

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV IMPINGEMENT SYNDROMU NA TIMING
VYBRANÝCH SVALŮ RAMENNÍHO PLETENCE
PŘI POHYBU V UZAVŘENÉM KINEMATICKÉM ŘETĚZCI
U VOLEJBALISTŮ

Diplomová práce

Autor: Bc. Monika Šařecová, studium fyzioterapie

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

Olomouc 2015

Jméno a příjmení autora: Monika Šařecová

Název bakalářské práce: Vliv impingement syndromu na timing vybraných svalů ramenního pletence při pohybu v uzavřeném kinematickém řetězci u volejbalistů

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

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

Rok obhajoby: 2015

Abstrakt:

Ramenní kloub je u volejbalistů zatěžován opakovanými pohyby s velkým rozsahem, což značně zatěžuje stabilizátory ramenního kloubu. Následně dochází k adaptaci struktur ramenního pletence, což vede až k poruchám v oblasti ramenního kloubu. U volejbalistů je nejčastější vnitřní (posterosuperiorní) impingement syndrom.

Cílem práce bylo zhodnotit vliv impingement syndromu u volejbalistů na timing vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v ramenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci pomocí posilovacího kolečka a závěsného systému MultiTrainer. Výzkumnou skupinu tvořilo 14 volejbalistů s impingement syndromem a kontrolní skupinu 13 volejbalistů bez impingement syndromu. Timing svalů byl měřen osmikanálovou povrchovou elektromyografií.

Při flexi pomocí posilovacího kolečka došlo ve výzkumné skupině k pozdějšímu zapojení m. serratus anterior (7.) oproti jeho zapojení v kontrolní skupině (4. - 5.) a dřívější aktivaci m. trapezius – pars descendens (4.) oproti jeho aktivaci v kontrolní skupině (6.). Tento výsledek potvrzuje svalovou dysbalanci mezi uvedenými svaly u volejbalistů s impingement syndromem. M. infraspinatus se při pohybu s posilovacím kolečkem zapojil ve výzkumné skupině na 5. místě (v kontrolní skupině na 7. místě), zatímco při pohybu pomocí závěsného systému se zapojil ve výzkumné i kontrolní skupině již na 2. místě, což potvrzuje jeho stabilizační funkci v náročnějších (labilních) pozicích.

Klíčová slova: ramenní kloub, impingement syndrom, elektromyografie, uzavřený kinematický řetězec, volejbal

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Monika Šařecová

Title of the thesis: Influence of impingement syndrome on timing of selected muscles of the shoulder girdle in closed kinematic chain in volleyball players.

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: PhDr. David Smékal, Ph.D.

The year of presentation: 2015

Abstract:

The repetitive nature of the volleyball player's shoulder movements with considerable range put enormous load on the stabilizers of the shoulder joint. This consequently results in adaptation of shoulder structures, which may lead to shoulder dysfunction. Internal (posterolateral) impingement is typical for volleyball players.

The aim of this study was to evaluate the influence of volleyball player's impingement syndrome on the timing of assigned muscles of the shoulder girdle during flexion movement in closed kinematic chain with exercise wheel and suspension device MultiTrainer. The tested group consisted of 14 volleyball players with impingement syndrome and control group consisted of 13 volleyball players without impingement syndrome. The muscle timing was measured with 8-channels surface electromyography.

In results during flexion movement with exercise wheel there was a later activation of m. serratus anterior (7th) in tested group compared to its activation in control group (4th - 5th) and former activation of m. trapezius – pars descendens (4th) compared to its activation in control group (6th). This result confirms the presence of muscle imbalance between these muscles in volleyball players with impingement syndrome. An activation of m. infraspinatus during flexion with exercise wheel in tested group was on the 5th place (in control group on 7th place) whereas the activation during flexion with suspension device MultiTrainer both in tested and control group was on 2nd place. It confirms a function of m. infraspinatus as an important stabilizer in more challenging (unstable) positions.

Keywords: shoulder girdle, impingement syndrome, electromyography, closed kinematic chain, volleyball

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

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

V Olomouci dne

Děkuji PhDr. Davidu Smékalovi, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce. Děkuji Mgr. Amrovi Zaatarovi, Ph.D. za ochotu a technickou pomoc při zpracování praktické části práce.

OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	TEORETICKÝ PŘEHLED POZNATKŮ	10
1.1	Funkční anatomie a kineziologie ramenního pletence	10
1.1.1	Sklobení ramenního pletence.....	11
1.1.1.1	Glenohumerální kloub.....	11
1.1.1.2	Subdeltoideální kloub.....	12
1.1.1.3	Skapulothorakální kloub	13
1.1.1.4	Akromioklavikulární kloub.....	14
1.1.1.5	Sternoklavikulární kloub.....	14
1.1.2	Kineziologie a biomechanika smečářského úderu.....	15
1.2	Stabilizace ramenního kloubu	16
1.2.1	Statické stabilizátory.....	17
1.2.1.1	Kloubní pouzdro.....	17
1.2.1.2	Labrum glenoidale	18
1.2.1.3	Vazy ramenního kloubu	18
1.2.2	Dynamické stabilizátory	19
1.2.2.1	Rotátorová manžeta.....	20
1.2.2.2	Dlouhá hlava musculus biceps brachii.....	22
1.2.2.3	Další svaly stabilizující ramenní kloub	22
1.2.3	Neuromuskulární kontrola	23
1.2.3.1	Senzomotorický systém	24
1.2.3.2	Význam propiocepce	24
1.2.3.3	Neuromuskulární kontrola funkční stability kloubu	25
1.2.3.4	Porucha neuromuskulární kontroly.....	26
1.3	Otevřené a uzavřené kinematické řetězce	26
1.3.1	Základní charakteristika biomechanických řetězců	26
1.3.2	Aplikace pohybových řetězců v klinické praxi.....	27
1.4	Impingement syndrom	28
1.4.1	Charakteristika impingement syndromu.....	28
1.4.2	Rozdělení impingement syndromu	28
1.4.2.1	Subakromiální impingement syndrom	28
1.4.2.2	Vnitřní impingement syndrom	29
1.4.3	Rizikové faktory ovlivňující vznik impingement syndromu	31

1.4.3.1	Deficit glenohumerální vnitřní rotace	31
1.4.3.2	Svalová dysbalance	32
1.4.3.3	Instabilita glenohumerálního kloubu.....	33
1.4.3.4	Dyskineze a postavení lopatky.....	34
1.4.3.5	Vliv postury.....	34
1.4.4	Diagnostika impingement syndromu	35
1.4.4.1	Testování subakromiálního impingement syndromu	36
1.4.4.2	Testování vnitřního impingement syndromu	36
1.5	Povrchová elektromyografie	37
1.5.1	Charakteristika povrchové elektromyografie.....	37
1.5.2	Faktory ovlivňující elektromyografický signál.....	38
1.5.3	Hodnocení časové souslednosti náboru svalů (timing).....	39
3	CÍLE A HYPOTÉZY	40
3.1	Cíle	40
3.2	Dílčí cíle	40
3.3	Výzkumné otázky.....	40
4	METODIKA.....	42
4.1	Charakteristika vyšetřovaných souborů	42
4.2	Příprava měření	42
4.2.1	Anamnestický dotazník.....	42
4.2.2	Klinické vyšetření probandů	43
4.2.2.1	Zacílení na střed terče bez zrakové kontroly.....	43
4.2.2.2	Test hypermobility dle Beightona a Horana	44
4.2.2.3	Přední zásuvka	44
4.2.2.4	Hodnocení skapulohumerálního rytmu	44
4.2.2.5	Neer test	44
4.2.2.6	Hawkins-Kennedy test	45
4.2.2.7	Painful arc sign.....	45
4.3	Vlastní provedení měření	45
4.3.1.1	Flexe v ramenním kloubu pomocí posilovacího kolečka.....	45
4.3.1.2	Flexe v ramenním kloubu pomocí závěsného systému MultiTrainer	46
4.4	Povrchová polyelektromyografie	47
4.5	Vyhodnocení elektromyografického záznamu.....	48
4.6	Hodnocení propriocepce	49

5	VÝSLEDKY.....	50
5.1	Výzkumná otázka 1 a).....	50
5.2	Výzkumná otázka 1 b)	51
5.3	Výzkumná otázka 2 a).....	51
5.4	Výzkumná otázka 2 b)	53
5.5	Výzkumná otázka 3.....	53
6	DISKUZE.....	55
6.1	Diskuze k teoretické části práce.....	55
6.2	Diskuze k metodické části práce	57
6.2.1	Diskuze k vyšetření zkoumaných souborů	57
6.2.2	Diskuze k vlastnímu měření	59
6.3	Diskuze k výzkumné části práce	60
6.3.1	Diskuze k výzkumné otázce číslo 1a, 1b	61
6.3.2	Diskuze k výzkumné otázce číslo 2a, 2b	62
6.3.3	Diskuze k výzkumné otázce číslo 3	63
7	ZÁVĚR.....	64
8	SOUHRN.....	66
9	SUMMARY	68
10	REFERENČNÍ SEZNAM	70
11	PŘÍLOHY	78

1 ÚVOD

U volejbalových hráčů je ramenní kloub vystaven nadměrnému a opakovanému přetěžování. Na ramenní kloub jsou při útočném úderu (nebo podání) kladené velké nároky týkající se mobility i stability. Pro co nejlepší parametry útočného úderu je nutná velká mobilita ramenního kloubu, především ve fázi nápřahu, kdy se paže dostává do abdukce a maximální zevní rotace. Již jen zaujmutí této pozice vyžaduje určitou práci stabilizátorů ramenního kloubu. Pokud se k tomu přidá i rychlost, jakou je pozice dosaženo, a změna pohybu směrem vpřed z nápřahu, jsou nároky na stabilizaci ramenního kloubu opravdu značné. Další kritickou fází útočného úderu je samotný úder do míče, kdy je pohyb paže vpřed prudce zastaven, což opět vyžaduje značnou práci stabilizátorů ramenního kloubu.

Časté opakování útočných úderů se projeví adaptivními změnami na ramenním pletenci. Dochází ke zvyšování maximální zevní rotace, s níž souvisí i větší posuny hlavice humeru směrem dopředu ve fázi nápřahu. To následně vede k ještě většímu zatížení struktur stabilizujících hlavici humeru zpředu. Vlivem opakovaných pohybů do maximální zevní rotace dochází ke zkrácení posteroinferiorní části kloubního pouzdra. To vše doprovází vznik svalových dysbalancí.

Svalové dysbalance mohou být jednou z příčin poruch v oblasti ramene, ale také i důsledkem již vzniklých funkčních či strukturálních poruch. Pro optimální pohyb ramenního kloubu jsou důležité nejen svaly ovlivňující přímo ramenní kloub, ale i svaly ovládající pohyb lopatky. Skapulární svaly nastavují kloubní jamku při pohybech paže tak, aby s ní byla hlavice pažní kosti vždy v co největším kontaktu, což je předpokladem pro zajištění optimální stability kloubu. Pokud skapulární svaly nepracují v dokonalé souhře (jsou přetížené, zkrácené nebo oslabené), není zajištěn dostatečný pohyb či stabilita lopatky, tudíž ani pohyb paže nemůže být optimální. Pro zajištění dynamické stability kloubu jsou důležité svaly rotátorové manžety, které při pohybech zatlačují hlavici humeru do kloubní jamky a dále také nastavují její pozici. Pokud jsou tyto svaly oslabené nebo nepracují dobře v koordinaci s dalšími svaly ramenního kloubu, dojde k narušení stabilizace ramenního kloubu, což vede k funkčním poruchám, bolesti a při pokračujícím zatěžování až ke strukturálním změnám. U volejbalistů se v důsledku výše uvedených adaptačních změn velmi často objevuje vnitřní (posteroinferiorní) impingement syndrom.

V této práci je cílem zjistit vliv svalových dysbalancí při impingement syndromu na časovou posloupnost zapojení vybraných svalů ramenního pletence u hráčů volejbalu.

2 TEORETICKÝ PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Funkční anatomie a kineziologie ramenního pletence

Pohyby ramene představují složitý dynamický vztah mezi mnoha svaly, vazy a kloubními spojeními. Struktury ramenního pletence umožňují největší rozsah pohybu ze všech kloubů lidského těla. Nicméně tento značný rozsah klade zvýšené nároky na dynamické a statické stabilizátory ramenního pletence během pohybu (Terry & Chopp, 2000).

Ramenní kloub prošel během fylogeneze velkým vývojem, který se týkal jak morfologických změn, tak oblastí neuromotorického řízení. Původní funkce ramenního pletence u našich kvadrupedních prapředků homo sapiens byla funkce opěrná (lokomoční) s převahou addukčně a vnitřně rotačních pohybů převážně v uzavřeném řetězci. Při vertikalizaci homo sapiens došlo ke tvarovým změnám na páteři, žebrech i v oblasti ramenního pletence. Postupně se funkce ramene měnila na antigravitační – arboreální (pro lezení po stromech) s převahou abdukčně a zevně rotačních pohybů více v otevřeném kinematickém řetězci. Dále se zvětšoval rozsah pohybu paže nad horizontálu. Lopatka se posunula kraniálně a dorzálně, kdy fossa glenoidalis směřovala původně vpřed a svírala se sagitální rovinou úhel 80-90° až do současného stavu, kdy svírá se sagitální rovinou úhel 30°. Na tuto změnu pozice lopatky navazuje i změna torzního úhlu humeru o 40°, aby se zachovala vizuální kontrola při manipulaci horní končetinou. Tím také dochází i k torzi šlachy dlouhé hlavy m. biceps brachii, která je tak vystavena většímu iritačnímu tření v průběhu přes proximální humerus (Mayer & Smékal, 2005; Michalíček & Vacek, 2014).

V oblasti neuromotorického řízení došlo k zásadní změně, a to od řízení funkce opěrné k funkci manipulační a úchopové, která je složitější a diferencovanější. Rameno tedy následovalo funkčně a strukturálně vývoj úchopové funkce ruky. Je prokázáno, že neuromotorická kontrola ramene úzce souvisí s řízením funkce ruky. Neznamená to ovšem, že by lokomoční funkce ramenního pletence zmizela. Zůstává totiž „překryta“ manipulační a úchopovou funkcí. Pro správnou funkci manipulační a úchopovou je nutné zajistit pro ruku dynamickou a přitom spolehlivou základnu, proto musí být během jakéhokoliv pohybu zajištěna co nejoptimálnější funkční a dynamická centrace a stabilizace ramenního kloubu. Tento typ centrace je vývojově velmi mladý a snadno narušitelný. Musí být totiž zajištěny dva protichůdné úkoly – co největší volnost a zároveň stabilita a centrace kloubu (Mayer & Smékal, 2005; Michalíček & Vacek, 2014).

1.1.1 Skloubení ramenního pletence

Kapandji (2007) rozděluje klouby ramenního pletence na dvě skupiny. První skupina obsahuje dva klouby. Hlavním kloubem je anatomický skapulohumerální (glenohumerální) kloub, k němuž náleží fyziologický subdeltoideální kloub. Ten je s ním mechanicky spojen, jelikož doprovází veškeré jeho pohyby. Do druhé skupiny náleží fyziologický skapulothorakální (ST) kloub, což je nejdůležitější kloub této skupiny, jehož optimální funkce je zajištěna anatomickým akromioklavikulárním (AC) kloubem a anatomickým sternoklavikulárním (SC) kloubem (Kapandji, 2007).

1.1.1.1 Glenohumerální kloub

Glenohumerální (GH) kloub je kloub kulovitý volný. Jeho velký rozsah pohybu je dán kontaktem velké hlavice humeru a mělké jamky fossa glenoidalis lopatky v poměru 3:1 (4:1). Hlavice humeru je při jakémkoliv pohybu v kontaktu s jamkou pouze 25-30 % jejího povrchu. Fossa glenoidalis je anterolaterálně orientována a vzhledem k rovině lopatky skloněna 4-12° dorzálně (retroverze jamky). Na okraji kloubní jamky se nachází labrum glenoidale, které zvyšuje velikost kontaktní plochy až na 75 % (Bartoníček & Heřt, 2004; Janura, Míková, Krobot, & Janurová, 2004; Terry & Chopp, 2000).

V GH kloubu dochází z hlediska biomechaniky k těmto základním pohybům – rotace (neboli rolování, kontaktní bod v kloubní jamce je konstantní, zatímco na hlavici humeru se mění), valení (dochází ke změně kontaktních bodů na obou plochách) a posunutí (kontaktní bod na hlavici humeru je konstantní, v kloubní jamce se mění) (Janura et al., 2004).

Pohyby v GH kloubu jsou spojeny s pohyby v celém ramenním pletenci. Kapandji (2007) popisuje tři fáze abdukce, kterou udává v kombinaci s 30° flexí (ve skapulární rovině), což je podle něj pravá fyziologická abdukce. Rozdělení na fáze je umělé, kdy jednotlivé fáze se prolínají a přecházejí jedna v druhou. Na konci první fáze (0-90°) dochází k „uzamčení“ ramene, jelikož tuberculum majus narazí na korakoakromiální oblouk (viz níže). K „odemčení“ je nutná zevní rotace GH kloubu, při níž se tuberculum majus posune dorzálně. Ve druhé fázi (90-150°) je již nutná účast celého ramenního pletence. Lopatka rotuje dolním úhlem zevně (až 60°) a natáčí tak fossa glenoidalis směrem vzhůru. Současně dochází také k axiální rotaci v AC a SC kloubu. Ve třetí fázi (150-180°) je již nezbytný souhyb páteře. Flexi Kapandji (2007) popisuje podobně jako abdukci.

Při abdukci i flexi v GH kloubu do 30° dochází k rolování hlavičky humeru nahoru v kloubní jamce. S přibývajícím stupni abdukce je hlavička humeru tažena směrem dopředu a dolů, zatímco u flexe je tažena hlavička dozadu a dolů (Sizer, Phelps, & Gilbert, 2003).

Poměr pohybu v GH a ST kloubu během elevace paže je popisován jako skapulohumerální (skapulothorakální) rytmus. Z celkového rozsahu elevace (180°) se přibližně 120° odehrává v GH kloubu a 60° v ST kloubu, tedy v poměrném zastoupení 2:1 (GH kloub: ST kloub). U některých poruch ramene můžeme nacházet narušený skapulohumerální rytmus, např. u zmrzlého ramene je obrácený, kdy se lopatka kompenzačně pohybuje více než humerus vůči glenoidu (Michalíček & Vacek, 2014).

Při rotačních pohybech humeru vždy dochází i zároveň k pohybům lopatky. Během vnitřní rotace v GH kloubu dochází k protrakci lopatky a během zevní rotace k retrakci lopatky. Rozsah vnitřní rotace je do 75-80°, kdy jsou všechna ligg. glenohumeralia uvolněná a zadní ligamentózní struktury spolu s m. infraspinatus udržují pasivní napětí. Zkrácení nebo tuhost zadní strany kloubního pouzdra může omezovat vnitřní rotaci, jejímž výsledkem je translace hlavičky humeru směrem nahoru během elevace humeru. Rozsah zevní rotace je vyšší při současné abdukci (90°) než v pozici připažení (60-70°). Při zevní rotaci hlavičky humeru roluje dozadu a sklouzává dopředu v kloubní jamce. M. subscapularis, šlacha dlouhé hlavy m. biceps brachii a ligg. glenohumeralia se napínají, udržují pasivní napětí a zpevňují kloubní pouzdro z přední strany. Pokud není tato stabilizace dostatečná, může docházet k zvýšení zevní rotace v abdukci, což může vést k přední instabilitě, poškození rotátorové manžety, vnitřnímu impingement syndromu apod. (Michalíček & Vacek, 2014; Sizer, Phelps, & Gilbert, 2003).

1.1.1.2 Subdeltoideální kloub

Subdeltoideální (subakromiální) kloub je prostor ohraničený shora přední a spodní částí akromionu a lig. coracoacromiale a zespodu hlavičkou humeru. V tomto prostoru o velikosti 0,7-1 cm probíhají vazivové, šlachové a svalové struktury rotátorové manžety: šlacha m. supraspinatus se subakromiální burzou, šlacha dlouhé hlavy m. biceps brachii, horní část kloubního pouzdra a bursa subcoracoidea. Pro pohyby v subdeltoideálním kloubu je důležitá bursa subakromialis. Akromion spolu s lig. coracoacromiale tvoří korakoakromiální oblouk, který omezuje elevaci končetiny přibližně od 60°, jelikož tuberculum majus narazí na prostřední část akromionu (Kolář et al., 2009; Michalíček & Vacek, 2014; Neer, 1972).

1.1.1.3 Skapulothorakální kloub

Skapulothorakální (ST) kloub je fyziologický kloub. Prostor je ohraničen zadní stranou hrudního koše a přední stranou lopatky. Lopatka je zešíkmena ventrálně tak, že svírá s frontální rovinou úhel 30° , kdy je v těsném kontaktu s hrudníkem. Skapulothorakální spojení je zabezpečeno vmezeřeným řídkým vazivem, které vyplňuje štěrbiny mezi svaly na přední ploše lopatky a hrudní stěnou a umožňuje lopatce klouzavý pohyb po hrudním koši. Hlavní funkcí ST kloubu je orientace kloubní jamky GH kloubu tak, aby bylo dosaženo optimálního kontaktu s hlavicí humeru (Janura et al., 2004; Kolář et al., 2009).

ST kloub tvoří s akromioklavikulárním (AC) a sternoklavikulárním (SC) kloubem uzavřený kinematický řetězec, tudíž pohyb lopatky závisí na těchto dvou uvedených kloubech. Pohyby lopatky jsou posuvné a rotační, kdy lopatka může rotovat kolem vertikální osy – abdukce a addukce s vnitřní a zevní rotací, horizontální osy ve frontální rovině – elevace, deprese, horizontální osy v sagitální rovině – zevní a vnitřní rotace dolního úhlu lopatky, příčné osy – náklon horní hrany lopatky (anterior and posterior tipping/tilting) (Janura et al., 2004; Levangie & Humphrey, 2000).

Během elevace lopatky dochází k posunu lopatky nahoru po hrudním koši se současným pohybem laterálního konce klíční kosti do elevace, což je umožněno elevací v SC kloubu a vnitřní rotací v AC kloubu. Naopak při depresi lopatky dochází k posunu lopatky dolů, laterální konec klíční kosti se pohybuje dolů za současné deprese v SC kloubu a lehké zevní rotaci v AC kloubu. Při těchto pohybech se lopatka zároveň naklání dopředu (50°) a dozadu (5°), což je dáno klenutým tvarem hrudníku (Michalíček & Vacek, 2014).

Při abdukci (protrakci) a addukci (retrakci) se lopatka posouvá vpřed a vzad po kontuře hrudníku. Během protrakce dochází současně k protrakci v SC kloubu a horizontálnímu posunu v AC kloubu. Laterální konec klíční kosti se pohybuje laterálně a především anteriorně, lopatka se posouvá do sagitální roviny a fossa glenoidalis míří anteriorně. Retrakce lopatky je naopak dána retrakcí v SC kloubu a horizontálním posunem v AC kloubu. Laterální konec klíční kosti se pohybuje mediálně a posteriorně, lopatka se posouvá do frontální roviny a fossa glenoidalis míří laterálně. Abdukce a addukce je spojena s rotačními pohyby okolo vertikální osy, a to vnitřní a zevní rotací lopatky. Při vnitřní rotaci lopatky se fossa glenoidalis natáčí anteriorně a mediální hrana s dolním

úhlem lopatky se pohybují směrem od hrudníku. U zevní rotace je tomu naopak, kdy fossa glenoidalis směřuje laterálně a mediální hrana s dolním úhlem lopatky jsou v těsném kontaktu s hrudníkem (Levangie & Humphrey, 2000; Michalíček & Vacek, 2014).

Během zevní rotace dolního úhlu dochází k jeho posunu směrem od páteře. Tento posun je dán elevací v SC kloubu a zevní rotací v AC kloubu, kdy se laterální konec klíční kosti pohybuje do elevace a fossa glenoidalis míří nahoru. Při vnitřní rotaci dolního úhlu lopatky dochází k jeho posunu směrem k páteři, což je dáno depresí v SC kloubu a vnitřní rotací v AC kloubu za současného pohybu laterálního konce klíční kosti do deprese, tudíž fossa glenoidalis míří směrem dolů (Michalíček & Vacek, 2014).

1.1.1.4 Akromioklavikulární kloub

Akromioklavikulární (AC) kloub je anatomický tuhý kloub. Někdy se v kloubu může nacházet discus articularis. Stabilita kloubu je zajištěna relativně slabým kloubním pouzdem a silnějšími vazy (lig. coracoacromiale a coracoclaviculare) a shora je doplněna napětím svalů m. deltoideus a m. trapezius. Lig. coracoclaviculare zajišťuje relativně pevný vztah (úhel) mezi lopatkou a klíční kostí během pohybu a tím významně omezuje pohyb distálního konce klíční kosti. V AC kloubu jsou možné minimální pohyby, které jsou značně omezené výše uvedenými vazy. AC kloub je také místem přenosu nárazů z horní končetiny na trup (Dylevský, 2009; Janura et al., 2004; Levangie & Humphrey, 2000).

1.1.1.5 Sternoklavikulární kloub

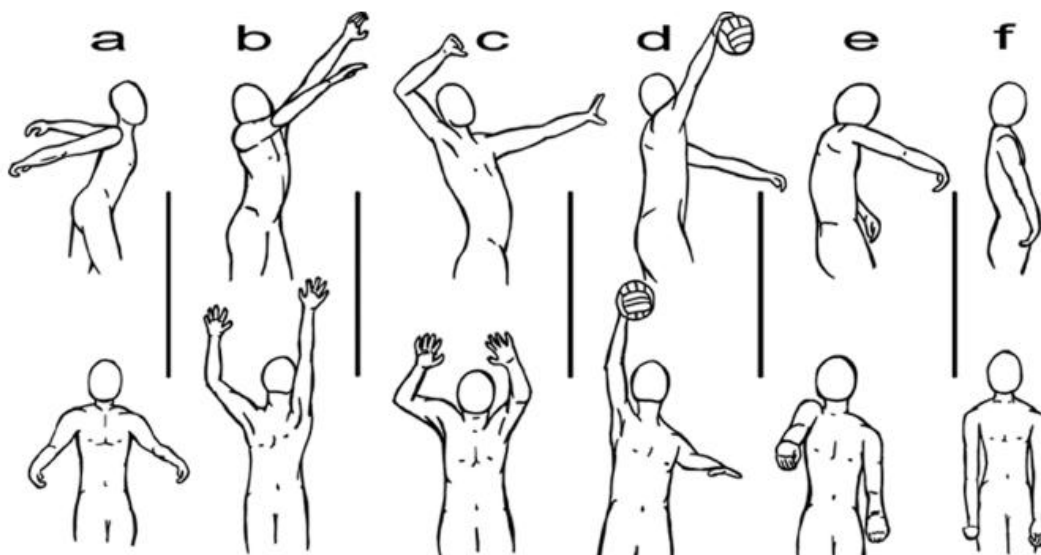
Sternoklavikulární (SC) kloub je anatomický kloub spíše sedlový než kulový s intraartikulárním diskem. Je to jediné pravé skloubení mezi horní končetinou a trupem. Kloubní jamka na hrudní kosti je mělká, proto klíční kost kraniálně přechází. SC kloub je jedním z nejzatíženějších kloubů na těle, proto je kloubní pouzdro zesíleno mnoha vazy, a to na úkor pohyblivosti klíční kosti. Pohyby ve SC kloubu jsou malé a možné všemi směry se třemi stupni volnosti a jsou vždy spojené s pohybem lopatky. Hlavní význam SC kloubu spočívá v umožnění axiální rotace klíční kosti při abdukci horní končetiny. Bartoníček (1991) popisuje klavikulární rytmus, kdy na každých 10° abdukce do 90° připadají 4° elevace klavikuly. Při pohybech horní končetiny nad 90° dochází v SC kloubu jen k minimálním pohybům (elevace a axiální rotace klíční kosti) z důvodu napětí lig. costoclaviculare (Janura et al., 2004; Michalíček & Vacek, 2014).

1.1.2 Kineziologie a biomechanika smečářského úderu

Escamilla a Andrews (2009) uvádí, že pohyb úderové horní končetiny při smeči lze rozdělit do pěti fází (Obrázek 5):

1. fáze přípravná (wind up phase) – elevace paže do horizontály, začínající zevní rotace paže
2. fáze nápřahu (cocking phase) – paže se dostává do maximální zevní rotace
3. fáze akcelerace (acceleration phase) – paže se pohybuje z nápřahu a dochází k úderu do míče
4. fáze decelerace (deceleration phase) – činnost paže v momentu úderu do míče a krátce po něm
5. fáze dokončení pohybu (follow-through phase) – konečné připažení

(Escamilla & Andrews, 2009; Plawinski, 2008; Vilímek, 2007)



Obrázek 1. Jednotlivé fáze útočného úderu. Přípravná fáze: a-b, fáze nápřahu: b-c, fáze akcelerace: c-d, fáze decelerace: d-e, fáze dokončení pohybu: e-f (Plawinski, 2008, 29).

V přípravné fázi se obě paže pohybují ze zapažení vpřed, kdy úderová paže jde do elevace nad horizontálu s mírnou zevní rotací (Escamilla & Andrews, 2009).

Ve fázi nápřahu se horní končetina flektuje v lokti a jde do maximální horizontální extenze a zevní rotace. Při maximální zevní rotaci paže ve fázi nápřahu, kdy je hlavice humeru tlačena dopředu, dochází k napínání přední části kloubního pouzdra. Při opakovaných maximálních zevněrotačných pohybech paže se přetěžují přední stabilizátory ramenního kloubu, kdy následkem může docházet k mikrotraumatům,

oslabení nebo natažení těchto struktur. Proto se v této fázi zapojují do pohybu také přední stabilizátory ramenního kloubu, což jsou m. subscapularis, dlouhá hlava m. biceps brachii a také klavikulární část m. pectoralis major (Escamilla & Andrews, 2009; Plawinski, 2008).

Ve fázi akcelerace se horní končetina pohybuje z nápřahu vpřed. Na konci této fáze je při úderu do míče dosaženo maximální okamžité rychlosti. Paže vnitřně rotuje a pohybuje se směrem do extenze, loket se extenduje v lokti a zápěstí jde při úderu do míče do palmární flexe. Prostřednictvím tohoto pohybu je určen následný směr, rotace a rychlost míče (Escamilla & Andrews, 2009; Plawinski, 2008; Vilímek, 2007).

Fáze decelerace je započata úderem do míče a ukončena snižováním svalové aktivity, kdy úderová horní končetina směřuje do výchozí pozice. Během této fáze se absorbuje veškerá zbývající kinetická energie, která nebyla předána míči při úderu. V okamžiku úderu jsou aktivní hlavně svaly rotátorové manžety, kdy jejich úkolem je stabilizovat ramenní kloub, aby nedošlo zpětným rázem k jeho vychýlení (Escamilla & Andrews, 2009; Plawinski, 2008; Vilímek, 2007).

Ve fázi dokončení pohybu úderová horní končetina přirozeně pokračuje v pohybu po úderu míče. Postupně se nadále snižuje svalová aktivita všech svalů zúčastněných při úderu do míče (Escamilla & Andrews, 2009; Plawinski, 2008).

1.2 Stabilizace ramenního kloubu

Rameno je nejvíce pohyblivým a nejméně omezeným kloubem lidského těla. Složitá vyvážená spolupráce statických a dynamických stabilizátorů okolo GH kloubu se podílí na umožnění velkého rozsahu pohybu za současné funkční stability kloubu (Gombera & Sekiya, 2014).

Glenohumerální stabilita je proces, při kterém hlavice humeru během pohybu zůstává centrována v kloubní jamce (VandenBerghe, Hoenecke, & Fronek, 2005). Z biomechanického hlediska musí výsledný vektor všech sil působících na kloub směřovat do kloubní jamky (Janura et al., 2004). Kolář (2001) popisuje funkční centraci jako postavení kloubu, které umožňuje jeho optimální zatížení, kdy je v kloubu maximální rozložení tlaku na kloubních plochách. Kloubní plochy jsou nastaveny tak, že je kloub v daném úhlovém postavení schopen snášet zatížení a má maximální možnou stabilitu (Kolář, 2001).

Statická i dynamická stabilita kloubu je zajištěna několika mechanismy. Statické stabilizátory (kapsuloligamentózní struktury) se uplatňují především v krajních rozsazích pohybů kloubů, kdy zabraňují příliš velkému rozsahu translací hlavice humeru. Zařazují se sem tvar kostí a kloubních výběžků, negativní nitrokloubní tlak, kloubní pouzdro, labrum glenoidale a kolemkloubní vazy. Dynamické stabilizátory (svaly rotátorové manžety a lopatky) zajišťují kompresi kloubu, při které je vlačována hlavice humeru do konkávní jamky (concavity-compression). Při této kompresi vzniká největší odolnost proti posunutí obou povrchů vůči sobě. Proprioceptivní kinestetický systém (z kloubních a vazivových struktur, struktur a šlach) neurofyziologicky koordinuje stabilitu kloubu. Při poruše proprioceptivního vnímání (např. při kloubní instabilitě nebo impingement syndromu) dochází k zhoršení neuromuskulární odpovědi (Bigliani, Kelkar, Flatow, Pollock, & Mow, 1996; Janura et al., 2004; Michalíček & Vacek, 2014; VandenBerghe et al., 2005).

1.2.1 Statické stabilizátory

1.2.1.1 Kloubní pouzdro

Kloubní pouzdro se upíná na lopatce těsně u zevního okraje báze labrum glenoidale a na humeru u okraje kloubní chrupavky při collum anatomicum. Samotné pouzdro je volné a slabé (tloušťka méně než 5mm), ale zesilují ho četné vazy a úpony některých svalů. Ačkoliv jsou kloubní pouzdro a glenohumerální (GH) vazy popisované odděleně, často bývají anatomicky propojeny (Bartoníček & Heřt, 2004; Iannotti & Williams, 2007; Terry & Chopp, 2000).

Kloubní pouzdro lze rozdělit do dvou vrstev – fibrózní a synoviální. Fibrózní vrstva je ve své ventrální části bohatě členěna především průběhem glenohumerálních vazů a m. subscapularis. Jednotlivé GH vazy ohraničují zeslabená místa pouzdra. Mezi lig. GH superior a medius se kloubní dutina vychlipuje směrem do bursy m. subscapularis a tím tvoří otvor nazývaný se foramen ovale Weitbrechti. Obdobnou výchlipku lze nalézt mezi lig. GH medius a inferior, čímž vzniká otvor pojmenovaný jako foramen Rouvière. Oba otvory pak představují „locus minoris resistentiae“ (místo nejmenšího odporu) z hlediska luxací ramenního kloubu. Synoviální vrstva kloubního pouzdra těsně sleduje fibrózní vrstvu i s jejími výchlipkami, ke kterým se řadí i synoviální pochva šlachy dlouhé hlavy m. biceps brachii, která vybíhá podél uvedené šlachy i mimo kloubní dutinu (Bartoníček & Heřt, 2004; Kapandji, 2007).

1.2.1.2 Labrum glenoidale

Labrum glenoidale obkružuje jako val okraj kloubní jamky. Labrum přispívá ke zvýšení stability GH kloubu několika mechanismy. Labrum zvětšuje zhruba o třetinu kloubní jamku a zvyšuje její konkavitu přibližně o 50 %. V předozadním směru má glenoid s labrem v průměru hloubku 5 mm, v kraniokaudálním směru až 9 mm. Labrum také zabraňuje translačním pohybům hlavice humeru. Resekce labra snižuje odpor proti translačním pohybům průměrně o 20 %. Dále labrum slouží jako pevný bod pro některá GH ligamenta a dlouhou hlavu m. biceps brachii. Navíc neporušené labrum funguje jako tlakové těsnění, což napomáhá udržet negativní nitrokloubní tlak uvnitř kloubu během pohybu. V horní části kloubní jamky vzniká mezi labrem a kloubní chrupavkou drobný recessus, přičemž bezprostředně nad ním se upíná šlacha dlouhé hlavy bicepsu na tuberositas supraglenoidale a částečně přechází do horního pólu labra. Proto bývají často postiženy současně, např. při SLAP (superior labrum anterior-posterior) lézi (Bartoníček & Heřt, 2004; Chung & Steinbach, 2009; Iannotti & Williams, 2007; Lippitt & Matsen, 1993).

1.2.1.3 Vazy ramenního kloubu

K udržení stability ramenního kloubu napomáhají ligg. glenohumeralia superior, medius a inferior a lig. coracohumerale. Uvedená ligamenta slouží nejen jako mechanická stabilizace kloubu, ale mohou stabilizovat kloub také přes propriocepci, která poskytuje zpětnou vazbu o pozici kloubu a tím ovlivňuje reflexní svalovou kontrakci (Chung & Steinbach, 2009).

Glenohumerální ligamenta zesilují vnitřní povrch fibrózní vrstvy kloubního pouzdra. Jejich tvar a mohutnost je dosti variabilní. Lig. GH superior je ze všech tří GH vazů nejslabší. Odstupuje v oblasti tuberculum supraglenoidale z labra, v těsné blízkosti odstupuje dlouhé hlavy m. biceps brachii nebo společným začátkem s lig. GH medius, ačkoli jsou tu časté variace. Vaz postupuje ventrokraniálně, upíná se při horním okraji tuberculum minus a zesiluje vnitřní plochu pouzdra v tzv. rotátorovém intervalu (viz níže). Spolu s lig. coracohumerale zabraňují inferiorní translaci hlavice humeru při addukované paži (v klidovém stoji) a v této pozici také omezují zevní rotaci paže (Bartoníček & Heřt, 2004; Chung & Steinbach, 2009; Michalíček & Vacek, 2014).

Lig. glenohumerale medius je poměrně silný vaz, jelikož dosahuje šířky 2cm a tloušťky až 4mm. Jeho začátek je značně variabilní. Může odstupovat např. z tuberculum

supraglenoidale, labra, šlachy dlouhé hlavy m. biceps brachii nebo krčku lopatky. Vaz pokračuje ventrokaudálně a upíná se těsně pod lig. GH superior na tuberculum minus. Lig. GH medius zabraňuje anteriorní translaci hlavici humeru při abdukované paži (60-90°) a omezuje zevní rotaci paže (Bartoniček & Heřt, 2004; Chung & Steinbach, 2009).

Lig. glenohumerale inferior je nejširší a nejsilnější z GH ligament. Odstupuje z přední a dolní části labra glenoidale, se kterým je často neoddělitelně spojen, a upíná se těsně pod tuberculum majus. Tento vaz lze rozdělit na několik částí. Přední část je nejsilnější a slouží jako primární stabilizátor proti anteriorní translaci hlavice humeru v abdukci a zevní rotaci paže, což je typická pozice v náprahu při smečářském úderu. Opakovaná mikrotraumata tohoto vazů hrají důležitou roli při vzniku přední instability u tzv. overhead sportovců (kteří pohybují horní končetinou v úrovni nebo nad horizontálou). Zadní část lig. GH inferior tvoří oblý provazec. Mezi přední a zadní částí se nachází část pouzdra tvořící recessus axillaris (Bartoniček & Heřt, 2004; Chung & Steinbach, 2009; Terry & Chopp, 2000).

Lig. coracohumerale není samostatný vaz, ale zesílený pruh kloubního pouzdra. Začíná u báze proc. coracoideus a probíhá směrem k hornímu okraji sulcus intertubercularis, kde se dělí na dva pruhy, mezi nimiž proniká na povrch pouzdra šlacha dlouhé hlavy m. biceps brachii. Tento vaz zesiluje kloubní pouzdro v oblasti intervalu rotátorové manžety (viz níže) mezi úponem m. supraspinatus a m. subscapularis. Slouží jako závěsný vaz hlavice, kdy v připažení zabraňuje inferiorní translaci hlavice humeru a zároveň přitlačuje hlavici do fossa glenoidalis (Bartoniček & Heřt, 2004; Michalíček & Vacek, 2014).

Při vnitřní rotaci GH kloubu relaxují všechna GH ligamenta. Naopak při zevní rotaci se všechna ligamenta napínají v závislosti na míře abdukce. Během abdukce v GH kloubu se napínají ligg. GH medius a inferior, zatímco lig. GH superior a lig. coracohumerale relaxují. Napínání dolní části kapsuloligamentózních struktur GH kloubu (kloubní pouzdro a lig. GH inferior) podpírá hlavici humeru v konečné fázi abdukce (Michalíček & Vacek, 2014).

1.2.2 Dynamické stabilizátory

Klinické důkazy naznačují, že samotné statické stabilizátory nejsou pro zajišťování GH stability tak důležité jako dynamické stabilizátory nebo vzájemný vztah mezi nimi. Rotátorová manžeta a dlouhá hlava m. biceps brachii (caput longum m. biceps brachii,

CLBB) svou aktivní kontrakcí přispívají ke kompresi hlavice humeru do konkávní jamky, dále přispívají i k „dynamizaci“ (pohybu) ligament prostřednictvím jejich fixace k rotátorové manžetě. Dále GH kloub stabilizují vlastním klidovým napětím a pasivním odporem (bariérou) (Fusco, Foglia, & Musarra, 2007; Iannotti & Williams, 2007)

Pro stabilitu GH kloubu je také důležitá skapulohumerální rovnováha, která je spojená s dynamickým nastavováním pozice hlavice humeru a kloubní jamky během pohybu tak, aby reakční síly vždy směřovaly do kloubní jamky a ne mimo ní. Zde už se uplatňují nejen svaly rotátorové manžety a CLBB, ale i svaly ovlivňující pozici lopatky a tím i nastavení kloubní jamky, mezi něž se zařazují m. serratus anterior, m. trapezius, m. rhomboidei a m. pectoralis minor, m. levator scapulae a m. subclavius (Iannotti & Williams, 2007; Kapandji, 2007; Lippitt & Matsen, 1993).

1.2.2.1 Rotátorová manžeta

Rotátorovou manžetu tvoří m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis. Rotátorová manžeta je rozdělena prostupem šlachy dlouhé hlavy m. biceps brachii na dvě části. Laterální část formují úpony m. supraspinatus, m. infraspinatus a m. teres minor, které mají zevněrotační účinek. Mediální část je tvořena m. subscapularis, který rotuje paži dovnitř (Bartoníček & Heřt, 2004).

Svaly rotátorové manžety zajišťují dynamickou stabilitu GH kloubu prostřednictvím komprese hlavice humeru do jamky. Stabilizující funkce je dosaženo fibrózním spojením šlach svalů rotátorové manžety s kloubním pouzdrém GH kloubu (Levangie & Humphrey, 2000).

M. supraspinatus začíná ve fossa supraspinata, probíhá laterálně, kdy ve své zevní třetině podbíhá AC kloub a lig. coracoacromiale. Šlacha m. supraspinatus se spojuje s kloubním pouzdrém a šlachou m. infraspinatus. M. supraspinatus lze rozdělit na dvě části, a to anterolaterální, která vytváří úzkou šlachu asi 5cm před úponem, a dorzální, jež formuje šlachu až 2-3cm od úponu. Obě části se spojují a v horní části srůstají s kloubním pouzdrém, které tak zesilují. Oblast šlachy asi 1,5cm před úponem je mechanicky nejvíce zatěžovanou oblastí rotátorové manžety, jelikož je při abdukci stlačována mezi tuberculum majus a anterolaterální okraj akromionu. Sval iniciuje prvních 30° abdukce (nebo elevace) a účastní se spolu s m. deltoideus abdukce do 90°. Dále napomáhá rotaci humeru (zevní nebo vnitřní), jejíž směr závisí na výchozí pozici humeru. Inervace přichází z n. suprascapularis (Bartoníček & Heřt, 2004; Park, 2015; Terry & Chopp, 2000).

M. infraspinatus odstupuje z fossa infraspinata. Má trojúhelníkový tvar, tudíž jeho horní vlákna probíhají téměř horizontálně, zatímco dolní okraj svalu směřuje šikmo proximolaterálně. Šlacha svalu se spojuje v horní části se šlachou m. supraspinatus a upíná se na tuberculum majus. M. infraspinatus je zevní rotátor, zabraňuje posteriorní subluxaci GH kloubu, působí jako depresor hlavice humeru (zejména dolní část svalu se šikmým průběhem), čímž dochází při abdukci k dynamickému translačnímu pohybu hlavice humeru dolů, tudíž tak zůstává zachována centrace hlavice humeru proti fossa glenoidale. Sval je inervován z n. suprascapularis (Bartoniček & Heřt, 2004; Levangie & Humphrey, 2000; Michalíček & Vacek, 2014)

M. teres minor začíná od zevního okraje lopatky. Probíhá stejným způsobem jako dolní část m. infraspinatus, s jehož okrajem se spojuje, a upíná se na tuberculum majus, pod m. infraspinatus. Jeho funkce je stejná jako u m. infraspinatus. Spolu s ním také napomáhá abdukci tím, že při blížící se abdukci kolem 90°, kdy se tuberculum majus přibližuje korakoakromiálnímu oblouku, rotuje paži zevně, čímž „uvolní“ tuberculum majus a abdukce může pokračovat dále nad horizontálu. Inervace přichází z n. axillaris a n. suprascapularis (Bartoniček & Heřt, 2004; Levangie & Humphrey, 2000).

M. subscapularis tvoří přední část rotátorové manžety. Odstupuje z fossa subscapularis na přední straně lopatky, postupuje laterálně a v oblasti proc. coracoideus tvoří šlachu, která srůstá s přední plochou kloubního pouzdra a upíná se na tuberculum minus. M. subscapularis je vnitřní rotátor humeru, jeho spodní vlákna přispívají k depresi hlavice humeru, čímž centrují GH kloub při pohybu. Šlacha m. subscapularis také pomáhá stabilizovat šlachu dlouhé hlavy m. biceps brachii. V nižším rozsahu elevace leží šlacha m. subscapularis před GH kloubem, tudíž při své kontrakci zabraňuje anteriorní translaci hlavice humeru. Avšak pokud je elevace ve vyšším rozsahu (např. nad 80°), vektor síly se posouvá směrem nahoru, tudíž sval již není tak efektivní při omezování anteriorní translace humeru. Sval je inervován z nn. subscapulares (Bartoniček & Heřt, 2004; Michalíček & Vacek, 2014; Terry & Chopp, 2000; Wilk, Arrigo, & Andrews, 1997).

Rotátorový interval je trojúhelníkový prostor na přední horní ploše hlavice humeru. Je ohraničen předním okrajem m. supraspinatus, horním okrajem m. subscapularis a mediální hranou tvoří proc. coracoideus. Tento prostor také obsahuje lig. coracohumerale, lig. GH medius a superior, šlachu dlouhé hlavy m. biceps brachii a přední část kloubního pouzdra. Rotátorový interval hraje důležitou roli v udržování stability GH kloubu a šlachy

dlouhé hlavy m. biceps brachii a také svou funkcí udržuje negativní intraartikulární tlak uvnitř GH kloubu (Gaskill, Braun, & Millett, 2011; Lisý, Cisár, & Jány, 2004).

1.2.2.2 Dlouhá hlava musculus biceps brachii

Začátek šlachy dlouhé hlavy m. biceps brachii (CLBB) je značně variabilní. Může odstupovat od tuberculum supraglenoidale lopatky, od labra (do kterého plynule přechází) nebo od obou současně. Šlacha dále probíhá ventrolaterálně přes horní plochu hlavice a vstupuje do sulcus intertubercularis. Při svém průběhu kloubní dutinou je šlacha potažena synoviální membránou, která doprovází šlachu i po jejím výstupu z kloubní dutiny a v distální části sulcus intertubercularis vytváří synoviální pochvu asi 3cm dlouhou. M. biceps brachii je inervován prostřednictvím n. musculocutaneus (Bartoníček & Heřt, 2004).

Funkce CLBB úzce souvisí se svaly rotátorové manžety, proto je k nim často přiřazována. CLBB se řadí dle Parka (2015) mezi depresory hlavice humeru, kdy svou aktivitou zabraňuje superiornímu posunu hlavice humeru, a dále také napomáhá zajišťovat rotační a translační stabilitu GH kloubu především při maximálních rozsazích pohybů. To potvrzuje i Iannotti a Williams (2007), kteří udávají, že ve fázi nápřahu (při abdukci se zevní rotací) kontrakce CLBB výrazně snižuje anteriorní translaci humeru a napomáhá omezit nadměrnou zevní rotaci paže. Aktivita CLBB se významně zvyšuje u nestabilních ramen, kdy kompenzuje narušenou funkci primárních stabilizátorů ramene (Iannotti & Williams, 2007; Park, 2015).

1.2.2.3 Další svaly stabilizující ramenní kloub

M. deltoideus se skládá ze tří částí dle místa jejich začátku, a to přední (klavikulární), střední (akromiální) a zadní (spinální). Všechny části se sbíhají a upínají na tuberositas deltoidea humeru. Kapandji (2007) uvedené tři části svalu rozdělují na sedm funkčních jednotek, kde zároveň popisuje jejich nábor při abdukci a rotaci GH kloubu. Vnitřní plocha svalu je oddělena od kloubního pouzdra a svalů subdeltoideální burzou, která vybíhá až pod spodní plochu korakoakromiálního oblouku, proto tato část bývá nazývána subakromiální burzou. M. deltoideus se primárně uplatňuje při elevaci paže. Dále má i stabilizační funkci v pozici nápřahu, kdy zabraňuje anteriorní translaci hlavice humeru. Tato jeho funkce se stává významnější u nestabilních ramen. Na druhou stranu má m. deltoideus i destabilizační funkci na GH kloub, a to v počátku abdukce, kdy normálová složka tahové síly svalu působí mimo kloubní jamku a působí tak superiorní translaci

hlavice humeru. Sval je inervován prostřednictvím n. axillaris (Bartoníček & Heřt, 2004; Janura et al., 2004; Mayer & Smékal, 2005; Park, 2015; Terry & Chopp, 2000).

M. serratus anterior odstupuje z prvních devíti žeber anterolaterální části hrudníku a upíná se od horního k dolnímu úhlu lopatky. Dle úponu lze sval rozdělit na tři části (horní, střední a dolní část). Střední a dolní část se účastní stabilizace lopatky, rotuje její dolní úhel zevně, abdukuje ji a naklání posteriorně. Dále také přibližuje lopatku hrudníku, který slouží jako pevná báze. Horní část svalu byla dosud zkoumána jen minimálně. Inervace přichází z n. thoracicus longus (Michalíček & Vacek, 2014; Phadke, Camargo, & Ludewig, 2009; Terry & Chopp, 2000).

M. trapezius začíná na protuberantia occipitalis externa, linea nuchalis superior, lig. nuchae a na trnových výběžcích krčních a hrudních obratlů až po trn Th12. Sval je rozdělen na tři části, dle jejich úponů – sestupná část (horní) se upíná na zevní část klíční kosti, příčná část (střední) na spina scapulae a vzestupná část (dolní) zdola na spina scapulae po tuberculum deltoideum. Horní část svalu elevuje lopatku přes elevaci klíční kosti. Střední část svalu brání abdukci lopatky (proti aktivitě m. serratus anterior). Dolní část svalu se účastní deprese lopatky a spolu se střední částí svalu ji také addukce a stabilizuje. Horní a dolní část svalu svou současnou aktivitou rotuje dolní úhel lopatky zevně (Čihák, 2001; Michalíček & Vacek, 2014; Phadke et al., 2009).

1.2.3 Neuromuskulární kontrola

Kromě statických a dynamických stabilizátorů je další důležitou komponentou při zajišťování stability GH kloubu neuromuskulární kontrola, která má na starosti právě spolupráci statických a dynamických stabilizátorů. Tato spolupráce je velmi důležitá pro optimální nastavení GH kloubu při pohybu a pro jeho stabilitu (Riemann & Lephart, 2002b; Wilk et al., 2007).

Neuromuskulární kontrola je vlastně nepřetržitá souhra aferentních vstupů a eferentních výstupů (Wilk et al., 2007). Vzhledem ke stabilitě kloubu je neuromuskulární kontrola definována jako nevědomá aktivace dynamických stabilizátorů, která vzniká při přípravě nebo odpovědi na pohyb a zatížení kloubu, za účelem zajištění a obnovení funkční kloubní stability (Riemann & Lephart, 2002a). Při neuromuskulární kontrole se uplatňuje senzomotorický systém, který zahrnuje složitou integraci mezi senzory, motorickým a centrálním nervovým systémem (Myers & Lephart, 2000).

1.2.3.1 Senzomotorický systém

Senzomotorický systém se skládá ze dvou složek, a to sensorické (aférentní) a motorické (eferentní). Dostředivé sensorické dráhy přivádí signály z receptorů do centrální nervové soustavy a přidružených oblastí (např. cerebellum). Signály jsou zpracovány na třech úrovních motoriky, což představuje úroveň míchy, mozkového kmene a korové oblasti mozku. Motorické neurony mohou být aktivovány prostřednictvím přímé odpovědi na sensorický aférentní vstup (reflexně) nebo na základě descendentních (eferentních) příkazů z mozku. Obě odpovědi jsou modulovány či regulovány přidruženými oblastmi mozku. Eferentní dráhy z každé řídicí úrovně motoriky se sbíhají k míšním motorickým nervům a odtud pokračují ke svalům (Pavlů & Novosádová, 2001; Riemann & Lephart, 2002a).

Procesu udržování funkční stability kloubu je dosaženo prostřednictvím doplňkového vztahu mezi statickou a dynamickou komponentou. Tyto dvě komponenty musí být flexibilní a adaptabilní, jelikož požadovaná úroveň zajištění funkční kloubní stability se liší dle požadovaného cíle a dle individuality každého z nás. Statická (pasivní) komponenta zahrnuje kloubní pouzdro, vazy a chrupavku uvnitř kloubu. Dynamická komponenta vychází z neuromuskulárního řízení „feedforward“ a „feedback“ u svalů přecházejících přes určitý kloub. Feedback (zpětná vazba) je motorická odpověď na základě sensorického vstupu, která je zajištěna proprioceptory ve statických a dynamických stabilizátorech. Zahájení feedbacku je ve velké míře ovlivněno předešlou zkušeností s detekovaným konkrétním podnětem. Feedback je charakterizován neustálým zpracováváním aférentních informací o průběžném stavu pohybového segment. Feedforward je popisován jako anticipační aktivita svalů, předcházející sensorické informaci. Véle (2006) popisuje feedforward jako přednastavení dráždivosti svalu, ke kterému dochází také na základě předešlých zkušeností (Riemann & Lephart, 2002a).

1.2.3.2 Význam propriocepce

Propriocepce je jednou ze složek sensorické aferentace. Propriocepce umožňuje neustále udržování a stabilizaci určité polohy, dále hraje důležitou roli v motorickém řízení, kdy přispívá k plánování a modifikování motorických příkazů, a také se podílí na reflexní svalové činnosti. K receptorům zodpovědným za proprioceptivní informaci patří nejen proprioceptory obsažené ve svalech, šlachách, vazech a kloubních pouzdrech, ale i exteroceptory nacházející se v hlubokých vrstvách kůže a fasciích. Trojan (2003)

rozlišuje tři kvality propriocepce. Pohybocit neboli kinestezie zprostředkovává informace o rychlosti a rozsahu pohybu v kloubu. Polohocit neboli statestzie udává informace o postavení kloubu a jak je orientován v prostoru. Poslední udávanou kvalitou je silový smysl, který udává odhad svalové síly a odporu během prováděného pohybu (Pavlů & Novosádová, 2001; Riemann & Lephart, 2002a; Trojan, 2003).

1.2.3.3 Neuromuskulární kontrola funkční stability kloubu

Funkční stabilita kloubu je udržována několika mechanismy neuromuskulární kontroly. Rozhodujícím mechanismem je koaktivace dynamických stabilizátorů kloubu. Silové dvojice (force couples) zajišťují kloubní kompresi, která následně umožní maximální kongruenci kloubních ploch. Příkladem silové dvojice je kontrakce m. subscapularis, která působí proti kontrakci m. infraspinatus a m. teres minor ve frontální rovině. Další dvojicí je m. deltoideus, který působí proti kontrakci m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis v transverzální rovině (Myers & Lephart, 2000). Wilk a spol. (1997) uvádí, že pro kloubní stabilitu je nutná koaktivace všech glenohumerálních svalů, jejichž výsledný vektor síly musí směřovat do kloubní jamky, aby byla zajištěna stabilita hlavice humeru.

Dalším mechanismem zajišťujícím funkční stabilitu kloubu je reflexní stabilizace, což je eferentní neuromuskulární odpověď vyvolaná na míšní úrovni (Myers & Lephart, 2000). Jerosch, Steinbeck, Schrode a Westhues (1995) artroskopicky zjistili, že existuje reflexní míšní oblouk mezi kloubním pouzdem a m. deltoideus, m. trapezius, m. pecoralis major a rotátorovou manžetou, které stabilizují GH kloub. Problémem může být časová prodleva mezi deformací tkání (excitace proprioceptorů) a výslednou reflexní odpovědí, která nemusí být dostatečně rychlá nebo silná, aby zabránila traumatizaci. Speer a Garrett (1993) uvádí, že tato reflexní aktivita může hrát roli při modifikaci předprogramovaných odpovědí, které mají vliv na změnu pohybu v kloubu.

Posledním mechanismem podílejícím se na funkční stabilitě kloubu je přípravná (anticipační) svalová aktivace a svalová tuhost. Tento mechanismus je často připisován kolennímu a hlezennímu kloubu, jelikož je minimum zdrojů, které by zmiňovaly tento mechanismus ve vztahu k horní končetině. Následkem svalové preaktivace je zvýšení svalové tuhosti, které brání protažení svalu, zvyšuje citlivost proprioceptorů (svalových větének) a snižuje časovou prodlevu u reflexní stabilizace. Periferní senzoričká (proprioceptivní) informace z předchozích zkušeností je uchovávána pro provedení

motorických vzorů, což vede k přípravě (anticipační) aktivitě svalů, které zpevní kloub před tím, než je na něj vyvinuta zevní síla (Myers & Lephart, 2000).

1.2.3.4 Porucha neuromuskulární kontroly

Poškození stabilizujících struktur (kapsuloligamentózních či muskulotendinózních), způsobených traumaticky či funkční poruchou, má za výsledek snížení stimulace proprioceptorů (vycházející z deafferentace) nebo zvýšenou laxicitu tkání omezující stimulaci proprioceptorů. V obou případech dochází k poklesu propriocepce, což vede k funkční instabilitě.

Lephart, Warner, Borsa a Fu (1994) ve své studii prokázali snížení pohybcitu (kinestezie) a polohocitu (statestezie) u probandů s instabilitou ramene v porovnání s probandy se stabilním ramenem. Blasler, Carpenter a Huston (1994) zkoumali vnímání pohybcitu u probandů s hypermobilitou bez předchozího zranění či instability, kdy výsledkem bylo snížení pohybcitu následkem zvýšení laxicity kloubního pouzdra a snížení propriocepce. Kinestezií u overhead sportovců se zabývali Allegrucci, Whitney, Lephart, Irrgang a Fu (1995), kdy se také ukázalo snížení kinestezie u dominantní horní končetiny v porovnání s nedominantní horní končetinou. Podobně jako poranění či porucha funkce kloubu, má i svalová únava vliv na snížení propriocepce (Myers & Lephart, 2000).

1.3 Otevřené a uzavřené kinematické řetězce

1.3.1 Základní charakteristika biomechanických řetězců

Pojem kinetický řetězec poprvé použil americký ortoped Steindler v roce 1955. Dále také rozlišil řetězce na otevřené a uzavřené (Steindler in Dvořák, 2005a). Nejjednodušším pohybovým řetězcem je z biomechanického pohledu kinematický pár, který představuje soustavu dvou přilehlých článků spojených kloubem. Zakloubení kinematického páru může být docíleno tvarem odpovídajících kloubních ploch – form-closed pair (např. kyčelní kloub) nebo působením extraartikulárních sil (tahem svalů, ligament) – force-closed pair, kterému odpovídá ramenní kloub (Dvořák, 2005a).

Biomechanické řetězce lze rozdělit na otevřené kinematické řetězce (open kinematic chain, OKC) a uzavřené kinematické řetězce (closed kinematic chain, CKC). Za OKC je považován řetězec, který má distální konec volný a druhý proximální je pevně fixován, zatímco u CKC jsou fixovány oba konce (Vaverka & Janura, 1998). Přesnější definici uvádí Vařeka (2002), který za OKC považuje takový řetězec, kde je možné změnit

postavení v jednom kloubu (a nemusí to být kloub distální) beze změny postavení v ostatních kloubech. Jako příklad uvádí pohyb horní končetinou ve volném stoji. Dle Vařeky (2002) je v CKC změna postavení v jednom kloubu možná pouze za současné změny postavení v dalším nebo dalších kloubech. Příkladem je přesun těžiště v poloze na všech čtyřech z horních končetin na končetiny dolní (Dvořák, 2005a).

Funkční hledisko je obsaženo v popisu Krobota (1997), kde v OKC například horní končetiny představuje trup *punctum fixum* a akrum *punctum mobile*, zatímco v CKC je akrum *punctum fixum* a trup *punctum mobile*. Pojmy OKC a CKC jsou jen mezními situacemi na škále přechodu jednoho řetězce ve druhý. OKC je takový řetězec, kde se distální článek setká s tak malým odporem, že to má na ostatní segmenty zanedbatelný vliv. Pokud je odpor kladený pohybu distálního článku řetězce tak velký, že je jeho pohyb již spojen se souhybem dalších článků, řetězec se začíná uzavírat. Když velikost odporu na tomto konci řetězce překročí velikost síly, která fixuje opačný konec řetězce, dochází ke zvratu *punctum fixum* a *punctum mobile* celého řetězce (Dvořák, 2005a).

1.3.2 Aplikace pohybových řetězců v klinické praxi

Cílené pohyby v OKC jsou derivátem CKC, jelikož i když jde o pohyb v jediném kloubu, ostatní klouby jsou tímž pohybovým programem stabilizovány a tak i když se segmenty nepohybují, jsou součástí motorického plánu. Pohyby jsou tedy realizovány tehdy, když je nejprve aktivitou CKC vytvořeno *punctum fixum* pro pohyb. *Punctum fixum* většinou představuje fixace trupu (Dvořák, 2005b).

Běžný biomechanický model pro hod míčkem (podobně i ve volejbale smečářský nápřah až po decelerační fázi) je OKC, který pracuje v proximodistálním směru. Aby mohla horní končetina správně pracovat v OKC, je nutné zajistit stabilizaci ramenního kloubu, při níž je nezbytná kokontrakce rotátorové manžety. Funkce rotátorové manžety vyžaduje stabilní bázi na lopatce, která musí být v optimálním nastavení pro daný pohyb a musí být dostatečně fixována k trupu (McMullen & Uhl, 2000).

V běžném životě i ve sportu se nevyskytují jen OKC nebo CKC, ale často přechází jeden v druhý nebo se prolínají. K tomu dochází i při smeči ve volejbale, kdy nápřah a akcelerační fáze probíhá v OKC (ačkoli je nutné zajištění stability GH kloubu v CKC), které pak přechází ve fázi úderu do CKC. Tato přechodová fáze je nejvíce riziková. Je to okamžik, kdy se řetězec setkává s nezanedbatelnou vnější silou. Pokud tato síla není adekvátně vyvážena další silou (stabilizujících svalů), dochází následně k traumatu.

K podobnému efektu ale může dojít i při očekávání účinku vnější síly, která se nedostaví, například při promáchnutí (Dvořák, 2005b).

Cvičení v CKC má nesporný stabilizační efekt, jelikož tak získáme přiměřenou kloubní stabilitu jako předpoklad pro efektivní pohyb. V případě ramenního kloubu podporuje cvičení v CKC kokontrakci rotátorové manžety, snížení translací hlavice humeru a kontrolu postavení lopatky. Zvládnutí cvičení v CKC je nezbytné pro to, aby mohl být příslušný segment součástí fungujících i OKC. Je dobré tedy využít cvičení v opoře, s therabandy nebo využít cvičení v závěsu typu Redcord. Ačkoli o výhodách cvičení v CKC nemůže být pochyb, je dobré následně začlenit i cviky v OKC zejména u těch pacientů, kde lze očekávat větší a náročnější zátěž v OKC (Dvořák, 2005b; McMullen & Uhl, 2000).

1.4 Impingement syndrom

1.4.1 Charakteristika impingement syndromu

V roce 1972 Charles Neer představil termín „impingement syndrom“ (IS) a pomohl objasnit etiologii, patologické změny a léčbu této poruchy. Při impingement syndromu dochází ke kompresi, iritaci a poškození struktur rotátorové manžety v anterolaterálním subakromiálním prostoru, a to zejména při elevaci paže blížící se a přesahující 90°, kdy se struktury v subakromiálním prostoru (šlacha m. supraspinatus, CLBB a subakromiální burza) podsouvají pod korakoakromiální oblouk, kde dochází k jejich iritaci (Dungl et al., 2005; Mayer & Smékal, 2005; Neer, 1972; Tong, Ho, & Chan, 2003).

1.4.2 Rozdělení impingement syndromu

1.4.2.1 Subakromiální impingement syndrom

Subakromiálnímu IS odpovídá popis uvedený výše dle Neera, kdy dochází ke kompresi v anterolaterálním subakromiálním prostoru (Tong, Ho, & Chan, 2003). Fyziologická vzdálenost mezi tuberculum majus a spodní plochou akromionu je okolo 6 až 7 mm, přičemž tloušťka rotátorové manžety je kolem 6 mm, což znamená, že tento prostor je velmi těsný i za normálních okolností. Situace se zhoršuje při jakékoliv funkční, strukturální nebo trofické poruše (Mayer & Smékal, 2005). Page (2011) uvádí, že při elevaci paže dochází u pacientů s IS k redukci subakromiálního prostoru až o 68 % v porovnání s druhostranným ramenem bez IS. Subakromiální impingement lze rozdělit na primární a sekundární impingement syndrom.

Primární impingement vzniká zúžením subakromiálního prostoru mezi korakoakromiálním obloukem a šlachou m. supraspinatus u stabilního ramenního pletence. Tento typ IS se vyskytuje spíše u starší populace, kde se již objevují určité degenerativní změny. Příčiny primárního impingementu jsou různé. Může to být například změna tvaru spodní plochy akromia (obloukovitý nebo hákovitý tvar), prominující tuberkulum majus humeri, traumata ramenního pletence, artróza akromioklavikulárního kloubu s osteofyty na spodní straně, ztluštění nebo fibrotizace subakromiální burzy nebo hypertrofie korakoakromiálního vazů (Belling Sørensen & Jørgensen, 2000; Chang, 2004; Tong et al., 2003).

Sekundární impingement se vyskytuje nejvíce u atletů pod 35 let s overhead aktivitou a bývá spojený s GH instabilitou. Tato instabilita vede k nadměrné superiorní translaci až horní subluxaci hlavice humeru a následně k subakromiálnímu impingementu, kdy hlavice narazí na korakoakromiální oblouk. Sekundární impingement (popřípadě instabilita ramenního kloubu) může být způsoben přetížením rotátorové manžety, dysbalancí měkkých tkání v oblasti GH kloubu, glenohumerální laxicitou, oslabením nebo laxicitou dlouhé hlavy bicepsu, lézí labrum glenoidale, dyskinezi lopatky nebo zkrácením zadní části kloubního pouzdra (Belling Sørensen & Jørgensen, 2000; Tong et al., 2003).

1.4.2.2 Vnitřní impingement syndrom

Vnitřní impingement se objevuje u mladších, overhead sportovců a je spojen se zvýšenou laxitou struktur ramenního kloubu až instabilitou GH kloubu při abdukčně zevněrotačných manévrech. Rozlišují se dva typy vnitřního IS, a to posterosuperiorní a anterosuperiorní (Mayer & Smékal, 2005; Kirchhoff & Imhoff, 2010).

Posterosuperiorní impingement syndrom (PSI) se vyskytuje častěji (v porovnání s anterosuperiorním IS) a je spojován s bolestí v posterosuperiorní oblasti ramene v konečné fázi náprahu a decelerační fázi (při úderu do míče). Při opakovaných pohybech do náprahu dochází k adaptaci struktur ramenního kloubu v reakci na dané zatížení. Objevuje se zvýšená zevní rotace v GH kloubu, laxita přední části kloubního pouzdra a zvýšená retroverze hlavice humeru (její posterosuperiorní posun). Navíc je u overhead sportovců také často nalezeno zkrácení posteriorní části kloubního pouzdra, což je spojeno s deficitem GH vnitřní rotace (glenohumeral internal rotation deficit, GIRD, podrobněji popsán níže) (Behrens, Compas, Deren, & Drakos, 2010; Kirchhoff & Imhoff, 2010).

Jednou z teorií možných příčin vzniku PSI je rotační nestabilita, při které dochází k nadměrné zevní rotaci humeru v konečné fázi náprahu a v akcelerační fázi smečářského úderu, čímž je namáhána přední část kloubního pouzdra. V této fázi se může hlavička humeru translačně posunovat až subluxovat směrem dopředu, přičemž se hluboká vrstva rotátorové manžety (m. suparspinatus a m. infraspinatus) uskříne mezi vyrotovaný tuberculum majus a posterosuperiorní část kloubní jamky a labra glenoidale (Obrázek 2). Zadní část kloubního pouzdra je oproti tomu traumatizována v decelerační fázi při úderu do míče, kdy vznikají mikrotrhliny, které se hojí zánětem a jizvou (odlišným typem kolagenu než původní vazivové struktury). Kloubní pouzdro se ztlušťuje, ztrácí svou elasticitu a následně dochází k deficitu GH vnitřní rotace (GIRD). Při artroskopii bylo nalezeno třepení posteriorní části labrum glenoidale, někdy i jeho odtržení a dále také poškození hluboké vrstvy zadní rotátorové manžety (Chang, 2004; Kirchoff & Imhoff, 2010; Mayer & Smékal, 2005; Michalíček & Vacek, 2014).



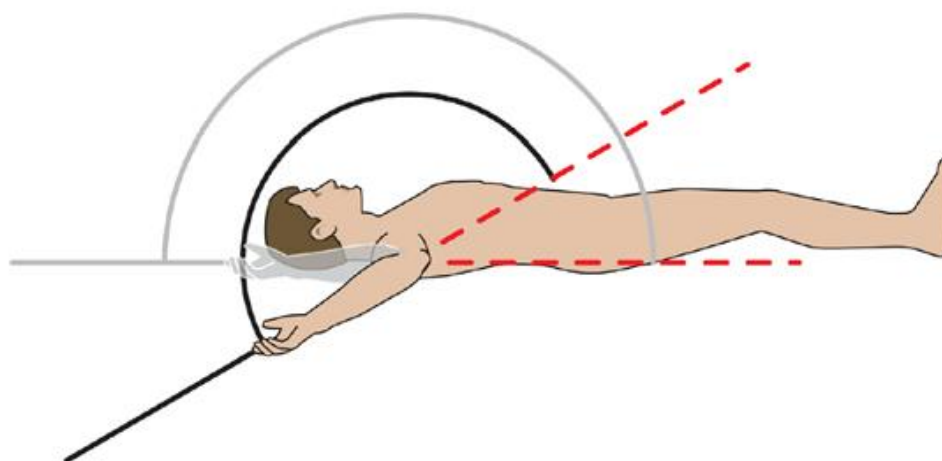
Obrázek 2. Mechanismus posterosuperiorního IS (Spiegl, Warth, & Millett, 2014, 121).

Při anterosuperiorním impingement syndromu (ASI) dochází k uskřínutí šlachy m. subscapularis mezi přední stranu hlavičky humeru a anterosuperiorní část kloubní jamky a labrum nejčastěji během fáze dokončení smečářského pohybu nebo obecně při flexi s vnitřní rotací a addukcí. Když je paže v této pozici, spodní část šlachy m. subscapularis se dostává do kontaktu s anterosuperiorním okrajem kloubní jamky. Bývají také poškozeny úpony vazů lig. GH superior a coracohumerale, které stabilizují CLBB v oblasti rotátorového intervalu, přes který CLBB přechází. Proto ASI bývá často také spojován s lézemi CLBB. Gerber a Sebesta (2000) v jejich práci uvádí, že ASI je až v 60 % případů spojen se SLAP lézí. U ASI je typická bolest na přední straně ramenního kloubu (Garofalo et al., 2010; Kirchoff & Imhoff, 2010).

1.4.3 Rizikové faktory ovlivňující vznik impingement syndromu

1.4.3.1 Deficit glenohumerální vnitřní rotace

U volejbalistů (a dalších overhead sportovců), dochází k jisté nerovnosti rozsahu pohybu v ramenním kloubu, protože bývá limitována vnitřní rotace a zevní rotace je naopak nad fyziologickou normou. Tento nálezn je definován jako deficit GH vnitřní rotace (glenohumeral internal rotation deficit, GIRD). Celkový součet rozsahů zevní a vnitřní rotace v ramenním kloubu v 90° abdukci paže je u zdravých jedinců 180° (90° vnitřní rotace, 90° zevní rotace). U overhead sportovců je tento rozsah posunut dozadu se zvýšenou zevní a sníženou vnitřní rotací (Obrázek 3). Syndrom GIRD je pozitivní, jestliže je rozdíl vnitřních rotací na obou testovaných ramenních kloubech větší než 25° nebo pokud je rozsah GH kloubu do vnitřní rotace snížen o více než 10 % naměřeného rozsahu v druhostranném GH kloubu (Braun, Kokmeyer, & Millett, 2009; Gomoll, Hatch, & Millett, 2005; Spigelman, 2006).



Obrázek 3. GIRD (Braun, Kokmeyer, & Millett, 2009, 971).

Příčinou nedostatku vnitřní rotace v glenohumerálním kloubu (GIRD) je zkrácení a ztluštění posteroinferiorní části kloubního pouzdra se zvýšenou laxicitou přední části kloubního pouzdra následkem opakovaných smečářských pohybů. V konečné fázi nápřahu se paže pohybuje do zevní rotace nad fyziologickou mez a v decelerační fázi dochází k brzdění akceleračního pohybu horní končetiny úderem do míče, přičemž dochází k distrakčním mikrotrhlinám v posteroinferiorní části kloubního pouzdra. Jak již bylo uvedeno výše, tyto mikrotrhliny se hojí zánětem a jizvou, ale jiným typem kolagenu než byly původní vazivové struktury (kolagen typu III nahradí původní kolagen typu I). Následně se kloubní pouzdro ztlušťuje a ztrácí svou elasticitu. Toto zkrácení kloubního

pouzdra způsobuje posterosuperiorní posun hlavice humeru, což je označováno jako retroverze hlavice humeru. Retroverzní postavení hlavice tím pádem umožňuje větší rozsah zevní rotace, zatímco kontraktura posteroinferiorní části kloubního pouzdra omezuje vnitřní rotaci v GH kloubu. Takto omezené kloubní pouzdro často způsobí, že při decelerační fázi, zejména silou mohutných vnitřních rotátorů, rotátorová manžeta nestačí koordinovat dynamickou centraci hlavice humeru. Následně hlavice humeru jejím skluzným a rotačním pohybem naráží na oblast anterosuperiorní části labra glenoidale (s ukotvením CLBB), čímž ho poškozují. Následkem opakované traumatizace labro-bicipitálního komplexu může dojít až k SLAP lézi (Michalíček & Vacek, 2014; Seroyer et al., 2009).

1.4.3.2 Svalová dysbalance

Ramenní komplex se opírá o svaly, které mu zajišťují dynamickou stabilitu během jeho velkého rozsahu pohybu. Správná koordinace svalů obklopujících ramenní pletenec je nezbytná pro jeho pohyblivost, sílu a dynamickou centraci během pohybu. Svalové dysbalance narušují správnou kinematiku kloubu, což může vést ke strukturálním poškozením (Page, 2011; Wang & Cochrane, 2001).

Nedostatečná aktivita nebo koordinace krátkých depresorů hlavice humeru může být jednou z příčin vzniku impingement syndromu. Mezi krátké depresory se zařazují svaly upínající se šikmo na humerus zhruba pod úhlem 45°, čemuž odpovídá dolní část m. subscapularis, m. teres minor a dolní část m. infraspinatus. Pro správnou funkci ramenního kloubu je totiž důležitá souhra mezi m. deltoideus a depresory hlavice humeru. Jak již bylo uvedeno výše, m. deltoideus svou aktivitou přispívá k superiorní translaci hlavice humeru a následně ke snížení subakromiálního prostoru až k impingement syndromu. Při abdukci 90° se hlavice humeru bez aktivity jejích depresorů posunuje superiorně o 2,1 mm, kdežto s aktivitou krátkých depresorů hlavice dochází k posunu hlavice jen o 1,4 mm (Mayer & Smékal, 2005; Page, 2011).

V oblasti lopatky nacházíme často typický vzorec oslabených a zkrácených svalů, což se označuje jako Jandův horní zkřížený syndrom. Pozorujeme zkrácenou horní část m. trapezius, m. levator scapulae, m. pectoralis major a minor a často i m. sternocleidomastoideus a extenzory šíje. Zároveň je oslabená dolní a příčná část m. trapezius, m. rhomboidei, m. serratus anterior a někdy také hluboké flexory krční páteře (Page, 2011; Thigpen & Padua, 2006).

1.4.3.3 Instabilita glenohumerálního kloubu

U volejbalistů (a dalších overhead sportovců) lze nejčastěji pozorovat přední instabilitu glenohumerálního kloubu. Vlivem opakovaných pohybů do nápřahu dochází k mikrotraumatizaci tkání v oblasti GH kloubu a namáhání statických stabilizátorů GH kloubu, což vede k instabilitě GH kloubu. Overhead sportovci potřebují pro svůj výkon určitý stupeň laxicity, aby mohli dosahovat potřebného rozsahu pohybu, a zároveň dostatečnou stabilitu GH kloubu, které musí snášet nadměrné množství na něj působících sil. Tudíž sportovci často balancují na těsné hranici mezi potřebným rozsahem pohybu a dostatečnou stabilitou kloubu, která by zabránila poranění struktur, např. rotátorové manžety, labra nebo kloubního pouzdra. V literatuře zvýšenou laxicitu nalezneme také pod pojmem mikroinstabilita nebo patologická laxicita (Dietz & Dreese, 2007; Reinold & Curtis, 2013).

V konečné fázi nápřahu a na počátku akcelerační fáze musí přední oblast kloubního pouzdra odolávat velkému napětí v tahu, což později může vést k protažení kolagenu kloubního pouzdra a následně zvýšenému rozsahu pohybu a laxicitě přední části kloubního pouzdra. Tato zvýšená laxicita způsobuje zvětšenou anteriorní translaci v rizikových fázích útočného úderu (v konečné fázi nápřahu a na počátku akcelerační fáze). Na základě těchto poruch se může rozvíjet subakromiální a vnitřní impingement syndrom, tendinitida rotátorové manžety (zejména u m. subscapularis) a CLBB nebo SLAP léze. V menší míře se u volejbalistů také vyskytuje posteriorní instabilita, jejíž příčinou je retroverze hlavice humeru. Ve fázích akcelerace a hlavně decelerace působí na posteriorní část kloubního pouzdra a přilehlá ligamenta velké síly, které mohou tyto struktury poškodit (Dietz & Dreese, 2007; Finnoff et al., 2004; Reinold & Curtis, 2013).

Uvádí se, že jednotlivci s generalizovanou hypermobilitou mají zvýšené riziko sportovních zranění, nejčastěji kotníku, kolene a ramena. Vztah mezi generalizovanou hypermobilitou a vazivovým poraněním kotníku a kolene je dobře známý, avšak vliv na GH instabilitu již není tolik podložený. Cameron a spol. (2010) se proto ve své studii zaměřili právě na vztah mezi generalizovanou hypermobilitou a GH instabilitou. Ve výsledcích zaznamenali u probandů s generalizovanou hypermobilitou 2,5x vyšší výskyt GH instability v porovnání s probandy bez hypermobility. Z toho vyplývá zvýšené riziko GH instability u jedinců s generalizovanou hypermobilitou (Cameron et al., 2010).

Na zvýšenou laxicitu a tedy i GH instabilitu má také vliv pohlaví. Borsa, Sauers a Herling (2000) ve své studii prokázali zvýšené riziko vzniku GH instabilit u žen. U žen je také doložený častější výskyt generalizované hypermobility (Cameron et al., 2010).

1.4.3.4 Dyskineze a postavení lopatky

Lopatka zajišťuje stabilní bázi pro skapulohumerální svaly, čímž umožňuje pohyb horní končetiny. Bez této stabilní báze by byl přerušen přenos energie v kinematickém řetězci, což by následně kladlo zvýšené nároky na svalovou práci. Pro správné, ekonomicky vyvážené pohyby v ramenním pletenci je nutné, aby se lopatka nacházela v optimální poloze. Změny fyziologického pohybu lopatky během skapulohumerálních pohybů se označují jako dyskineze lopatky (Seroyer et al., 2009; Wilk et al., 2009).

Dyskineze je primárně způsobena svalovými dysbalancemi (zkrácením horní části m. trapezius, oslabením dolní části m. trapezius, m. serratus anterior a mm. rhomboidei), přičemž sekundárně je způsobená únavou, přímým poraněním nebo poraněním nervu. Dyskineze lopatky může ovlivnit pohyby ramene několika způsoby. Aby volejbalista mohl dosáhnout maximálního nápřahu, musí lopatka rotovat dolním úhlem zevně. Zároveň musí dojít i k retrakci lopatky, aby glenoidální jamka byla centrovaná pod humerem a došlo k zajištění stability humeru. Pokud lopatka neprovede dostatečnou retrakci, dojde k hyperangulaci (zvýšenému zaúhlení) humeru vůči glenoidu a nadměrnému zatížení přední části kloubního pouzdra (Braun et al., 2009; Wang & Cochrane, 2001).

U overhead sportovců někdy můžeme také nalézt syndrom SICK scapula (Scapular malposition, Inferior medial border prominence, Coracoid pain and malposition, dysKinesis of scapular movement), který se objevuje u velmi závažných dyskinezí lopatky. Při SICK syndromu lopatka není ve fyziologické poloze, je v protrakci, anteriorním náklonu, promínuje její mediální hrana, je bolestivý processus coracoideus a zároveň se objevuje dyskineze lopatky při pohybu (Seroyer et al., 2009; Wilk et al., 2009).

1.4.3.5 Vliv postury

Každému našemu pohybu předchází zaujmutí určité postury. Postura je aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, v běžném životě má největší význam síla tíhová. Postura se netýká jen stoje a vzpřímeného sedu, ale je součástí jakékoliv polohy (zvednutí dolních nebo horních končetin proti gravitaci v poloze na zádech). Při každém pohybu segmentu lidského těla náročném na silové působení je

vždy generována kontrakční svalová síla, která je potřebná pro překonání odporu. Tato síla vyvolává reakční síly v celém pohybovém systému. Účelem této reakce je zpevnění jednotlivých segmentů (kloubů) za cílem získání co nejstabilnějšího punctum fixum a aby kloubní segmenty odolávaly účinkům zevních sil (Kolář, 2006; Vojta, 1995).

Postura je avšak polohou ještě neorientovanou. Postura se mění v atitudu již při motivaci a následující tvorbě pohybového záměru, čímž dochází k orientaci a připravenosti na konkrétní pohyb. Atituda se navenek od postury nemusí lišit, uvnitř systému však vzniká nová kvalita. Již při představě určitého pohybu se aktivují krátké autochtonní zádové svaly, které systém připravují na směr předpokládaného pohybu. Tyto nehlubší skupiny svalů iniciují aktivitu dalších svalových skupin v rámci pohybových programů, aby byla zajištěna úponová stabilizace svalů a tím punctum fixum pro pohyb. Jedním z nejdůležitějších momentů sportovní činnosti je nastavení základní polohy, tedy vlastně atitudy. Pokud tato základní poloha pro určitý pohyb není optimální, nemůže být optimální ani následující pohyb (Kolář et al. 2009; Kračmar, 2002; Vojta, 1995).

Běžné posturální nastavení u pacientů s impingement syndromem (subakromiálním i vnitřním) je předsunuté držení hlavy s protrakcí ramen. Při tomto posturálním nastavení nacházíme extenzi v atlantookcipitálním skloubení, oploštění střední krční páteře, zvýšenou hrudní kyfózu, protrakci (abdukcí) lopatek s rotací dolního úhlu dovnitř a vnitřní rotaci humeru. Následně dochází ke změně orientace kloubní jamky, která bývá orientována více anteriorně, a to 35-45° od frontální roviny. Výsledkem je svalová dysbalance svalů v okolí ramenního pletence, na kterou nasedá změna neuromuskulární kontroly a abnormální pohybové vzory spojené s elevací horní končetiny (Greenfield et al., 1995).

Relativně malé zvýšení zakřivení hrudní páteře (směrem do kyfózy) vede ke zvýšení elevace a anteriorního náklonu (anterior tilting) lopatky v klidu a ke snížení zevní rotace a posteriorního náklonu lopatky během elevace v GH kloubu. Dále tato zvětšená hrudní kyfóza vede k omezení rozsahu pohybu do elevace v GH kloubu. Protrakční postavení ramen je spojeno s abdukcí a elevací lopatky, patrnou prominencí mediální hrany lopatky a vnitřní rotací humeru (Michener, McClure, & Karduna, 2003).

1.4.4 Diagnostika impingement syndromu

Vzhledem k tomu, že impingement syndrom může často souviset s instabilitou GH kloubu, postižením rotátorové manžety, dlouhé šlachy m. biceps brachii, burzy apod., je

možná velká variabilita klinických příznaků. U subakromiálního IS bývá bolest lokalizována na přední straně ramenního kloubu, u vnitřního IS naopak na zadní straně kloubu. Při anamnéze je důležité zjistit, v jaké pozici k typické bolesti dochází. Testy na impingement syndrom fungují na principu komprese tkání, a tím zvýšené iritace. Existuje mnoho testů, ale žádný z nich není zcela specifický.

1.4.4.1 Testování subakromiálního impingement syndromu

Syndrom bolestivého oblouku (Cyriaxův bolestivý oblouk): Při tomto testu je abdukce paže do 60° nebolestivá, od 60° do 120° vyšetřovaný udává bolest nebo pohyb vůbec neprovede a pokračování pohybu do plné elevace je opět bez bolesti. Bolest může vystřelovat k tuberkulum majus nebo do oblasti pod m. deltoideus (Dungl et al., 2005; Trnavský, Sedláčková et al., 2002).

Neer's impingement sign: Vyšetřující stojí za testovanou osobou a jednu ruku položí na lopatku testované strany (zastabilizuje ji) a druhou rukou pak provádí pasivní elevaci testované paže ve skapulární rovině. Tento pohyb způsobuje kompresi kritické zóny šlachy m. supraspinatus pod akromionem. Test je pozitivní, pokud pacient udává bolest na přední a laterální straně ramenního kloubu (Peterson & Renström, 2001; Tong et al., 2003). Kolář a spol. (2009) uvádějí, že plné elevace se dosáhne pasivní flexí a vnitřní rotací.

Neerův infiltrační test dle Koláře a spol. (2009): Do subakromiální burzy se injekcí vpraví lokální anestetikum. Pokud se bolest sníží, je to důkaz subakromiálního impingement syndromu. Jestliže se ale jedná o postižení rotátorové manžety, bolest většinou přetrvává.

Hawkins-Kennedy test: Vyšetřující provede vnitřní rotaci testované paže vyšetřovaného, která je v 90° flexi v ramenním kloubu a v 90° flexi v loketním kloubu. Pohyb způsobuje náraz na korakoakromiální oblouk a kompresi šlachy m. supraspinatus. Když se objeví bolest, test je pozitivní (Chang, 2004; Tong et al., 2003).

1.4.4.2 Testování vnitřního impingement syndromu

V dostupné literatuře se neobjevuje velké množství testů na vnitřní IS. Proto je důležité zaměřit se na anamnézu. Bolest by se měla objevovat na zadní straně ramenního kloubu, především v konečné fázi náprahu nebo úderu do míče. Vnitřní IS bývá často spojen s GIRD, přední nebo méně často zadní instabilitou GH kloubu, poškozením rotátorové manžety, CLBB až SLAP lézí nebo dyskinezi lopatky.

Odporový test na vnitřní rotaci: Vyšetřující uvede testovanou horní končetinu do abdukce 90° a 80-85° zevní rotace v GH kloubu a 90° flexe v loketním kloubu. Testovaný provádí izometrickou zevní a vnitřní rotaci, kdy vyšetřující klade odpor uvedeným pohybům kontaktem na předloktí. Test je pozitivní na vnitřní IS, pokud je síla do zevní rotace dobrá, zatímco vnitřní rotace je zjevně oslabená. Při izometrii do vnitřní rotace se může také objevit bolest. Pokud jsou příznaky opačné (deficit síly do zevní rotace, bolest při zevní rotaci) lze usuzovat na subakromiální IS (Zaslav, 2001).

Vyšetření syndromu GIRD: Vyšetřuje se zevní a vnitřní rotace humeru s loktem ve flexi 90° vleže na zádech. Syndrom GIRD je pozitivní, jestliže je rozdíl vnitřních rotací na obou testovaných ramenních kloubech větší než 25° nebo pokud je rozsah GH kloubu do vnitřní rotace snížen o více než 10 % naměřeného rozsahu v druhostranném GH kloubu. Zároveň musí být zvýšená zevní rotace oproti druhostranném GH kloubu (Spigelman, 2006).

Dále by bylo vhodné při podezření na vnitřní IS provést testy na instabilitu GH kloubu, poškození rotátorové manžety, CLBB a SLAP lézi. Tímto odkazují na svou bakalářskou práci (Šařecová, 2012), kde jsou tyto testy uvedeny.

1.5 Povrchová elektromyografie

1.5.1 Charakteristika povrchové elektromyografie

Povrchová elektromyografie (v angličtině Surface-Electro-Myo-Graphy, SEMG) je přístrojová elektronická technologie pro záznam a analýzu elektrických projevů činnosti svalového aparátu během prováděného pohybu. SEMG vyšetření probíhá ve dvou krocích. V prvním kroku se měří vybrané parametry aktivity kosterních svalů a ve druhém se provádí analýza naměřeného SEMG signálu pomocí speciálních počítačových programů. Oproti neurologické elektromyografii, využívané k diagnostice onemocnění kosterních svalů, se SEMG využívá pouze v medicínské rehabilitaci, kdy hlavním zaměřením je přístrojová objektivizace poruch řízení lidské motoriky. Dále lze SEMG terapeuticky využít formou biofeedback terapie (Krobot & Kolářová, 2011; Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

Podstatou SEMG (ale i elektromyografie obecně) je snímání akčních potenciálů, aktivních motorických jednotek v blízkosti elektrody, které vznikají při depolarizaci svalové membrány. Získaný záznam zachycených akčních potenciálů se nazývá

elektromyogram. Signály mohou být snímány jehlovými elektrodami, kdy jsou detekovány akční potenciály jednotlivých motorických jednotek, nebo povrchovými elektrodami, kde se detekuje více navrstvených akčních potenciálů produkovaných několika motorickými jednotkami (Krobot & Kolářová, 2011; Rodová et al., 2001).

Aktivita povrchových svalů bývá nejčastěji snímána bipolárně pomocí dvou elektrod umístěných paralelně s průběhem svalových vláken. Povrchové elektrody se lepí na kůži nad testovaným svalem. Za optimální uložení elektrod považuje De Luca (1997) lokalizaci elektrod ve střední linii svalu přes největší bříško svalu s detekčním povrchem orientovaným kolmo k průběhu svalových vláken se vzdáleností elektrod 10mm. Výsledný elektromyografický záznam je ve formě analogového signálu vysílán ze snímacích senzorů (elektrod) do vyhodnocovací jednotky, kde dojde ke konverzi signálu na digitální. Přenos signálu je realizován kabely nebo telemetricky. Telemetrický způsob má výhodu, že vyšetřovaná osoba není limitována kabely, tudíž pohybový projev je přirozenější (Krobot & Kolářová, 2011; Soderberg & Knutson, 2000).

1.5.2 Faktory ovlivňující elektromyografický signál

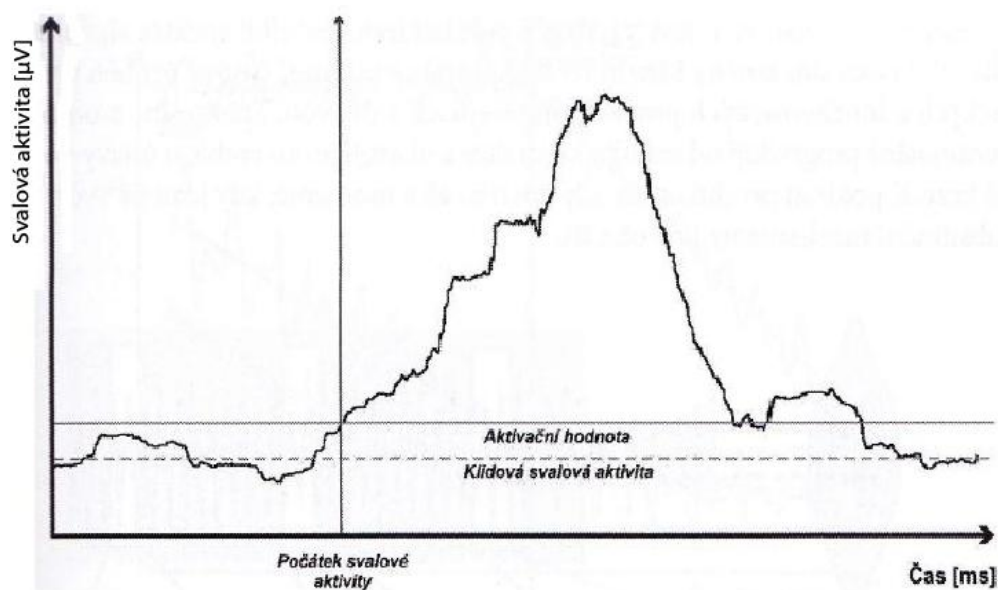
Na konečný elektromyografický signál má vliv řada vnitřních i vnějších faktorů. Vnitřní faktory vycházejí z fyziologických, anatomických a biochemických vlastností svalu během kontrakce a nelze je při snímání moc ovlivnit, avšak některé faktory lze eliminovat správnou aplikací elektrod. Mezi vnitřní faktory patří svalová aktivita měřeného svalu, která je předmětem zájmu měření a která je určena typem svalových vláken a jejich poloměrem, počtem aktivních svalových vláken (motorických jednotek), hloubkou a umístěním aktivních svalových vláken vůči elektrodě. Dalšími vnitřními faktory jsou aktivita okolních svalů (jelikož pohyb není realizován jen jedním svalem), elektrická aktivita jiných tkání (srdeční potenciály) a vodivost tkání mezi elektrodami a povrchem svalu (De Luca, 1997; Krobot & Kolářová, 2011).

Faktory vnější jsou ovlivnitelné a je to např. umístění elektrod, vzdálenost a velikost elektrod (viz výše), kontakt mezi elektrodami a kůží (kůže musí být očištěná) a externí šum, který vzniká při narušení elektromagnetického pole v okolí snímaného objektu např. elektronickým přístrojem nebo může být způsoben pohybem snímacích kabelů v průběhu pohybu (De Luca, 1997; Krobot & Kolářová, 2011).

1.5.3 Hodnocení časové souslednosti náboru svalů (timing)

Pomocí timingu hodnotíme svalové synergie nebo rychlost reakce na určitý podnět. Timing může být změněn při patologiích pohybového systému, např. u nestability kloubu, reflexní hypertonie svalu apod. Při hodnocení timingu svalů se pozoruje začátek, průběh a konec aktivity svalu (Krobot & Kolářová, 2011; Rodová et al., 2001).

Je nutné znát velikost klidové svalové aktivity, což je velikost elektrické aktivity (amplitudy elektromyografického signálu) před začátkem aktivity. Dále je potřeba určit hranici (aktivační hodnotu), od které bude sval považován za aktivní. Podle De Luca (1997) musí hodnota signálu překročit průměrnou amplitudu signálu klidové svalové aktivity plus dvě její směrodatné odchylky po dobu minimálně 20ms (Obrázek 4). U pomalých kontrakcí může časový odstup od postupného zvyšování až po dosažení aktivační hodnoty trvat 1,5s, u rychlých kontrakcí k ní dochází po přibližně 200ms. Timing svalů se určuje ze zpracovaného signálu, který musí být zrektifikovaný a vyhlazený (Krobot & Kolářová, 2011; Rodová et al., 2001).



Obrázek 4. Znárodnění určení počátku svalové aktivity (Krobot & Kolářová, 2011, 31).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Cíle

Cílem diplomové práce je porovnat rozdíl časového zapojení (timing) vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v ramenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci (CKC) mezi výzkumnou skupinou volejbalistů s impingement syndromem a kontrolní skupinou volejbalistů bez impingement syndromu.

3.2 Dílčí cíle

1. Prvním dílčím cílem je porovnat rozdíl časového zapojení (timing) vybraných svalů ramenního pletence při flexi ramenního kloubu dosažené prostřednictvím závěsného systému MultiTrainer a posilovacího kolečka mezi výzkumnou skupinou volejbalistů s impingement syndromem a kontrolní skupinou volejbalistů bez impingement syndromu.
2. Druhým dílčím cílem je porovnat kvalitu propriocepce ramenního kloubu mezi výzkumnou skupinou volejbalistů s impingement syndromem a kontrolní skupinou volejbalistů bez impingement syndromu.

3.3 Výzkumné otázky

1. a) Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence při flexi ramenního kloubu v CKC pomocí posilovacího kolečka mezi výzkumnou skupinou s impingement syndromem a kontrolní skupinou?

b) Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence při flexi ramenního kloubu v CKC pomocí závěsného systému MultiTrainer mezi výzkumnou skupinou s impingement syndromem a kontrolní skupinou?
2. a) Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence při flexi ramenního kloubu v CKC dosažené pomocí posilovacího kolečka a závěsného systému MultiTrainer ve výzkumné skupině s impingement syndromem?

b) Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence při flexi ramenního kloubu v CKC dosažené pomocí posilovacího kolečka a závěsného systému MultiTrainer v kontrolní skupině?

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

4 METODIKA

4.1 Charakteristika vyšetřovaných souborů

Výzkumnou skupinu této diplomové práce tvořilo 14 probandů s impingement syndromem smečářského ramene. Z uvedeného počtu bylo 12 žen a 2 muži. Průměrný věk u žen byl 23 let a průměrný věk u mužů byl 26 let. Probandi hrají aktivně volejbal na krajské nebo druholigové úrovni v průměru třikrát za týden.

Kontrolní skupinu tvořilo 13 probandů bez impingement syndromu smečářského ramene, kteří neudávají žádné zdravotní obtíže v oblasti smečářského ramene. Z počtu 13 probandů bylo 10 žen a 3 muži. Průměrný věk u žen byl 20 let a průměrný věk u mužů byl 25 let. Probandi hrají aktivně volejbal na krajské nebo juniorské prvoligové úrovni v průměru 2-3 krát za týden.

Kritériem pro zařazení do studie byla nepřítomnost závažných úrazů nebo operací v oblasti testovaného ramene a dovršení věku 18 let. Dále probandi museli být aktivně trénující hráči volejbalu.

4.2 Příprava měření

Výzkum byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Samotné měření probíhalo v RRR centru – Centru léčby bolestivých stavů a pohybových poruch v Olomouci v období od září roku 2014 až do dubna roku 2015. Všichni probandi byli nejdříve informováni o průběhu vyšetření a významu studie a souhlasili s použitím naměřených dat k výzkumným účelům. Následně probandi podepsali informovaný souhlas (Příloha 1) se zařazením do výzkumné studie. Naměřená data byla do studie zařazena pod číslem bez identifikačních údajů probandů, aby byla dodržena jejich anonymita.

4.2.1 Anamnestický dotazník

Před samotným měřením všichni probandi vyplnili anamnestický dotazník (Příloha 2), kde o sobě uvedli základní informace (věk, výška, váha) a dominanci horní končetiny. Další položky v dotazníku se týkaly volejbalové aktivity (jak často trénují, jak dlouho a na jaké úrovni hrají). Důležitou oblastí dotazníku byly informace o bolesti, kde se zjišťovalo, zda se bolest objevuje při zátěži, po zátěži, v klidu nebo i v noci. Pokud

probandi udávali bolest, zaznamenali její intenzitu číslem od 1 (nejmenší bolest) do 10 (maximální bolest), její lokalizaci a přibližné časové období, kdy se bolest poprvé objevila.

4.2.2 Klinické vyšetření probandů

U všech probandů bylo pro zjištění rozsahů pohybu provedeno goniometrické vyšetření ramenního kloubu dle SFTR na testované horní končetině, kdy byl měřen aktivní i pasivní pohyb.

U všech probandů bylo provedeno vyšetření skapulohumerálního rytmu, kvality propiocepce, hypermobility celkové i místní. Dále byly provedeny testy zaměřené na impingement syndrom (Neer test, Hawkins-Kennedyho test a Painful arc sign). Celé klinické vyšetření bylo zaznamenáno do formuláře (Příloha 3).

4.2.2.1 Zacílení na střed terče bez zrakové kontroly

Při tomto vyšetření byla hodnocena kvalita propiocepce obou ramenních kloubů, tedy test byl proveden na dominantní i nedominantní horní končetině.

Vyšetřovaný proband při tomto testu stál za vyznačenou čarou ve vzdálenosti 65 cm od terče, který byl umístěn před ním na zdi. Pokud se proband dotýkal terče při zamíření ukazovákem na jeho střed, posunul se za uvedenou čáru tak, aby se již terče nedotýkal. Střed tohoto terče byl ve výšce 145 cm od podlahy. Střed terče byl označen číslicí deset. Soustřednými kružnicemi byly v intervalech 0,8 cm zaznačeny vzdálenosti od středu terče, kde jednotlivá políčka mezi kružnicemi byla označena postupně od středu čísly 10 až 1.

Test byl proveden ve dvou pozicích pro každou horní končetinu. První pozice byla stoj čelem k terči, kdy proband prováděl flexi v ramenním kloubu. Při druhé pozici stál proband bokem k terči, kdy vykonávaným pohybem byla abdukce v ramenním kloubu. Vyšetřovaný proband zavřel oči a následně mu byla pasivně nastavena horní končetina tak, aby její natažený ukazovák mířil na střed terče. Vyšetřovaný si polohu zapamatoval a poté připažil horní končetinu. Následně byl vyzván, aby zopakoval uvedený pohyb a snažil se ukazovákem mířit na střed. Hodnota políčka, na kterou mířil ukazovák, byla zaznamenána. Pokud proband mířil ukazovákem mimo terč, byla zaznamenána nula. Pohyb byl proveden třikrát v obou pozicích na dominantní i nedominantní horní končetině.

4.2.2.2 Test hypermobility dle Beightona a Horana

Probandi byli orientačně hodnoceni pro konstituční hypermobilitu podle vyšetření dle Beightona a Horana. Byla testována flexe trupu s kolenními klouby v extenzi, kdy pozitivita byla při doteku země dlaněmi. Další zkouškou byla hyperextenze v kolenních a loketních kloubech, kdy test byl hodnocen jako pozitivní při hyperextenzi nad 10°. Dále byla hodnocena pasivní extenze prstů ruky, kdy pozitivita testu byla při dosažení většího rozsahu než 80° v metakarpofalangeálních kloubech. Posledním testem byla pasivní apozice palce k volární straně předloktí, kdy test byl pozitivní při dotyku palce s předloktím. Kromě testu flexe trupu byly všechny testy provedené na obou končetinách. Pokud bylo pozitivních 4 a více testů (ze 7), byl proband hodnocen jako pozitivní pro konstituční hypermobilitu.

4.2.2.3 Přední zásuvka

Test byl zaměřen na přední instabilitu ramenního kloubu, kdy se testovala dominantní horní končetina v porovnání s nedominantní horní končetinou. Vyšetřovaný proband ležel na zádech, kdy mu vyšetřující držel horní končetinu za loket v abdukci mezi 80-120°, v horizontální flexi 0-30° a zevní rotaci 0-30°. Vyšetřující svou druhostrannou rukou fixoval lopatku a poté provedl stejnostrannou rukou anteriorní posun hlavice humeru. Test byl pozitivní, pokud se objevil zvýšený rozsah pohybu hlavice nebo vyšetřovaný proband uvedl obavu z luxace, pocítil lupnutí nebo přeskočení.

4.2.2.4 Hodnocení skapulohumerálního rytmu

Při hodnocení skapulohumerálního rytmu byl posuzován pohyb lopatky vůči hrudníku. Vyšetřovaný proband stál při hodnocení zády k nám. Při pokynu provedl aktivně abdukci v ramenních kloubech obou horních končetin současně. Hodnocena byla symetrie či asymetrie pohybů obou ramenních pletenců při pohybu směrem do abdukce i zpět.

4.2.2.5 Neer test

Neer test je zaměřen na impingement syndrom. Vyšetřující stál za sedícím probandem, kdy jednou rukou fixoval lopatku vyšetřovaného ramene a druhou rukou provedl pasivní flexi s vnitřní rotací v ramenním kloubu. Test byl pozitivní, pokud proband udával objevení bolesti na přední nebo laterální části ramene.

4.2.2.6 Hawkins-Kennedy test

Hawkins-Kennedy test je také zaměřen na impingement syndrom. Vyšetřující stál bokem k testované horní končetině sedícího probanda. Jednou rukou fixoval lopatku vyšetřovaného ramene a druhou rukou pasivně uvedl testovanou horní končetinu do flexe 90° v ramenním kloubu a flexe 90° v loketním kloubu. V této pozici následně provedl vnitřní rotaci v ramenním kloubu. Pokud se při tomto manévru objevila bolest, test byl hodnocen jako pozitivní.

4.2.2.7 Painful arc sign

Tento test byl hodnocen zároveň s hodnocením skapulohumerálního rytmu, tedy při aktivní abdukci horních končetin. Test byl pozitivní na impingement syndrom, pokud se při uvedeném pohybu objevila bolest mezi 60 až 120° abdukce.

4.3 Vlastní provedení měření

Měření probíhalo v laboratoři v RRR centra – v Centru léčby bolestivých stavů a pohybových poruch na Fakultě tělesné kultury UP v Olomouci. Laboratoř byla přiměřeně osvětlená a vytopená. Zároveň byl zajištěn klid, aby se pacient mohl plně soustředit na prováděné měření.

Všichni probandi vykonávali flexi v ramenním kloubu dominantní horní končetiny v uzavřeném kinematickém řetězci a následně extenzi do výchozí pozice. Uvedený pohyb prováděli ve dvou pozicích, kdy v každé pozici byl uvedený pohyb opakován třikrát. Pořadí testových pozic bylo vždy shodné.

4.3.1.1 Flexe v ramenním kloubu pomocí posilovacího kolečka

Výchozí polohou byl stoj s chodidly vzdálenými od sebe na šířku pánve u stolu vysokého 75 cm, aniž by se dotýkal desky stolu. Pohybu flexe v ramenních kloubech v CKC bylo dosaženo pomocí posilovacího kolečka značky Aress (Obrázek 5). Nejprve byl každému probandovi předveden požadovaný pohyb se zdůrazněním opory o posilovací kolečko již od začátku pohybu (aby pohyb nebyl zpočátku prováděn v OKC). Proband si požadovaný pohyb ještě před prvním pokusem měření vyzkoušel (popřípadě byla provedena korekce pohybu).

Před započítáním pohybu stál proband v klidovém postoji, kdy připaženými horními končetinami svíral posilovací kolečko, ale neopíral se o něj. Po zahájení pohybu začal

proband flektovat horní končetiny v ramenních kloubech a zároveň přenášet váhu na kolečko (opírat se). Rozsah flexe v ramenních kloubech byl v maximálním možném nebolestivém rozsahu pohybu. Při prováděném pohybu se proband nesměl dotýkat desky stolu. Pokud se během pohybu objevila bolest, proband ji ohlásil vyšetřujícímu slovem „ted“.



Obrázek 5. Posilovací kolečko Aress (převzato z www.sportisimo.cz).

4.3.1.2 Flexe v ramenním kloubu pomocí závěsného systému MultiTrainer

Výchozí pozicí byl vysoký klek zády u dveří, kdy se proband špičkami chodidel dotýkal dveří. Ve vysokém kleku byla kolena ve vzdálenosti šířky pánve a byla podložena měkkým molitanem pro zvýšení pohodlí. Pohybu flexe v ramenních kloubech v CKC bylo dosaženo pomocí závěsného systému MultiTrainer (Obrázek 6), který byl pomocí speciálního úchyty fixován zavřenými dveřmi. Opět byl nejprve každému probandovi předveden požadovaný pohyb se zdůrazněním opory o ruce v úchytech. Proband si požadovaný pohyb ještě před prvním pokusem měření vyzkoušel (popřípadě byla provedena korekce pohybu).



Obrázek 6. Závěsný systém MultiTrainer (převzato z www.insportline.cz).

Před započítím pohybu byl proband ve vysokém kleku s horními končetinami volně v připažení a s rukama v úchytech, kdy byly popruhy v lehkém kontaktu s oblastí středu klíčních kostí. Délka popruhů byla nastavena tak, aby byly horní končetiny natažené v loktech. Po zahájení pohybu začal proband flektovat horní končetiny v ramenních kloubech, zároveň přenášet váhu na ruce v úchytech a se zvyšující se flexí docházelo i k náklonu trupu dopředu. Rozsah flexe v ramenních kloubech byl v maximálním možném nebolestivém rozsahu pohybu. Pokud se během pohybu objevila bolest, proband ji ohlásil vyšetřujícímu slovem „ted“.

4.4 Povrchová polyelektromyografie

Při měření povrchového elektromyografického (EMG) signálu byl použit polymyelograf NORAXON TeleMyo 2400T G2 firmy NORAXON s telemetrickým přenosem signálů. Povrchový EMG signál byl snímán osmi svody (kanály) frekvencí 1000 Hz. Každý kanál se skládal ze snímací a vysílací elektrody. Součástí prvního kanálu byla také zemnicí elektroda.

Při měření byly použity jednorázové samolepící diagnostické EMG elektrody v bipolární aplikaci. Kvůli zlepšení kontaktu kůže s elektrodami byla kůže probanda před nalepením elektrod omyta vodou a osušena. Elektrody měly velikost 2 cm² a vzdálenost jejich středů při nalepování byla přibližně 1-2 cm.

Povrchovou elektromyografií byla snímána elektrická aktivita vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny (v závorce je uvedeno umístění elektrod):

- m. trapezius pars ascendens (v oblasti úrovně dolního úhlu lopatky)
- m. trapezius pars descendens (při jeho horní hraně v oblasti středu bříška svalu)
- m. deltoideus pars anterior (v oblasti středu bříška svalu)
- m. deltoideus pars media (v oblasti středu bříška svalu)
- m. deltoideus pars posterior (v oblasti středu bříška svalu)
- m. serratus anterior (dvě vedlejší mezižebří v oblasti úrovně dolního úhlu lopatky)
- m. biceps brachii (v oblasti středu bříška svalu)
- m. infraspinatus (paralelně se spina scapulae, přibližně 2 cm pod ní)

Začátek měření ve výše uvedených pozicích byl probandům oznámen slovy „zapínám měření“. Poté následoval 10 s klidový EMG záznam, na jehož konci byl probandům udělen pokyn „ted“ pro započetí požadovaného pohybu. Na EMG záznamu byl pokyn „ted“ zaznačen markrem, stejně jako na konci pohybu při připažení.

4.5 Vyhodnocení elektromyografického záznamu

Naměřený povrchový EMG signál byl zpracován pomocí programu MyoResearch XP Master Edition 1.07.09. Na EMG záznamu byl patrný 10-ti sekundový interval klidu a aktivace svalů při pohybu ohraničená dvěma markery. Ještě před hodnocením EMG záznamu jej bylo nutné upravit (zrektifikovat, vyhladit a odfiltrovat EKG signál). Za nástup svalové aktivity byla považována klidová aktivita + 10 % peak (v programu zadávaný jako 10 % rise). Hodnotu ale bylo nutné kontrolovat vizuálně, jelikož program někdy hodnotu rise 10 % neoznačil ve správný moment (např. dříve než byl povel „ted“). Hodnoceny byly všechny svaly samostatně při všech třech pokusech.

Dle De Luca (1993) je za synchronní aktivaci dvou svalů považována taková svalová aktivace, kdy je rozdíl v časové posloupnosti zapojení svalů menší než 10 ms. Pokud byl rozdíl času při svalové aktivaci svalů větší než 10 ms, bylo jejich pořadí svalové aktivace zaznamenáno jako rozdílné.

Jednotlivé hodnoty nástupu svalové aktivace všech měření byly zaznamenány do programu Microsoft Excel. Následně byla pomocí funkce „rank“ určena časová posloupnost zapojení svalů v každém jednotlivém měření, kde byly svalům přiřazeny číslice od 1 do 8. Současně také byly zaznamenány synchronní aktivace svalů. Jelikož se v každé pozici měření prováděli tři pokusy, bylo nutné v minulém kroku zjištěné pořadí svalů zprůměrovat pro každý sval samostatně pomocí funkce „průměr“. Pokud se objevila synchronní aktivace, např. pátého a šestého svalu v pořadí, do požadovaného průměru byla zahrnuta jejich průměrná hodnota pořadí, tedy v uvedeném příkladu hodnota 5,5. Těmito výsledným průměrným hodnotám pořadí ze tří měření byly opět pomocí funkce „rank“ přiřazeny hodnoty 1 až 8, čímž bylo sestavené pořadí nástupů svalové aktivace u každého svalu pro každého probanda v jedné pozici měření. Posledním krokem bylo zjištění průměrného pořadí u jednotlivých svalů v jedné pozici měření u všech probandů, jehož výsledkem bylo určení časové posloupnosti zapojení svalů při flexi v ramenním kloubu v CKC s posilovacím kolečkem nebo se závěsným systémem. Synchronní aktivity byly sečteny vždy ze všech tří pokusů měření.

4.6 Hodnocení propriocepce

Pro hodnocení propriocepce byly vždy zpracovány tři pokusy u flexe i abdukce v ramenním kloubu pro dominantní i nedominantní horní končetinu u každého probanda zvlášť. Zpracování dat proběhlo v programu Microsoft Word.

Pomocí funkce „průměr“ se nejprve získaly průměrné hodnoty ze tří pokusů zvlášť pro flexi a abdukci v ramenním kloubu, kdy výsledkem bylo porovnání kvality propriocepce při flexi a abdukci v ramenním kloubu u dominantní i nedominantní horní končetiny.

Pro posouzení rozdílu kvality propriocepce mezi dominantní a nedominantní horní končetinou se porovnávaly průměrné hodnoty získané ze tří pokusů abdukce i flexe v ramenním kloubu na dominantní a nedominantní horní končetině.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výzkumná otázka 1 a)

Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence při flexi ramenního kloubu v CKC pomocí posilovacího kolečka mezi výzkumnou skupinou s impingement syndromem a kontrolní skupinou?

Při srovnání nástupu aktivace svalů (timingu) mezi výzkumnou skupinou s IS a kontrolní skupinou při flexi ramenního kloubu v CKC pomocí posilovacího kolečka byl nalezen významný rozdíl (o dvě pozice) v pořadí zapojení svalů u m. infraspinatus, m. serratus anterior, m. biceps brachii a m. trapezius – pars descendens (Tabulka 1).

Ve výzkumné skupině se m. infraspinatus zapojil (podle průměru pořadí) na pátém místě. V kontrolní skupině se m. infraspinatus zapojil (podle průměru pořadí) na sedmém místě.

Ve výzkumné skupině se m. serratus anterior zapojil (podle průměru pořadí) na sedmém místě. V kontrolní skupině se m. serratus anterior zapojil (podle průměru pořadí) na čtvrtém až pátém místě.

Ve výzkumné skupině se m. biceps brachii zapojil (podle průměru pořadí) na šestém místě. V kontrolní skupině se m. biceps brachii zapojil (podle průměru pořadí) na třetím místě.

Ve výzkumné skupině se m. trapezius – pars descendens zapojil (podle průměru pořadí) na čtvrtém místě. V kontrolní skupině se m. trapezius – pars descendens zapojil (podle průměru pořadí) na šestém místě.

Tabulka 1. Timing svalů při flexi ramenního kloubu pomocí posilovacího kolečka

Skupina	TA	IF	DP	SA	BB	DM	DA	TD
výzkumná	8	5	3	7	6	2	1	4
kontrolní	8	7	4, 5	4, 5	3	2	1	6

Legenda:

TA..... m. trapezius – pars ascendens

IF..... m. infraspinatus

PD..... m. deltoideus – pars posterior

SA..... m. serratus anterior

BB..... m. biceps brachii

MD..... m. deltoideus – pars media

AD..... m. deltoideus – pars anterior

TD..... m. trapezius – pars descendens

Při součtu synchronních aktivací svalů ze všech tří měření pomocí posilovacího kolečka byl nalezen rozdíl. U výzkumné skupiny je celkový počet synchronních aktivací nižší, a to 45 (6,7 %). U kontrolní skupiny je celkový počet synchronních aktivací vyšší, přesně 78 (12,5 %).

5.2 Výzkumná otázka 1 b)

Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence při flexi ramenního kloubu v CKC pomocí závěsného systému MultiTrainer mezi výzkumnou skupinou s impingement syndromem a kontrolní skupinou?

Při srovnání timingu mezi výzkumnou skupinou s IS a kontrolní skupinou při flexi ramenního kloubu v CKC pomocí závěsného systému MultiTrainer byl nalezen významný rozdíl (o dvě pozice) v pořadí zapojení svalů pouze u m. serratus anterior (Tabulka 2).

Ve výzkumné skupině se m. serratus anterior zapojil (podle průměru pořadí) na osmém místě. V kontrolní skupině se m. serratus anterior zapojil (podle průměru pořadí) na čtvrtém místě.

Tabulka 2. Timing svalů při flexi ramenního kloubu pomocí závěsného systému MultiTrainer

Skupina	TA	IF	DP	SA	BB	DM	DA	TD
výzkumná	6	2	5	8	4	3	1	7
kontrolní	7	2	6	4	5	3	1	8

Při součtu synchronních aktivací svalů ze všech tří měření pomocí závěsného systému Multitrainer byl nalezen menší rozdíl než u posilovacího kolečka. U výzkumné skupiny je celkový počet synchronních aktivací nižší, a to 63 (9,4 %). U kontrolní skupiny je celkový počet synchronních aktivací 79 (12,7 %).

5.3 Výzkumná otázka 2 a)

Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence při flexi ramenního kloubu v CKC dosažené pomocí posilovacího kolečka a závěsného systému MultiTrainer ve výzkumné skupině s impingement syndromem?

Při srovnání timingu mezi flexí v ramenním kloubu dosažené pomocí posilovacího kolečka a pomocí závěsného systému MultiTrainer u výzkumné skupiny s IS byl nalezen významný rozdíl (o dvě pozice) v pořadí zapojení svalů u m. trapezius – pars ascendens, m. infraspinatus, m. deltoideus – pars posterior, m. biceps brachii a m. trapezius – pars descendens (Tabulka 3).

Při využití posilovacího kolečka se m. trapezius – pars ascendens zapojil (podle průměru pořadí) na osmém místě. Při využití závěsného systému Multitrainer se m. trapezius – pars ascendens zapojil (podle průměru pořadí) na šestém místě.

Při využití posilovacího kolečka se m. infraspinatus zapojil (podle průměru pořadí) na pátém místě. Při využití závěsného systému Multitrainer se m. infraspinatus zapojil (podle průměru pořadí) na druhém místě.

Při využití posilovacího kolečka se m. deltoideus – pars posterior zapojil (podle průměru pořadí) na třetím místě. Při využití závěsného systému Multitrainer se m. deltoideus – pars posterior zapojil (podle průměru pořadí) na pátém místě.

Při využití posilovacího kolečka se m. biceps brachii zapojil (podle průměru pořadí) na šestém místě. Při využití závěsného systému Multitrainer se m. biceps brachii zapojil (podle průměru pořadí) na čtvrtém místě.

Při využití posilovacího kolečka se m. trapezius – pars descendens zapojil (podle průměru pořadí) na čtvrtém místě. Při využití závěsného systému Multitrainer se m. trapezius – pars descendens zapojil (podle průměru pořadí) na sedmém místě.

Tabulka 3. Timing svalů u výzkumné skupiny.

zařízení	TA	IF	DP	SA	BB	DM	DA	TD
kolečko	8	5	3	7	6	2	1	4
MultiTrainer	6	2	5	8	4	3	1	7

Při porovnání součtu synchronních aktivací svalů ze všech tří měření při flexi s posilovacím kolečkem a závěsným systémem MultiTrainer byl u výzkumné skupiny nalezen malý rozdíl. Při využití posilovacího kolečka je celkový počet synchronních aktivací nižší, a to 45 (13,4 %). Při využití závěsného systému MultiTrainer je celkový počet synchronních aktivací vyšší, přesně 63 (18,8 %).

5.4 Výzkumná otázka 2 b)

Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence při flexi ramenního kloubu v CKC pomocí posilovacího kolečka a závěsného systému MultiTrainer v kontrolní skupině?

Při srovnání timingu mezi flexí v ramenním kloubu dosažené pomocí posilovacího kolečka a pomocí závěsného systému MultiTrainer u kontrolní skupiny byl nalezen významný rozdíl (o dvě pozice) v pořadí zapojení svalů u m. infraspinatus, m. biceps brachii a m. trapezius – pars descendens (Tabulka 3).

Při využití posilovacího kolečka se m. infraspinatus zapojil (podle průměru pořadí) na sedmém místě. Při využití závěsného systému MultiTrainer se m. infraspinatus zapojil (podle průměru pořadí) na druhém místě.

Při využití posilovacího kolečka se m. biceps brachii zapojil (podle průměru pořadí) na třetím místě. Při využití závěsného systému MultiTrainer se m. biceps brachii zapojil (podle průměru pořadí) na pátém místě.

Při využití posilovacího kolečka se m. trapezius – pars descendens zapojil (podle průměru pořadí) na šestém místě. Při využití závěsného systému MultiTrainer se m. trapezius – pars descendens zapojil (podle průměru pořadí) na osmém místě.

Tabulka 4. Timing svalů u kontrolní skupiny.

zařízení	TA	IF	DP	SA	BB	DM	DA	TD
kolečko	8	7	4, 5	4, 5	3	2	1	6
MultiTrainer	7	2	6	4	5	3	1	8

Při porovnání součtu synchronních aktivací svalů ze všech tří měření při flexi s posilovacím kolečkem a závěsným systémem MultiTrainer nebyl u kontrolní skupiny nalezen téměř žádný rozdíl. Při využití posilovacího kolečka je celkový počet synchronních aktivací 78 (25 %). Při využití závěsného systému MultiTrainer je celkový počet synchronních aktivací 79 (25,3 %).

5.5 Výzkumná otázka 3

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

Při srovnání kvality propriocepce obou ramenních pletenců mezi výzkumnou a kontrolní skupinou byl nalezen značný rozdíl (Tabulka 5). U výzkumné skupiny s IS mělo 10 probandů (71,4 %) lepší kvalitu propriocepce na nedominantní horní končetině. 4 probandi (28,6 %) mělo kvalitu propriocepce lepší na dominantní horní končetině.

U kontrolní skupiny mělo 9 probandů (69 %) lepší kvalitu propriocepce na dominantní horní končetině. 4 probandi (31 %) mělo kvalitu propriocepce lepší na dominantní horní končetině.

Tabulka 5. Porovnání kvality propriocepce.

Výzkumná skupina			Kontrolní skupina		
proband	dominantní	nedominantní	proband	dominantní	nedominantní
1	3,67	4,5	1	5,33	2,5
2	6,17	2,83	2	5,33	3,67
3	3,33	6,33	3	4,17	2,5
4	5,5	6,67	4	8	6,67
5	4,67	3,5	5	6,17	3,67
6	5	5,67	6	2,67	6,33
7	5,33	7,5	7	7,17	5,33
8	3,17	6,33	8	6	5
9	3,33	1	9	7,5	6,67
10	4,17	5	10	6,33	6,83
11	5,67	4	11	7,33	5
12	4,17	5,83	12	4,67	5
13	3,33	4,83	13	4	4,83
14	4,67	6,67			
Lepší propriocepce	14	10	Lepší propriocepce	10	3

Při porovnání kvality propriocepce mezi flexí a abdukci v ramenním kloubu u dominantní horní končetiny nebyl u výzkumné a kontrolní skupiny větší rozdíl. Kvalita propriocepce při flexi v ramenním kloubu byla u obou skupin výrazně lepší. Ve výzkumné skupině mělo kvalitu propriocepce při flexi v ramenním kloubu lepší 10 probandů (71,4 %) a u kontrolní skupiny tomu tak bylo také u 10 probandů (76,9 %).

6 DISKUZE

6.1 Diskuze k teoretické části práce

U volejbalistů se často setkáváme s bolestí v oblasti ramenních kloubů. Ve své bakalářské práci (Šařecová, 2012) jsem popisovala možné příčiny vzniku bolestivého ramene. Z vlastních zkušeností mohu říci, že u volejbalových hráčů se velice často vyskytuje impingement syndrom, přesněji posterosuperiorní typ (často popisovaný jako vnitřní IS), což potvrzuje i dostupná literatura (např. Tong et al., 2003, Behrens et al., 2010). U vnitřního impingement syndromu dochází k uskřínutí hluboké části m. supraspinatus mezi hlavici humeru a posterosuperiorní část labrum glenoidale (Kirchhoff & Imhoff, 2010). Vznik posterosuperiorního IS má několik příčin, které spolu navzájem souvisí.

Při útočném úderu na konci fáze nápřahu se horní končetina dostává do pozice abdukce přibližně 100° a maximální zevní rotace v ramenním kloubu. V této pozici se hlavice posunuje směrem dozadu, což značně zatěžuje přední část kloubního pouzdra (Kirchhoff & Imhoff, 2010). Vlivem nadměrného opakování útočných úderů dochází k adaptačním změnám na strukturách ramenního pletence. Jednou z nich je zvýšení zevní rotace za fyziologickou mez. Drakos, Rudzki, Allen, Potter a Alchtek (2010) uvádí, že toto zvýšení zevní rotace se projevuje natažením kapsuloligamentózních struktur v přední části ramenního kloubu a přemodelováním kostní architektury hlavice humeru.

Zvýšená zevní rotace ramenního kloubu často souvisí s omezením vnitřní rotace ramenního kloubu, jejíž příčinou je zkrácení a ztlustění posteroinferiorní části kloubního pouzdra (Seroyer et al., 2009). Michalíček a Vacek (2014) uvádějí, že příčinou jsou mikrotrhliny v posteroinferiorní části kloubního pouzdra vznikající při úderu do míče, které se nadále hojí jizevnatou tkání. Následkem je ztlustění a ztráta elasticity uvedené části kloubního pouzdra. Takto omezená část kloubního pouzdra způsobí posterosuperiorní shift hlavice humeru, což se označuje jako retroverzní postavení hlavice humeru, které v důsledku umožní zvýšenou zevní rotaci paže.

Uvedené spojení zvýšené zevní rotace a omezené vnitřní rotace je nazýváno jako syndrom GIRD (glenohumeral internal rotation deficit). Wang, Macfarlane a Cochrane (2000) uvádí u volejbalových hráčů snížení vnitřní rotace ramenního kloubu na dominantní horní končetině o 30 % oproti končetině nedominantní.

Vnitřní IS je často spojen s instabilitou ramenního kloubu. Jak již bylo uvedeno výše, ve fázi náprahu dochází k natahování přední části kapsuloligamentózních struktur ramenního kloubu, což způsobuje její laxicitu. Opakováním útočných úderů může vzniknout až přední instabilita ramenního kloubu. K jejímu vzniku přispívá také nedostatečná práce okolních svalů jako dynamických stabilizátorů ramenního kloubu (Lubiatowski et al., 2014). Tato porucha stability kloubu způsobuje anteriorní translaci hlavice v pozici náprahu (Finnoff et al., 2004). Zvýšená laxicita kapsuloligamentózních struktur může být způsobena také generalizovanou hypermobilitou. Cameron a spol. (2010) prokázali 2,5 krát vyšší výskyt GH instability u probandů s hypermobilitou v porovnání s probandy bez hypermobility. Znamky generalizované hypermobility jsou běžně častěji pozorovány u žen (Cameron et al., 2010), což dokládají i Borsa, Sauers a Herling (2000), kteří prokázali zvýšené riziko GH instability u žen.

Dalším z faktorů vzniku vnitřního IS jsou svalové dysbalance. Svaly ramenního pletence zajišťují dynamickou stabilitu ramene během jeho náročných pohybů. Rotátorová manžeta způsobuje kompresi hlavice humeru do kloubní jamky, čímž ji centruje. Důležitá je koaktivace rotátorové manžety (přesněji depresorů ramenního kloubu) s m. deltoideus (Page, 2011). M. deltoideus totiž na začátku elevace táhne hlavici humeru superiorně, čímž snižuje subakromiální prostor. Depresory ramenního kloubu (m. infraspinatus, m. teres minor, m. subscapularis) způsobují tah hlavice humeru dolů, čímž působí proti její superiorní translaci. Reddy, Mohr, Pink a Jobe (2000) uvádí, že snížená elektromyografická aktivita svalů rotátorové manžety vede ke zvýšení superiorní translace humeru, což může způsobovat impingement syndrom. To je důvod, proč by se mělo zvážit samotné posilování m. deltoideus bez současného zaměření i na depresory ramenního kloubu, jelikož by převaha aktivity m. deltoideus následně mohla přispět ke vzniku impingement syndromu. Oslabení m. infraspinatus také snižuje kompresi hlavice do jamky, čímž podněcuje vznik instability (Labriola, Lee, Debski, & McMahon, 2005).

Nerovnováha aktivity svalů podílejících se na pohybech lopatky vede k jejím pozměněným pohybovým vzorům (Page, 2011). U overhead sportovců je často nacházena zvýšená aktivita horní části m. trapezius spolu se sníženou aktivitou dolní části m. trapezius a m. serratus anterior (Cools, Declercq, Cambier, Mahieu, & Witvrouw, 2007). Zvýšená aktivita horní části m. trapezius elevuje lopatku, tudíž se sval již nemůže uplatnit při zevní rotaci lopatky. Dále jeho zvýšená aktivita způsobuje anteriorní náklon (tilt) lopatky, což napomáhá vzniku impingement syndromu (Phadke et al., 2009).

Kombinace všech uvedených příčin má za následek vznik vnitřního impingement syndromu, který je typický u overhead sportovců (Tong et al., 2003). Pacienti většinou udávají bolest na zadní straně ramene v pozici nápřahu nebo při úderu do míče (Kirchhoff & Imhoff, 2010). Jako příčina vzniku vnitřního impingementu se udává rotační instabilitu, ke které dochází v pozici nápřahu. Chang (2004) uvádí, že v této pozici se hlavice humeru posunuje směrem dopředu, tím se posunuje i místo kontaktu hlavice s jamkou dozadu. Přitom je namáhána přední část kloubního pouzdra. Přední instabilita ramenního kloubu umožní ještě větší posun hlavice humeru dopředu. Retroverzní postavení hlavice (související s GIRD) umožní zvýšený rozsah zevní rotace. Důsledkem je uskřínutí vnitřní strany šlachy m. supraspinatus mezi vyrotovaný tuberculum majus a posterosuperiorní část labrum glenoidale (Kirchhoff & Imhoff, 2010).

6.2 Diskuze k metodické části práce

6.2.1 Diskuze k vyšetření zkoumaných souborů

Pro výběr probandů do výzkumného a kontrolního souboru byly osloveny mužské i ženské volejbalové týmy, ačkoli ženských týmů bylo osloveno více z důvodu osobních známostí. Dle skladby probandů je evidentní vyšší zastoupení žen, celkem přesně 22 žen z celkových 27 probandů (81,5 %). Kritériem pro zařazení do studie byla volejbalová tréninková aktivita minimálně dvakrát týdně, dovršení věku 18 let a podepsání informovaného souhlasu. Kritériem pro zařazení do výzkumného souboru byla aktuální bolest ramenního kloubu na dominantní horní končetině bez předešlých závažných úrazů a operací.

Výzkumný soubor tvořilo 12 žen a 2 muži, což naznačuje zvýšený výskyt IS u žen. Tento počet ale může být ovlivněn faktem oslovení více ženských týmů z důvodu osobních známostí. Osobní známosti mohli také hrát určitou roli při rozhodování hráčů, zda se zúčastnit či nezúčastnit studie. Z vlastní zkušenosti mohu říci, že i mezi muži je značný výskyt bolestí ramene. Setkala jsem se s nimi především u hráčů hrajících na nižší úrovni, kde je často opomíjeno dostatečné rozcvičení před tréninkem, protažení a stabilizační cvičení pro vyrovnání svalových dysbalancí. Avšak tento problém se týká i volejbalových hráček na nižších úrovních.

U overhead sportovců je často nalezen zvýšený maximální rozsah pohybu do zevní rotace v rameni na dominantní horní končetině (Seroyer, 2009). Aldridge, Guffey,

Whitehead a Head (2012) a Spigelman (2006) uvádějí zvýšení zevní rotace u overhead sportovců v průměru o 10-20°. To potvrzují i naše výsledky měření, které bylo prováděno vleže na zádech s paží v 90° abdukci a loktem v 90° flexi. Ve výzkumné skupině mělo zvýšenou zevní rotaci (pokud normu bereme jako 90°) 12 probandů (85,7 %) v průměru o 20° (přesněji 18,3°). I v kontrolní skupině byla u 10 probandů (76,9 %) nalezena zvýšená zevní rotace v průměru o 20° (přesně 21°). Tyto výsledky ukazují, že i hráči volejbalu bez bolestí ramene mají zvýšenou maximální zevní rotaci v ramenním kloubu, což je důsledkem adaptace tkání na opakované smečářské údery.

Behrens a spol. (2010) popisují u overhead sportovců také častý výskyt snížení maximální vnitřní rotace v ramenním kloubu v důsledku zkrácení zadní části kloubního pouzdra ramenního kloubu. Aldridge a spol. (2012) a Spigelman (2006) udávají snížení rozsahu vnitřní rotace o 15-20° u overhead sportovců (pokud normu bereme jako 80°), což opět potvrzují i výsledky našeho vyšetření probandů. Ve výzkumné skupině bylo 10 probandů (71,4 %) se sníženou maximální vnitřní rotací v průměru o 15° (přesněji o 16°), zatímco v kontrolní skupině byli jen 3 probandi (23 %) se sníženou vnitřní rotací průměrně o 15° (přesně o 13,3°). Výsledky ukazují na pravděpodobný výskyt syndromu GIRD ve výzkumné skupině, který úzce souvisí se vznikem IS, ačkoli syndrom GIRD nemůže být jasně prokázán. Pro jeho hodnocení je totiž nutné porovnání rozsahů pohybů rotací na dominantní a nedominantní horní končetině, které nebylo při našem měření provedeno.

Neerův test je určený pro subakromiální IS, proto bývá u vnitřního IS (přesněji posterosuperiorního) často negativní (Behrens et al., 2010). Přesto byl test ve výzkumné skupině pozitivní u 7 probandů (50%), zatímco v kontrolní skupině byl u všech probandů negativní. Calis a spol. (2000) uvádějí vyšší specifickost testu 71,4 %, ale nižší senzitivitu testu, a to 30,7 %. Hawkins-Kennedyho test je také primárně určený pro subakromiální impingement syndrom (Tong et al., 2003), ačkoli u všech probandů výzkumné skupiny byl pozitivní. Při tomto testu dochází kvůli maximální možné vnitřní rotaci ke kompresi spíše posterosuperiorní části šlach rotátorové manžety, což se jeví jako důvod stoprocentní pozitivivity tohoto testu u probandů ve výzkumné skupině. V kontrolní skupině byl tento test u všech probandů negativní. Calis a spol. (2000) uvádějí velmi vysokou specifickost testu 95,2 %, zato nízkou senzitivitu testu 30,7 %. Test Painful arc sign byl pozitivní pouze u 5 probandů (35,7 %). Tento test je podle Calise a spol. (2000) málo senzitivní (9,5 %), zato velmi specifický (88,4 %).

Výskyt konstituční hypermobility úzce souvisí se zvýšeným rizikem instability ramenního kloubu, jak prokázali i Cameron a spol. (2010) ve své studii (již uvedeno výše). Tato souvislost se potvrdila i u probandů ve výzkumné a kontrolní skupině. Ve výzkumné skupině byla konstituční hypermobilita nalezena u 7 probandů (50 %) – žen, u kterých byl zároveň pozitivní i test na přední instabilitu ramenního kloubu (přední zásuvka). Test přední zásuvky byl pozitivní celkem u 8 probandů (57, %), tudíž u jednoho probanda byl pozitivní test na přední zásuvku, aniž by měl konstituční hypermobilitu. Tento uvedený proband byl mužského pohlaví. V kontrolní skupině byla pozitivní konstituční hypermobilita nalezena u 7 probandů (53,8 %), z toho u 5 probandů byl současně pozitivní i test přední zásuvky. Z celkového počtu 22 žen účastnících se našeho výzkumu, byla zjištěna konstituční hypermobilita u 14 žen (63,64 %), zatímco u mužů se nevyskytl ani jeden případ, což odpovídá tvrzení, že konstituční hypermobilita se vyskytuje více u žen (Cameron et al., 2010).

Posledním klinickým testem bylo zhodnocení skapulohumerálního rytmu na dominantní horní končetině, které bylo hodnoceno v porovnání s nedominantní horní končetinou. Výsledkem bylo posouzení pohybů lopatky jako symetrické či asymetrické. Ve výzkumné skupině byl u všech probandů sledován asymetrický humeroskapulární rytmus, zatímco u kontrolní skupiny byl asymetrický rytmus jen u dvou probandů (při jejich současné konstituční hypermobilitě). Ludewig a Braman (2012) uvádějí, že u pacientů s IS se objevuje abnormální pohyb lopatky při elevaci paže. Nejčastěji dochází ke snížení posteriorního náklonu lopatky (prominence dolního úhlu lopatky), snížení zevní rotace lopatky a zvýšení vnitřní rotace lopatky, což odpovídalo i našemu vizuálnímu hodnocení. Na počátku pohybu paže do abdukce došlo nejdříve k vnitřní rotaci lopatky a až poté následovala zevní rotace. I při pohybu paže zpět do připažení byl v konečné fázi pohybu patrný „překmit“ lopatky do vnitřní rotace a pak návrat do konečného klidového postavení lopatky.

6.2.2 Diskuze k vlastnímu měření

Pohyb do flexe v ramenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci byl prováděn ve dvou pozicích. První pozicí byl stoj, kde se flexe dosáhlo pomocí posilovacího kolečka. Druhou pozicí byl vysoký klek, kdy bylo flexe dosaženo oporou rukou v závěsném systému MultiTrainer.

Obě dvě pozice jsou technicky náročné, což se pravděpodobně odrazilo na výsledcích měření. Někteří probandi se s uvedenými pohyby setkali poprvé. Ačkoliv jim byl pohyb názorně předveden a probandi sami měli možnost si každý pohyb jednou vyzkoušet (pro případnou korekci), bylo těžké zajistit, aby ho prováděli všichni probandi stejně. Strategie pohybu mohla být odlišná u probandů, kteří uvedené pohyby dobře znají a často je vykonávají, oproti probandům, kteří prováděli pohyb poprvé.

Probandi s bolestí ramenního kloubu byli vyzváni, aby při bolesti u vykonávaného pohybu nahlásili moment objevení bolesti slovem „ted“^c. Pokud probandi nahlásili bolest při pohybu, bylo to vždy v pozici maximální možné flexe. Tato bolest, nebo také někdy obava ze subluxace, jim zabránila v dosažení maximální flexe. V této pozici je vyvíjen enormní tlak na přední stabilizátory ramenního kloubu, což u přední instability, která je často spojená s vnitřním IS, vyvolává obavu ze subluxace. Pokud je rameno nestabilní, dynamické stabilizátory nezvládají optimálně centrovat hlavici humeru, což umožní její větší možnost translačních pohybů v kloubní jamce. To může vést k uskřinutí nebo nadměrné zátěži některé části rotátorové manžety, což může následně způsobit bolest v uvedené náročné pozici.

Aktivita svalů ramenního pletence byla snímána 8 svody, které jsou tvořeny dvěma elektrodami (snímací a vysílací + jedna zemnicí). V důsledku to znamená velké množství kabelů vedoucích od elektrod k přístroji. Dupalová a Zaatar (2015) uvádějí, že je nutná dobrá fixace kabelů, aby nedocházelo k „tahání“ kabelů za elektrody při dynamickém pohybu, což může následně narušit výsledný elektrický signál. Dráty byly ke kůži připevněny lepicí páskou, která se ale někdy s pohybem uvolňovala, tudíž fixace kabelů nebyla vždy dokonalá. Jelikož byl vykonávaný maximální rozsah pohybu v ramenním kloubu, mohlo při něm dojít ke změně vzdálenosti mezi fixovanými elektrodami nebo k pohybu svalových vláken pod elektrodami, což v důsledku může způsobit změnu zdroje EMG signálu, a tím výsledný EMG signál ovlivnit (Dupalová & Zaatar, 2015).

6.3 Diskuze k výzkumné části práce

Pro hodnocení timingu byl vybrán pohyb flexe paže v ramenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci. Ačkoli útočný úder je téměř celý prováděn v otevřeném kinematickém řetězci (kromě fáze decelerace – úderu do míče), zajímali nás právě pohyby v CKC, které nejsou dosud v literatuře podrobněji popsány. Pro vyhodnocení timingu svalů ramenního pletence byla zpracována data ze všech tří pokusů měření.

6.3.1 Diskuze k výzkumné otázce číslo 1a, 1b

Při porovnání timingu svalů při flexi pomocí posilovacího kolečka došlo mezi výzkumnou a kontrolní skupinou k významným změnám (o 2 místa v pořadí). Ve výzkumné skupině došlo v pořadí svalů k dřívějšímu zapojení (4. místo) horní části m. trapezius oproti kontrolní skupině, kdy se sval zapojil jako 6. v pořadí. Dolní část m. trapezius se zapojila v obou skupinách na posledním místě.

Cools a spol. (2007) uvádějí, že u sportovců s IS bývá horní část m. trapezius ve zvýšené aktivitě, zatímco jeho dolní a střední část ve snížené aktivitě, což potvrzují i další autoři (Lin et al., 2005; Ludewig & Cook, 2000). Naše výsledky měření se shodují s uvedenými poznatky, ačkoli v uvedených studiích byl pohyb prováděn v OKC, zatímco probandi v naší studii vykonávali pohyb v CKC. To může být důvodem, proč se dolní část m. trapezius zapojovala i v kontrolní skupině až na posledním místě. Ovšem rozdíl zapojení svalů při flexi v OKC a CKC by neměl být důvodem pro dřívější zapojení horní části m. trapezius (ve výzkumné skupině 4. místo, v kontrolní až 6. místo).

Studie autorů Cools, Witvrouw, Declercq, Danneels, a Cambier (2003) dokládá, že u sportovců s IS dochází k opožděnému nástupu aktivace svalu střední a dolní části m. trapezius, s čímž se shodují i další autoři (např. Moraes, Faria, & Teixeira-Salmela, 2008). Pokud je aktivace dolní části m. trapezius příliš pomalá v porovnání s horní částí m. trapezius, převezme hlavní aktivitu horní část m. trapezius, čímž způsobí elevaci lopatky, místo zevní rotace, kterou by měl v kokontrakci spolu s dolní částí m. trapezius vykonávat (Cools et al., 2003). Následně se posune i směrem vzhůru osa rotace v ramenním kloubu, což může způsobit impingement syndrom (Page, 2011).

Při porovnání zapojení m. serratus anterior došlo k velkému posunu mezi výzkumnou a kontrolní skupinou při flexi paže pomocí posilovacího kolečka i závěsného systému MultiTrainer. Při využití posilovacího kolečka se v kontrolní skupině sval zapojil na 4. až 5. místě, zatímco ve výzkumné skupině na 7. místě. Podobně tomu bylo při využití závěsného systému, kde došlo k ještě většímu posunu, a to ze 4. místa v kontrolní skupině až na poslední (8.) místo ve výzkumné skupině. To nasvědčuje nižší aktivitě m. serratus anterior u sportovců s IS. Tento výsledek se shoduje s poznatky autorů, kteří také udávají snížení aktivity svalu u overhead sportovců s dysfunkcemi v oblasti ramene (Cools, Witvrouw, Declercq, Vanderstraeten, & Cambier, 2004; Lin et al., 2005; Ludewig & Cook, 2000). Následkem nižší aktivity m. serratus anterior můžeme při pohybu paže na lopatce

pozorovat její omezenou zevní rotaci, anteriorní náklon lopatky s prominencí dolního úhlu a zvýšenou vnitřní rotaci lopatky (Phadke et al., 2010).

Při flexi paže pomocí posilovacího kolečka došlo také k výrazné změně v pořadí zapojení m. biceps brachii, a to ze 7. místa ve výzkumné skupině na 4. až 5. místo v kontrolní skupině. Dlouhá hlava m. biceps brachii (CLBB) napomáhá stabilizovat přední část kloubu ve fázi náprahu a decelerace, což ji značně zatěžuje (Iannotti & Williams, 2007). Proto bylo spíše očekáváno dřívější zapojení m. biceps brachii ve výzkumné skupině, s čímž se shodují výsledky studie Glousmana a spol. (1988), který ale testoval pohyb paže v OKC. To může být důvod, proč při našem měření v CKC byl nástup svalu ve výzkumné skupině pozdější než v kontrolní skupině.

6.3.2 Diskuze k výzkumné otázce číslo 2a, 2b

Při srovnání timingu svalů při flexi pomocí posilovacího kolečka a závěsného systému MultiTrainer došlo ve výzkumné skupině k mnoha významným změnám (o dvě pozice) u svalů: m. trapezius – horní část, m. infraspinatus, m. deltoideus posterior, m. biceps brachii a m. trapezius – dolní část. I přesto, že šlo o stejný pohyb do flexe v ramenním kloubu v CKC, pořadí svalů je výrazně jiné.

Důvodem tohoto různého pořadí může být velká náročnost pohybů se zvolením odlišných strategií provedení pohybů a také skutečnost, že úchyty závěsného systému MultiTrainer byly labilní, což klade zvýšené nároky na stabilizaci ramenního kloubu. Poslední uvedený důvod je ve výzkumné skupině patrný např. na m. infraspinatus, který se zapojil při využití posilovacího kolečka na 5. místě, zatímco pomocí závěsného systému se zapojil na 2. místě. Podobný případ můžeme vidět u dolní části m. trapezius, která se při využití posilovacího kolečka zapojila na posledním (8.) místě, avšak pomocí závěsného systému se zapojila na 6. místě.

Za zmínku také jistě stojí, že m. serratus anterior se ve výzkumné skupině v obou případech zapojil v pořadí svalů mezi posledními (u posilovacího kolečka na 7. místě, u závěsného systému na 8. místě). Tato skutečnost potvrzuje fakt, že u sportovců s IS je aktivita svalu m. serratus anterior snižena. Oproti výzkumné skupině se m. serratus anterior v kontrolní skupině zapojil v pořadí svalů přibližně uprostřed. Při flexi pomocí posilovacího kolečka se zapojil na 4. až 5. místě a pomocí závěsného systému na 4. místě. Z toho vyplývá jeho lepší zapojení, potažmo funkce, v kontrolní skupině probandů bez IS.

Při porovnání pořadí zapojení svalů v kontrolní skupině byl také patrný značný rozdíl mezi pořadím zapojením svalů pomocí posilovacího kolečka a závěsného systému. Důvody budou pravděpodobně stejné jako v případě výzkumné skupiny (labilita úchytů závěsného systému). U kontrolní skupiny je ještě více patrný rozdíl v pořadí zapojení m. infraspinatus, který se při flexi pomocí posilovacího kolečka zapojil až na 7. místě, zatímco pomocí závěsného systému dokonce na 2. místě, což značí jeho výrazný vliv na stabilizaci ramenního kloubu.

6.3.3 Diskuze k výzkumné otázce číslo 3

Mezi kontrolní a výzkumnou skupinou byl nalezen rozdíl v kvalitě propiocepce zjišťované pomocí Testu terče. U výzkumné skupiny s IS mělo 10 probandů (71,4 %) lepší kvalitu propiocepce na nedominantní horní končetině, zatímco v kontrolní skupině mělo 9 probandů (69 %) lepší kvalitu propiocepce na dominantní horní končetině. Z toho vyplývá, že propiocepce v oblasti ramenního kloubu byla kvalitnější ve výzkumné skupině na nedominantní horní končetině a v kontrolní skupině na dominantní horní končetině.

Tento nálezn odpovídá tvrzení, že při funkčním nebo strukturálním poškození dochází ke snížení propiocepce ze stabilizujících struktur, kapsuloligamentózních a muskulotendinózních (Lephart et al., 1995). Při zvýšené laxicitě tkání nebo při instabilitě kloubu také dochází ke snížení propiocepce (Lephart et al., 1994). Pokud byla v našem souboru probandů lepší kvalita propiocepce na nedominantní horní končetině, byla v 8 případech spojená s konstituční hypermobilitou a pozitivní přední zásuvkou a současně v jednom případě s pozitivní přední zásuvkou bez konstituční hypermobility. Celkově tedy byla lepší kvalita propiocepce na nedominantní horní končetině v 64,3 % případů spojená s konstituční hypermobilitou a přední instabilitou ramenního kloubu.

7 ZÁVĚR

V této diplomové práci byla hodnocena časová posloupnost zapojení (timing) vybraných svalů ramenního pletence mezi výzkumnou skupinou volejbalistů s impingement syndromem (IS) a kontrolní skupinou volejbalistů bez IS. Timing vybraných svalů byl měřen při flexi v ramenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci ve dvou pozicích – ve stoji s posilovacím kolečkem a ve vysokém kleku se závěsným systémem MultiTrainer.

1. Při porovnání timingu svalů mezi výzkumnou a kontrolní skupinou při flexi v ramenním kloubu pomocí posilovacího kolečka byl nalezen významný rozdíl (o dvě pozice) v pořadí zapojení svalů m. infraspinatus, m. serratus anterior, m. biceps brachii a m. trapezius – pars descendens. M. infraspinatus se ve výzkumné skupině zapojil na 5. místě, zatímco v kontrolní skupině na 7. místě. M. serratus anterior se ve výzkumné skupině zapojil na 7. místě, zatímco v kontrolní skupině na 4. až 5. místě. M. biceps brachii se ve výzkumné skupině zapojil na 6. místě, zatímco v kontrolní skupině na 3. místě. M. trapezius – pars descendens se ve výzkumné skupině zapojil na 4. místě, zatímco v kontrolní skupině na 6. místě. V počtu synchronních aktivací sledovaných svalů byl nalezen značný rozdíl. U výzkumné skupiny byl počet synchronních aktivací svalů nižší, celkem 45 (6,7 %), zato u kontrolní skupiny bylo zaznamenáno 78 synchronních aktivací (12,5 %).
2. Při porovnání timingu svalů mezi výzkumnou a kontrolní skupinou při flexi v ramenním kloubu pomocí závěsného systému byl nalezen významný rozdíl (o dvě pozice) v pořadí zapojení svalů jen u m. serratus anterior. M. serratus anterior se ve výzkumné skupině zapojil na 8. místě, zatímco v kontrolní skupině na 4. místě. Při součtu synchronních aktivací sledovaných svalů byl nalezen menší rozdíl. U výzkumné skupiny byl počet synchronních aktivací svalů nižší, celkem 63 (9,4 %). U kontrolní skupiny bylo zaznamenáno 79 synchronních aktivací (12,7 %).
3. Při porovnání timingu svalů mezi flexí v ramenním kloubu pomocí posilovacího kolečka a pomocí závěsného systému u výzkumné skupiny byl nalezen významný rozdíl (o dvě pozice) v pořadí zapojení svalů m. trapezius – pars ascendens, m. infraspinatus, m. deltoideus – pars posterior, m. biceps brachii a m. trapezius – pars descendens. M. trapezius – pars ascendens se při využití posilovacího kolečka zapojil na 8. místě, zatímco při využití závěsného systému na 6. místě.

M. infraspinatus se při využití posilovacího kolečka zapojil na 5. místě, zatímco při využití závěsného systému na 2. místě. M. deltoideus – pars posterior se při využití posilovacího kolečka zapojil na 3. místě, zatímco při využití závěsného systému na 5. místě. M. biceps brachii se při využití posilovacího kolečka zapojil na 6. místě, zatímco při využití závěsného systému na 4. místě. M. trapezius – pars descendens se při využití posilovacího kolečka zapojil na 4. místě, zatímco při využití závěsného systému na 7. místě. Při srovnání počtu synchronních aktivací sledovaných svalů byl nalezen malý rozdíl. Při využití posilovacího kolečka byl celkový počet synchronních aktivací svalů nižší, a to 45 (13,4 %) U kontrolní skupiny bylo zaznamenáno více synchronních aktivací, přesně 63 (18,8 %).

4. Při porovnání timingu svalů mezi flexí v ramenním kloubu pomocí posilovacího kolečka a pomocí závěsného systému u kontrolní skupiny byl nalezen významný rozdíl (o dvě pozice) v pořadí zapojení svalů m. infraspinatus, m. biceps brachii a m. trapezius – pars descendens. M. infraspinatus se při využití posilovacího kolečka zapojil na 7. místě, zatímco při využití závěsného systému na 2. místě. M. biceps brachii se při využití posilovacího kolečka zapojil na 3. místě, zatímco při využití závěsného systému na 5. místě. M. trapezius – pars descendens se při využití posilovacího kolečka zapojil na 6. místě, zatímco při využití závěsného systému na 8. místě.
5. Kvalita propiocepce ramenního pletence byla ve výzkumné skupině lepší na nedominantní horní končetině u 10 ze 14 probandů (71,4 %). V kontrolní skupině byla kvalita propiocepce lepší na dominantní horní končetině u 9 ze 13 probandů (69 %).

8 SOUHRN

Během smečářského úderu u volejbalistů dochází ke značné zátěži ramenního kloubu. Smečářský úder vyžaduje velké rozsahy pohybu při současném zajištění optimální stability, což klade velké nároky na stabilizátory ramenního pletence. Opakováním smečářských úderů dochází k adaptaci tkání, která může následně vyústit ve funkční a strukturální poruchy ramenního kloubu. U volejbalistů se nejčastěji setkáváme s posterosuperiorním impingement syndromem (často nazýván jako vnitřním impingement syndrom).

V teoretické části je uvedena fylogeneze funkce ramenního kloubu, který během vývoje přešel z funkce opěrné až k zajištění stabilní základny pro manipulační funkci ruky, což vyžaduje stabilní centrované postavení ramenního kloubu. Stabilita kloubu je zajištěna statickými stabilizátory (kloubní pouzdro, vazy, labrum glenoidale) a dynamickými stabilizátory (svaly rotátorové manžety a dlouhá hlava m. biceps brachii). Uvedené stabilizátory pro svou optimální funkci potřebují co nejlepší neuromotorické řízení centrální nervové soustavy. Smečářský úder je z větší části pohyb v otevřeném kinematickém řetězci. Pouze při úderu do míče dochází k vytvoření uzavřeného kinematického řetězce.

Opakováním smečářských pohybů dochází k adaptaci tkání v oblasti ramenního pletence. Následně se objevuje zvýšení maximální zevní rotace paže nad fyziologickou mez a zkracování posteroinferiorní části kloubního pouzdra, což omezuje vnitřní rotaci v ramenním kloubu. Dále dochází ke zvýšené laxitě kapsuloligamentózních struktur až ke vzniku přední instability. Současně můžeme u volejbalistů pozorovat typické svalové dysbalance.

Cílem práce bylo zhodnotit vliv impingement syndromu u volejbalistů na timing vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v ramenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci. Výzkumnou skupinu tvořilo 14 volejbalistů s impingement syndromem a kontrolní skupinu 13 volejbalistů bez impingement syndromu. Timing byl měřen osmikanálovou povrchovou elektromyografií u těchto svalů ramenního pletence: m. infraspinatus, m. deltoideus – pars anterior, pars media, pars posterior, m. biceps brachii, m. trapezius – pars ascendens a pars descendens, m. serratus anterior. Timing uvedených svalů byl měřen ve dvou pozicích, a to ve stoji pomocí posilovacího kolečka a ve vysokém kleku pomocí závěsného systému MultiTrainer.

Při flexi pomocí posilovacího kolečka došlo ve výzkumné skupině k pozdějšímu zapojení m. serratus anterior (na 7. místě) oproti jeho zapojení v kontrolní skupině (na 4. až 5. místě). Tento výsledek potvrzuje sníženou aktivaci m. serratus anterior při poruchách v oblasti ramenního kloubu. Dále došlo ve výzkumné skupině k dřívější aktivaci m. trapezius – pars descendens (na 4. místě) oproti jeho zapojení v kontrolní skupině (na 6. místě), což souhlasí se zvýšenou kompenzační aktivitou m. trapezius – pars descendens při snížené aktivitě m. trapezius – pars ascendens, který se zapojoval v pořadí jako poslední.

Při srovnání pohybu pomocí posilovacího kolečka a závěsného systému s labilními úchyty se objevila významná změna v zapojení m. infraspinatus. Ten se při pohybu s posilovacím kolečkem zapojil ve výzkumné skupině na 5. místě (v kontrolní skupině na 7. místě), zatímco při pohybu pomocí závěsného systému se zapojil ve výzkumné i kontrolní skupině již na 2. místě. Tento výsledek dokazuje zvýraznění stabilizační funkce m. infraspinatus při labilní opoře vyžadující zvýšenou stabilizaci ramenního kloubu.

Z uvedených výsledků je patrný vliv impingement syndromu na timing svalů v uzavřeném kinematickém řetězci. Výsledky poukazují především na svalovou dysbalanci v oblasti stabilizátorů lopatky, kdy docházelo ke zvýšené aktivaci m. trapezius – pars descendens a ke snížené aktivaci m. serratus anterior a m. trapezius – pars descendens.

9 SUMMARY

Volleyball spikes put an enormous load on player's shoulder joint. Volleyball spike requires large range of movement while ensuring optimal stability, which places great demands on the shoulder girdle stabilizers. Repetition of these movements causes adaptations of soft tissues that may lead to functional or structural disorders of the shoulder joint. Posterosuperior impingement syndrome (often called internal impingement syndrome) is typical for volleyball players.

In the theoretical part there is described a phylogenesis of the shoulder joint. During the development the shoulder joint changed its function from load-bearing function to ensuring a stable base for manipulation of the hand. This relative young function requires stable centered position of the shoulder joint. Static stabilizers (joint capsule, ligaments, labrum glenoidale) and dynamic stabilizers (rotator cuff, caput longum m. biceps brachii) provide required stability of the joint. They need neuromuscular control of the central nervous system for their optimal function. The volleyball spike is mainly a movement in an open kinematic chain. Only deceleration phase (hit the ball) is movement in a closed kinematic chain.

Repetition of these movements causes adaptations of soft tissues in the shoulder area. There is a typical increase in maximal external rotation of shoulder over the physiological range and a contracture of posteroinferior capsule, which leads to the deficit of glenohumeral internal rotation. In the volleyball player's shoulders there is also often seen increased anterior capsuloligamentous laxity, anterior instability of the joint and typical muscular dysbalance.

The aim of this study was to evaluate the influence of volleyball player's impingement syndrome on the timing of assigned muscles of the shoulder girdle during flexion movement in closed kinematic chain. The tested group consisted of 14 volleyball players with impingement syndrome and control group consisted of 13 volleyball players without impingement syndrome. The muscle timing was measured with 8-channels surface electromyography. The measured muscles were: m. infraspinatus, m. deltoideus – pars anterior, pars media, pars posterior, m. biceps brachii, m. trapezius – pars ascendens a pars descendens, m. serratus anterior. The muscle timing was measured in a standing position with exercise wheel and high kneeling position with suspension device MultiTrainer.

In results during flexion movement with exercise wheel there was a later activation of m. serratus anterior (7th) in tested group compared to its activation in control group (4th - 5th). These results confirm a decreased activity of m. serratus anterior in an athlete's shoulder dysfunction. There was also former activation of m. trapezius – pars descendens (4th) compared to its activation in control group (6th). It confirms its increased compensatory activity while the activity of m. trapezius – pars ascendens is decreased (its activation was last in the order).

When comparing the movements with exercise wheel and suspension device with unstable grips, there was a change in activation of m. infraspinatus. Its activation with exercise wheel in tested group was on the 5th place (in control group on 7th place) whereas its activation during flexion with suspension device both in tested and control group was on 2nd place. It confirms increased stabilizing function of m. infraspinatus in more challenging (unstable) positions.

The results show an apparent influence of the impingement syndrome on the timing of measured muscles during movements in closed kinematic chain. The changes of muscular timing suggest muscular dysbalance in scapular stabilizers, because there was the increased activity of m. trapezius – pars descendens and the decreased activity of m. serratus anterior and m. trapezius – pars descendens.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Aldridge, R., Guffey, J. S., Whitehead, M. T., & Head, P. (2012). The effects of a daily stretching protocol on passive glenohumeral internal rotation in overhead throwing collegiate athletes. *International journal of sports physical therapy*, 7(4), 365-371.
- Allegrucci, M., Whitney, S. L., Lephart, S. M., Irrgang, J. J., & Fu, F. H. (1995). Shoulder kinesthesia in healthy unilateral athletes participating in upper extremity sports. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 21(4), 220-226.
- Bartoníček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf.
- Behrens, S. B., Compas, J., Deren, M. E., & Drakos, M. (2010). Internal impingement: A review on a common cause of shoulder pain in throwers. *The physician and sportsmedicine*, 38(2), 11-18.
- Belling Sørensen, A. K., & Jørgensen, U. (2000). Secondary impingement in the shoulder. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 10(5), 266-278.
- Blasier, R. B., Carpenter, J. E., & Huston, L. J. (1994). Shoulder proprioception. Effect of joint laxity, joint position, and direction of motion. *Orthopaedic review*, 23(1), 45-50.
- Borsa, P. A., Sauers, E. L., & Herling, D. E. (2000). Patterns of glenohumeral joint laxity and stiffness in healthy men and women. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(10), 1685-1690.
- Braun, S., Kokmeyer, D., & Millett, P. J. (2009). Shoulder injuries in the throwing athlete. *The journal of bone and joint surgery. American volume*, 91(4), 966-978.
- Calis, M., Akgün, K., Birtane, M., Karacan, I., Calis, H., & Tüzün, F. (2000). Diagnostic values of clinical diagnostic tests in subacromial impingement syndrome. *Annals of rheumatic diseases*, 59(1), 44-47.
- Cameron, K. L., Duffey, M. L., DeBerardino, T. M., Stoneman, P. D., Jones, C. J., & Owens, B. D. (2010). Association of generalized joint hypermobility with a history of glenohumeral joint instability. *Journal of athletic training*, 45(3), 253-258.

- Cools, A. M., Declercq, G. A., Cambier, D. C., Mahieu, N. N., & Witvrouw, E. E. (2007). Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 17(1), 25-33.
- Cools, A. M., Witvrouw, E. E., Declercq, G. A., Danneels, L. A., & Cambier, D. C. (2003). Scapular muscle recruitment patterns: Trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *The American journal of sports medicine*, 31(4), 542-549.
- Cools, A. M., Witvrouw, E. E., Declercq, G. A., Vanderstraeten, G. G., & Cambier, D. C. (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. *British journal of sports medicine*, 38(1), 64-68.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13(2), 135-163.
- Dietz, A., & Dreese, J. C. (2007). Anterior shoulder instability in the overhead athlete: Current concepts. *Current opinion in orthopaedics*, 18(2), 172-176.
- Drakos, M. C., Rudzki, J. R., Allen, A. A., Potter, H. G., & Altchek, D. W. (2009). Internal impingement of the shoulder in the overhead athlete. *The journal of bone and joint surgery*, 91(11), 2719-2728.
- Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada.
- Dupalová, D., & Zaatari, A. M. Z. (2015). Problematika použití povrchové elektromyografie – poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 22(1), 26-30.
- 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.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.

- Escamilla, R. F., & Andrews J. R. (2009). Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports medicine*, 39(7), 569-590.
- Finnoff, J. T., Doucette, S., & Hicken, G. (2004). Glenohumeral instability and dislocation. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 15(3), 575-605.
- Fusco, A., Foglia, A., & Musarra, F. (2007). *The shoulder in sport: Management, rehabilitation and prevention*. London: Churchill Livingstone.
- Garofalo, R., Karlsson, J., Nordenson, U., Cesari, E., Conti, M., & Castagna, A. (2010). Anterior-superior internal impingement of the shoulder: An evidence-based review. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, 18(12), 1688-1693.
- Gaskill, T. R., Braun, S., & Millett, P. J. (2011). The rotator interval: Pathology and management. *Arthroscopy*, 27 (4), 556-567.
- Glousman, R., Jobe, F., Tibone, J., Moynes, D., Antonelli, D., & Perry, J. (1988). Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. *The journal of bone and joint surgery*, 70(2), 220-226.
- Gombera, M. M., & Sekiya, J. K. (2014). Rotator cuff tear and glenohumeral instability: A systematic review. *Clinical orthopaedics and related research*, 472(8), 2448-2456.
- Gomoll, A. H., Hatch, G. F., & Millett, P. J. (2005). Shoulder injuries in throwing athletes. In A. A. Schepsis & B. D. Busconi (Eds.), *Orthopaedic surgery essentials: Sport medicine* (200-213). New York, NY: Lippincott Williams & Wilkins.
- Greenfield, B., Catlin, P. A., Coats, P. W., Green, E., McDonald, J. J., & North, C. (1995). Posture in patients with shoulder overuse injuries and healthy individuals. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 21(5), 287-295.
- Chang, W. K. (2004). Shoulder impingement syndrome. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 15(2), 493-510.
- Chung, Ch. B., & Steinbach, L. S. (2009). *MRI of the upper extremity: Shoulder, elbow, wrist and hand*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Iannotti, J. P., & Williams, G. R. (2007). *Disorders of the shoulder: Diagnosis & management*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

- Janura, M., Míková, M., Krobot, A., & Janurová, E. (2004). Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11(1), 33-39.
- Jerosch, J., Steinbeck, J., Schrode, M., & Westhues, M. (1995). Intraoperative EMG recording in stimulation of the glenohumeral joint kapsule. *Der Unfallchirurg*, 98(11), 580–585.
- Kapandji, A. I. (2007). *The physiology of the joints. Volume one: The upper limb*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kirchhoff, Ch., & Imhoff, A. B. (2010). Posterosuperior and anterosuperior impingement of the shoulder in overhead athletes - evolving concepts. *International orthopaedics*, 34(7), 1049-1058.
- Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(4), 155-170.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kračmar, B. (2002). Kineziologická studie sportovní lokomoční činnosti. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(3), 85-96.
- Krobot, A. (1997). Klinické aspekty „pohybových řetězců“. *Rehabilitácia*, 30(1), 4-8.
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Labriola, J. E., Lee, T. Q., Debski, R. E., & McMahon, P. J. (2005). Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles. *Journal of shoulder and elbow Sumery*, 14(1), 32-38.
- Lephart, S. M., Warner, J. J., Borsa, P. A., & Fu, F. H. (1994). Proprioception of the shoulder joint in healthy, unstable, and surgically repaired shoulders. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 3(6), 371-380.
- Levangie, P. K., & Humphrey, E. C. (2000). The shoulder girdle: Kinesiology review. *Magazine of physical therapy*, 12(8), 48-62.
- Lin, J. J., Hanten, W. P., Olson, S. L., Roddey, T. S., Soto-Quijano, D. A., Lim, H. K., & Sherwood, A. M. (2005). Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. *Journal of electromyography and kinesiology*, 15(6), 576-586.

- Lippitt, S., & Matsen, F. (1993). Mechanisms of glenohumeral joint stability. *Clinical orthopaedics and related research*, 291(7), 20-28.
- Lisý, M., Cisár, P., & Jány, R. (2004). Syndróm bolestivého pleca – možnosti diagnostiky. *Rehabilitácia*, 41(3), 147-156.
- Lubiatowski, P., Kaczmarek, P. K., Slezak, M., Dlugosz, J., Breborowicz, M., Dudzinski, W., & Romanowski, L. (2014). Problems of the glenohumeral joint in overhead sports - literature review. Part II - pathology and pathophysiology. *Polish orthopedics and traumatology*, 79(5), 59-66.
- Ludewig, P. M., & Braman, J. P. (2011). Shoulder impingement: Biomechanical considerations in rehabilitation. *Manual therapy*, 16(1), 33-39.
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical therapy*, 80(3), 276-291.
- Mayer, M., & Smékal, D. (2005). Syndrom bolestivého a dysfunkčního ramene: Role krátkých depresorů hlavice humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(2), 68-71.
- McMullen, J., & Uhl, T. L. (2000). A kinetic chain approach for shoulder rehabilitation. *Journal of athletic training*, 35(3), 329-337.
- Michalíček, P., & Vacek, J. (2014). Rameno v kostce – I. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 21(3), 151-162.
- Michener, L. A., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2003). Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical biomechanics*, 18(5), 369-379.
- Moraes, G. F., Faria, C. D., & Teixeira-Salmela, L. F. (2008). Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. *Journal of shoulder and elbow Surgery*, 17(1), 48-53.
- 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.

- Neer, C. S. (1972). Anterior acromioplasty for chronic impingement in the shoulder: A preliminary report. *Journal of bone and joint surgery. American volume*, 54-A(1), 41-50.
- Page, P. (2011). Shoulder muscle imbalance and subacromial impingement syndrome in overhead athletes. *The international journal of sports physical therapy*, 6(1), 51-58.
- Pavlů, D., & Novosádová, K. (2001). Příspěvek k objektivizaci účinku „Metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. evidence-based practice. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 178-181.
- Park, J.-Y. (2015). *Sports injuries to the shoulder and elbow*. Soul: Springer.
- Peterson, L., & Renström, P. (2001). *Sports injuries: Their prevention and treatment*. London: Martin Dunitz.
- 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. *Brazilian journal of physical therapy*, 13(1), 1-9.
- Plawinski, M. P. (2008). *An analysis of the different spike attack arm swings used in elite levels of men's volleyball*. Diplomová práce, Queen's University, Kingston, Ontario, Kanada.
- Posilovací kolečko Aress exercise wheel (n. d.). Retrieved 24.6.2015 from the World Wide Web: <http://www.sportisimopro.cz/aress/excercise-wheel/54379/>
- Reddy, A. S. Mohr, K. J., Pink, M. M., & Jobe, F. W. (2000). Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 9(6), 519-523.
- Reinold, M. M., & Curtis, A. S. (2013). Microinstability of the shoulder in the overhead athlete. *The international journal of sports physical therapy*, 8(5), 601-616.
- 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.

- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 173-177.
- Seroyer, S. T., Nho, S. J., Bach, B. R., Jr., Bush-Joseph, C. A., Nicholson, G. P., & Romeo, A. A. (2009). Shoulder pain in the overhead throwing athlete. *Sports health*, 1(2), 108-120.
- Sizer, P. S., Phelps, V., & Gilbert, K. (2003). Diagnosis and management of the painful shoulder. Part 1: Clinical anatomy and pathomechanics. *Pain practice*, 3(1), 39-57.
- Soderberg, G. L., & Knutson, L. M. (2000). A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical therapy*, 80(5), 485-498.
- Speer, K. P., & Garrett, W. E. (1993). Musculature control of motion and stability about the pectoral girdle. In F. A. Matsen & F. H. Fu (Eds.), *The shoulder: A balance of mobility and stability* (pp. 159-172). Rosemont: American academy of orthopaedic surgeons.
- Spiegel, U. J., Warth, R. J., & Millett, P. J. (2014). Symptomatic internal impingement of the shoulder in overhead athletes. *Sports medicine and arthroscopy review*, 22(2), 120-129.
- Spigelman, T. (2006). Identifying and assessing glenohumeral internal – rotation deficit. *Athletic therapy today*, 11(3), 29-31.
- Terry, G. C., & Chopp, T. M. (2000). Functional anatomy of the shoulder. *Journal of athletic training*, 35(3), 248-255.
- Thigpen, C. A., & Padua, D. A. (2006). Assessment of shoulder – girdle posture in overhead athletes. *Athletic therapy today*, 11(6), 42-46.
- Tong, C. W. C., Ho, H. C. L., & Chan, K.-M. (2003). Shoulder impingement and rotator cuff disorders in the athletic shoulder. *International sports medicine journal*, 4(2), 1-10.
- Trnavský, K., Sedláčková, M. et al. (2002). *Syndrom bolestivého ramene*. Praha: Galén.
- Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.
- VandenBerghe, G., Hoenecke, H. R., & Fronek, J. (2005). Glenohumeral joint instability: The orthopedic approach. *Seminars in musculoskeletal radiology*, 9(1), 34-43.

- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (II. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.
- Vaverka, F., & Janura, M. (1998). *Fyzikální základy biomechaniky*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vilímek, M. (2007). Pohybová analýza a analýza svalové činnosti ramenního komplexu. *Bulletin of applied mechanics*, 3(11), 86-96.
- Vojta, V. (1995). *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada.
- Wang, H.-K., & Cochrane, T. (2001). Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *The journal of sports medicine and physical fitness*, 41(3), 403-410.
- Wang, H.-K., Macfarlane, A., & Cochrane, T. (2000). Isokinetic performance and shoulder mobility in elite volleyball athletes from the United Kingdom. *British journal of sports medicine*, 34(1), 39-43.
- Wilk, K. E., Arrigo, C. A., & Andrews, J. R. (1997). Current concepts: The stabilizing structures of the glenohumeral joint. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 25(6), 364-379.
- Wilk, K. E., Obma, P., Simpson, C. D., Cain, E. L., Dugas, J. R., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder injuries in the overhead athlete. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 39(2), 38-54.
- Zaslav, K. R. (2001). Internal rotation resistance strength test: A new diagnostic test to differentiate intra-articular pathology from outlet (Neer) impingement syndrome in the shoulder. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 10(1), 23-27.
- Závěsný posilovací systém MultiTrainer inSPORTline (n. d.). Retrieved 24.6.2015 from the World Wide Web: https://www.insportline.cz/2299/multitrainer-insportline-zavesny-posilovaci-system?gclid=CjwKEAjwqqmsBRDGy_3h_eS80jYSJACS95CvMJHYJH3JU6LGKo69P2wfvKxiBY0CPGAufdC1bfNSChoCUFvw_wcB

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název projektu:

Vliv impingement syndromu na timing vybraných svalů ramenního pletence při pohybu v uzavřeném 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, беру на 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(a) jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

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 svalů při flexi v ramenním kloubu pomocí posilovacího kolečka
u výzkumné skupiny s IS**

Proband	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD
1	6, 7, 8	1	3	6, 7, 8	4	5	2	6, 7, 8
2	8	2	5	7	6	1	3	4
3	8	6	2	7	4	1	5	3
4	7	5	3	6	8	4	1, 2	1, 2
5	6	5	1	7	8	4	3	2
6	6, 7	6, 7	4	5	2	3	1	8
7	8	6	4, 5	2	7	3	4, 5	1
8	7	5	2	8	3, 4	3, 4	1	6
9	6	4	7	8	5	2, 3	1	2, 3
10	8	7	2	1	4	5	6	3
11	6, 7	4	1	3	8	2	5	6, 7
12	7	4, 5	4, 5	8	2	6	1	3
13	6	3	5	7, 8	4	1	2	7, 8
14	8	4	6	7	2	3	5	1
Průměr	7,07	4,5	3,57	5,96	4,82	3,14	2,92	4
Pořadí	8	5	3	7	6	2	1	4

Legenda:

TA..... m. trapeius – pars ascendens

IF..... m. infraspinatus

PD..... m. deltoideus – pars posterior

SA..... m. serratus anterior

BB..... m. biceps brachii

MD..... m. deltoideus – pars media

AD..... m. deltoideus – pars anterior

TD..... m. trapeius – pars descendens

Příloha 5. Timing svalů při flexi v ramenním kloubu pomocí posilovacího kolečka u kontrolní skupiny

Proband	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD
1	4	6, 7	6, 7	8	1	5	2	3
2	3	8	1	3, 4, 5, 6	3, 4, 5, 6	3, 4, 5, 6	2	3, 4, 5, 6
3	8	3	5	7	4	1	2	6
4	8	7	5, 6	4	3	1	2	5, 6
5	7	4	8	5	6	1	2	3
6	8	7	6	5	2	1	3	4
7	8	6	5	2, 3	1	2, 3	4	7
8	8	4	6, 7	1, 2	5	3	1, 2	6, 7
9	6	4	2	7	5	3	1	8
10	5	7, 8	6	4	1	3	2	7, 8
11	8	7	5	3	2	4	1	6
12	8	5	1	7	2	3	4	6
13	8	7	2	1	4	3	5, 6	5, 6
Průměr	6,85	5,85	4,58	4,58	3,12	2,69	2,46	5,58
Pořadí	8	7	4, 5	4, 5	3	2	1	6

Legenda:

TA..... m. trapeius – pars ascendens

IF..... m. infraspinatus

PD..... m. deltoideus – pars posterior

SA..... m. serratus anterior

BB..... m. biceps brachii

MD..... m. deltoideus – pars media

AD..... m. deltoideus – pars anterior

TD..... m. trapeius – pars descendens

Příloha 6. Timing svalů při flexi v ramenním kloubu pomocí závěsného systému MultiTrainer u výzkumné skupiny

Proband	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD
1	6	3	4	5	8	2	1	7
2	5	2	7	8	6	3	1	4
3	3	1	5	4	7	8	2	6
4	6,7	2	3	5	8	3	1	6,7
5	5	1	2,3	8	7	6	2,3	4
6	7,8	6	2,3	5	2,3	4	1	7,8
7	2,3	2,3	6	8	7	1	4	5
8	7	5	2	8	3,4	3,4	1	6
9	6	4	7	8	5	2,3	1	2,3
10	1	3	7	5	6	4	2	8
11	6	3,4	7	3,4	1,2	5	1,2	8
12	7	4,5	4,5	8	2	6	1	3
13	6	1	7,8	2	3	5	4	7,8
14	3	4	5	8	2	1	6	7
Průměr	5,11	3,04	5	6,1	4,89	3,86	2,07	5,86
Pořadí	6	2	5	8	4	3	1	7

Legenda:

TA..... m. trapeius – pars ascendens

IF..... m. infraspinatus

PD..... m. deltoideus – pars posterior

SA..... m. serratus anterior

BB..... m. biceps brachii

MD..... m. deltoideus – pars media

AD..... m. deltoideus – pars anterior

TD..... m. trapeius – pars descendens

Příloha 7. Timing svalů při flexi v ramenním kloubu pomocí závěsného systému MultiTrainer u kontrolní skupiny

Proband	TA	IF	PD	SA	BB	MD	AD	TD
1	7	1	8	6	4	2	3	5
2	3	8	1	4, 5, 6, 7	4, 5, 6, 7	4, 5, 6, 7	2	4, 5, 6, 7
3	4	3	6	7	5	2	1	8
4	7	5	1	6	4	2, 3	2, 3	8
5	7	4	8	5	6	1	2	3
6	4	2	7, 8	1	6	7, 8	3	5
7	7	6	5	3	2	4	1	8
8	4	5	8	3	7	2	1	6
9	6	2	7	8	5	3	1	4
10	8	6	7	1	2	4	3	5
11	6	2	3	4, 5	7	4, 5	1	8
12	8	1	2	4	6	5	3	7
13	7	1	6	3	5	4	2	8
Průměr	6	3,54	5,35	4,38	4,96	3,61	1,96	6,19
Pořadí	7	2	6	4	5	3	1	8

Legenda:

TA..... m. trapeius – pars ascendens

IF..... m. infraspinatus

PD..... m. deltoideus – pars posterior

SA..... m. serratus anterior

BB..... m. biceps brachii

MD..... m. deltoideus – pars media

AD..... m. deltoideus – pars anterior

TD..... m. trapeius – pars descendens

Příloha 8. Synchronní aktivace

zařízení	Výzkumná skupina	Kontrolní skupina	Celkem
posilovací kolečko	45	78	123
MultiTrainer	63	79	142
celkem	108	157	265

Pokus měření	Výzkumná skupina		Kontrolní skupina	
	kolečko	MultiTrainer	kolečko	MultiTrainer
1.	10	19	28	17
2.	12	17	26	36
3.	23	27	24	28