotator cuff tears. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 58). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.

- Blasier, R. B. et al. (1997). Posterior glenohumeral subluxation: Active and passive stabilization in a biomechanical model. *J Bone Joint Surg Am.*, 6(4), 371 – 379.
- Borsa, P. A., Lephart, S. M., & Fu, F. H. (1996). Functional assessment and rehabilitation of shoulder proprioception for glenohumeral instability. *J Sport Rehabil.*, 3, 84-104.
- Borstad, J. D., & Ludewig, P. M. (2005). The effect of long versus short pectoralis minor rating length on scapular kinematics in healthy individuals. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 35(4), 227-238.
- Budoff, J. E., Nirschl, R. T. P., & Guidi, E. J. (1998). Current concepts review - Débridement of partial-thickness tears of the rotator cuff without acromioplasty. long-term follow-up and review of the literature. *J Bone Joint Surg Am.*, 80(5), 733-748.
- Burkhart, S. S., & Morgan, C. D. (1998). The peel-back mechanism: its role in producing and extending posterior type II SLAP lesions and its effect on SLAP repair rehabilitation. *Arthroscopy*, 14(6), 637-640.
- Burkhart, S. S., Morgan, C. D., & Kibler., W. B. (2000). Shoulder injuries in overhead athletes. The „dead“ arm revisited. *Clin Sports Med.*, 19(1), 125-158.
- Burkhart, S. S., Morgan, C. D., & Kibler., W. B. (2003). The disabled throwing shoulder: spektrum of pathology Part II: evaluation and treatment of SLAP lesions in throwers. *Arthroscopy*, 19(5), 531-539.
- Cailliet, R. (1991). *Shoulder pain*. Philadelphia: F. A. Davis Company.
- Cambell, B. (1998). *Human evolution: An introduction to man's adaptations*. New York: Aldine de Gruyter.
- Clark, J. M., & Harryman, D. T. (1992). Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 1078). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.

Colachius, S. C., Strohm, B. R., & Brecher, V. L. (1969). Effect of axillary nerve block on muscle force in the upper extremity. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 252). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.

Cools, A. M. et al. (2002). Scapular muscle recruitment pattern: electromyographic response of the trapezius muscle to sudden shoulder movement before and after fatiguing exercise. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 32(5), 221–229.

Cools, A. M. et al. (2003). Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *Am J Sports Med.*, 31(4), 542–549.

Cools, A. M. et al. (2004). Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. *Br J Sports Med.*, 38(1), 64–68.

Cools, A. M. et al. (2007). Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scand J Med Sci Sports.*, 17(1), 25–33.

Čihák, R. (2001). *Anatomie*. 2. Praha: Grada Publishing.

David, G. et al. (2000). EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotation of the glenohumeral joint. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 1078). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.

Davidson, P. A. et al. (1995). Rotator cuff and posterior-superior glenoid labrum injury associated with increased glenohumeral motion: a new site of impingement. *J Shoulder Elbow Surg.*, 4(5), 384-390.

Davies, G. J., & Dickhoff-Hoffman, S. (1993). Neuromuscular testing and rehabilitation of the shoulder complex. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 18(2), 449-458.

De Luca, C. J. (1993). *The use of surface electromyography in biomechanics*. The International Society of Biomechanics [On-line]. Retrieved 20. 1. 2015 from the World Wide Web: http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_Biomechanics.pdf

Dierickx, C., Ceccarelli, E., Conti, M., Vanlommel, J., & Castagna, A. (2009). Variations of the intra-articular portion of the long head of the biceps tendon: A classification of embryologically explained variations. *J Shoulder Elbow Surg.*;18, 556–65.

Dufek, J. (2005). *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.

Dunn, T. G., Giling, S. E., Ponser, S. E., Weil, N., & Utz, S. W. (1986). The learning process in biofeedback: is it feed forward or feedback? *Biofeedback Self Regul.*, 11, 143-156.

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

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

Elser, F. et al. (2011). Function, injuries, and treatment of the long head of the biceps brachii tendon. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 27(4), 581 – 592.

Escamilla, R. F. et al. (2009). Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports Med.*, 39(8), 663 – 685.

Flatow et al. (1994). Excursion to the rotator cuff under the acromion. Patterns of subacromial contact. *Am J Sports Med.*, 22, 779-788.

Fu, F. H., Harner, C. D., & Klein, A. H. (1991). Shoulder impingement syndrome. *Clin. Orthop.*, 269, 162-173.

Glousman, R. et al. (1988). Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. *J Bone Joint Surg Am.*, 90(2), 220-226.

Graichen, H. et al. (1999). Subacromial space with ganges during abduction and rotation – a 3-D MR paging study. *Surg Radiol Anat.*, 21(1), 59-64.

Greenfield, B. et al. (1995). Posture in patients with shoulder overuse injuries and healthy individuals. *J Orthop. Sports Phys. Ther.*, 21, 287-295.

Greiwe, R. M., & Ahmad, Ch. S. (2010). Management of the throwing shoulder: Cuff, labrum and internal impingement. *Orthop Clin N Am.*, 41, 309-323.

Gerber, C., & Sebesta, A. (2000). Impingement of the deep surface of the subscapularis tendon and the reflection pulley on the anterosuperior glenoid rim: A preliminary report. *J Shoulder Elbow Surg.*, 9(6), 483-90.

Groh, G. et al. (1994). Loss of the deltoid after shoulder operations: An operative disaster. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 252). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.

Guyton, A. C. (1991). *Textbook of medicine physiology*. Philadelphia: WB Saunders.

Guiliani, P. et al. (1977). Development of scapulohumeral articulation in man, with special reference to its relation to the tendon of the long head of the biceps muscle of the arm. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 1070). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.

Habermeyer, P., Schuller, U., & Wiedemann, E. (1992). The intra-articular pressure of the shoulder: an experimental study on the role of the glenoid labrum in stabilizing the joint [Abstract]. *Arthroscopy*, 8(2), 166-172. Retrieved 10. 9. 2014 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1637427>

Hamner, D. L., Pink, M. M., & Jobe, F. W. (2000) A modification of the relocation test: arthroscopic findings associated with a positive test. *J Shoulder Elbow Surg.*, 9, 263–267.

Harryman, D. T. et al. (1990). Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion. *J Bone Joint Surg Am.*, 72, 1334-1343.

- Hegedus E. J., Goode, A., Campbell, S., Morin, A., Tamaddoni, M., Moorman, C. T., & Cook, C. (2008). Physical examination tests of the shoulder: a systematic review with meta-analysis of individual tests. *Br J Sports Med*, *92*, 80–92.
- Hess, S. A. (2000). Functional stability of the glenohumeral joint. *Manual Therapy*, *5*(2), 63-71.
- Hinton, M. A. et al. (1994). An anatomic study of the subscapularis tendon and myotendinous junction. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 60). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.
- Razmjou, H., et al. (2004). Validity of the supraspinatus test as a single clinical test in diagnosing patients with rotator cuff pathology. *J Orthop Sports Phys Ther.*, *34*(4), 194-200.
- Iannotti, J. P., & Williams, G. R. (2007). *Disorders of the shoulder: diagnosis & management*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Inmann, V. T., Saunders, J. B., & Abbott, L. C. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg*, *26*, 1-30.
- Itoi, E. et al. (1993). Stabilising function of the biceps in stable and unstable shoulders. *J Bone Joint Surg.*, *75B*(1), 546–550.
- Itoi, E., Hsu, H. CH., & An, K. N. (1996). Biomechanical investigation of the glenohumeral joint. *Journal of the Shoulder and Elbow Surgery*, *5*(5), 407 – 425.
- Itoi, E., Minagawa, H., Sato, T., Sato, K., & Tabata, S. (1997). Isokinetic strength after tears of the supraspinatus tendon. *J. Bone Joint Surg.*, *79*, 77-82.
- Itoi, E. et al. (2008). Moment arms of the arm muscles at the glenohumeral joint using the tendon excursion method. *Journal of Musculoskeletal Research*, *11*(2), 45 – 53.
- Jackson, D. V. (1976). Chronic rotator cuff impingement in the throwing athlete. *AM J Sports Med.*, *4*, 231-240.

- Janda, V. (1993). Muscle strength in relation to muscle length, pain, and muscle imbalance. In K. Harms-Ringdahl (Ed.), *International Perspectives in Physical Therapy* (pp. 83-91). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Janura, M., Míková, M., Krobot, A., & Janurová, E. (2004). Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1*, 33-39.
- Jerosch, J., Steinbeck, J., Schrode, M., & Westhues, M. (1995). Intraoperative EMG recording in stimulation of the glenohumeral joint capsule. *Unfallchir., 98(11)*, 580-585.
- Jobe, F. W. et al. (1991). Anterior capsulolabral reconstruction of the shoulder in athletes in overhead sports. *Am J Sports Med., 19(5)*, 428-434.
- Jobe, F. W., & Pink, M. (1993). Classification and treatment of shoulder dysfunction in the overhead athlete. *J Orthop Sports Phys Ther., 18(2)*, 427-32.
- Jobe, C. M. (1996). Superior glenoid impingement. Current concepts. *Clin Orthop Relat Res., 330*, 98-107.
- Kapandji, I. A. (2008). *The Physiology of the Joints: The physiology of the joints. The upper limb*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kendall, F., McCreary, E. K., & Provance, P. G. (1993). *Muscles testing and function*. Baltimore: Williams and Wilkins.
- Kebaetse, M., McClure, P., & Pratt, N. A. (1999). Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength and free-dimensional scapular kinematic. *Arch. Phys. Med. Rehabil., 80*, 945-950.
- Kibler, W. B. (2006). Scapular involvement in impingement: signs and symptoms. *Instr Course Lect., 55*, 35-43.

- Kido, T. et al. (2001). Dynamic stabilizing function of the deltoid muscle in shoulders with anterior instability. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 252). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.
- Kirchhoff, Ch., & Imhoff, A. B. (2010). Posterosuperior and anterosuperior impingement of the shoulder in overhead athletes—evolving concepts. *International Orthopaedics*, 34, 1049-1058.
- Kolář, P. et al. (2010). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 152-164.
- Krobot, A. (2005). Rehabilitace ramenního pletence u hemiparetických nemocných. *Neurologie pro praxi*, 6, 296-301.
- Krobot, A., Elfmark, M., & Pauček, B. (2000). Příspěvek k funkční diagnostice poruch ramene. *Rehabilitácia*, 33(2), 73-75.
- Krobot, A., Míková, & M., Bastlová, P. (2004). Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace Fyzikální lékařství*, 11, 88-94.
- Labriola, J. E. et al. (2005). Stability and instability of the glenohumeral joint: the role of shoulder muscles. *J Shoulder Elbow Surg.*, 14(1), 32-38.
- Lear, L. J., & Gross, M. T. (1998). An electromyographical analysis of the scapular stabilizing synergists during a push-up progression. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 28, 146-57.
- Lephart, S., & Henry, T. (1995). The physiological basis for open- and closed kinetic- chain rehabilitation for the upper extremity. *J Sport Rehabil.*, 5, 71-87.
- Lin, J. J., Lim, H. K., & Yang, J. L. (2006). Effect of shoulder tightness on glenohumeral translation, scapular kinematics, and scapulohumeral rhythm in subjects with stiff shoulder. *J Orthop Res.*, 24(5), 1044-1051.

- Lombardo, S. J., Jobe, F. W., Kerlan, R. K., Carter, V. S., & Shields, C. L. Jr. (1977). Posterior shoulder lesions in throwing athletes. *Am J Sports Med.*, 5, 106–110.
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (1996). The effect of head position on scapular orientation and muscle activity during shoulder elevation. *J. Occup. Rehab.*, 6, 147-158.
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alternations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther.*, 80(3), 276-291.
- Ludewig, P. M. et al. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J Bone Joint Surg.*, 91, 178-389.
- Lukasiewicz, A. C. et al. (1999). Comparison of 3- dimensional scapular position and orientation – between subjects with and without shoulder impingement. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 29(10), 574-586.
- Malanga, G. A., Jenp, Y. N., Growney, E. S., & An, K. N. (1996). EMG analysis of shoulder positioning in testing and strengthening the supraspinatus. *Med Sci Sports Exerc.*, 28, 661-664.
- Manske, R. C. (2006). *Postsurgical orthopedic sports rehabilitation: knee & shoulder*. St. Louis, Missouri: Elsevier.
- Matsen, F. A., Chebli, C., & Lippitt, S. B. (2006). Principles for the evaluation and management of shoulder instability. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 88, 647-659.
- Matsen, F. A. et al. (2009). Glenohumeral instability. In Ch. A. Rockwood et al. (Eds.), *The Shoulder (4th ed.)* (pp. 617-770). Philadelphia: Saunders Elsevier.
- Mayer, M., & Smékal, D. (2005). Syndrom bolestivého a dysfunkčního ramene: role krátkých depresorů hlavice humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(2), 68-71.

Mariani, E. M. et al. (1988). Rupture of the tendon of the long head of the biceps brachii. Surgical vs. nonsurgical treatment. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 63). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.

Meyer, A. W. (1926). Spontaneous dislocation of the tendon of the long head of the biceps brachii. *Arch Surg.*, 13, 109-119.

Mihata, T. et al. (2004). Excessive humeral external rotation results in increased shoulder laxicity. *Am J Sports Med.*, 32(5), 1278-1285.

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

Michener, L. A., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2003). Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical Biomechanics*, 18, 369-379.

Mithöfer, K., Fealey, S., & Altchek, D. (2004). Arthroscopic treatment of internal impingement of the shoulder. *Tech Shoulder Elbow Surg.*, 5, 66–75.

Motzkin, N. E. et al. (1994). Contribution of passive bulk tissues and deltoid to static inferior glenohumeral stability. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 252). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.

Muggleton, J. M., Allen, R., & Chappell, P. H. (1999). Hand and arm injuries associated with repetitive manual work in industry: a review of disorders, risk factors and preventive measures. *Ergonomic*, 42, 68-71.

Muller, T. H. (1995). Synovial chondromatosis of the biceps tendon. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.). *The Shoulder* (pp. 1064). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.

Mumenthaler, M., Bassetti, C., & Daetwyler, Ch. (2008). *Neurologická diferenciální diagnostika*. Praha: Grada.

- Murray, P. J., & Shaffer, B. S. (2009). Clinical update: MR imaging of the shoulder. *Sports Med Arthrosc.*, *17*, 40–48.
- Myers, J. B., Guskiewicz, M. K., Schneider, A. R., & Prentice, W. E. (1999). Proprioception and neuromuscular control of the shoulder after muscle fatigue. *Journal of Athletic Training*, *34*(4), 362-367.
- Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2000). The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *Journal of Athletic Training*, *35*(3), 351-363.
- Myers, J. B., et al. (2003). Shoulder muscle coactivation alterations in patients with subacromial impingement. *Med. Sci Sports Exerc.*, *35*(5), 3-16.
- Myers, J. B. et al. (2005). Scapular position and orientation in throwing athletes. *Am J Sports Med.*, *33*(2), 263-271.
- Myers, J. B. et al. (2006). Glenohumeral range of motion deficits and posterior shoulder tightness in throwers with pathologic internal impingement. *Am J Sports Med.*, *34*(3), 385-391.
- Neer, C. S. (1972). Anterior acromioplasty for chronic impingement in the shoulder: a preliminary report. *J Bone Joint Surg Am.*, *54A*, 41.
- Neer, C. S., Craig, E. V., & Fukuda, H. (1983). Cuff-tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am.*; *65*(9), 1232–1244.
- Ogowa, K. (1998). A rare variation of the biceps: A possible cause of degeneration of the rotator cuff. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 1061). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.
- Ovir, Z., & Berme, N. (1978). The shoulder complex in elevation of arm: A mechanism approach. *J. Biomech.*, *11*, 219.

- Page, P. (2011). Shoulder muscle imbalance and subacromial impingement syndrome in overhead athletes. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(1), 51-58.
- Pagnani, M. J. et al. (1996). Role of the long head of the biceps brachii in the glenohumeral stability: A biomechanics study in cadavera. *J Shoulder Elbow Surg.*, 5(4), 225 – 262.
- Park, H. B. et al. (2005). Diagnostic accuracy of clinical tests for the different degree of subacromial impingement syndrome. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 87A(7), 1446–1455.
- Payne, L. Z. et al. (1997). The combined dynamic and static contributions to subacromial impingement. A biomechanics analysis. *Am J Sports Med.*, 25(6), 801-808.
- Perry, J. (1988). The Shoulder: Muscle control of the shoulder. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 252). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.
- Phadke, V., Camargo, P. R., & Ludewig, P. M. (2009). Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alteration with shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 34(4), 194-200.
- Pope, M. H., Johnson, R. J., Brown, D. W., & Tighe, C. (1979). The role of musculature in injuries to the medial collateral ligament. *J Bone Joint Sug Am.*, 61, 398-402.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002a). The Sensorimotor system, Part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71-79.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002b). The Sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*: 37(1), 80-84.
- Rodosky, M. V., Harner, C. D., & Fu, F. H. (1994). The role of the long head of the biceps muscle and superior glenoid labrum in anterior stability of the shoulder. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 1076). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.

- Saha, A. K. (1961). Theory of shoulder mechanism. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 252). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.
- Sakurai, G., Ozaki, J. Tomita, Y., Nishimoto, K., & Tamai, S. (1998). Electromyographic analysis of shoulder joint function of the biceps brachii muscle during isometric contraction. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 354, 123-131.
- Schemler, B. (2002). Computed tomographic analysis of humeral retrotorsion and glenoid retroversion. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.*, 88(6), 553-560.
- Skolimowski, J. et al. (2009). Bioelectric activity of selected muscle gross in people with impingement syndrome. *Acta of Bioengineering and Biomechanisc*, 11(1), 37-45.
- Smith R. Jr., Nyquist-Battie, C., Clark, M., & Rains, J. (2003). Anatomical characteristics of the upper serratus anterior: cadaver dissection. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 33, 449-454.
- Soslowsky, L. J., Flatow, E. L., Bigliani, L. U., & Mow, V. C. (1992). Articular geometry of the glenohumeral joint [Abstract]. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 285, 181-90. Retrieved 10. 10. 2014 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>
- Speer, K. P., & Garrett, W. E. (1993). Musculature control of motion and stability about the pectoral girdle. *American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 159-172.
- Stryuf, F., Nijs, J., Baeyens, J. P., Mottram, S., & Meeusen, R. (2011). Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 21, 352-358.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(3), 112-124.
- Ting, A. et al. (1987). An EMG analysis of the lateral biceps in shoulders with rotator cuff tears. In: Ch. A. Rockwood, & F. A. Matsen (Eds.), *The Shoulder* (pp. 1079). Philadelphia, Pennsylvania: Saunders.

- Tischer T., Salzman G. M., & Imhoff A. B. (2007). Rotator cuff tears and internal impingement in athletes. *Orthopedics*, 36(950), 952–956.
- Tirman, P. F. et al. (1994). Posterosuperior glenoid impingement of the shoulder: findings at MR imaging and MR arthrography with arthroscopic correlation. *Radiology*, 193, 431–436.
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava. J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada.
- Tyler, T. F. et al. (1999). Reliability and validity of a new method of measuring posteriori shoulder tightness. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 29(5), 262-269.
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (2001). Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8.
- Vařeka, I., & Janura, M. (1998). *Fyzikální zásady biomechaniky*. 3. Vyd. Olomouc: VUP.
- Vangness, C. T. et al. (1994). The origin of the long head of the biceps from the scapula and glenoid labrum. *J Bone Joint Surg Br.*, 76B (6), 951-954.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie* (2nd ed.). Praha: Triton.
- Vilímek, M. (2006). Pohybová analýza a analýza svalové činnosti ramenního komplexu. *Bulletin of Applied Mechanics*, 3(10), 86–96.
- Vystrčilová, M., Kračmar, B., & Novotný, P. (2006). Ramenní pletenec v režimu kvadrupedální lokomoce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 92-98.
- Walch, G., Boileau, P., Noel, E., & Donell, S. T. (1992). Impingement of the deep surface of the supraspinatus tendon the posterior superior glenoid rim: an arthroscopic study. *J Shoulder Elbow Surg.*, 1, 238-43.
- Warner, J. J. et al. (1990). Patterns of flexibility, laxicity, and strenght in normal shoulders and shoulders with instability and impingement. *Am J Sports Med.*, 18(4), 366-375.

Warner, J., & McMahon, P. (1995). The role of the long head of the biceps brachii in superior stability of the glenohumeral joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 77A(3), 366–372.

Welcker, H. (1878). Einwanderung der bicepssehne in das schultergelenk. Nebst notizen uber ligamentum inter articulare humeri und ligamentum teres femoris. *Arch Anat Physiol*: 1, 20-42.

Wilk, K. E., Meister, K., & Andrews, J. R. (2002). Current concepts in the rehabilitation of the overhead throwing athlete. *Am J Sports Med.*, 30(1), 136-151.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Vliv impingement syndromu na timing vybraných svalů ramenního pletence při pohybu v otevřeném kinematickém řetězci u sportovců, využívající pohybu paže nad hlavou.

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka:

Podpis např. fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 2. Anamnestický dotazník

Anamnestický dotazník

číslo probanda:.....

Datum narození:

Výška (cm):

Váha (kg):

Dominance horní končetiny:

Zaměstnání:

Sportovní aktivita, uveďte jaká:

Jak často je sportovní aktivita provozována:

Jak dlouho danou sportovní aktivitu provozujete:.....

Jaká je úroveň soutěže:

Předcházející poranění, úraz, operace ramenního kloubu nebo krční páteře: ne x ano

V případě odpovědi ano, uveďte jaké a kdy:

Bolest

Kdy se bolest poprvé objevila:

.....

Lokalizace:

Kdy se bolest projevuje, ohodnoťte na stupnici 1-10, 1 – bez bolesti, 10 – maximální bolest.

při pohybu (smeče/podání) : ano x ne 1- 10

po pohybu (zátěži): ano x ne 1- 10

klidová: ano x ne 1- 10

noční: ano x ne 1- 10

Příloha 3. Klinické vyšetření probanda

Goniometrické vyšetření RAK metodou SFTR, aktivně i pasivně

Flexe	aktivně.....pasivně.....
Abdukce	aktivně.....pasivně.....
Zevní rotace	aktivně.....pasivně.....
Vnitřní rotace	aktivně.....pasivně.....
Horizont. addukce	aktivně.....pasivně.....

Funkční testy:

Neer test: pozitivní x negativní

Hawkinsův/Kennedyho test: pozitivní x negativní

Bolestivý oblouk: pozitivní x negativní

Skapulohumerální rytmus: symetrický x asymetrický

Přední zásuvka: pozitivní x negativní

Hypermobilita: pozitivní x negativní

Vyšetření propriocepce (Test terče):

Pravá horní končetina

Levá horní končetina

Flexe 1	Abdukce 1	Flexe 1	Abdukce 1
Flexe 2	Abdukce 2	Flexe 2	Abdukce 2
Flexe 3	Abdukce 3	Flexe 3	Abdukce 3

Příloha 4. Timing a synchronní aktivita svalů v pozici stoje ve výzkumném souboru

Proband	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD
1	7,8	5,6	3,4	5,6	7,8	3,4	2	1
2	4,5	4,5	8	2,3	7	6	1	2,3
3	7	2,3	8	6	4	5	2,3	1
4	6	4	8	3	7	5	1,2	1,2
5	2	6	8	1	4	7	3	5
6	3,4,5	7	8	3,4,5	1,2	6	1,2	3,4,5
7	6	5	8	4	7	2	1	3
8	7	2	8	3,4	5,6	3,4	1	5,6
9	1,2,3,4	7	8	5	1,2,3,4	6	1,2,3,4	1,2,3,4
10	8	6	5	3	1	7	4	2
11	5	6	2	8	7	3,4	3,4	1
12	1	4	8	2,3	2,3	7	5,6	5,6
13	4	6	7	8	2	5	3	1
Průměr	4,96	5,04	6,88	4,31	4,5	5,12	2,46	2,73
Pořadí	5	6	8	3	4	7	1	2
Počet SA	4	3	1	5	4	3	6	5

Legenda:

TA.....m. trapeius – pars ascendent

BB.....m. biceps brachii

IF.....m. infraspinatus

MD.....m. deltoideus – pars media

PD.....m. deltoideus – pars posteriori

AD.....m. deltoideus – pars anterior

SA.....m. serratus anterior

TD.....m. trapeius – pars descendent

Počet SA....počet zaznamenané synchronní aktivity

*počet čísel v tabulce značí počet svalů, které se synchronně aktivovaly

Příloha 5. Timing a synchronní aktivita svalů v pozici stoje v kontrolním souboru

Proband	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD
1	5	6	7	3	2	4	1	8
2	2	6	8	1	7	5	3	4
3	6	3,4	8	7	4	2,3	1	2,3
4	8	6	7	1,2	4	3	1,2	5
5	4,5	2	8	6	4	7	3	1
6	6	8	7	1	5	4	3	2
7	4	4	8	2	3	6	1	7
8	7	3	5	4	6	2	1	8
9	6	5	8	4	1	7	2	3
10	8	2	7	3,4	6	5	3	1
11	7	5	8	2	5	3	1	6
12	8	4	7	3	6	2	1	4
13	5	2,3	8	4	1	6	2,3	6
Průměr	5,88	4,38	7,38	3,23	4,15	4,35	1,85	4,42
Pořadí	7	5	8	2	3	4	1	6
Počet SA	1	2	0	2	0	1	2	1

Příloha 6. Timing a synchronní aktivita svalů v pozici sedu ve výzkumném souboru

Proband	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD
1	6	5	4	3	8	4	1,2	1,2
2	8	5	7	4	1	5,6	2,3	2,3
3	6,7,8	2,3,4	6,7,8	2,3,4	2,3,4	6,7,8	3	1
4	6	3,4	3,4	5	8	2	1	7
5	6,7	5	8	4	2,3	6,7	2,3	1
6	2,3	2,3	8	4	6,7	6,7	1,2	1,2
7	5,6	2	8	7	5,6	3	1	4
8	2	6	7	4	3	5	1	8
9	6	1,2,3	8	6	5	1,2	1,2	4
10	7	5	8	4	3	6	2	1
11	7,8	4,5	6	7,8	4,5	2,3	2,3	1
12	8	2	6	4,5	4,5	2	1	7
13	8	5	7	4	3	6	2	1
Průměr	6,15	3,88	6,73	4,62	4,42	4,42	1,77	3,19
Pořadí	7	3	8	6	4	4	1	2
Počet SA	5	5	2	3	6	6	6	3

Příloha 7. Timing a synchronní aktivita svalů v pozici sedu v kontrolním souboru

Proband	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD
1	5	7	8	2	3	4	1	6
2	2	3	8	1	7	4	5,6	5,6
3	5	4	6,7	8	6,7	1	2,3	2,3
4	5	6	8	7	2	4	1	3
5	1	2,3	8	6	4,5	7	2,3	4,5
6	7	4,5	3,4	8	3,4	4,5	1	2
7	3	4	6,7	5	1	6,7	2	8
8	7,8	3	5,6	4	2	5,6	1	7,8
9	8	5,6	7	4	5,6	2,3	1	2,3
10	8	3	7	1,2	6	4	1,2	5
11	6	2	7	1	7	3,4	3,4	5
12	8	4	6,7	6,7	5	1	2,3	2,3
13	7	2,3	8	5	5	2,3	1	5
Průměr	5	3,92	6,88	4,53	4,46	3,85	2	4,54
Pořadí	7	3	8	5	4	2	1	6
Počet SA	1	3	5	2	4	6	6	6

Příloha 8. Timing a synchronní aktivita svalů v kvadrupedální pozici ve výzkumném souboru

Proband	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD
1	5	1	2	8	4	3	6	7
2	6	4	2	3	5	1	8	7
3	7	5	2	6	4	1	2	8
4	6	7	2	3	5	1	4	8
5	4	2	1	3	5	6	7	8
6	6	2	1	2	7	5	4	8
7	5	3	1,2	4	8	1,2	6	7
8	6	7	2	1	5	3,4	3,4	8
9	7	1	2	6	8	2,3	2,3	5
10	8	2	4	1	3	5,6	7	5,6
11	6	1	2	3	4	5	8	7
12	6	5	2	1	4	3	8	7
13	7	6	1	3,4	3,4	2	5	8
Průměr	6,08	3,54	1,88	3,42	5,04	3,08	5,46	7,19
Pořadí	7	4	1	3	5	2	6	8
Počet SA	0	0	1	1	1	4	2	1

Příloha 9. Timing a synchronní aktivita svalů v kvadrupedální pozici v kontrolním souboru

Proband	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD
1	1	4	2	3	6	8	5	7
2	4	1,2	1,2	6	3	5	8	7
3	5	3	1	4	2	7	8	6
4	6	4	1	2	3	5	7	8
5	5	4	1	3	7	2	8	6
6	5	3	1	2	7	4	6	8
7	5,6	3	1	4	2	7	8	5,6
8	4	2,3	1	8	6	2,3	5	7
9	7	5	1	3,4	3,4	2	8	6
10	7	4	2,3	1	8	2,3	5,6	5,6
11	3	4	1	7	5,6	2	5,6	8
12	5	2	3	1	4	7	6	8
13	4,5	2	3	1	8	4,5	7	6
Průměr	4,77	3,23	1,54	3,58	5	4,5	6,69	6,77
Pořadí	5	2	1	3	6	4	7	8
Počet SA	2	2	2	1	2	3	2	2

Příloha 10. Porovnání timingu (vypočteného průměru) mezi kontrolním a výzkumným souborem

Kontrolní soubor

Pozice	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD
Stoj	7	5	8	2	3	4	1	6
Sed	7	3	8	5	4	2	1	6
Kvadrup.	5	2	1	3	6	4	7	8

Výzkumný soubor

Pozice	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD
Stoj	5	6	8	3	4	7	1	2
Sed	7	3	8	6	4	4	1	2
Kvadrup.	7	4	1	c	5	2	6	8

Příloha 11. Porovnání synchronní aktivity mezi kontrolním a výzkumným souborem

Kontrolní soubor

Pozice	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD	Celkem
Stoj	1	2	0	2	0	1	2	1	9
Sed	1	3	5	2	4	6	6	6	33
Kvadrup	2	2	2	1	2	3	2	2	16

Výzkumný soubor

Pozice	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD	Celkem
Stoj	4	3	1	5	4	3	6	5	31
Sed	3	2	4	4	4	5	7	2	31
Kvadrup	0	0	1	1	1	4	2	1	11