

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZRAVOTNICKÝCH VĚD  
Ústav klinické rehabilitace

Bc. Nikola Häringová

**ELEKTROMYOGRAFICKÁ ANALÝZA SVALŮ  
RAMENNÍHO PLETENCE BĚHEM SHYBU**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Jana Slováková

Olomouc 2022

# ANOTACE

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Elektromyografická analýza svalů ramenního pletence během shybu

**Název práce v AJ:** Electromyographic analysis of shoulder girdle muscles during pull-up variations

**Datum zadání:** 2021-01-31

**Datum odevzdání:** 2022-05-20

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, Ústav klinické rehabilitace

**Autor práce:** Bc. Nikola Häringová

**Vedoucí práce:** Mgr. Jana Slováková

**Oponent práce:** Mgr. Marek Tomsa

## Abstrakt v ČJ:

**Úvod:** CrossFit je jedním z nejpobulárnějších tréninkových programů. Bohužel je známý pro častý výskyt zranění. Nejčastěji dochází k poranění ramene, jelikož obsahuje hodně tzv. overhead cviků. Trénink se často provádí v rychlých, po sobě jdoucích opakováních s omezeným nebo žádným časem na zotavení mezi sériemi. A to bývá dalším faktorem, který přispívá ke zranění, jelikož je těžké v tomto režimu udržet kvalitní techniku potřebnou pro technicky náročné cviky.

**Cíl:** Tato práce má za cíl zjistit rozdíly mezi striktním, kipovaným a „butterfly“ shybem, jelikož se jedná o jeden z „overhead“ cviků. Z naměřených dat pak zjistit aktivitu zapojených svalů a posoudit případný vztah s bolestí ramene.

**Metodika:** Měření se zúčastnilo 25 probandů. Jednalo se o zdravé jedince, kteří neměli problém s vykonáním aspoň dvou ze tří variant shybů. Předmětem měření byly tři varianty shybu. Striktní, kipovaný a „butterfly“ shyb. Sledované svaly byly m. serratus anterior, m. pectoralis major, m. deltoideus a m. trapezius (pars descendens). Byla hodnocena míra zapojení jednotlivých svalů během tří variant shybů pomocí povrchové elektromyografie.

**Výsledky:** Během kipovaného a „butterfly“ shybu byla svalová aktivita vyšší než u striktního shybu. „Butterfly“ shyb vykazoval největší svalovou aktivitu ve všech měřených svalech. Největší svalová aktivita byla zaznamenána u m. trapezius během všech variant shybu. Nejnižší aktivita se projevila u m. serratus anterior, také během každé varianty shybu.

**Závěr:** Z našeho měření vyplývá, že kipovaný a „butterfly“ shyb jsou náročnější než striktní shyb. Byla vypořádována svalová dysbalance mezi m. serratus anterior a m. trapezius, kteří se podílí na zevní rotaci lopatky.

**Klíčová slova:** EMG, kipovaný shyb, striktní shyb, svalové smyčky, fyzická zátěž, CrossFit, ramenní pletenec

#### **Abstrakt v AJ:**

**Introduction:** CrossFit is one of the most popular training programs in the world. Unfortunately, it is often known for the frequent occurrence of injuries. Shoulder injuries are the most common as they contain a lot of overhead exercises. The workout is often performed in quick, consecutive repetitions with limited or no recovery time between sets. And this tends to be another factor that contributes to injury, as it's hard to maintain the right technique in this regimen required for technically demanding exercises.

**Objective:** The thesis aims to find out the differences between the strict, kip, and butterfly pull-ups as one of the overhead exercises. From the measured data to determine the activity of the muscles involved and ascertain any possible relationship with shoulder pain.

**Methodology:** 25 probands participated in this study. All participants were healthy individuals who had no problem performing at least two of the three variations of pull-ups. The subject of this study were three variants of pull-ups. The strict, kipped and the butterfly pull-up. Monitored muscles were m. serratus anterior, m. pectoralis major, m. deltoideus and m. trapezius (pars descendens). We evaluated muscle activity during three different pull-ups using superficial electromyography.

**Results:** Muscle activity was higher during the kipped and butterfly pull-up, than in the strict pull-up. The butterfly pull-up showed the highest muscle activity in all measured muscles. The greatest muscle activity was recorded in the m. trapezius during all

variations of the pull-up. The lowest activity was seen in the m. serratus anterior, also during each pull-up variant.

**Conclusion:** Our measurement shows that the kipped and butterfly pull-ups are more challenging than the strict pull-up. We observed muscle imbalance between m. serratus anterior and m. trapezius, which are involved in the external rotation of the scapula.

**Keywords:** EMG, kipping pull-up, pull-up, muscle chains, physical exercise, CrossFit, shoulder girdle

**Rozsah:** 77 stran

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a všechny použité literární zdroje jsem uvedla v seznamu použité literatury.

V Olomouci .....

.....

podpis

## **Poděkování**

Chtěla bych poděkovat vedoucí mé diplomové práce Mgr. Janě Slovákové za odborné vedení, cenné rady, její čas a trpělivost a milý přístup.

# Obsah

<b>Obsah</b> .....	<b>7</b>
<b>ÚVOD</b> .....	<b>9</b>
<b>1 TEORETICKÝ ÚVOD</b> .....	<b>11</b>
1.1 Kineziologie ramenního pletence.....	11
1.1.1 Glenohumerální kloub .....	11
1.1.2 Akromioklavikulární kloub .....	12
1.1.3 Sternoklavikulární kloub (SC).....	13
1.1.4 Thorakoskapulární spojení.....	13
1.1.5 Subakromiální kloub.....	14
1.1.6 Stabilita a mobilita ramenního pletence .....	14
1.1.7 Stereotyp abdukce.....	15
1.1.8 Fylogeneze ramenního pletence .....	16
1.1.9 Horní končetina během posturální ontogeneze.....	17
1.1.10 Svalové smyčky a řetězce .....	19
1.1.11 Otevřené a uzavřené kinematické řetězce.....	20
1.1.12 Myofasciální řetězce .....	22
1.2 Patokineziologie ramenního pletence.....	23
1.2.1 Impingement syndrom .....	25
1.2 Význam tělesné zátěže pro organismus .....	26
1.2.2 CrossFit.....	26
1.2.3 Adaptace kardiovaskulárního systému .....	29
1.2.4 Vliv fyzické zátěže na nervový systém .....	30
1.2.5 Adaptace kosterního svalstva .....	31
<b>2 METODIKA</b> .....	<b>34</b>
2.1 Cíl práce a hypotézy .....	34
2.1.1 Hypotézy pro porovnání shybů.....	34
2.1.2 Hypotézy pro svalovou souhru .....	34
2.2 Charakteristika souboru.....	35
2.2.1 Dotazník.....	35
2.3 Postup měření.....	35
2.3.1 Vlastní průběh měření.....	36

2.3.2	Zpracování EMG signálu.....	39
2.3.3	Statistické zpracování dat .....	40
<b>3</b>	<b>VÝSLEDKY .....</b>	<b>41</b>
3.1	Vyjádření k hypotézám na podkladě statistického zpracování .....	44
<b>4</b>	<b>DISKUZE .....</b>	<b>48</b>
4.1	Svalová aktivita během shybů.....	49
4.2	Svalové dysbalance .....	51
4.3	Přínos pro praxi .....	55
4.4	Limity práce .....	57
<b>ZÁVĚR .....</b>		<b>59</b>
<b>Referenční seznam.....</b>		<b>60</b>
<b>Seznam zkratk.....</b>		<b>72</b>
<b>Seznam obrázků.....</b>		<b>73</b>
<b>Seznam tabulek.....</b>		<b>74</b>
<b>Seznam grafů .....</b>		<b>75</b>
<b>Přílohy .....</b>		<b>76</b>



## ÚVOD

CrossFit je jedním z nejrozšířenějších fitness konceptů na světě. Bezpochyby poskytuje mnoho benefitů, avšak často bývá příčinou bolesti pohybového aparátu. Tou nejčastěji postiženou oblastí je rameno. CrossFit snoubí gymnastiku a vzpírání, oblasti, kde se často objevují tzv. overhead pozice, kde je náročné udržet ramenní kloub v centrovaném postavení. Může to být i jedna z příčin impingementu, který se u těchto sportovců vyskytuje poměrně často. Záměrem této práce rozhodně není kritizovat CrossFit, právě naopak. Cílem je získat informace, které by mohly pomoci účastníkům CrossFitu vyhnout se, případně vyřešit bolesti ramene a také zefektivnit trénink. Účastníci CrossFitu by měli trénink škálovat a nespěchat na cvičení s velkými váhami, které dynamickou stabilitu ramene pouze komplikují. Obecně lze však říci, že kvalita vítězí nad kvantitou a při náročnějších cvičích je lepší upozadit své ego pro dobro svého zdraví. Silový a kondiční trénink, jsou nedílnou složkou CrossFitu a mají neuvěřitelné benefity pro lidské zdraví. V období velkého výskytu kardiovaskulárních onemocnění a dalších civilizačních onemocnění, které jsou preventabilní, je CrossFit dobrou volbou.

Cílem této práce je posoudit rozdíly mezi striktním, kipovaným a „butterfly“ shybem a zjistit případné svalové dysbalance, které by mohly vést k impingementu. Dále také shrnout informace o principech a účincích pohybové aktivity na lidský organismus. K vypracování diplomové práce byly použity informace z databáze PubMed, Google Scholar a EBSCO. Jako klíčová slova byly použity: EMG, kipping pull-up, pull-up, muscle chains, physical activity, CrossFit. K vypracování diplomové práce, bylo použito 95 zdrojů z roku 1982 až 2022. Hledání odborné literatury proběhlo od ledna 2021 do dubna 2022.

Následující zdroje byly použity jako vstupní literatura:

DI LIEGRO, C. M., SCHIERA, G., PROIA, P., DI LIEGRO, I. 2019. Physical activity and brain health. *Genes*. 10(9), 720–760. ISSN 2073-4425. doi: 10.3390/genes10090720

DICKIE, J. A., FAULKNER, J. A., BARNES, M. J., LARK, S. D. 2017. Electromyographic analysis of muscle activation during pull-up variations. *Journal of electromyography and kinesiology*. 32(1), 30–36. ISSN 18735711. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.11.004>.

DINUNZIO, C., PORTER, N., VAN SCOY, J., CORDICE, D., MCCULLOCH, R. S. 2018. Alterations in kinematics and muscle activation patterns with the addition of a kipping action

during a pull-up activity. *Sports Biomechanics*. 18(6), 622–635. ISSN 1476-3141. doi: 10.1080/14763141.2018.1452971

MEYER, J., MORRISON, J., ZUNIGA, J. 2017. The benefits and risks of CrossFit: a systematic review. *Workplace health & safety*. 65(12), 612–618. ISSN 21650969  
doi:10.1177/2165079916685568.

MICHALÍČEK, P. VACEK, J. 2014. Rameno v kostce – 1. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 21(3), 151–162. ISSN 1211-2658.

# 1 TEORETICKÝ ÚVOD

## 1.1 Kineziologie ramenního pletence

Ramenní pletenec představuje horizontálně uložený soubor kostí, který zepředu uzavírá sternum. Je tvořen lopatkou, klíční a hrudní kostí společně s jejich spoji. Vzadu je pletenec jištěn svalovým aparátem (Dylevský, 2009, s. 100). Ramenní pletenec navazuje na osový aparát těla. Zabezpečuje stabilitu a hrubou motoriku horní končetiny. Tyto komponenty tvoří nástavbu pro cílenou manipulaci (Véle, 2006, s. 265; Dylevský, 2009, s. 100). Zprostředkovává funkční a morfologické vztahy mezi trupem a horní končetinou. Zapojuje se tedy do respirační a axiální motoriky a také ideomotoriky periferních částí horní končetiny (Krobot, Míková a Bastlová, 2004, s. 88). Paže vyrovnávají pohyb těžiště těla a svou aktivní činností v diagonále pomáhají udržovat osový orgán relativně vzpřímený (Véle, 1997, s. 229).

Trup a paže jsou spojeny třemi pravými a dvěma nepravými kloubními spoji. Výsledkem je velký rozsah pohybu, kterého je dosaženo na úkor vysokých nároků na svalový aparát (Hochschild, 2016, s. 389; Dylevský, 2009, s. 100). Klouby ramenního pletence fungují jako koordinovaný komplex, který spolupracuje, aby maximalizoval rozsah pohybu, který má horní končetina k dispozici. Oslabený, bolestivý nebo nestabilní článek kdekoli v řetězci výrazně snižuje efektivitu celého komplexu. Dohromady 16 svalů pohání a ovládá širokou škálu pohybů, které má ramenní komplex k dispozici. Tyto svaly nepracují izolovaně, ale nejčastěji se vzájemně ovlivňují, aby zlepšily kontrolu nad více klouby v této oblasti (Neumann, 2016, str. 126).

### 1.1.1 Glenohumerální kloub

Glenohumerální kloub (GH) je kloubní spojení mezi velkou konvexní hlavicí pažní kosti a mělkou konkávní glenoidální jamkou lopatky (Neumann, 2016, str. 136). Umožňuje velký rozsah pohybů, díky anatomickým tvarům artikulujících ploch, protože jamka je mnohem menší než hlavice humeru. Kloubní jamka je doplněna o labrum glenoidale, které zajistí větší kongruenci kloubních ploch tím, že prohloubí glenoidální kavitu (Kapandji, 1982, s. 22). GH kloub také zesiluje jeho kloubní pouzdro, které kloubu poskytuje i rozsáhlou pohyblivost. Vlákňité pouzdro GH kloubu je poměrně tenké a je vyztuženo silnějšími vnějšími vazy. Jeho zpevnění přispívají i svaly rotátorové manžety, jejichž úpony splývají s kloubním pouzdem. Primární funkční stabilita GH kloubu je založena nejen na pasivním napětí ve vazech, ale i na aktivních silách vytvářených svaly, zejména svaly rotátorové manžety (subscapularis,

supraspinatus, infraspinatus a teres minor). Na rozdíl od kapsulárních vazů, které vytvářejí největší stabilizační napětí pouze při natažení v relativně extrémních polohách, vytvářejí svaly velké aktivní stabilizační napětí prakticky v jakékoli poloze kloubu. Na stabilizaci GH kloubu se podílí labrum glenoidale, kloubní pouzdro, ligamentum coracohumerale, svaly rotátorové manžety a šlacha dlouhé hlavy bicepsu (Neumann, 2016, str. 136).

Pohyby v GH kloubu jsou kombinací skluzných, posuvných a rotačních pohybů (Michalíček a Vacek, 2014, s. 153). Během abdukce dochází současně k odvalování a klouzání. To umožňuje odvalování větší konvexní plochy přes mnohem menší konkávní plochu, aniž by došlo k vyčerpání kloubní plochy. Bez dostatečného současného spodního skluzu při abdukci by horní odval hlavice humeru nakonec vedl k zaklesnutí hlavice o korakoakromiální oblouk (Neumann, 2016, str. 144). Pokud by ke skluzu hlavice nedošlo, humerus by narazil do korakoakromiálního oblouku po 22° abdukce (Michalíček a Vacek, 2014, s. 153). V této situaci by došlo k impingementu šlachy supraspinatu a subakromiální burzy mezi hlavicí humeru a korakoakromiálním obloukem (Neumann, 2016, str. 136).

### **1.1.2 Akromioklavikulární kloub**

Akromioklavikulární kloub (AC) je skloubení mezi laterálním koncem klíční kosti a akromionem lopatky. Artikulující kosti, tedy lopatka s klíční kostí, tvoří pohyblivý funkční celek (Dylevský, 2009, s. 101). Jedná se o tuhý kloub (Neumann, 2016, str. 130). Zajišťuje minimální posuny artikulujících ploch, avšak bez rotace klíčku je elevace paže omezena na 120° (Dylevský, 2009, s. 101; Janura, Míková, Krobot et al., 2004, s. 35). Je obklopen pouzdrem, které je přímo vyztuženo horními a dolními vazy. Horní kapsulární vaz je zpevněn úponem z deltového a trapézového svalu. AC kloub je ještě stabilizován diskem a lig. coracoclaviculare (Neumann, 2016, str. 132).

Dochází zde k přenosu nárazů z horní končetiny na trup, čemuž brání lig. coracoclaviculare (Michalíček a Vacek, 2014, s. 155). Při přenosu sil přes ramenní kloub, dochází k aktivitě m. trapezius, který zeslabuje působící síly (Janura, Míková, Krobot et al., 2004, s. 35). AC kloub je náchylný k traumatizaci, kvůli malé pohyblivosti a značnému působení kompresivních sil, zejména u vzpírání (Michalíček a Vacek, 2014, s. 155).

### **1.1.3 Sternoklavikulární kloub (SC)**

Zabezpečuje primární stabilitu pletence, jelikož spojuje horní končetinu s osovým skeletem (Michalíček a Vacek, 2014, s. 154). Klíční kost funguje díky svému spojení s hrudní kostí jako mechanická podpěra, která udržuje lopatku v relativně stálé vzdálenosti od trupu. SC kloub je uzavřen pouzdem, zpevněným předními a zadními sternoklavikulárními vazy a kostoklavikulárním vazem. Při aktivitě dodávají kloubu další stabilitu svaly. Vpředu sternocleidomastoideus, vzadu sternothyroideus a sternohyoideus a dole subclavius (Neumann, 2016, str. 127–129).

Intraartikulární disk kloubu pohlcuje nárazy, které působí na horní končetinu. Tlakové síly působí přes klavikulu na sternum (Dylevský, 2009, s. 101). Na tahovou zátěž také reaguje napjaté kloubní pouzdro, které se stává zdrojem signálů, jenž reflexně aktivuje trapézový a malý prsní sval. Poté začnou oba svaly táhnout klavikulu ke sternu (Dylevský, 2009, s. 154–155). AC a SC skloubení se společně podílí na všech pohybech ramenního pletence, spolu s nimi dochází k pohybu lopatky (Hochschild, 2016, s. 442; Michalíček a Vacek, 2014, s. 154). Pohyby klíční kosti slouží k uvedení lopatky do optimální polohy pro přijetí hlavice pažní kosti. V podstatě všechny funkční pohyby GH kloubu zahrnují určitý pohyb klíční kosti v SC kloubu (Neumann, 2016, str. 129).

Limitace pohybu v kloubu často vede k omezení elevace v rameni. Omezení pohybu se může dále řetězit, a skrze hypertonus m. subclavius a m. sternocleidomastoideus ovlivní i temporomandibulární kloub (Michalíček a Vacek, 2014, s. 154–155).

### **1.1.4 Thorakoskopulární spojení**

Je tvořeno vmezeřeným řídkým vazivem, které vyplňuje prostor mezi muskulaturou na ventrální ploše lopatky a hrudní stěnou. Svaly, které oddělují lopatku od zadní stěny hrudníku, jsou m. serratus anterior, m. subscapularis a erector spinae (Neumann, 2016, str. 133). Vazivo umožňuje klouzavý pohyb, který je podmínkou pro posun lopatky. V tomto funkčním spojení plní pohybovou a stabilizační roli svaly pletence (Dylevský, 2009, s. 103). Jelikož je každý pohyb ramene spojen s pohybem lopatky, projeví se její dysfunkce na pohybu celého ramene (Michalíček a Vacek, 2014, s. 158).

### **1.1.5 Subakromiální kloub**

Představuje třecí plochu. Burzy, které se zde nachází umožňují pohyb mezi kloubním pouzdrem, deltovým svalem a úpony svalů rotátorové manžety (Véle, 2006, s. 270; Dylevský, 2009, s. 155). V této oblasti je nejvíce zatížená šlacha m. supraspinatus (Michalíček a Vacek, 2014, s. 157). Burzy chrání relativně zranitelný m. supraspinatus a šlachu před spodní plochou akromionu (Neumann, 2016, str. 142).

### **1.1.6 Stabilita a mobilita ramenního pletence**

Mobilitu ramene zvyšuje přirozeně volné kloubní pouzdro ve spojení s relativně plochou a malou glenoidální jamkou. Paradoxně tytéž vlastnosti, které podporují pohyblivost GH kloubu, jej často předurčují k nestabilitě, zejména pokud jsou spojeny s opakovanými a prudkými pohyby v krajních polohách (Neumann, 2016, str. 165).

Kombinace pohybů v kloubech ramenního pletence umožňují rozsah, který přesahuje potřeby každodenních aktivit. Je třeba dynamicky stabilního systému, který zajistí velkou mobilitu doplněnou o potřebnou stabilitu (Janura, Míková, Krobot et al., 2004, s. 34). Statickou a dynamickou stabilitu ramene zajišťují kapsuloligamentózní struktury, svalový aparát a proprioceptivní systém (Labriola, Lee, Debski et al., 2014, s. 32–33). Dynamická stabilizace je základní funkcí všech svalů rotátorové manžety. Síly vytvářené rotátorovou manžetou (a jejími úpony do pouzdra) nejen aktivně rotují hlavici humeru, ale také ji stabilizují a centrují do glenoidální jamky. Dlouhá hlava bicepsu také přispívá ke stabilitě GH kloubu, jelikož přechází superiorně přes hlavici humeru a omezuje přední posun hlavice humeru, přispívá tak ke snížení tlaku v subakromiálním prostoru. Dynamická stabilita v GH kloubu vyžaduje zdravý nervosvalový systém. Informace z kloubu jsou funkčně integrovány prostřednictvím proprioceptivních sensorických receptorů umístěných v periartikulárních pojivových tkáních GH kloubu (Neumann, 2016, str. 158).

Svaly ramenního kloubu jsou obvykle silnými stabilizátory GH kloubu, zejména ve středních polohách, kdy jsou kapsuloligamentózní struktury relaxované. V koncových polohách chrání aktivita ramenních svalů kapsuloligamentózní struktury tím, že omezuje rozsah pohybu kloubu a snižuje tak jejich napětí. Svalové síly však mohou přispívat i k nestabilitě. Nestabilita ramene je specifická pro určité koncové polohy (Labriola, Lee, Debski et al., 2014, s. 32–33).

Síly ramenních svalů lze rozdělit na 3 složky: tlakové síly, síly směřující superiorně–inferiorně a síly směřující anteriorně–posteriorně. Zatímco kompresivní síly stabilizují glenohumerální kloub, anteriorně–posteriorně, inferiorně–superiorně směřující síly se označují jako translační síly a destabilizují glenohumerální kloub (Labriola, Lee, Debski et al., 2014, s. 32–33). Stabilizace ramenního pletence není definována jednou statickou polohou, ale kvalitou svalové koordinace ve všech možných polohách kloubu (Kobesová, Dzvonic, Kolář et al., 2015, s. 22–29). Je třeba správné polohové funkce lopatky a aktivita svalů rotátorové manžety, která zajistí centraci a depresi hlavice humeru (Mayer a Smékal, 2005, s. 68). Stejně tak důležitá je stabilizace trupu a ramenního pletence pro celkovou funkci svalstva horní části těla, včetně svalů ruky (Kobesová, Dzvonic, Kolář et al., 2015, s. 22). Důležitost centrace je na místě, jelikož ramenní kloub musí integrovat dvě protikladné funkce, a to co největší mobilitu se stabilitou. Funkční centrace je tedy esenciální pro zachování funkčnosti horní končetiny, trupu, krční páteře, kraniocervikálního spojení spolu se stabilitou celého těla (Mayer a Smékal, 2005, s. 69). Svaly trupu poskytují fixaci svalům ramenního pletence, m. pectoralis major a m. latissimus dorsi přímo přenáší síly paže na hrudník, m. serratus anterior a m. rhomboidei přitlačují lopatku na hrudník a poskytují stabilní základnu pro pohyby pažní kosti (Kobesová, Dzvonic, Kolář et al., 2015, s. 22–29).

Z biomechanického hlediska je třeba pro skapulothorakální rovnováhu zajistit koordinovanou svalovou souhru, která vytváří reakční sílu, jejíž výslednice vždy působí proti povrchu jamky (Janura, Míková, Krobot et al., 2004, s. 34). Bez ohledu na patologii umožňuje ztráta svalové opory ramenního pletence, aby gravitace byla dominantní silou při určování klidové polohy thorakoskapulárního kloubu. Takové držení obvykle zahrnuje propadlou, protrahovanou lopatku s vnitřní rotací (Neumann, 2016, str. 152).

### **1.1.7 Stereotyp abdukce**

Abdukce ramene ve skapulární rovině (asi 35 stupňů před frontální rovinou) je přirozenější pohyb a obecně umožňuje větší elevaci pažní kosti než abdukce v čisté frontální rovině. Abdukce ve skapulární rovině probíhá s menší zevní rotací. Impingementu se zabrání, protože abdukce v rovině skapulární umístí vrchol tuberculum majus pod relativně vysoký bod korakoakromiálního oblouku. Abdukce ve skapulární rovině také umožňuje, aby hlavice humeru lépe zapadla do glenoidální jamky (An, Korinek, Browne et al., 1991, s. 147).

Během abdukce vytváří supraspinatus kompresní sílu přímo do glenoidální jamky. Tato síla stabilizuje hlavici humeru pevně proti jamce. M. supraspinatus svou kontrakční silou

přetáčí hlavici humeru superiorně a současně omezuje jakýkoliv kontraproduktivní posun hlavice humeru (Terrier, Reis, Vogel et al, 2007, s. 649). Během abdukce infraspinatus a teres minor v různé míře zevně rotují pažní kost a zvětšují tak prostor mezi velkým hrbolem a akromionem (Neumann, 2016, str. 159).

Zevní rotace je spojena s pohyby SC a AC kloubu. Je důležitá z několika důvodů. Zaprvé, lopatka rotovaná zevně posune glenoidální jamku superiorně, anteriorně a laterálně, čímž poskytuje základ pro maximální dosah horní končetiny směrem nahoru a do stran. Za druhé, lopatka otočená zevně zachovává optimální vztah mezi délkou a napětím abduktorových svalů glenohumerálního kloubu, jako je střední deltový sval a supraspinatus. Za třetí, lopatka rotovaná zevně pomáhá udržovat subakromiální prostor. Kinematika spojená s rotací lopatky zevně je nezbytná pro optimální funkci ramene, zejména pro plný a bezbolestný rozsah abdukce (Michener, McClure a Karduna, 2003, s. 370). Vzhledem k důležitosti zevní rotace je pozoruhodné, že vnitřní rotátory svým počtem výrazně převyšují ty zevní (Neumann, 2016, s. 162).

Zevní rotaci lopatky řídí m. serratus anterior společně s horními a dolními vlákny trapézu. Poskytují punctum fixum pro svaly rotátorové manžety a m. deltoideus (Neumann, 2016, s. 156). Během elevace paže je zapotřebí, aby serratus anterior pracoval v součinnosti s trapézem na zevní rotaci lopatky a umožnil volný pohyb subakromiálních struktur pod korakoakromiálním obloukem. Změny v načasování a funkci horního a dolního trapézu i serratu anterior vedou ke změnám kinematiky lopatky, a tím mění i kinematiku GH kloubu (Michener, McClure a Karduna, 2003, s. 376). M. serratus anterior a m. trapezius mohou dobře stabilizovat lopatku a klíční kost pouze tehdy, pokud jsou jejich kosterní úpony (lebka, žebra a páteř) samy dobře stabilizovány. Slabost kdekoli v těchto vazbách snižuje sílu, efektivitu a kontrolu aktivní abdukce ramene (Neumann, 2016, str. 156).

### **1.1.8 Fylogeneze ramenního pletence**

Původní funkce ramenního pletence byla opěrná, tedy lokomoční. Při plazení se pohyby děly v uzavřeném kinematickém řetězci s převahou addukčních a vnitřně rotačních pohybů. S vertikalizací postupně docházelo k tvarovým změnám na páteři a žebrech (Michalíček a Vacek, 2014, s. 152). Došlo k napřimění páteře s vytvořením dvou křivek. Hrudník se předozadně oploštil (Krobot, Míková, Bastlová, 2004, s. 92). Lopatka se posunula kraniálně a dorzálně. Kloubní plocha lopatky se začala orientovat laterálně aby tvořila se sagitální rovinou úhel 30° (Michalíček a Vacek, 2014, s. 152).



Současně muselo dojít k adaptaci svalového závěsu lopatky. Periferní úpony svalů se posunuly distálněji od osy otáčení, dochází tak zejména u skapulohumerálních svalů. Prodloužením biomechanické páky dochází ke zvětšení rozsahu a rychlosti pohybu, a především přesnější koordinaci (Krobot, Míková, Bastlová, 2004, s. 92). Změna funkce ramene vedla k redukci svalů. Část *m. pectoralis major* se přeměnila na *m. supraspinatus* a *infraspinatus*. Došlo tedy i ke změně funkce, a to z addukční na abdukční a zevně rotační. Díky distálnějšímu posunu úponu *m. deltoideus*, mohla paže elevovat nad horizontálu. Také *m. latissimus dorsi* se diferencoval na svaly rotátorové manžety (*m. subscapularis*, *m. teres major* a *m. teres minor*). Nově dokázal depresi hlavice humeru při elevaci paže nad horizontálu a mohlo dojít k dynamické stabilizaci humeru vůči glenoidu. Ramenní pletenec tak postupně přecházel do otevřeného kinematického řetězce. Změna tvaru a pozice lopatky, včetně dalších anatomických struktur ramene se podřizovala funkci ruky (Michalíček a Vacek, 2014, s. 152). Všechny změny vedly k zajištění dynamické a stabilní základny pro diferencovanou a složitou funkci horní končetiny ve volném prostoru (Mayer a Smékal, 2005, s. 68). Neuromotorické řízení ramene je úzce spjato s řízením funkcí ruky. Původní lokomoční funkce je poté zastíněna manipulační a úchopovou funkcí (Michalíček a Vacek, 2014, s. 152)

### **1.1.9 Horní končetina během posturální ontogeneze**

Morfologický vývoj kostry i postavení kloubů a držení těla do značné míry závisí na stabilizační funkci svalů nezbytných pro výsledný dynamický pohyb, a také na formativním vlivu svalů (Kolář, 2002, s. 107). Posturální stabilizace vyžaduje svalovou koordinaci svalů, které stabilizují segmenty vůči gravitaci a zevním silám. Jde ruku v ruce s maturací centrálního nervového systému (CNS) a je vytvořena během prvních 4,5 měsíců života. Posturální stabilizace je automatická funkce bez volní kontroly (Kolář a Kobesová, 2010, s. 60).

Vyvážená aktivita mezi antagonistickými svaly během ontogeneze, poté vyústí ve funkčně centrované klouby. Insuficience jediného svalu ovlivní celý řetězec a vyústí v posturální instabilitu. Kvalita trupové stabilizace je nezbytná pro fázi pohybu, jelikož každému pohybu předchází stabilizace zúčastněných segmentů pro zajištění rovnováhy, koordinace a stability. Pro ideální stabilizaci a respiraci jsou hrudník a pánev paralelně nad sebou. Hrudník, břišní muskulatura, ramena a pánev poskytují pevnou a stabilní základnu pro jakýkoli pohyb (Kolář a Kobesová, 2010, s. 64).

Už v embryonálním období sestupuje lopatka kaudálně. Díky maturaci svalového aparátu, kaudální sestup pokračuje. Následně se do jejího řízení zapojují vzestupná vlákna

trapézového svalu a m. serratus anterior. Vývoj pokračuje zevní rotací dolního úhlu lopatky, zapojením abduktorů, zevních rotátorů a dolních vláken m. serratus anterior. Aktivní držení lopatky v depresi a rotaci, při udržení dolního úhlu k hrudníku, dozrává v průběhu posturální ontogeneze a navazuje na intrauterinní vývoj (Kolář, 2002, s. 107–108). Mediální hrana lopatky má být paralelně s páteří. Nadměrná izometrická aktivita skapulárních adduktorů přetěžuje páteř. Predominance adduktorů nad serratem anterior vyúsťuje v oploštění hrudní páteře. Stabilizační funkce m. serratus anterior závisí na pozici hrudníku a koordinací mezi bránicí a břišními svaly, které se chovají jako punctum fixum pro m. serratus anterior (Kolář a Kobesová, 2010, s. 65).

Horní končetina prodělává změny v oblasti řízení, funkce a morfologie (Čápková, 2016, s. 72). Na počátku motorické ontogeneze nejsou využívány všechny stupně volnosti ramenního kloubu. Nejčastěji pracuje jako kladkový kloub, jelikož se dítě při snaze o vzpřímení opírá rukama o podložku. Jako sférický kloub se začne uplatňovat v průběhu posturální ontogeneze (Véle, 2006, s. 271).

Opěrná funkce horní končetiny se buduje jako první. K realizaci opory je potřebná stabilizace lopatky. První plnohodnotnou oporou, je opora na proximálním konci předloktí. Dochází k zanoření lopatky ve frontální rovině, a tedy její stabilizaci. Tuto oporu můžeme vysledovat mezi 3. až 4,5. měsícem. Kolem 6. měsíce se dítě začne opírat o laterální stranu humeru. Tuto oporu využívá při obratu. Nakonec je vytvořena opora o rozvinutou dlaň s extendovanými lokty (Čápková, 2016, s. 72–78).

Jakmile je dosaženo stabilizace a centrace humeru, díky spolupráci vnitřních a vnějších rotátorů, může dojít k pohybu zápěstí do dorzální flexe a radiální dukce. Rozvine se dlaň a ruka může začít manipulovat s předměty (Čápková, 2016, s.78). Funkce úchopu je podmíněna rozvinutím ruky při vytváření opory v průběhu posturální ontogeneze (Kolář, 2001, s. 155). S maturací dlouhých myelinizovaných drah dochází k finálnímu vývoji centrace ramene společně s manipulační schopností ruky v otevřeném kinematickém řetězci (Mayer a Smékal, 2005, s. 68).

V průběhu prvního roku pohybové ontogeneze zajišťuje pletenec ramenní primárně lokomoci. Posturálně lokomoční funkci zajišťuje ještě při stožení na čtyřech ve vertikále v opoře. Jakmile se rozvine úchopová funkce, lokomoční ustupuje do pozadí. Ekvivalent tohoto pohybu však spatřujeme později v jiných činnostech jako například při klasické technice běhu na lyžích, lezení na lezecké stěně a při plavecké technice kraul nebo znak. Zapojení ramenního pletence do lokomoce při pohybových aktivitách přispívá ke stabilizaci trupu, odlehčení pánevního

pletence a propojení svalových řetězců od opěrného bodu (Vystrčilová, Kračmar, a Novotný, 2006, s. 92–97).

### **1.1.10 Svalové smyčky a řetězce**

Svalová smyčka je tvořena svaly, které se upínají na vzdálená místa. Mezi nimi se nachází kostní segment, na který svaly působí svou aktivitou. Zúčastněné svaly tak kostěný segment fixují nebo s ním pohybují v určitých směrech. Fixovaný segment je oporou pro další segment (Véle, 2006, s. 313).

Mezi lopatkou a trupem se nachází čtyři smyčky, které hrají klíčovou roli při stabilizaci lopatky a koordinaci jejích pohybů, tvoří tedy dynamický závěs lopatky (Véle, 2006, s. 315; Hochschild, 2016, s. 430-431). Pro funkci ramenního pletence je důležité nastavení polohy jamky ramenního kloubu, které zajišťují smyčky kolem lopatky (Véle, 2006, s. 317).

Můžeme také mluvit o antagonistických dvojicích. Pokud se jeden sval kontrahuje, jeho antagonistista musí být schopen se uvolnit. Pouze pokud jsou tyto antagonistické dvojice v rovnováze, tj. pokud nedochází k ochabování nebo zvýšenému napětí, je lopatka optimálně umístěna na hrudníku a pohyby ramenního pletence mohou probíhat koordinovaně (Hochschild, 2016, s. 430-431). Je tedy nutné, aby fyziologickému pohybu horní končetiny, předcházela stabilizace lopatky (Čápková, 2016, s. 81).

- m. levator scapulae – m. trapezius (vzestupná část) koordinuje pohyby elevace a deprese. Aktivita m. levator scapulae se přenáší na krční páteř a může tak dojít k jednostrannému přetížení.
- m. serratus anterior – m. trapezius (příčná část) koordinuje pohyby abdukce a addukce. Fixují lopatku k hrudníku.
- m. pectoralis minor – m. trapezius (sestupná část) řídí posuny lopatky dopředu, dolů a dozadu.
- m. rhomboideus – m. serratus anterior (spodní část) řídí abdukci a addukci, a také rotační pohyby lopatky. Pomáhají vyvažovat dynamické postavení lopatky. Dojde-li k rozdílné aktivitě svalů, nastane také změna polohy lopatky. Pokud je rozdílná aktivita znatelná i v klidu, výchozí nastavení lopatky se změní a s ní i postavení ramenního pletence. Nastává pak decentrace (Véle, 2006, s. 315–317; Hochschild, 2016, s. 430-431).

Svalový řetězec je tvořen fyzikální i funkční vazbou mezi svaly nebo smyčkami, které jsou propojené fasciálními, šlachovými i kostními systémy do řetězce. Řetězec vytváří složitý celek, jehož funkce je řízená z CNS. Řetězce mohou pracovat i současně (Véle, 2006, s. 314). Nervový systém si vybírá z motorických programů, jejichž základním úkolem je udržet posturu, která umožní cílený pohyb (Vařeka a Dvořák, 2001, s. 34). CNS pak umožní sekvenční aktivitu, a tak je výsledný pohyb koordinovaný a energeticky nenáročný (Véle, 2006, s. 314).

Prostřednictvím svalových řetězců může dojít k zaujetí aktivní postury a jejímu udržení. Je tedy zajištěno aktivní držení segmentů těla proti zevní síle. Postura je esenciální pro provedení pohybu. Zajišťuje napřímení axiálního systému a jeho zpevnění. Zde hrají nezastupitelnou roli autochtonní svaly zad, hluboké flexory krku, bránice a břišní svalstvo. Stabilní trup vytvoří pro končetiny punctum fixum. Což dokazuje i zjištění, že pohybu paže předchází aktivita m. transversus abdominis (Vařeka a Dvořák, 2001, s. 35).

Svalové řetězce tvoří tělní systém, který je propojen. Ukazují nám vztahy mezi trupem a končetinami. Je třeba zmínit svalově vazivové vztahy, které dávají například za vznik lumbosakrálnímu spojení, jenž stabilizuje bederní oblast a přenáší sílu z horních končetin na dolní. Tento přenos sil zajišťuje m. latissimus dorsi přes lumbosakrální fascii na m. gluteus maximus (Janda, 1999, s. 6–8).

Jak už bylo zmíněno, CNS vybírá pohybovou strategii. Může vybírat na základě efektivity řetězců, které jsou často používány a jsou tak ověřeny pro následné řešení daných situací. Během motorické ontogeneze si totiž vybíráme nejefektivnější variantu pohybu pro splnění cíle a takový model si následně ukládáme pro další použití. Opakováním pohybu vytváříme funkční synergie, ale zároveň snižujeme variabilitu v daném řetězci. Tyto synergie mají informace o časovém zapojení jednotlivých svalů a také o zapojení posturálních svalů (Dvořák, 2005, s. 18).

#### **1.1.11 Otevřené a uzavřené kinematické řetězce**

Otevřený kinematický řetězec lze definovat jako ten, který má distální konec volný a proximální konec je pevným bodem neboli fixován. Lze v něm měnit postavení v jednom kloubu, aniž by došlo k ovlivnění postavení v kloubech dalších (Dvořák, 2005, s. 13). V daném kloubu otevřeného řetězce probíhají i rotační pohyby se smykovou složkou (Dvořák, 2005, s. 20). Během aktivit v otevřeném řetězci je akrum nezávislé na postavení a pohybech trupu.

Punctum fixum zde představuje pletenec a akrum je punctum mobile. Jedná se tak o pohyby končetinou, kdy je pozice trupu neměnná (Krobot, 1997, s. 7).

Uzavřený kinematický řetězec má oba konce fixované. Při změně postavení v jednom kloubu, dojde ke změně postavení i v kloubech dalších. Pokud se distální segment setká s dostatečným odporem proti jeho pohybu, jedná se také o uzavřený řetězec (Dvořák, 2005, s. 13–14). Pokud je akrum fixované je pohyb horní končetinou doprovázen pohyby trupu. Zde je akrum punctum fixum a pohybuje se pletenec s trupem, které tvoří punctum mobile. V uzavřeném řetězci svaly pracují v kokontrakci a stabilizují tak segment (Krobot, 1997, s. 7). Dochází zde převážně k působení axiálního tlaku v kloubu (Dvořák, 2005, s. 20). Pokud se volný segment řetězce setká s odporem, začne zapojovat jiné svaly do pohybu oproti situaci, kdy byl nezávislý na vnější síle. Příkladem mohou být aktivity, kde jsou končetiny v opoře. Odpor řetězce představuje tíhová síla trupu. Patří zde třeba dřep nebo výstup na schod (Dvořák, 2005, s. 13–14). Dále aktivity, kdy dochází ke změně těžiště a vertikalizaci (Krobot, 1997, s. 8).

Fixace segmentu zde znamená působení síly, která vyloučí působení dalších sil, které by mohly ovlivnit postavení segmentu. Uzavřený a otevřený řetězec mohou být krajními situacemi mezi přechodem jednoho řetězce v druhý. Otevřený řetězec se setkává se zanedbatelným odporem, který nemá velký vliv na segmenty, a tak své postavení změní minimálně nebo vůbec. Pokud je působící odpor natolik velký, že dojde k souhybu dalších článků, řetězec se uzavře (Dvořák, 2005, s. 13–15).

Z pohledu posturální ontogeneze, se novorozenec pohybuje převážně v otevřeném řetězci. Vlivem působení tíhové síly dochází postupně k uzavírání řetězců, jelikož dochází ke kontaktům s podložkou v místech opory. To přináší selektivně řízené svalové napětí a koaktivitu antagonistů, čímž vzniká schopnost vytvořit punctum fixum a punctum mobile. V uzavřeném řetězci dochází k vytvoření posturálních synergií, které jsou předpokladem dalšího obohacení motoriky. Vyzrálá motorika je schopna měnit nastavení řetězců tak, aby mohly pracovat jako uzavřené či otevřené a přecházet mezi sebou v závislosti na daných činnostech (Dvořák, 2005, s. 19–21).

Uzavřený řetězec umožňuje zajistit kloubní stabilitu, která je podmínkou efektivního pohybu. Fázická hybnost v otevřeném řetězci je odvozena z uzavřeného řetězce. Cílenému pohybu předchází aktivita uzavřeného řetězce, kde je vytvořeno punctum fixum. Tíhová síla zajišťuje fixaci punkta fixa. Je třeba, aby svalový tonus zajistil spojení určitého počtu tělních segmentů, jejichž celková hmotnost bude převyšovat hmotnost segmentů, které tvoří punctum mobile (Dvořák, 2005, s. 20).

### 1.1.12 Myofasciální řetězce

Jiný pohled na integritu těla nabízí Myers s myofasciálními řetězci. Myofasciální řetězce pojednávají o meridiánech (anatomické dráhy), které vedou přes celé tělo. Jedná se o linie pojivové tkáně, které prochází tělem (Myers, 2001, s. 2). Fascie je jakákoli tkáň, která je schopna reagovat na mechanické podněty. Fasciální kontinuum umožňuje pohyb a je zdrojem aferentních informací, které jsou schopny ovlivnit i kognitivní aspekt pohybu (Bordoni a Myers, 2020, s. 2). Pojivová tkáň se netýká pouze svalů, tvoří také pouzdra a závěsy orgánů. V lidském těle se nachází dvanáct drah, které dávají za vznik myofasciálním řetězcům. Myofasciální řetězce mají statickou a dynamickou funkci, a tak je lidské tělo schopno provést koordinovaný pohyb (Myers, 2001, s. 2–4).

Holistický přístup je popisován pomocí biotensegrity. Ta se skládá z napětí a soudržnosti. Tensegrita poukazuje na to, že tělo funguje jako celek. Popisuje princip konstrukčního vztahu, v němž je tvar konstrukce zaručen uzavřeným, komplexně spojeným tahovým chováním systému (Bordoni a Myers, 2020, s. 2). Kostěný systém je odolný proti tlaku, nemá žádné pevné spojení mezi jednotlivými prvky, ale jsou drženy pohromadě v síti souvislých viskoelastických tahových prvků (svalový a šlachový systém) (Dischiavi, Wright, Hegedus et al., 2017, s. 9). Přenos mechanického napětí určuje stálé přizpůsobení struktury těla, aniž by došlo k poškození nebo deformaci integrity tvaru a funkce (Bordoni a Myers, 2020, s. 2). Tahová integrita by mohla být mechanismem, kterým tělo vytváří stabilitu v různých systémech a orgánech, zejména v páteři. Klidový svalový tonus v celém pohybovém aparátu zajišťuje kompresi a napětí mezi kostmi, což dává tělu schopnost být vzpřímené a pohyblivé (Dischiavi, Wright, Hegedus et al., 2017, s. 9). Myofascie zajišťují souvislou síť omezujícího, ale nastavitelného tahu kolem jednotlivých kostí, chrupavek, orgánů a svalů, které se proti této omezující tahové membráně vymezují. Prostřednictvím těchto řetězců se šíří napětí, umožňují pohyb a přenos síly, pomáhají tak tělu se pohybovat jako celek (Myers, 2001, s. 5).

### Spiral Line

Spirálový řetězec obtáčí tělo ve dvojitě šroubovici. Spojuje se na obou stranách lebky přes horní část zad k protějším rameni a poté kolem žeber, aby se vpředu na úrovni pupku protнула se stejnostrannou kyčlí. Od kyčle prochází spirální řetězec podél anterolaterální strany stehna a holeně k podélné klenbě. Prochází pod chodidlem a vede po zadní a vnější straně nohy k sedací kosti do lumbosakrální fascie přes erector spinae a končí velmi blízko místa, kde začala na lebce (Myers, 2001, s. 131)

Spirální řetězec pomáhá udržovat rovnováhu ve všech rovinách. Spojuje klenby nohou s úhlem pánve a pomáhá určovat efektivní nastavení kolen při chůzi. Velká část myofascií ve spirálním řetězci se podílí i na ostatních meridiánech a také na hluboké linii zadní paže. To zajišťuje zapojení spirálního řetězce do mnoha funkcí a to, že dysfunkce ve spirální linii ovlivní funkci těchto dalších linií. Celkovou pohybovou funkcí spirálního řetězce je vytvářet a zprostředkovávat spirály a rotace v těle a při excentrické a izometrické kontrakci stabilizovat trup a nohu (Myers, 2001, s. 131).

### **Arm Lines**

Pažní linie obsahuje čtyři odlišné myofasciální meridiány, které vedou od osového skeletu ke čtyřem kvadrantům paže a ruky, konkrétně k palci, malíčku, dlani a hřbetu ruky. Vzhledem k tomu, že lidské paže jsou specializované na mobilitu, vyžadují tyto stupně volnosti více variabilních linií kontroly a stabilizace, a tedy i více meziliniových vazeb. Paže jsou uspořádány do hluboké a povrchové přední linie podél přední části paže a do hluboké a povrchové zadní linie podél zadní části paže (Myers, 2001, s. 149).

Pažní linie jsou využívány při nesčetných každodenních manuálních činnostech, při nichž zkoumáme, manipulujeme a reagujeme na prostředí v němž se pohybujeme. Linie paže působí přibližně přes 10 kloubů v paži, aby k nám věci přiváděla, odstrkovala, tahala, tlačila nebo stabilizovala naše vlastní tělo (Myers, 2001, s. 149).

Dysfunkce v pažních liniích mohou mít vliv na posturální funkce. Například špatné postavení ramen může způsobit značný tah působící na žebra, krční páteř a tím ovlivnit dýchání a další funkce (Myers, 2001, s. 149).

## **1.2 Patokineziologie ramenního pletence**

Bolesti ramene jsou časté u sportovců, kde dominují tzv. overhead pozice horních končetin. Jedná se zejména o plavce, vzpěrače a vrhače. Další skupinu představuje populace starší 40 let, kdy k poranění ramene často spěje chronické přetěžování, které vede k mikrotraumatizaci měkkých tkání. U mladších osob je nejčastější příčinou akutní přetížení nebo např. zranění nekoordinovaným pohybem, namožení, luxace. Z 90 % se jedná o funkční poruchy ramenního pletence. Ty mohou být podkladem pro budoucí strukturální poruchy (Mayer a Smékal, 2005, s. 70; Michalíček a Vacek, 2014, s. 205–206).

Vzhledem k provázanosti systému mohou posturální a pohybové vady, omezení pohybu, tvarové změny, jako je kyfóza nebo blokády, které vznikají v krční a hrudní páteři a žebrech,

zásadně ovlivnit strukturu a funkci ramene (Hurov, 2009, s. 328). Poloha a pohyblivost hrudní páteře může přímo ovlivňovat kinematiku skapulotorakální a GH oblasti, a tím vést k impingementu. Relativně malé zvýšení flexe hrudní páteře má za následek větší elevaci a přední náklon (anterior tilt) lopatky v klidu a menší zevní rotaci a zadní náklon (posterior tilt) lopatky při elevaci GH kloubu. Zvýšení flexe hrudní páteře vede ke snížení elevace GH kloubu. Protrakce lopatek zapříčiněná vadným držením těla vede ke zmenšení subakromiálního prostoru ve srovnání s retrakcí (Michener, McClure, Karduna, 2003, s. 373–374). Taktéž postavení krční páteře má vliv na pohyb lopatky a GH kloubu. Flexe krční páteře přispívá ke snížení zevní rotace a zadního náklonu lopatky během elevace paže (Ludewig a Cook, 1996, s. 153).

Jakýkoliv pohyb v rameni je tvořen koordinovanou spoluprací kloubů, které tvoří ramenní pletenec. Omezení pohybu v jednotlivých kloubech se odrazí na hybnosti dalších kloubů. Důsledkem zánětů (svalů, vazů či kloubů), mikrotraumat, blokády krční nebo hrudní páteře, je narušení biomechaniky a dyskoordinace svalových smyček působící na ramenní pletenec. Dochází k decentraci ramenního kloubu a přetěžování měkkých tkání (Michalíček a Vacek, 2014, s. 153).

CNS pracuje s pohybovými programy, které využívá a mění v závislosti na situaci. Programy jsou velmi ovlivněny aferentními podněty z periferie. Jestliže je některá z funkcí pohybového aparátu narušena, zvolí CNS jinou cestu, aby splnila daný cíl. Schopnost kompenzace umožňuje provést pohyb s různou mírou poškození určitých částí pohybového systému. To však přetěžuje ostatní části systému a pokud je zátěž déletrvajícím dojdem k poruše i dalších funkcí (Vařeka a Dvořák, 2001, s. 34).

Co se týče svalové koordinace, spolupráce mezi m. deltoideus a depresory hlavice pažní kosti (m. subscapularis, m. infraspinatus a m. teres minor) je důležitou součástí centrace ramenního kloubu. Převaha m. deltoideus nad m. subscapularis a m. supraspinatus napomáhá zužování subakromiálního prostoru. Děje se tak proto, že m. deltoideus způsobuje střížný superiorní posun, který vede k zúžení subakromiálního prostoru. Zatímco m. supraspinatus způsobuje distrakci a m. subscapularis depresi a centraci hlavice pažní kosti. K potřebné depresi hlavice humeru ještě dopomáhají m. latissimus dorsi, m. teres major a m. pectoralis major. Jejich činnost také přispívá k uvolnění subakromiálního prostoru. Neméně důležitý je vztah mezi m. serratus anterior a m. subscapularis. Nedostatečné zapojení m. serratus anterior při elevaci humeru, vede k anterosuperiornímu posunu hlavice humeru. To negativně ovlivní funkce m. subscapularis a povede k impingementu (Mayer a Smékal, 2005, s. 70–71).



### 1.2.1 Impingement syndrom

Impingement ramene je klinický syndrom, při kterém dochází k bolestivému sevření měkkých tkání v subakromiálním prostoru. Pacienti trpí bolestí při zvednutí paže v rozsahu 70° až 120° (bolestivý oblouk) nebo při ležení na postižené straně (Garving, Jakob, Bauer et al., 2017, s. 765). Jedná se zejména o poškození rotátorové manžety, které začíná akutní tendinitidou, přechází v tendinózu s degenerací a částečnými trhlinami a vyústí v rupturu (Seitz et al., 2011, s. 2). Bolest ramene je třetí nejčastější muskuloskeletální stížností v ortopedické praxi a impingement syndrom je jednou z nejčastějších základních diagnóz (Garving, Jakob, Bauer et al., 2017, s. 765). Subakromiální impingement je zřejmě důsledkem různých faktorů. Existují důkazy, které potvrzují přítomnost anatomických faktorů, jako jsou záněty šlach a burzy, degenerace šlach, slabé nebo dysfunkční svaly rotátorové manžety a lopatky, posturální dysfunkce páteře a lopatky (Michener, McClure, Karduna, 2003, s. 369).

Impingement ramene byl rozdělen do dvou hlavních kategorií: strukturální a funkční. Může být způsoben zúžením subakromiálního prostoru v důsledku kostního růstu, zánětu měkkých tkání (strukturální) nebo nadměrnou migrací hlavice humeru způsobenou oslabením nebo svalovou nerovnováhou (funkční). Funkční impingement se převážně vyskytuje u „overhead sportovců“ mladších 35 let. Je možné, že některé subakromiální impingementy jsou důsledkem kombinace strukturálních i funkčních faktorů. Svalové dysbalance vedou ke změnám artrokinematiky a poruchám pohybu, které mohou v konečném důsledku způsobit strukturální poškození. (Page, 2011, s. 52).

Fyziologicky je výška subakromiálního prostoru, od hlavice pažní kosti po korakoakromiální oblouk, pouze 1,0–1,5 cm (Michener, McClure, Karduna, 2003, s. 371). Subakromiální prostor obsahuje subakromiální burzu a rotátorovou manžetu (Garving, Jakob, Bauer et al., 2017, s. 765). Tloušťka rotátorové manžety je kolem 6 mm. Jedná se o velice těsný prostor, kde se i za normálních okolností, při působení kompresních a střižných sil, dostává rotátorová manžeta do kontaktu se spodní plochou akromionu (Mayer a Smékal, 2005, s. 69).

Svaly rotátorové manžety fyziologicky poskytují síly směřující dolů, aby kontrolovaly horní translaci humeru. Nadměrná superiorní translace hlavice humeru v důsledku slabosti rotátorové manžety může vést ke zmenšení subakromiálního prostoru během elevace, a tím ke zvýšené mechanické kompresi subakromiálního obsahu. Translaci horní hlavice humeru, ke které dochází během počáteční fáze elevace, může částečně způsobovat deltový sval (Michener, McClure, Karduna, 2003, s. 375).

Impingement nevyvolává pouze abdukce ramene. Jedná se spíše o kombinaci abdukce s vnitřní rotací paže. Subakromiální tlak se výrazně nezvyšuje při elevaci a depresi paže ve skapulární rovině. K výraznému zvýšení nedochází ani během vnitřní a vnější rotace, v addukci paže. Změny nastávají při abdukci paže v 90°, kdy vnitřní rotace výrazně zvyšuje subakromiální tlak a zevní rotace jej naopak snižuje. Subakromiální prostor je tedy zatížen značnou kompresí silou pouze tehdy, když je paže abdukována v 90° a ve vnitřní rotaci. Tyto poznatky jsou podkladem testů na přítomnost poškození měkkých tkání v subakromiálním prostoru (Yanai, Fuss, Fukunaga, 2006, s. 698).

Je důležité připomenout funkci zevních rotátorů, a to jak lopatky, tak humeru. Během abdukce nad 90°, zevní rotace humeru způsobí posun hlavice dozadu a tuberculum majus má lepší podmínky pro zasunutí pod akromion. Zároveň zevní rotace lopatky způsobí elevaci akromionu a uvolní subakromiální prostor při elevaci horní končetiny nad horizontálu. Funkce svalů rotátorové manžety ustupuje při elevaci nad 90° a mizí ve 120°. Do popředí se pak dostávají svaly lopatky. V pozicích nad 90° je ramenní pletenec nejzranitelnější (Michalíček a Vacek, 2014, s. 157–158).

## **1.2 Význam tělesné zátěže pro organismus**

Fyzická inaktivita je rizikovým faktorem kardiovaskulárních onemocnění a stále většího počtu dalších chronických onemocnění, včetně cukrovky, rakoviny (tlustého střeva a prsu), obezity, hypertenze, onemocnění kostí a kloubů (osteoporózy a osteoartrózy) a deprese. Prevalence nedostatečné fyzické zátěže je vyšší než prevalence všech ostatních rizikových faktorů. Lepší fyzická kondice pohybového aparátu je spojena se zlepšením celkového zdravotního stavu a snížením rizika chronických onemocnění a invalidity (Warburton, Brendin, Nicol, 2006, s. 801–803). Při srovnání sedavého způsobu života, je pravidelné cvičení spojeno se zvýšenou imunitou a sníženým rizikem infekce (Liegro, Schiera, Proia et al., 2019, s. 2). Zlepšení funkcí pohybového aparátu má obrovský potenciál oddálit nebo eliminovat vznik zdravotního postižení, invalidity a chronických onemocnění. Zvýšená muskuloskeletální zdatnost pozitivně souvisí se soběstačností, glukózovou homeostázou, zdravím kostí, psychickou pohodou a celkovou kvalitou života. (Warburton, Brendin, Nicol, 2006, s. 805).

### **1.2.2 CrossFit**

CrossFit je považován za jeden z nejrychleji se rozvíjejících, vysoce intenzivních funkčních tréninků na světě (Claudino, Gabbett, Bourgeois et al., 2018, s. 1–2). Je založen na

tréninku s vysokou intenzitou a zátěží, který vyžaduje mobilitu a stabilitu celého těla při provádění cviků (Silva, Maffuli, Migliorini, 2022, s. 1). Tento silový a kondiční program slouží k optimalizaci fyzické zdatnosti v několika oblastech kondice: kardiorespirační zdatnost, vytrvalost, síla, flexibilita, rychlost, koordinace, rovnováha a přesnost. Je založený na principech variability cvičení, vysoce intenzivního tréninku a funkčních pohybů (Costa, Louzada, Mivashita, 2019, s. 1). CrossFit využívá hlavně prvky gymnastiky (např. přitahy, výpady, kliky, stojky), vzpírání (např. dřepy, mrtvý tah, olympijský trh neboli snatch) a aerobního cvičení (např. běh nebo veslování) (Claudino, Gabbett, Bourgeois et al., 2018, s. 1–2). Tyto cviky se často kombinují do vysoce intenzivních tréninků, které se provádějí v rychlých, po sobě jdoucích opakováních s omezeným nebo žádným časem na zotavení mezi sériemi (Weisenthal, Beck, Maloney et al., 2014, s. 1). Tréninky jsou škálovatelné, takže je lze provádět bezpečně a efektivně s ohledem na aktuální úroveň fyzické zdatnosti jednotlivce (Meyer, Morrison, Zuniga, 2017, s. 1).

Vysoce intenzivní trénink s jednou modalitou je účinný při relativně minimální časové investici. Bylo zjištěno, že účast v CrossFitu zlepšila metabolickou kapacitu a vedla ke zlepšení kondice na základě maximálního příjmu kyslíku ( $VO_2$  max) a tělesného složení (Weisenthal, Beck, Maloney et al., 2014, s. 1–2). Ve studii Murawska et al. (2015, s. 811) hodnotili změny BDNF (brain derived neurotrophic factor),  $VO_2$  max a procento tukové tkáně během tříměsíčního tréninkového programu. U všech účastníků došlo ke snížení procenta tukové tkáně, zvýšení  $VO_2$  max a výraznému zvýšení BDNF. Meyer et al. (2017, s. 6) uvádí, že během 10týdeního programu se procento tělesného tuku snížilo o 3,7 % a  $VO_2$  max se zvýšilo z 11,8 % na 13,6 %.

### **1.2.1.1 Shyb**

Shyb je multikloubní pohyb horní části těla, který probíhá v uzavřeném kinematickém řetězci. Při správném provedení zvyšuje sílu horní části těla a také usnadňuje provedení aktivit, které vyžadují sílu ramenního pletence (šplh, lezení, gymnastika, veslování, plavání a další). Je široce využíván pro různé silové a kondiční tréninky, ke zlepšení svalové výdrže, adaptace a k řadě testování. (Dickie, Faulkner, Barnes et al., 2016, s. 1).

Shyb je možné provést různými variacemi. Úroveň svalové aktivace může být ovlivněna úchopem, uvažujeme-li nad specifickostí a účinností tréninku. Shyb může být proveden různými úchopy a každý z nich má jiné biomechanické účinky na přidružené svaly (Floyd, 2015, s. 219). Usuzuje se, že ze všech flexorů předloktí je nejvíc aktivován musculus biceps

brachii, při úchopu v supinaci zápěstí. Během pronačního postavení je zvýšená aktivita musculus brachialis. V neutrálním postavení je to musculus brachioradialis. Zmíněné varianty shybu mohou podpořit různý stupeň svalové adaptace v cílených svalech (Leslie a Comfort, 2013, s. 76). Hypotézy tvrdí, že jsou přítomny značné rozdíly v EMG aktivitě svalů během různých variant shybu díky rozdílné poloze v ramenním pletenci (Dickie, Faulkner, Barnes et al., 2016, s. 3). Celkově jsou však hlavními hybateli m. biceps brachii, m. latissimus dorsi, m. infraspinatus a m. trapezius (pars ascendens), kteří jsou podstatně aktivnější během koncentrické a excentrické fáze shybu než ostatní svaly horní části těla (Williamson, Price, 2021, s. 149).

Při pronačním úchopu je aktivita dolní porce trapézu větší než při supinaci. Avšak při supinovaném úchopu je značný rozdíl v aktivitě m. pectoralis major oproti pronovanému úchopu (Youdas, Amundson, Cicero et al., 2010, s. 3411)

Svalová aktivita musculus brachioradialis, biceps brachii a pectoralis major je vyšší během koncentrické fáze shybu což svědčí o tom, že dochází k většímu náboru motorických jednotek a tím pádem i intenzitě cviku, nezávisle na úchopu.

Musculus biceps brachii a brachioradialis mají funkci iniciátorů pohybu během koncentrické fáze. Zatímco střední porce trapézu, m. latissimus dorsi a m. infraspinatus pracují jako kontrolori koncentrické i excentrické fáze. (Dickie, Faulkner, Barnes et al., 2016, s. 10).

Nízká efektivita shybu může být dána neschopností izometrické kontrakce velké svalové hmoty, pro udržení těžiště těla ve vertikální ose s hrazdou (Antinori, Felici, Figure et al., 1988, s. 136–137).

Ve výchozí pozici dochází k izometrické kontrakci zúčastněných svalů, která facilituje stabilitu ramenního pletence. Dochází k abdukci, vnější rotaci a lehké elevaci lopatky. GH kloub je v abdukci a loket je v extenzi. Trup je držen v neutrální pozici.

Při ascendentní fázi dochází k depresi, retrakci a vnitřní rotaci lopatky díky koncentrické kontrakci rhombických svalů, střední a dolní porce trapézu. V GH kloubu dochází k addukci za pomoci musculus pectoralis major, m. infraspinatus, m. teres major, m. subscapularis a m. latissimu dorsi. Tělo je taženo nahoru tak, aby byla brada nad hrazdou. Během shybu se testovaný snaží vyhnout houpání.

Během descendentní fáze dochází k excentrické kontrakci, která pomáhá kontrolovat pohyb a zabraňuje nadměrné elevaci lopatky, flexi v rameni a extenzi v lokti (Ronai a Scibek, 2014, s. 88–89).

Kipovaný shyb je modifikace tradičního striktního shybu, který zahrnuje dynamický pohyb dolní části těla prostřednictvím švihu, tak aby se brada dostala nad hrazdu (Snarr, Casey, Hallmark, 2018, s. 28). Kip vychází z gymnastiky, kde se gymnasta pomocí švihu dolních končetin dostane nad hrazdu (Dinunzio, Porter, Scoy et al., 2018, s. 1). Využití spodní části těla při kipovaném shybu zvyšuje hybnost, aby bylo možné provést více opakování vyšší rychlostí než při tradičním shybu (Snarr, Casey, Hallmark, 2018, s. 28). Mohou jej provádět i sportovci, kteří nemusí mít dostatečnou sílu v horní části těla pro provedení striktního shybu (Williamson, Price, 2021, s. 150). Během vzestupné fáze se boky a nohy výbušným a rychlým způsobem přehoupnou dozadu a dopředu, aby poháněly tělo směrem k tyči. Při sestupu se jedinec obvykle od tyče odstrčí a nechá si pomáhat gravitací (Snarr, Casey, Hallmark, 2018, s. 28).

„Butterfly“ shyb je náročnější verze kippingu, při níž sportovec provádí cykličtější styl kippingu ve srovnání s pohybem nahoru a zpět, který se používá při kipovaném shybu. „Butterfly“ shyb je rychlejší, vyžaduje však větší koordinaci celého těla. Vzhledem k zapojení dolní části těla lze předpokládat, že aktivace svalů horní části těla bude také nižší ve srovnání se striktním shybem.

Tyto varianty shybů se v tréninku využívají z různých důvodů. Striktní shyb se obvykle využívá pro rozvoj svalové síly v horní části těla a také k testování svalové vytrvalosti, zatímco kipovaný a „butterfly“ shyb se často využívá pro zlepšení koordinace celého těla a pro zvýšení počtu opakování, která může sportovec provést (Williamson, Price, 2021, s. 150).

### **1.2.3 Adaptační kardiovaskulárního systému**

Časté cvičení je spojeno se snížením kardiovaskulární úmrtnosti i rizika vzniku kardiovaskulárních onemocnění. Fyzická aktivita je spojena s příznivějším profilem zánětlivých markerů, snižuje riziko srdečního selhání a zlepšuje přežití po ischemické chorobě srdeční (Nystoriak, Bhatnagar, 2018, s. 2). Pomáhá snižovat index tělesné hmotnosti a může představovat přirozený protizánětlivý lék proti chronickým onemocněním (Liegro, Schiera, Proia et al., 2019, s. 2).

Během cvičení je srdce vystaveno přerušované hemodynamické zátěži v podobě tlakového přetížení a objemového přetížení nebo obojího. K normalizaci tohoto stresu a k uspokojení systémové potřeby zvýšeného přívodu krve prochází srdce morfologickou adaptací na opakované cvičení tím, že zvětšuje svou hmotnost prostřednictvím zvětšení tloušťky stěny komor. Toto zvětšení velikosti srdce je především důsledkem nárůstu velikosti

jednotlivých terminálně diferencovaných srdečních myocytů. Adaptivní remodelace srdce v reakci na cvičení obvykle probíhá se zachováním nebo zvýšením kontraktilní funkce. To kontrastuje s patologickou remodelací v důsledku chronického trvalého tlakového přetížení (např. při hypertenzi nebo aortální stenóze), které může vést ke ztrátě kontraktilní funkce a srdečnímu selhání (Nystoriak, Bhatnagar, 2018, s. 2–4).

#### 1.2.4 Vliv fyzické zátěže na nervový systém

Fyzická zátěž může přispět ke zpomalení stárnutí mozku a degenerativních procesů, jako je Alzheimerova choroba a roztroušená skleróza. Fyzická aktivita především zlepšuje kognitivní procesy a paměť, má analgetické a antidepresivní účinky a navozuje pocit pohody.

Vytrvalostní aktivita (tj. dlouhotrvající aerobní aktivita, např. běh) i silový trénink vyvolávají zvýšení cirkulujících růstových faktorů (např. inzulinu podobného růstového faktoru 1 – IGF-1) a neurotrofinů (např. neurotrofického faktoru odvozeného od mozku – BDNF), které mají vliv na mozek jak během vývoje, tak i v dospělosti. Mohou ovlivňovat plasticitu mozku u mladých i dospělých lidí, a to za mnoha různých podmínek, jako je fyziologické stárnutí (snížení objemu mozkové hmoty), neurodegenerativní procesy a zotavení po akutním poškození mozku. Obě aktivity umožňují svalovou syntézu a uvolňují myokiny do oběhu. Tyto molekuly mohou procházet hematoencefalickou bariérou skrze mozkové kapiláry a ovlivňují funkce neuronů i gliových buněk, a tím modifikují neurotransmisi v různých oblastech mozku. Neurotransmise pak může aktivovat dráhy vedoucí k modifikaci genové exprese.

BDNF je neurotrofin, který se podílí na všech nejdůležitějších aspektech neuroplasticity, od neurogeneze, synaptogeneze a kognice, až po regulaci energetické homeostázy (Liegro, Schiera, Proia et al., 2019, s. 2–5). BDNF má trofické účinky na hipokampální neurony, které pomáhají neutralizovat škodlivé účinky odumírání nervových buněk, a proto je pokles plazmatických hladin BDNF spojen se zhoršeným zdravím mozku. Neurodegenerativní poruchy jsou spojeny se sníženými hladinami neurotrofického faktoru (Ruiz-Gonzalez, Hernandez-Martinez, Valenzuela, 2020, s. 2–3). Nárůst BDNF koreluje s objemem cvičení (intenzita, doba trvání, frekvence aktivity). Největší odezvu vykazují dobře trénovaní jedinci, zatímco převážně sedavé osoby vykazují nižší nebo dokonce žádnou odezvu. Aktivity zahrnující dovednosti v otevřeném řetězci (např. badminton) zvyšují hladinu BDNF více než aktivity v uzavřeném řetězci (např. běh). Pravděpodobně proto, že činnosti v otevřeném řetězci vyžadují větší pozornost, aby bylo možné čelit neustále se měnícím situacím (Liegro, Schiera, Proia et al., 2019, s. 7–8). Podle meta analýzy Marinuse et al. (2021) silový trénink vyvolal

významné zvýšení koncentrace BDNF v periferní krvi, zatímco aerobní trénink takový účinek neměl. Když se však k aerobnímu cvičení přidal silový trénink, zvýšily se i koncentrace BDNF v periferní krvi. Předpokladem je velká aktivita svalové hmoty během silového tréninku, kdy kosterní svalovina generuje BDNF. Dostatečný vnější odpor v kombinaci s velkým počtem opakování je důležitý pro vyvolání dlouhodobého svalového napětí, a to vede k vyšší koncentraci BDNF (Marinus, Hansen, Feys et al. 2021, s. 2–16).

### **1.2.5 Adaptace kosterního svalstva**

Pravidelná sportovní aktivita souvisí i s nervovou adaptací. Ta zahrnuje zvýšenou aktivaci svalů během pohybu (počet rekrutovaných motorických jednotek nebo rychlost vzruchu a synchronizace jednotlivých motorických jednotek – MU), lepší koordinaci synergických a antagonistických svalů a zvýšený nervový přenos z nejvyšších úrovní centrálního nervového systému (Macaluso, De Vito, 2004, s. 460).

Je také znatelná hypertrofie svalu, která je reakcí na silový trénink. Proces hypertrofie spočívá v aktivaci satelitních buněk a jejich interakci s růstovým faktorem (IGF-I), což způsobí jejich mitotickou aktivitu. Výsledné buňky se spojí se svalovými vlákny a předají jim jádra. To posléze vede k syntéze kontraktilních proteinů a hypertrofii svalového vlákna. Možnost, jak zvýšit svalovou sílu, je provádění cviků s větší zátěží a menším počtem opakování. Síla je výsledkem nervového systému, který dokáže aktivovat dostatečný počet motorických jednotek a také množství svalových vláken, které jsou kontrakce schopné (Kraemer a Newton, 2000, s. 345). Pohyby, které zahrnují koncentrickou i excentrickou svalovou aktivitu jsou nejefektivnější pro nabytí svalové hypertrofie (Colliander a Tesch, 1990, s. 37). Silový trénink také vyvolává změnu zastoupení určitého typu svalových vláken ve svalu. Nejčastěji se jedná o větší zastoupení svalových vláken typu IIa (Neumann, 2016, s. 70). Aerobní trénink naopak vyvolá zmnožení mitochondrií a pomalých svalových vláken. Aerobní vytrvalostní aktivity podporují oběhový systém, ale snižují svalovou sílu. S větší svalovou silou roste počet satelitních buněk, které se účastní reparačních procesů a jsou schopny nahradit poškozené svalové buňky. Dochází k ekonomizaci a lepší koordinaci pohybu (Máček a Radvanský, 2011, s. 30). Aerobní i silové cvičení je spojeno se snížením rizika diabetu II. typu. Silový trénink má vliv na kontrolu glykémie v krvi. Dalším benefitem silového tréninku je jeho efekt na hustotu kostních minerálů. Působí jako prevence ztráty kostních minerálů a osteoporózy, zejména u žen po menopauze (Warburton, Nicol, Bredin, 2006, s. 802).

Ve stáří dochází ke kvantitativnímu úbytku svalové hmoty a nárůstu tukové a pojivové tkáně, což ovlivňuje tvorbu svalové síly. S tím je spojen i úbytek MU, kdy je vyvinutí potřebné síly pomalejší, dochází i k oslabení kokontrakce a tyto faktory mohou mít vliv na prevenci pádů. Svalová síla vykazuje pomalý nebo nezatelný pokles přibližně do 50 let a poté začíná klesat rychlostí přibližně 12–15 % za desetiletí, přičemž rychlejší úbytek nastává nad 65 let (Macaluso, De Vito, 2004, s. 450–456).

Svalový aparát zde nelze vnímat pouze jako efektor pohybu, má také funkci endokrinního orgánu. Jedná se hlavně o myokiny což je soubor cytokinů, peptidů a proteinů, které jsou uvolňovány během fyzické aktivity (Pedersen, 2013, s. 1339). Dokáží významně ovlivnit metabolismus dalších orgánů, jako například játra, pankreas, tukovou tkáň, kardiovaskulární systém a mozek. Mezi hlavní funkce myokinů patří regulace růstu a regenerace svalů, protizánětlivý účinek, regulace metabolismu a energetické homeostázy (Stránská a Svačina, 2015, s. 366)

V mechanismu myogeneze, se myokiny uplatňují jako vysílači signálu k zahájení proliferace a diferenciaci satelitních buněk, které umí splynout se zralým či poškozeným svalovým vláknem a předat mu své jádro (Izuka, Machida, Hirafuji, 2014, s. 127).

Do metabolismu zasahují myokiny jako signální molekuly, které ovlivňují zpracovávání glukózy. Svalová tkáň je velkým spotřebitelem glukózy. Koncentrace myokinů stoupá během cvičení s nejvyšším maximem na jeho konci. Koncentrace je závislá na počtu svalových skupin zapojených do aktivity, intenzitě cvičení a době trvání (Pedersen, Nielsen, Fischer et al., 2007, s. 1094).

Hladiny myokinů u pacientů s diabetem mellitem druhého typu (DMII), jsou nižší než u zdravých jedinců. Nedostatek fyzické aktivity u pacientů s DMII může zapříčinit změny v hladinách myokinů. Kosterní svaly pacientů s diagnostikovaným DMII, mají vyvinutou inzulínovou rezistenci a mitochondriální dysfunkci. Myokiny zvyšují senzitivitu svalů na inzulín a také mitochondriální funkci, proto je fyzická aktivita pro pacienty s DMII a obézní pacienty tak důležitá (Gerneau, Aguer, 2019, s. 506).

Myokiny dále vystupují jako protizánětlivé cytokiny, které stimulují imunitní reakci. Jejich působení je stimulováno fyzickou aktivitou. Také neutralizují prozánětlivé adipokiny. V adipózní tkáni se hromadí makrofágové a způsobují chronický zánět, který může způsobit inzulínovou rezistenci (Beavers, Te, Nickleas, 2010, s. 788).



Pozitivní účinek mají myokiny i na nervovou tkáň. Dochází ke zlepšení kvality spánku, kognice a nálady (Liegro, Schiera, Priola et al., 2019, s.7).

## 2 METODIKA

### 2.1 Cíl práce a hypotézy

Předmětem výzkumu je porovnání tří technik shybu na hrazdě a svalové aktivity svalů ramenního pletence. Zjištění vztahů mezi svaly, které zajišťují pozici lopatky a zhodnotit jejich výkon a případný vliv na decentraci hlavice humeru. Získané hodnoty porovnat a zjistit případnou korelaci s bolestí ramene.

#### 2.1.1 Hypotézy pro porovnání shybů

**H<sub>01</sub>:** Mezi aktivitou měřených svalů ramenního pletence během striktního a kipovaného shybu není rozdíl.

**H<sub>A1</sub>:** Mezi aktivitou měřených svalů ramenního pletence během striktního a kipovaného shybu je rozdíl.

**H<sub>02</sub>:** Mezi aktivitou měřených svalů ramenního pletence během striktního a „butterfly“ shybu není rozdíl.

**H<sub>A2</sub>:** Mezi aktivitou měřených svalů ramenního pletence během striktního a „butterfly“ shybu je rozdíl.

#### 2.1.2 Hypotézy pro svalovou souhru

**H<sub>03</sub>:** Není rozdíl mezi svalovou aktivitou m. pectoralis major a m. serratus anterior během jednotlivých variant shybů.

**H<sub>A3</sub>:** Je rozdíl mezi svalovou aktivitou m. pectoralis major a m. serratus anterior během jednotlivých variant shybů.

**H<sub>04</sub>:** Není rozdíl mezi svalovou aktivitou m. deltoideus (pars anterior) a m. serratus anterior během jednotlivých variant shybů.

**H<sub>A4</sub>:** Je rozdíl mezi svalovou aktivitou m. deltoideus (pars anterior) a m. serratus anterior během jednotlivých variant shybů.

## 2.2 Charakteristika souboru

Výzkumu se zúčastnilo 25 jedinců, kteří pravidelně sportují alespoň dvakrát týdně minimálně jednu hodinu. Měření se týkalo mužů i žen v poměru 18:7. Věkové rozmezí probandů je od 20–40 let. Věkový průměr je 31 let a směrodatná odchylka 5 let. Do měření nebyli zařazeni jedinci, kteří se potýkali s muskuloskeletálním zraněním, jenž by bránilo řádnému provedení shybů. V anamnéze uvádělo bolest ramene v minulosti nebo přítomnosti 21 účastníků.

### 2.2.1 Dotazník

Před provedením shybů, byly provedeny 2 testy na přítomnost impingement syndromu (Jobeho test, Hawkins-Kennedy test). Jobeho test se prováděl při abdukci ramene v 90° proti odporu vyšetřujícího. Pozitivním příznakem byla bolest během pohybu. Podle metaanalýzy (Hegedus et al., 2012) je senzitivita testu 74 % a specifita 30 %. Hawkins-Kennedy test se prováděl ve vnitřní rotaci, addukci a 90° flexi paže. Pokud se během provádění pasivní vnitřní rotace objevila u probanda bolest, test byl pozitivní. Podle metaanalýzy (Hegedus et al., 2012) je senzitivita testu 80 % a specifita testu 56 %.

Probandům byly položeny následující otázky:

- Jak dlouho se věnujete CrossFitu?
- Kolikrát týdně se věnujete CrossFitu?
- Pociťoval/a jste nebo pociťujete bolesti v rameni?
- (pokud ano) Začali bolesti v rameni ještě, než jste s CrossFitem začal/a?
- Musel/a jste někdy s CrossFitem na určitou dobu přestat kvůli bolestem v rameni?

## 2.3 Postup měření

Měření probíhalo v CrossFit Zlín a CrossFit Olomouc v předem domluvený čas, který se pohyboval mezi 15–19 hodinou. Na počátku byli probandi seznámeni s průběhem měření, kterému dali souhlas svým podpisem. Pro samotné měření byla vybrána povrchová elektromyografie.

Před nalepením elektrod byla kůže očištěna dezinfekcí a následně osušena. Elektrody byly umístěny na kůži, paralelně se svalovými vlákny, na střed svalového bříška těsně vedle

sebe. Zemní elektroda byla umístěna na klavikulu. Zesilovač signálu byl zafixován kolem pasu účastníků. Umístění elektrod bylo ověřeno následným pohybem horních končetin nebo pohybem proti odporu. Elektrody byly umístěny na obou horních končetinách. Probandi měli za úkol provést 3 varianty shybu, pro každou techniku shybu byl proveden samostatný EMG záznam.

Pro snímání elektrické aktivity svalů bylo využito šestnácti kanálového povrchového elektromyografu firmy Noraxon. Pro měření bylo použito 8 kanálů:

1. Kanál: m. pectoralis major (levý)
2. Kanál: m. pectoralis major (pravý)
3. Kanál: m. serratus anterior (levý)
4. Kanál: m. serratus anterior (pravý)
5. Kanál: m. trapezius – pars descendens (levý)
6. Kanál: m. trapezius – pars descendens (pravý)
7. Kanál: m. deltoideus – pars anterior (levý)
8. Kanál: m. deltoideus – pars anterior (pravý)

### **2.3.1 Vlastní průběh měření**

Jako první byla snímána svalová aktivita během stereotypu abdukce. Proband začínal ve vzpřímeném stoji s pažemi volně podél těla. Po vyzvání k pohybu, proband provedl třikrát za sebou abdukci paží. Stereotyp abdukce byl vybrán pro ověření správné aplikace elektrod.

Následně byl vyzván k provedení striktního shybu libovolným úchopem. Vycházelo se z visu na hrazdě s extendovanými lokty. Poté provedl tři striktní shyby s cílem dostat bradu nad hrazdu. Po dokončení shybů, zůstal ve visu na hrazdě zatímco byl záznam ukončen. Poté mohl hrazdu opustit.

Dalším úkolem bylo provést tři kipované shyby. Východí pozice byla opět z visu na hrazdě. Po výzvě probandi provedli tři kipované shyby a skončili ve visu, kde byl záznam ukončen.

Posledním shybem byl „butterfly“. Východí pozice byla totožná s předchozím provedením. Po provedení tří shybů zůstal proband ve visu dokud nebyl záznam ukončen.

Obrázek 1 Průběh striktního shybu



1 – vis

2 – ascendentní fáze

3 – brada nad hrazdou



4–5 descendentní fáze

6 – vis



Obrázek 2 Průběh kipovaného shybu



1 – vis

2 – zhoupnutí dozadu

3 – zhoupnutí dopředu

4 – zhoupnutí k hrazdě



5 – brada nad hrazdou

6 – zhoupnutí dozadu

7 – zhoupnutí dopředu

8 – vis

**Obrázek 3** Průběh "butterfly" shybu



1 – vis      2 – zhoupnutí dozadu      3 – zhoupnutí dopředu      4 – zhoupnutí k hrazdě



5 – brada nad hrazdou      6 – zhoupnutí dopředu      7 – vis

### 2.3.2 Zpracování EMG signálu

Signály byly zpracovány v programu Myoresearch. Bylo potřeba porovnat klidovou a pohybovou aktivitu svalu, abychom zjistili násobek svalové aktivity.

Každý záznam musel být nejprve vyhlazen. Poté byla zvolena funkce Average activity a dále byl manuálně nastaven dvousekundový interval, který představoval klidovou aktivitu svalů. Každá klidová aktivita ze všech naměřených záznamů byla následně převedena do programu MS Excel. Dalším krokem bylo zpracovat signály pohybové aktivity. Opět byla zvolena funkce Average activity, poté funkce Define periods, kde byla zvolena funkce By

markers – every interval. Z každého záznamu byly vybrány 3 intervaly pro zhodnocení. Výsledky byly opět importovány do programu MS Excel.

V programu MS Excel bylo třeba vytvořit čtyři výsledkové tabulky pro stereotyp abdukce a tři varianty shybu. V těchto tabulkách byly zpracované hodnoty, které představovaly násobek svalové aktivity každého měřeného svalu. Tento násobek lze získat vydělením průměrné klidové hodnoty s průměrnou aktivní hodnotou. Takto zpracovaná data byla podkladem pro statistické zpracování.

### **2.3.3 Statistické zpracování dat**

Pro statistické vyhodnocení získaných dat byl využit program STATISTICA 14. Pro porovnání shybů byly porovnány 2 úkony a pro zjištění svalové souhry během shybů taktéž. Kvantitativní hodnoty jsou popsány pomocí počtu hodnot ( $n$ ), průměru, mediánu, minimálních a maximálních hodnot a směrodatné odchylky. Rozložení normální distribuce hodnot bylo ověřeno Shapiro-Wilkovým testem normality. Jestliže byla hodnota statistické významnosti ( $p$ ) větší než 0,05 měla proměnná normální distribuci a pro ověření hypotézy byl použit párový  $t$ -test. Pokud sledované parametry neměly normální rozdělení četností hodnot, byl použit neparametrický Wilcoxonův párový test.



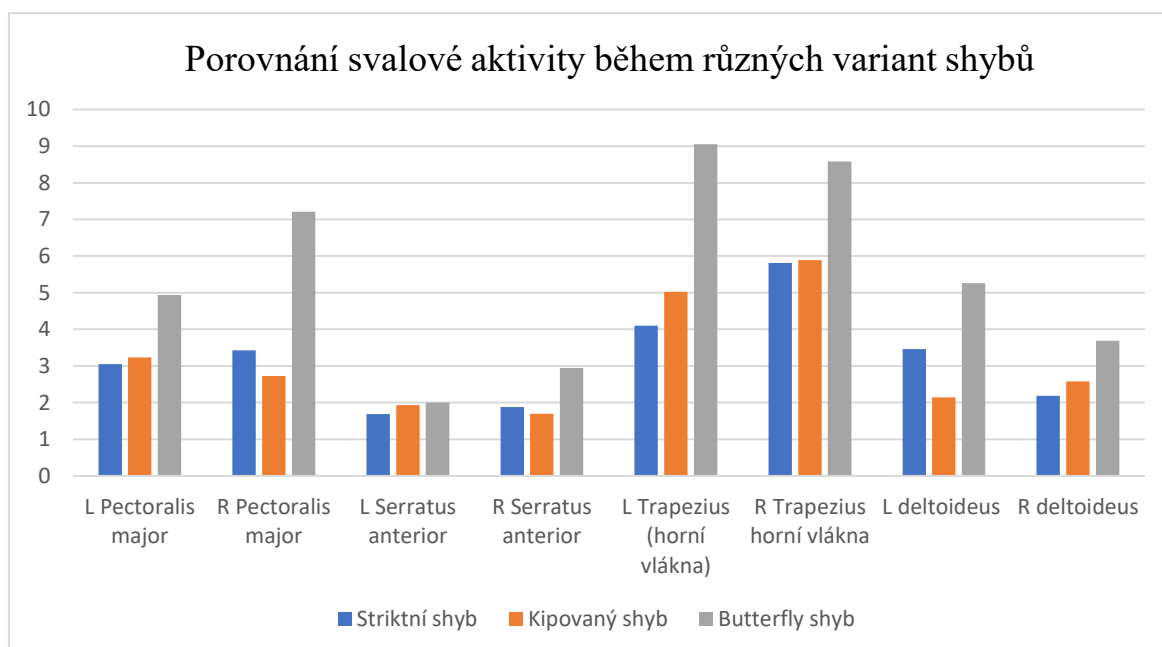
### 3 VÝSLEDKY

V tabulkách 1–3 je zobrazena popisná statistika testovaných svalů ramenního pletence během 3 variant shybů. V grafu 1 lze vidět rozdíly mezi jednotlivými shyby. Ze získaných dat bylo možné porovnat svalovou aktivitu, a tudíž i náročnost jednotlivých shybů. Dle studií (Snarr et al., 2018; Williamson a Price, 2021; Dinunzio et al., 2018) dochází během dynamických variant shybu (kipovaný a „butterfly“) k menší svalové aktivitě než při striktním shybu. To se v tomto měření nepotvrdilo. Příčinou takového výsledku bude pravděpodobně chyba v měření. Navíc byly měřeny jiné svaly než ve zmíněných studiích.

Také je možné si všimnout asymetrie mezi svalovou aktivitou levé a pravé horní končetiny. A to převážně v dynamické formě shybu u m. pectoralis major a m. deltoideus. U striktního shybu byla zaznamenána asymetrie u m. trapezius. Celkově byla svalová aktivita nejmenší u m. serratus anterior.

Dalším předmětem sledování je činnost m. serratus anterior, jelikož je jeho funkce esenciální pro kvalitní stabilizaci lopatky. V kontrastu s tímto svalem budou porovnány m. pectoralis major a m. deltoideus.

Pomocí mediánu můžeme porovnat naměřené hodnoty jednotlivých svalů a zjistit případné rozdíly v míře zapojení svalů během shybů.



**Graf 1** Graf zobrazující rozdíly ve svalové aktivitě mezi testovanými shyby pomocí mediánu.

Z dotazníkového měření bylo zjištěno, že z 25 účastníků měření se potýkalo nebo potýká s bolestí ramene 21 účastníků. Většina z nich (19 z 25) popsalo, že bolesti ramene započaly, až když se začali věnovat CrossFitu. V době měření nikdo bolesti ramene neměl. Při použití testů na přítomnost impingementu byla vyjádřena pozitivita u 13 probandů, při použití Hawkins-Kennedy testu. Jobeho test byl pozitivní pouze u 4 probandů. Průměrně probandi docházeli 3x týdně na CrossFit trénink. V průměru se probandi věnovali CrossFitu 4,5 let.

**Tabulka 1** Popisná statistika striktního shybu

	N	průměr	medián	minimum	maximum	směrodatná odchylka
LT Pectoralis major, uV	25	4,065	3,051	1,193	16,037	3,129
RT Pectoralis major, uV	25	4,793	3,430	0,524	22,727	5,257
LT Serratus anterior, uV	25	2,557	1,687	0,754	13,137	2,632
RT Serratus anterior, uV	25	3,795	1,881	0,616	29,469	6,110
LT Trapezius upp, uV	25	5,072	4,094	1,071	15,056	3,289
RT Trapezius upp, uV	25	6,706	5,809	0,904	20,424	5,411
LT deltoideus ventr, uV	25	4,343	3,457	0,583	24,153	4,863
RT deltoideus ventr, uV	25	3,262	2,186	0,616	10,317	2,706

**Tabulka 2** Popisná statistika kipovaného shybu

	N	průměr	medián	minimum	maximum	směrodatná odchylka
LT Pectoralis major, uV	25	4,577	3,233	0,576	16,224	3,927
RT Pectoralis major, uV	25	4,275	2,729	0,473	19,223	4,148
LT Serratus anterior, uV	25	1,916	1,932	0,600	4,242	0,910
RT Serratus anterior, uV	25	2,685	1,692	0,601	15,194	3,215
LT Trapezius upp, uV	25	6,689	5,026	0,227	23,017	6,086
RT Trapezius upp, uV	25	6,762	5,893	0,612	26,734	5,395
LT deltoideus ventr, uV	25	3,700	2,143	0,530	12,298	3,221
RT deltoideus ventr, uV	25	3,009	2,582	0,549	9,485	2,130

**Tabulka 3** Popisná statistika „butterfly“ shybu

	N	průměr	medián	minimum	maximum	směrodatná odchylka
LT Pectoralis major, uV	15	5,992	4,941	0,972	14,289	4,325
RT Pectoralis major, uV	15	7,277	7,212	1,461	20,056	5,446
LT Serratus anterior, uV	15	2,738	2,001	1,005	7,028	1,655
RT Serratus anterior, uV	15	4,069	2,947	0,473	18,013	4,317
LT Trapezius upp, uV	15	11,783	9,054	2,906	36,264	9,531
RT Trapezius upp, uV	15	11,373	8,578	2,670	29,677	7,248
LT deltoideus ventr, uV	15	7,919	5,263	1,110	28,497	7,716
RT deltoideus ventr, uV	15	4,763	3,689	0,916	20,743	4,751

### 3.1 Vyjádření k hypotézám na podkladě statistického zpracování

**H<sub>01</sub>:** *Mezi aktivitou měřených svalů ramenního pletence během striktního a kipovaného shybu není rozdíl.* Tuto hypotézu nemůžeme zamítnout, jelikož hodnota statistické významnosti je větší než 0,05 a to u všech svalů, kde byl sledován rozdíl mezi svalovou aktivitou u daných shybů.

**H<sub>A1</sub>:** *Mezi aktivitou měřených svalů ramenního pletence během striktního a kipovaného shybu je rozdíl.* Alternativní hypotézu zamítáme pro testované úlohy.

**Tabulka 4** Statistické párové testy pro první hypotézu

Svaly	p
LT Pectoralis major, uV	0,989
RT Pectoralis major, uV	0,527
LT Serratus anterior, uV	0,509
RT Serratus anterior, uV	0,618
LT Trapezius upp, uV	0,427
RT Trapezius upp, uV	0,966
LT deltoideus ventr, uV	0,777
RT deltoideus ventr, uV	0,599

**H<sub>0</sub>2:** *Mezi aktivitou měřených svalů ramenního pletence během striktního a „butterfly“ shybu není rozdíl.* Nulovou hypotézu můžeme zamítnout pro levý m. trapezius (pars descendens), protože hodnota p ( $p < 0,040889$ ) je menší než 0,05. Pro ostatní sledované svaly nulovou hypotézu zamítnout nemůžeme.

**H<sub>A</sub>2:** *Mezi aktivitou měřených svalů ramenního pletence během striktního a „butterfly“ shybu je rozdíl.* Hypotézu nelze zamítnout pro levý m. trapezius (pars descendens) pro hodnotu  $p < 0,040889$ . Rozdíl ve svalové aktivitě mezi striktním a „butterfly“ shybem byl nalezen pouze u levého m. trapezius. Pro ostatní svaly můžeme alternativní hypotézu zamítnout.

**Tabulka 5** Statistické párové testy pro druhou hypotézu

Svaly	p
LT Pectoralis major, uV	0,433
RT Pectoralis major, uV	0,611
LT Serratus anterior, uV	0,495
RT Serratus anterior, uV	0,690
LT Trapezius upp, uV	<b>0,040</b>
RT Trapezius upp, uV	0,199
LT Deltoideus ventr, uV	0,099
RT Deltoideus ventr, uV	0,954

**H<sub>03</sub>:** *Není rozdíl mezi svalovou aktivitou m. pectoralis a m. serratus anterior během jednotlivých variant shybů.* Nulovou hypotézu můžeme zamítnout ve všech třech úkolech. Rozdíl mezi aktivitou sledovaných svalů byl sledován u levého m. pectoralis major a levého m. serratus anterior ( $p < 0,010182$ ) během striktního shybu. U kipovaného shybu byl nalezen rozdíl u levostranných ( $p < 0,000665$ ) i pravostranných svalů ( $p < 0,008706$ ). Během „butterfly“ shybu byl statisticky významný rozdíl opět mezi levým m. pectoralis major a levým m. serratus anterior ( $p < 0,011606$ ). Pokud se podíváme do tabulek 1–3 na medián daných svalů, můžeme vždy vidět vyšší hodnotu m. pectoralis major, čemuž odpovídají výsledky párových testů.

**H<sub>A3</sub>:** *Je rozdíl mezi svalovou aktivitou m. pectoralis a m. serratus anterior během jednotlivých variant shybů.* Alternativní hypotézu nelze zamítnout pro všechny tři testované shyby.

**Tabulka 6** Statistické párové testy pro m. serratus anterior a m. pectoralis major

Statistické párové testy					
Striktní shyb		Kipovaný shyb		Butterfly shyb	
svaly	p	svaly	p	svaly	p
LT Pec VS LT Serrat	<b>0,010</b>	LT Pec VS LT Serrat	<b>0,000</b>	LT Pec VS LT Serrat	<b>0,011</b>
RT Pec VS RT Serrat	0,051	RT Pec VS RT Serrat	<b>0,008</b>	RT Pec VS RT Serrat	0,120

**H<sub>04</sub>:** *Není rozdíl mezi svalovou aktivitou m. deltoideus (pars anterior) a m. serratus anterior během jednotlivých variant shybů.* Hypotézu zamítáme pro hodnoty levého m. serratus anterior a levého m. deltoideus během kipovaného ( $p < 0,032428$ ) a „butterfly“ shybu ( $p < 0,006407$ ). Pro striktní shyb nulovou hypotézu zamítnout nelze. V tabulkách 1–3 můžeme opět vidět, že hodnoty mediánu pro m. serratus anterior jsou menší než hodnoty m. deltoideus.

**H<sub>A4</sub>:** *Je rozdíl mezi svalovou aktivitou m. deltoideus (pars anterior) a m. serratus anterior během jednotlivých variant shybů.* Hypotézu můžeme zamítnout pro striktní shyb, kde byla statistická významnost větší než 0,05. Pro kipovaný a „butterfly“ shyb alternativní hypotézu zamítnout nelze.

**Tabulka 7** Statistické párové testy pro m. serratus anterior a m. deltoideus

Statistické párové testy					
Striktní shyb		Kipovaný shyb		Butterfly shyb	
svaly	p	svaly	p	svaly	p
LT Serrat VS LT DELT	0,051	LT Serrat VS LT DELT	<b>0,032</b>	LT Serrat VS LT DELT	<b>0,006</b>
RT Serrat VS RT DELT	0,367	RT Serrat VS RT DELT	0,087	RT Serrat VS RT DELT	0,280

## 4 DISKUZE

U CrossFitu se předpokládá vysoká míra zranění kvůli opakovanému používání technických cviků při vysoké intenzitě. Celková míra zranění se pohybuje kolem 20 %. Většina zranění v CrossFitu je akutní povahy, bez předchozího zranění nebo příznaků v téže oblasti těla. Nejčastěji je udáváno zranění ramene, bederní páteře a kolene. K nim nejčastěji dochází při vzpírání a gymnastice. Úrazovost se liší v závislosti na zapojení trenéra, a proto je logické, že některé tělocvičny s efektivnějšími nebo méně efektivními trenéry budou mít rozdílný výskyt úrazů svých atletů (Weisenthal, Beck, Maloney et al., 2014, s. 4-6).

Při silovém tréninku často dochází ke zranění ramene, správná technika může snížit pravděpodobnost zranění (Summitt, Cotton, Kays et al., 2016, s. 542). Summitt et al. uvádí, že u 25 z 46 úrazů, účastníci jako hlavní příčinu zranění uvedli gymnastická cvičení. Vzpírání zahrnovalo bench press, shyb, snatch a byly připsány jako primární příčina zranění u 26 ze 46 zranění. Dále uvádí, že 33 ze 44 zraněných osob přičítalo své zranění určité příčině, včetně nesprávné formy, příliš těžké váhy, únavy, nedostatečného vedení a zhoršení předchozího zranění. Barranco-Ruiz et al. (2020, s. 255) uvádí, že zejména „overhead“ pohyby (shyb, tah, tlaky), můžeme vyzdvihnout jako ty, s větším rozsahem pohybu a predisponují k vyššímu riziku zranění. Je důležité si uvědomit, že při provádění WOD (workout of the day) mají série v CrossFitu mnohem větší počet opakování v jedné sérii, což vede ke svalové únavě. Pro ilustraci intenzity tohoto typu WOD Maté-Muñoz et al. (2018, s. 668) ukázali, že při WOD specifickém pro vzpírání docházelo ke koncentracím laktátu vyšším než 10 mmol/l, což může nepochybně vést k výrazné remisi motorické kontroly. Svalová únava může být tedy dalším faktorem, který přispívá ke zraněním souvisejícím s CrossFitem obecně. Zejména u zranění ramen, svalová únava může mít obzvláště škodlivé účinky na GH kloub, protože kongruence tohoto kloubu je závislá na trvalé svalové aktivaci. Svalová únava může také přispět ke ztrátě správné techniky cvičení a následnému zranění (Klimek, Ashbeck, Brook, 2017, s. 8–9). Riziko zranění při CrossFitu je srovnatelné se vzpíráním, dálkovým během, atletikou, ragby, fotbalem, ledním hokejem, fotbalem nebo gymnastikou. Zranění ramene jsou v CrossFitu poněkud častá. Hak et al. (2013, s. 6) zjistili, že 73,5 % ze 132 respondentů průzkumu utrpělo během CrossFitu zranění. Celková míra zranění (3,1 na 1000 odtrénovaných hodin) utrpěných během tréninku CrossFit byla podobná uváděné míře zranění ve vzpírání (3,3 na 1000 odtrénovaných hodin), gymnastice (3,1 na 1000 odtrénovaných hodin) a ragby (3 na 1000 odtrénovaných hodin). Mezi sporty s vyšší hlášenou mírou zranění než u CrossFitu, patří americký fotbal (140 na 1000 hodin tréninku), lední hokej (78,4 zranění na 1000 hodin tréninku) a fotbal (5,21 na 1000 hodin).



Costa et al. (2019 s. 1) uvádí pravděpodobnost zranění u sportovců na soutěžní úrovni 5krát vyšší než u méně zkušených sportovců. Čím větší je expozice pohybové aktivitě, tím vyšší je pravděpodobnost výskytu zranění. Soutěže navíc představují riziko zranění kvůli nutnosti překonávat limity. Hak et al. (2013, s. 7) uvádí, že ze vzorku 386 osob, byla celková míra zranění 19,4 %. V další studii uvádí zranění související s CrossFitem, která hlásilo 132 účastníků. Zranění ramene tvořila 25,8 % z celkového počtu zranění.

V našem dotazníku jsme se probandů ptali, zda měli nebo mají bolesti ramene a jestli se bolest vyskytovala ještě před účastí v CrossFitu. 21 účastníků z 25 potvrdilo zkušenost s bolestí ramene. 19 probandů uvadlo, že bolesti ramene před účastí v CrossFitu neměli. 13 probandů mělo pozitivní Hawkins-Kennedy test. Naše výsledky tak potvrzují, že bolest ramene je v CrossFitu velice častá.

Hak et al. (2013, s. 2) uvedli, že CrossFit je bezpečný pro všechny sportovce, pokud jsou aktivity prováděny správně v bezpečném prostředí s trenéry.

#### **4.1 Svalová aktivita během shybů**

„Overhead“ aktivity a dyskineze lopatky jsou spojeny s patologií ramene. Přítahy jsou běžnou tréninkovou metodou pro některé sporty. Existují různé techniky přítahů, některé z nich jsou jednodušší a jiné jsou spojeny s častějším výskytem patologických stavů. Velká elevace paže při přítazích zmenšuje subakromiální prostor a zvyšuje tlak, což zvyšuje riziko impingementu. Například přítah podhmatem a široký úchop vykazují kinematické vzorce spojené se zvýšeným rizikem impingementu (Prinold a Bull, 2016, s. 629).

Při shybu podhmatem dochází k extrémní vnější rotaci GH kloubu a velkému vychýlení od roviny lopatky. Dochází k potenciálně zvýšenému riziku subakromiálního impingementu ve fázi zavěšení a iniciace.

Široký úchop má zmenšený rozsah protrakce a retrakce. Během tohoto přítahu byla pozorována 90° abdukce paže se 45° vnější rotací. Ukázalo se, že tato poloha poskytuje výrazně menší subakromiální prostory než jiné polohy ramene v abdukci.

Extrémní vnitřní rotace a abdukce v rameni je u sportovců spojována s impingementem. Vnitřní rotace humeru při abdukci a flexi poskytuje nejvyšší kompresní síly působící na m. supraspinatus. Předpokládá se, že výchozí poloha lopatky může být důležitá pro určení následných rotací lopatky. Pro trénink přítahů by to znamenalo, že výchozí poloha ramene je klíčová pro prevenci zranění a cílení na specifické svalové skupiny (Prinold a Bull, 2016, s. 634).

Během našeho měření bylo probandům umožněno zvolit libovolný úchop během striktního shybu. Všichni však zvolili úchop nadhmatem. Během striktního shybu, byli probandi vyzváni, aby před ascendentní fází začali s depresí lopatek ještě ve fázi visu. Cílem bylo dosáhnout lepšího postavení lopatek, a tedy výhodnější startovací pozice. Z grafu 1 lze i vyčíst menší svalovou aktivitu m. trapezius během striktního shybu. Ověření významnosti počátečního nastavení ramenního pletence pro průběh svalových souher během striktního shybu, by mohlo být možné pomocí samostatného EMG záznamu této fáze shybu.

Snarr et al. (2018, s. 32) ve svém výzkumu došli k závěrům, že během kipovaného shybu byla pozorována významně nižší EMG aktivita pro každý ze zkoumaných svalů (m. latissimus dorsi, m. deltoideus, m. trapezius, m. biceps brachii) ve srovnání se striktním shybem. Díky využití dodatečné hybnosti dolní části těla měla horní část těla menší nároky na svalstvo během koncentrické a excentrické části cviku. Tím došlo k nižší EMG hodnotě ve srovnání se striktním shybem. Analýza EMG signálu ukázala srovnatelnou EMG aktivitu během koncentrické části pohybu v rámci každého ze 4 svalů. Během excentrické části kipovaného shybu však svalová aktivace dramaticky poklesla. Jakmile jedinec dosáhne vrcholu pohybu (tj. brada dosáhne tyče), dochází během excentrické části k minimální aktivaci, která by kontrolovala nebo brzdila pohyb zpět do výchozí polohy (tj. plně natažené paže). Na rozdíl od striktního shybu, kde jedinec kontroluje tělo zpět do výchozí polohy pomalejším a kontrolovaným pohybem, může být nižší svalová aktivita během sestupné fáze důležitým faktorem z hlediska svalového růstu, protože syntéza bílkovin je iniciována ve větší míře z excentrické aktivace než aktivace koncentrické.

Ke stejným závěrům došel i Dinunzio, Porter, Scoy et al. (2018, s. 10), kteří porovnávali svalovou aktivitu mezi kipovaným a striktním shybem. Zároveň měřili i svalovou aktivitu m. rectus abdominis a m. externus obliquus abdominis, kde zjistili vyšší aktivitu břišních svalů během kipovaného shybu. Protože pro správné provedení kipovaného shybu je potřeba provést flexi trupu, která vytvoří moment pro zhoupnutí se nad hrazdu.

Williamson a Price (2021, s. 154) porovnávali rozdíly mezi jednotlivými shyby na svalcích horních (m. biceps brachii, m. latissimus dorsi, m. infraspinatus) a dolních končetin (m. gluteus maximus, m. rectus femoris). Jejich výsledky opět potvrzují menší svalovou aktivitu svalů ramenního pletence během kipovaného a „butterfly“ shybu ve srovnání se striktním shybem a zvýšenou aktivitu měřených svalů na dolních končetinách během dynamičtějších verzí shybu. M. biceps brachii vykazoval signifikantně menší svalovou aktivitu během koncentrické a excentrické fáze „butterfly“ shybu oproti striktnímu shybu. Aktivita m. latissimus dorsi byla výrazně nižší během koncentrické fáze kipovaného shybu, taktéž byla

nižší při excentrické fázi „butterfly“ shybu ve srovnání se striktním shybem. Nicméně u m. infraspinatus nebyly zjištěny žádné rozdíly v aktivaci svalů mezi jednotlivými cviky.

Výsledky našeho měření neodpovídají výsledkům výše zmiňovaných studií. Během „butterfly“ shybu byla v naší práci zaznamenána nejvyšší svalová aktivita u všech měřených svalů. Svalová aktivita u kipovaného shybu byla vyšší než u striktního shybu a menší než u „butterfly“ shybu. Možný vliv na takový výsledek může mít i značná náročnost na koordinaci pohybu během „butterfly“ shybu. Podle Williamson, Price (2021, s. 152) byla totiž excentrická aktivita m. biceps brachii a m. infraspinatus nejvyšší u „butterfly“ shybu ve srovnání s ostatními shyby. Díky rozdílné technice mezi kipovaným a „butterfly“ shybem lze očekávat rozdílnou svalovou aktivitu. Protože se však jedná o dynamické formy pohybu s využitím švihů dolních končetin, neočekávali jsme, že dynamické varianty budou v našem měření vykazovat celkově vyšší svalovou aktivitu než u striktního shybu.

Neshoda s doloženými studiemi může být zapříčiněna nedostatečně přilnavými elektrodami. Hlavním problémem byla potivost kůže během měření. Navzdory očištění a přípravy kůže, docházelo k odlepení elektrod během shybů. Během měření jsme museli u některých probandů znovu aplikovat elektrody, jelikož se odlepili kvůli pocení. Někteří, tak museli provést více opakování, a to mohlo mít vliv na případnou svalovou únavu a kvalitu provedení shybu.

## 4.2 Svalové dysbalance

Pro normální funkci ramene je zásadní optimální postavení lopatky a kontrola pohybu. Lopatka je při zajišťování dynamické stability závislá především na svalech. Časová posloupnost náboru motorických jednotek a úroveň, na kterou jsou jednotlivé svaly během pohybu aktivovány, jsou důležitými faktory při koordinaci pohybu lopatky během elevace humeru. Zejména při sportovních aktivitách, kde se často vyskytují již zmiňované „overhead“ pozice, jsou svaly vystaveny extrémně vysoké zátěži při udržování správného postavení GH kloubu. Jelikož lopatka hraje rozhodující roli při kontrole polohy glenoidu, mohou relativně malé změny v činnosti lopatkových svalů ovlivnit nastavení GH kloubu. To může vést k tahovému přetížení rotátorové manžety a příznakům impingementu. Funkční nestabilita ramene může vést k začarovanému kruhu zahrnujícímu mikrotrauma, sekundární impingement, a nakonec může vést k chronické bolesti ramene (Cools, Declercq, Cambier, 2006, s. 25–30).

Svaly ramenního kloubu jsou obvykle silnými stabilizátory GH kloubu, zejména ve středních polohách, kdy jsou pasivní stabilizátory relaxované. Svalové síly však mohou

přispívat i k nestabilitě. Nestabilita ramene je specifická pro koncové polohy. Aktivní stabilizace GH kloubu se v koncových polohách snižuje (Labriola, Lee, Debski et al., 2005, s. 35). Při abdukci vykonává většinu práce deltový sval. Protože jeho silový vektor je na začátku abdukce orientován především superiorně. *M. deltoideus* je závislý na interakci s rotátorovou manžetou. Rotátorová manžeta působí proti jeho síle a zabraňuje kontaktu s korakoakromiálním obloukem. Kontrakce těchto svalů způsobuje centrování hlavičky humeru v kloubní jamce, čímž působí proti superiorně orientované silové složce deltového svalu (Hochschild, 2016, s. 480). V určitých polohách může aktivita deltového nebo prsního svalu snížit stabilitu GH kloubu. *M. supraspinatus* spolu s ostatními svaly rotátorové manžety (*m. teres minor*, *m. infraspinatus* a *m. subscapularis*) slouží k udržování kongruentního kontaktu mezi hlavicí humeru a glenoidální jamkou tím, že vytváří kompresní sílu během pohybů ramene. *M. latissimus dorsi* a *m. teres major* a v menší míře i svaly rotátorové manžety (*m. infraspinatus* a *m. subscapularis*) působí na hlavicí humeru dolním tahem, aby hlavicí humeru stlačily. Rotátorová manžeta také funguje spolu s deltovým svalem, aby vytvořila plynulou trajektorii pohybu pažní kosti během všech fází abdukce (Michener, McClure, Karduna, 2003, s. 375). Při zvýšení síly deltového svalu nebo velkého prsního svalu směřují silové vektory kraniálně, což vede ke snížení stability (Labriola, Lee, Debski et al., 2005, s. 35).

Z našich dat vyplývá, že *m. deltoideus* vykazoval během všech tří shybů druhou nejmenší svalovou aktivitu. Doložené studie uvádí fyziologický nebo patologický vliv *m. deltoideus* během abdukce. Otázkou tedy zůstává, zda by jeho hyperaktivita způsobila decentraci GH kloubu při oslabení nebo dysfunkci rotátorové manžety i během shybů. U pacientů s impingementem *m. deltoideus* často vykazuje nižší úroveň aktivity na EMG (Page, 2011, s. 52). Reddy et al. (2000, s. 519–522) se zabývali EMG analýzou svalů rotátorové manžety a deltového svalu u pacientů se subakromiálním impingementem. Osoby se subakromiálním impingementem měli celkově sníženou aktivitu deltového svalu a svalů rotátorové manžety během abdukce. Největší rozdíly se projevíly ve 30° až 60° abdukce. Ve skupině s impingementem vykazoval *m. infraspinatus*, *m. subscapularis* a *m. deltoideus* výrazně sníženou aktivitu. Svalová aktivita u osob s impingementem je nejvíce snížena v první fázi abdukce. Dolní vektor (od *m. infraspinatus* a *m. subscapularis*) je u pacientů s impingementem méně funkční než horní kompresní vektor (od *m. supraspinatus*). Deprese hlavičky humeru během kritické první části abdukce může být nedostatečná.

Subakromiální impingement je důsledkem charakteristické svalové nerovnováhy zahrnující slabost dolního a středního trapézu, *m. serratus anterior*, *m. infraspinatus* a deltového

svalu spolu s napětím horního trapézu, prsních svalů a m. levator scapulae. Napětí velkého prsního svalu působí ventrálním tahem na GH kloub a následně snižuje jeho stabilitu. Napnutý malý prsní sval omezuje zevní rotaci lopatky a zadní náklon, čímž snižuje subakromiální prostor. Nedostatečná zevní rotace v důsledku zkrácení ventrálních svalů mění skapulohumerální rytmus a snižuje zadní sklon lopatky (Page, 2011, s. 52). Berckmans et al. (2017, s. 14) popisují nerovnováhu mezi vnitřními a zevními rotátory ramenního pletence u „overhead“ pozic atletů. Jejich výsledky odhalují vyšší hodnoty svalové aktivity vnitřních rotátorů na dominantní horní končetině. Vyvážený poměr mezi vnějšími a vnitřními rotátory je považován za nezbytný pro zajištění trvalé centrace hlavice humeru. Banduc et al. (2021, s. 9–11) se zajímali o podobnou problematiku, ale u účastníků CrossFitu. Jedním z hlavních zjištění této studie byl vyšší točivý moment vnitřních rotátorů ramene u skupiny pokročilých ve srovnání se středně pokročilými a začátečníky. Insuficience vnějších rotátorů mezi jednotlivými úrovněmi účastníků může být způsobena tím, že tréninkové postupy v CrossFitu jsou zaměřeny na zlepšení síly a fyzické kondice v konkrétních pohybových vzorcích, aniž by se zohledňovala rovnováha mezi antagonistickými dvojicemi.

M. pectoralis major vykazoval druhou nejvyšší aktivitu během všech shybů. Nejvyšší aktivita byla zaznamenána během „butterfly“ shybu. Jak už bylo zmíněno, jeho hyperaktivita může mít vliv na decentraci hlavice humeru. Pro zjištění nerovnováhy mezi vnitřními a vnějšími rotátory humeru by bylo potřeba porovnat aktivitu m. pectoralis major a například m. infraspinatus. Z tohoto porovnání by bylo možné případně vysledovat možnou převahu vnitřních rotátorů paže během shybů.

Deltový sval a rotátorová manžeta, vyžadují k účinné stabilizaci lopatky koaktivaci m. serratus anterior a m. trapezius (Neumann, 2016, s. 165). Funkční stabilita ramenního komplexu vyžaduje optimální polohu, plynulou svalovou rovnováhu v silovém páru kolem lopatky a správné načasování svalové aktivity lopatkových rotátorů. Za nejvýznamnější stabilizační svaly lopatky jsou často považovány m. serratus anterior a m. trapezius. Horní a dolní část trapézového svalu s m. serratus anterior působí jako zevní rotátory lopatky při elevaci paže. M. serratus anterior je také zodpovědný za zadní sklon lopatky a stabilizuje ji vůči hrudní stěně (Ayatollahi, Okhovatian, Kalantari, 2016, s. 2).

Cools, Declercq, Cambier (2006, s. 25–30) ve své práci popisují intramuskulární nerovnováhu u pacientů s impingementem, kteří se věnují „overhead“ aktivitám. Výsledky ukazují výrazné zvýšení aktivity horního trapézu při abdukci ve skupině pacientů a snížení aktivity dolního trapézu při abdukci a středního trapézu při zevní rotaci. Pacienti se symptomy

impingementu vykazovali významně vyšší EMG aktivitu horního trapézu poraněné strany ve srovnání s dominantní stranou kontrolní skupiny. Tyto výsledky potvrzují přítomnost nerovnováhy lopatkových svalů u pacientů se symptomy impingementu a zdůrazňují význam obnovení rovnováhy lopatkových svalů při rehabilitaci ramene. Tato dysbalance se netýká pouze trapézového svalu. U pacientů s příznaky impingementu jsou často nalezeny změny svalové aktivity v horním trapézu, dolním trapézu a m. serratu anterior. „Overhead sportovci“ s patologií ramene vykazují snížený silový výkon m. serratus anterior. Za normálních okolností dochází při elevaci paže k zadnímu náklonu a zevní rotaci lopatky, a to v důsledku koordinovaného působení silových párů tvořených horním a dolním trapézem spolu s m. serratus anterior. Svalová dysfunkce jednoho z těchto svalů může vést ke změně pohybových vzorců lopatky, a tím k ohrožení skapulohumerálního rytmu. Změny v trapézovém svalu slouží ke kompenzaci snížené aktivity m. serratus anterior s ohledem na produkci zevní rotace lopatky. Silva et al. (2022, s. 6) ve své práci zjistili nižší aktivitu dolního trapézu pomocí EMG u účastníků CrossFitu s bolestí ramene oproti účastníkům bez bolesti ramene. Svalovou aktivitu měřili během vzpírání (snatch). Ludewig, Hoff, Osowski (2004, s. 485) se také soustředili na rovnováhu mezi m. serratus anterior a horním trapézem, ale během kliku. Došli ke stejným závěrům. U osob s bolestí ramene byla prokázána zvýšená aktivace horního trapézu v kombinaci se sníženou aktivací m. serratus anterior a také zvýšená elevace lopatky. Nerovnovážná produkce síly může vést k nadměrné elevaci lopatky s méně účinnou zevní rotací a sníženým zadním sklonem lopatky. Předpokládají, že správná rovnovážná aktivace svalů maximalizuje subakromiální prostor, čímž dochází ke snížení tlaku na měkké struktury. Cook a Ludewig (2000, s. 276) popsali změny v kinematice ramene a svalové aktivitě u pacientů s impingementem. Skupina s impingementem vykazovala sníženou zevní rotaci lopatky na konci první ze tří sledovaných fází abdukce a zvýšený přední sklon na konci třetí sledované fáze. Současně se u skupiny s impingementem zvýšila elektromyografická aktivita horního trapézového svalu ve srovnání se skupinou bez impingementu. M. serratus anterior vykazoval sníženou aktivitu ve skupině s impingementem ve všech zátěžích a fázích.

Naše zjištění jsou ve shodě se zmíněnými studiemi. Nemůžeme však tvrdit, že účastníci našeho výzkumu měli impingement ramene. K tomuto tvrzení jsme neprovedli dostatek objektivních testů. Avšak 13 účastníků mělo pozitivní Hawkins-Kennedy test, jenž slouží k ozřejmění přítomnosti subakromiálního impingementu. Data z měření svalové aktivity shybů ukazují na jasný nepoměr mezi aktivitou m. serratus anterior a horního trapézu. Svalová aktivita m. serratus anterior byla během všech tří shybů nejmenší. Naopak aktivita horního trapézu

vykazovala nejvyšší hodnoty, zvláště během „butterfly“ shybu. To může podpořit tvrzení Cools, Declercq, Cambier (2006, s. 30), že zvýšená aktivita horního trapézu je reakcí na nízkou aktivitu m. serratus anterior. Tato zjištění nás můžou navést k možné příčině bolesti ramene, jelikož jsme prokázali značný nesoulad ve svalové aktivitě zmíněných svalů. Jejich spolupráce je nutná k zevní rotaci lopatky, která pak zvětší subakromiální prostor.

Cools, Witvrouw, Declercq (2003, s. 543–548) se zajímali o nábor motorických jednotek v trapézovém svalu a m. serratus anterior. Zjistili zvýšenou variabilitu v načasování aktivace trapézového svalu u poraněného ramene. Skupina pacientů vykazovala významně pomalejší aktivaci svalů středního a dolního trapézového svalu ve srovnání s kontrolní skupinou, a to jak na poraněné, tak na neporaněné straně. Došli k závěru, že sportovci s příznaky impingementu vykazují abnormální vzorce náboru motorických jednotek středního a dolního trapézového svalu. Optimální fungování stabilizačních svalů závisí nejen na produkci síly těchto svalů ve vztahu k synergistům, antagonistům a primárním hybatelům kloubu, ale také na správném načasování aktivace svalů. Taktéž Moraes et al. (2008, s. 50) zjistili, že u symptomatické a asymptomatické skupiny byly latence lopatkových svalů postiženého ramene větší než latence nepostižené strany u skupiny s impingementem. Svalové zpoždění může mít za následek zhoršení optimálního postavení glenoidu vůči hlavici humeru. Tím se sníží GH stabilita, což povede k větší mechanické výhodě deltového svalu a spojení mezi hlavicí humeru a akromionem.

### **4.3 Přínos pro praxi**

Naše měření prokázalo nerovnováhu mezi m. serratus anterior a horním trapézem. Funkcí tohoto svalového páru je zajistit zevní rotaci lopatky, která umožní zvětšení subakromiálního prostoru a zabrání progresi impingementu. Jelikož byl m. trapezius nejaktivnějším svalem během všech shybů, je možné že jeho hyperaktivita byla reakcí na nedostatečnou aktivitu m. serratus anterior. M. pectoralis major vykazoval druhou nejvyšší aktivitu, hlavně během „butterfly“ shybu. Jeho vliv na decentraci hlavice humeru během shybu by bylo potřeba ověřit pomocí měření aktivity jeho antagonisty.

Tyto poznatky by se v praxi mohli využít pro obohacení tréninků a také jako prevence bolesti ramene. V terapii můžeme k ovlivnění svalové dysbalance využít centraci ramene, kde bude naším cílem relaxace horního trapézu. K ovlivnění hyperaktivity m. pectoralis major, která není specifická pouze pro účastníky CrossFitu, je třeba pracovat i na jeho relaxaci a zapojení do komplexních funkcí, kde nepracuje pouze v koncentrické aktivitě.

44 až 65 % bolestivých stavů ramene představuje impingement (Page, 2011, s. 52). Konzervativní léčba impingement syndromu je zaměřena na řešení základních příčin, které jsou identifikovány po důkladném vyšetření. Cílem terapie je obnovit plný rozsah pohybu, obnovit dynamickou stabilitu svalů rotátorové manžety a postupně obnovit svalovou sílu a výkon rotátorové manžety a lopatkových stabilizátorů (Escamilla, Hooks a Wilk, 2014, s. 13).

Studie naznačují, že krátkodobé a dlouhodobé výsledky pacientů s tendinopatií rotátorové manžety léčených chirurgicky, jsou srovnatelné s konzervativní léčbou, která zahrnuje cvičení nebo cvičení v kombinaci s multimodálním rehabilitačním programem (Seitz et al., 2011, s. 2).

U pacientů s dysbalancí horního trapézu a m. serratus anterior může být výhodnější selektivní aktivace m. serratus anterior při minimální aktivaci horního trapézu, což umožní selektivní posílení m. serratus anterior a snížení dysbalance (Ludewig, Hoff, Osowski, 2004, s. 485)

S dyskinezi lopatky také souvisí zkrácení m. pectoralis minor a kapsulární tuhost. U zdravých jedinců se se zkráceným m. pectoralis minor vyskytuje zvýšená vnitřní rotace lopatky a také zvýšený přední sklon. Tyto dva příznaky jsou také možné rizikové faktory chronické bolesti ramene u „overhead sportovců“ (Cools, Struyf, De Mey, 2013, s. 1).

Je důležité, aby se rehabilitace ramene spojila také s korekcí držení těla, zejména u pacientů, kteří mají tendenci k předsmunu hlavy, s narůstající hrudní kyfózou a protrakcí ramene. Korekce držení těla by měla být zavedena na počátku rehabilitačního programu a všechna cvičení, která se provádějí vsedě nebo vestoje, by měla být se správným držením těla (Lewis, Wright, Green, 2005, s. 84).

Pro obnovu rozsahu pohybu se používají protahovací cviky pro zkrácené svaly a měkké a mobilizační techniky. Protahování a manuální terapie jsou účinné i pro zvyšování akromiohumerální vzdálenosti. Kromě toho, uvolnění měkkých tkání ramene pomocí protahování a mobilizace bylo spojeno s vymizením symptomů u pacientů s příznaky impingementu (Tyler, Nicholas, Lee et al., 2010, s. 114).

U svalové dysfunkce můžeme terapeuticky pracovat s neuromuskulárními deficity, kde se snažíme o obnovu antagonistické kokontrakce a svalových souher. V počáteční fázi terapie může být pro zlepšení propriocepce a normalizaci klidové polohy lopatek nezbytná vědomá svalová kontrola lopatkových svalů. Vědomý pohybový trénink se zpětnou vazbou má okamžité, ale dočasné účinky na motorické strategie a kinematiku horních končetin. Pacienti



s impingementem ramene profitují z tréninku motorické kontroly, který snižuje bolest a zlepšuje funkci (Struyf, Nijs, Mollekens, 2013, s. 83).

Cvičení v uzavřeném řetězci zlepšuje dynamickou stabilitu ramenního kloubu prostřednictvím stimulace intraartikulárních a periartikulárních proprioceptorů a zvyšují kokontrakci rotátorové manžety, což je prospěšné v případě nestability ramene. Trénink v uzavřeném řetězci je také velmi užitečný, pokud mají pacienti potíže s fixací lopatky k hrudní stěně. Obecně platí, že cviky v uzavřeném řetězci jsou významné pro aktivaci m. serratus anterior (Cools, Struyf, De Mey, 2013, s. 5).

Využití kineziologického tejpů lopatky kaudálně do zadního sklonu a retrakce poskytuje pacientovi proprioceptivní zpětnou vazbu a zlepšuje držení trupu a rozsah pohybu ramene (Cools, Struyf, De Mey, 2013, s. 4).

Při nedostatečné výkonnosti svalů, je důležitou součástí druhé fáze rehabilitace lopatkových svalů, selektivní aktivace slabších svalových partií s minimální aktivitou hyperaktivních svalů (Cools, Struyf, De Mey, 2013, s. 5).

Dalším způsobem, jak zvýšit svalovou aktivitu slabších svalů, je začlenit do terapie komponenty kinetického řetězce. Zvýšení aktivity m. serratus anterior lze dosáhnout, pokud je ipsilaterální noha během vzporu extendována, zatímco natažení kontralaterální nohy zlepšuje aktivitu dolního trapézu. Diagonální vzorce zahrnující aktivitu svalů dolních končetin a hlubokého stabilizačního systému jsou prospěšné pro aktivitu lopatkových svalů, zejména u dolního trapézu (Maenhout, Praet, Pizzi et al., 2010, s. 1014).

U „overhead sportovců“ je důležité, aby mohli postupně provádět funkční diagonály do vnitřní a vnější rotace se zvyšující se intenzitou a zátěží a přesnou kontrolou lopatkových svalů, a to v rámci přípravy sportovně specifické rehabilitace (Cools, Struyf, De Mey, 2013, s. 6).

#### **4.4 Limity práce**

V diplomové práci jsme se snažili ozřejmit rozdíly mezi shyby a možné svalové dysbalance, které by pomohly ozřejmit vybrané faktory bolestí ramene. Měření se zúčastnilo 25 zdravých probandů. Měření i s přípravou trvalo přibližně 30 minut. Jedním z limitů je nedostatečný počet účastníků. Pro objektivizaci vlivu svalové dysbalance na bolest ramene by byla třeba rozsáhlejší kontrolní skupina. Ale pouze 4 účastníci z 25 neudávali v anamnéze bolesti ramene, a to je pro statistické zpracování málo.

Dále mohlo dojít ke špatnému snímání záznamu pomocí EMG, kvůli chybné aplikaci elektrod, i když jsme se snažili o co nejpřesnější nalepení. Signál mohl být také rušen

dynamickým pohybem během shybů, kdy docházelo k nárazům zesilovačů signálu o tělo probanda. Navíc se během měření probandi potili a museli jsme některé elektrody lepit znovu.

Záznam mohl být ovlivněn i z toho důvodu, že někteří probandi byli měření před tréninkem a jiní po tréninku. Další možností může být i počet shybů. Pro každý shyb byly provedeny tři opakování. Nejdřív byl měřen striktní shyb a poté kipovaný a „butterfly“. Je možné, že měření ovlivnila i případná svalová únava.

Tyto faktory a možná chyba při zpracování záznamu mohly přispět k tomu, že srovnání shybů nevyšlo v souladu s podobnými studiemi. Možná příčina takového výsledku může být i ve zvolených svalech k měření. Zařízení firmy Noraxon umožňovalo snímat aktivitu osmi svalů. Pro nás to tedy znamenalo čtyři svaly na pravé a levé horní končetině.

Zmiňované studie také ukázaly, že na svalovou aktivitu má vliv i šířka úchopu. My jsme šířku ani způsob úchopu nedefinovali, protože naším záměrem bylo, aby probandi provedli shyby ve svém běžném stereotypu. Nicméně, všichni probandi zvolili úchop nadhmatem.

Již bylo zmíněno, že výchozí pozice může mít vliv na kvalitu provedení shybu. Tento faktor by mohl být zjištěn samostatným záznamem, kdy proband z visu na hrazdě provede depresi lopatek a v kontrolní skupině by tento pohyb neprovedli.

Pro stanovení svalové aktivity během různých fází striktního shybu, by bylo možné také využít goniometr.

## ZÁVĚR

Výsledky práce potvrzují svalovou dysbalanci, která se vyskytuje u pacientů s impingementem ramene. Během všech variant shybů byla přítomna nedostatečná aktivita m. serratus anterior. Tento sval je nepostradatelný pro zevní rotaci lopatky a zvětšení subakromiálního prostoru při elevačních pohybech nad horizontálu. Dominantními svaly byly m. pectoralis major a m. trapezius (pars descendens). Hyperaktivita m. trapezius porušuje skapulohumerální rytmus a zapříčiňuje předčasnou elevaci lopatky a následné zúžení subakromiálního prostoru. Převážná aktivita m. pectoralis major taktéž působí decentračně na hlavici humeru, pokud není jeho síla neutralizována zevními rotátory paže.

Během striktního shybu byl nejvíce aktivní m. trapezius, poté m. pectoralis major a m. deltoideus. Nejnižší aktivitu vykazoval m. serratus anterior.

Kipovaný shyb vykazoval přibližně stejnou a statisticky nevýznamnou svalovou aktivitu. Nejaktivnější byl opět m. trapezius, který byl aktivnější než při striktním shybu. Dále opět m. pectoralis major a m. deltoideus jejichž hodnoty byly podobné jako u striktního shybu.

„Butterfly“ shyb vykazoval obecně nejvyšší svalovou aktivitu u všech měřených svalů. Naprostá převaha byla opět u m. trapezius jehož hodnoty byly vyšší než u striktního a kipovaného shybu. Následoval m. pectoralis major a m. deltoideus. Nejnižší aktivitu vykazoval opět m. serratus anterior.

Z tohoto měření vyplynulo, že dynamické varianty shybu jsou náročnější a vyžadují větší svalovou aktivitu. To se však neshoduje se zjištěním jiných autorů, kteří tyto shyby také porovnávali, i když měřili jiné svaly. Studie uvádějí, že pomocí švihů dolních končetin a vyhoupenutí se k hrazdě nedochází k tak velké aktivitě svalů ramenního pletence jako u striktního shybu.

Získaná data potvrdila výskyt svalových dysbalancí, které se také vyskytují u „overhead“ sportovců s impingementem ramene. Nedostatečná souhra mezi m. trapezius a m. serratus anterior byla společným znakem našich probandů, kteří však impingement ramene diagnostikovaný neměli. Tyto poznatky lze využít v terapii, ale i v tréninku pro zařazení cviků, jenž by se zaměřily na stabilizaci ramenního kloubu s důsledkem na posílení m. serratus anterior.

## Referenční seznam

AN, K. N., BROWNE, A. O., KORINEK, S., TANAKA, S., MORREY, B. F. 1991. Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation. *Journal of Orthopaedic Research*, 9(1), 143–149. ISSN 1554-527X. doi: 10.1002/jor.1100090117.

ANTINORI, F., FELICI, F., FIGURA, F., MARCHETTI, M., RICCI, B. 1988. Joint moments and work in pull-ups. *The journal of sports medicine and physical fitness*. 28(2), 132–137. ISSN 1827-1928.

Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/19971207\\_Joint\\_moments\\_and\\_work\\_in\\_pull-ups](https://www.researchgate.net/publication/19971207_Joint_moments_and_work_in_pull-ups)

AYATOLLAHI, K., OKHOVATIAN, F., KALANTARI, K. K., BAGHBAN, A. A. 2017. A comparison of scapulothoracic muscle electromyographic activity in subjects with and without subacromial impingement syndrome during a functional task. *Journal of bodywork and movement therapies*. 21(3), 719–724. ISSN 15329283. doi: 10.1016/j.jbmt.2016.12.002.

BARRANCO-RUIZ, Y., VILLA-GONZÁLEZ, E., MARTÍNEZ-AMAT, A., DA SILVA-GRIGOLETTO, M. E. 2020. Prevalence of injuries in exercise programs based on Crossfit®, cross training and high-intensity functional training methodologies: a systematic review. *Journal of human kinetics*. 73(1), 251–265. ISSN 1640-5544. doi: 10.2478/hukin-2020-0006

BEAVERS, K.M, BRINKLEY, T.E, NICKLAS, B.J. 2010. Effect of exercise training on chronic inflammation. *Clinica Chimica Acta*. 411(11), 785–793. ISSN 18733492. doi: 10.1016/j.cca.2010.02.069

BERCKMANS, K., MAENHOUT, A. G., MATTHIJS, L., CASTELEIN, B., COOLS, A. M. 2017. The isokinetic assessment of rotator cuff strength ratios and the effect of an exercise program on these ratios in overhead athletes: A systematic literature review. *Physical therapy in sport*. 27(1), 65–75. ISSN 18731600. doi: 10.1016/j.ptsp.2017.03.001.

BORDONI, B., MYERS, T. 2020. A review of the theoretical fascial models: biotensegrity, fascintegrity, and myofascial chains. *Cureus*, 12(2), 1–12. ISSN 2168-8184. doi: 10.7759/cureus.7092.

CLAUDINO JG, GABBETT TJ, BOURGEOIS F, SOUZA HS, MIRANDA RC, MEZÊNCIO B, SONCIN R, CARDOSO FILHO CA, BOTTARO M, HERNANDEZ AJ, AMADIO AC, SERRÃO JC. 2018. Crossfit overview: systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine-Open*. 4(1), 1–14. ISSN 21989761. doi: 10.1186/s40798-018-0124-5.

COLLIANDER, E. B., TESCH, P. A. 1990. Effects of eccentric and concentric muscle actions in resistance training. *Acta Physiologica Scandinavica*. 140(1), 31–39. ISSN 1748-1716. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1990.tb08973.x>.

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. ISSN 1600-0838. doi: 10.1111/j.1600-0838.2006.00570.x

COOLS, A. M., STRUYF, F., DE MEY, K., MAENHOUT, A., CASTELEIN, B., CAGNIE, B. 2014. Rehabilitation of scapular dyskinesis: from the office worker to the elite overhead athlete. *British journal of sports medicine*. 48(8), 692–697. ISSN 0306-3674. doi: 10.1136/bjsports-2013-092148.

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. ISSN 03635465. doi: 10.1177/03635465030310041101.

ČÁPOVÁ, J. 2016. *Od posturální ontogeneze k terapeutickému konceptu*. Ostrava: Repronis. ISBN 978-80-7329-418-2.

DA COSTA, T. S., LOUZADA, C. T. N., MIYASHITA, G. K., DA SILVA, P. H. J., SUNGAILA, H. Y. F., LARA, P. H. S., ARLIANI, G. G. 2019. CrossFit: injury prevalence and main risk factors. *Clinics*. 74(1) 1–5. ISSN 1980-5322. doi: 10.6061/clinics/2019/e1402

DESCHENES, M. R., KRAEMER, W. J. 2002. Performance and physiologic adaptations to resistance training. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 81(11), 3–16. ISSN 0894-9115. doi: 10.1097/01.PHM.0000029722.06777.E9 ISSN 0894-9115

DI LIEGRO, C. M., SCHIERA, G., PROIA, P., DI LIEGRO, I. 2019. Physical activity and brain health. *Genes*. 10(9), 720–760. ISSN 2073-4425. doi: 10.3390/genes10090720

DICKIE, J. A., FAULKNER, J. A., BARNES, M. J., LARK, S. D. 2017. Electromyographic analysis of muscle activation during pull-up variations. *Journal of electromyography and kinesiology*. 32(1), 30–36. ISSN 18735711. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.11.004>.

DINUNZIO, C., PORTER, N., VAN SCOY, J., CORDICE, D., MCCULLOCH, R. S. 2018. Alterations in kinematics and muscle activation patterns with the addition of a kipping action during a pull-up activity. *Sports biomechanics*. ISSN 1476-3141. doi: 10.1080/14763141.2018.1452971

DISCHIAVI, S. L., WRIGHT, A. A., HEGEDUS, E. J., BLEAKLEY, C. M. 2018. Biotensegrity and myofascial chains: A global approach to an integrated kinetic chain. *Medical hypotheses*, 110(1), 90–96. ISSN 15322777. doi 10.1016/j.mehy.2017.11.008.

DVOŘÁK, R. 2005. Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(1), 12–17. ISSN 1211-2658.

DVOŘÁK, R. 2005. Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005. 12(1) s. 18–22. ISSN 1211-2658.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Funkční anatomie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3240-4.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.

ESCAMILLA, R. F., HOOKS, T. R., WILK, K. E. 2014. Optimal management of shoulder impingement syndrome. *Open access journal of sports medicine*. 5(13), 13–24. ISSN 1179-1543. doi: 10.2147/oajsm.s36646. ISSN 1179-1543

FLOYD, R. T. 2015. *Manual of structural kinesiology*. McGraw-Hill Education: New York. ISBN 978-0-07-336929-7

GARNEAU, L., AGUER, C. 2019. Role of myokines in the development of skeletal muscle insulin resistance and related metabolic defects in type 2 diabetes. *Diabetes & metabolism*. 45(6), 505–516. ISSN 1262-3636. doi: 10.1016/j.diabet.2019.02.006.

GARVING, C., JAKOB, S., BAUER, I., NADJAR, R. A BRUNNER, U. H. 2017. Impingement syndrome of the shoulder. *Deutsches Ärzteblatt International*, 114(45), 765–776. ISSN 1866-0452. doi: 10.3238/arztebl.2017.0765.

GERALDO F.S. MORAES; CHRISTINA D.C.M. FARIA; LUCI FUSCALDI TEIXEIRA-SALMELA. 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. ISSN 1058-2746. doi:10.1016/j.jse.2007.08.007

HAK, P. T., HODZOVIC, E., A HICKEY, B. 2013. The nature and prevalence of injury during CrossFit training. *Journal of strength and conditioning research*. 73(1), 251-265. ISSN 1064-8011. doi: <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000000318>.

HALDER, A. M., HALDER, C. G., ZHAO, K. D., O'DRISCOLL, S. W., MORREY, B. F., AN, K. N. 2001. Dynamic inferior stabilizers of the shoulder joint. *Clinical biomechanics*, 16(2), 138–143. doi: 10.1016/s0268-0033(00)00077-2. ISSN 1879-1271

HART, D. L., CARMICHAEL, S. W. 1985. Biomechanics of the shoulder. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 6(4), 229–234. ISSN 0190-6011. doi:10.2519/jospt.1985.6.4.229.

HEGEDUS, E. J., GOODE, A. P., COOK, C. E., MICHENER, L., MYER, C. A., MYER, D. M., WRIGHT, A. A. 2012. Which physical examination tests provide clinicians with the most value when examining the shoulder? Update of a systematic review with meta-analysis of individual tests. *British journal of sports medicine*, 46(14), 964–978. ISSN 0306-3674. doi: 10.1136/bjsports-2012-091066.

HOCHSCHILD, J. 2016. Functional anatomy for physical therapists. Thieme Medical Pub. ISBN 9783131768711.

HUROV, J. 2009. Anatomy and mechanics of the shoulder: review of current concepts. *Journal of hand therapy*. 22(4), 328–343. ISSN 08941130. doi:10.1016/j.jht.2009.05.002

IIZUKA, K., MACHIDA, T., HIRAFUJI, M. 2014. Skeletal muscle is an endocrine organ. *Journal of pharmacological sciences*. 125(2), 125–131. ISSN 13478648. doi: 10.1254/jphs.14r02cp

JANDA, V. 1999. Ke vztahům mezi strukturálními a funkčními změnami pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. č. 1, s. 6–8. ISSN 1211-2658

JANURA, M., MÍKOVÁ, M., KROBOT, A., JANUROVÁ, E. 2004. Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 11(1), 33–39. ISSN 1211-2658

KAPANDJI, A. I. HONORE, L., TUBIANA, R. 1982. The physiology of the joints, Volume 1: The Upper Limb. 6<sup>th</sup> ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, ISBN 044310350X.

KLIMEK, C., ASHBECK, C., BROOK, A. J., DURALL, C. 2018. Are injuries more common with CrossFit training than other forms of exercise? *Journal of sport rehabilitation*. 27(3), 295–299. ISSN 1543-3072. doi: <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0040>

KOLÁŘ, P. 2001. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 36(4), 152–164. ISSN 1211-2658



KOLÁŘ, P. 2002. Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi*. 3(3), 106–109. ISSN 1212-4184

KOLÁŘ, P., KOBESOVÁ, A. 2010. Postural locomotion function in the diagnosis and treatment of movement disorders. *Clinical Chiropractic an International Journal*. 13(1), 58–68. ISSN 1479-2354. doi:10.1016/j.clch.2010.02.063

KRAČMAR, B., NOVOTNÝ, P., MRŮZKOVÁ, M., DUFKOVÁ, A., SUCHÝ, J. 2007. Lidská lokomoce přes pletenec ramenní. *Rehabilitácia*. 44(1), 3–12. ISSN 0375-0922.

KRAEMER, W.J., NEWTON, R.U. 2000. Training for muscular power. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. 11(2), 341–368. ISSN 1047-9651. doi:10.1016/S1047-9651(18)30133-5

KOBESOVA, A., DZVONIK, J., KOLAR, P., SARDINA, A. 2015. Effects of shoulder girdle dynamic stabilization exercise on hand muscle strength. *Isokinetics and Exercise Science*. 23(1), 21–32. ISSN 0959-3020. doi:10.3233/IES-140560

KROBOT, A. 1997. Klinické aplikace pohybových řetězců. *Rehabilitácia*. 30(1), 4–8. ISSN 0375-0922.

KROBOT, A., MÍKOVÁ, M., BASTLOVÁ, P. 2004. Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 11(2), 88–94. ISSN 1211-2658

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 surgery*, 14(1), 32–38. ISSN 1058-2746. doi:10.1016/j.jse.2004.09.014

LESLIE, K. L., COMFORT, P. 2013. The effect of grip width and hand orientation on muscle activity during pull-ups and the lat pull-down. *Strength & Conditioning Journal*. 35(1), 75-78. ISSN 1524-1602. doi:10.1519/SSC.0b013e318282120e.

LEWIS, J. S., WRIGHT, C., GREEN, A. 2005. Subacromial impingement syndrome: the effect of changing posture on shoulder range of movement. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 35(2), 72–87.

LUDEWIG, P. M., COOK, T. M. 1996. The effect of head position on scapular orientation and muscle activity during shoulder elevation. *Journal of occupational rehabilitation*. 6(3), 147–158. ISSN 1053-0487. doi: 10.1007/BF02110752.

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. ISSN 0031-9023. doi: <https://doi.org/10.1093/ptj/80.3.276>

LUDEWIG, P. M., HOFF, M. S., OSOWSKI, E. E., MESCHKE, S. A., RUNDQUIST, P. J. 2004. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. *The American journal of sports medicine*, 32(2), 484–493. doi: 10.1177/0363546503258911.

MACALUSO A, DE VITO G. 2004. Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *European Journal of Applied Physiology*. 91(4), 450–472. ISSN 1439-6319. doi: 10.1007/s00421-003-0991-3.

MÁČEK, M., RADVANSKÝ, J. 2011. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-695-3.

MAENHOUT, A., VAN PRAET, K., PIZZI, L., VAN HERZEELE, M., COOLS, A. 2010. Electromyographic analysis of knee push up plus variations: what is the influence of the kinetic chain on scapular muscle activity? *British journal of sports medicine*, 44(14), 1010–1015. ISSN 0363-5465. doi:10.1136/bjism.2009.062810

MARINUS N, HANSEN D, FEYS P, MEESEN R, TIMMERMANS A, SPILDOOREN J. 2019. The Impact of Different Types of Exercise Training on Peripheral Blood Brain-Derived Neurotrophic Factor Concentrations in Older Adults: A Meta-Analysis. *Sports Medicine*. 49(10), 1529–1546. ISSN 0112-1642. doi: 10.1007/s40279-019-01148-z.

MATÉ-MUÑOZ JL, LOUGEDO JH, BARBA M, CAÑUELO-MÁRQUEZ AM, GUODEMAR-PÉREZ J, GARCÍA-FERNÁNDEZ P, LOZANO-ESTEVEAN MDC, ALONSO-MELERO R, SÁNCHEZ-CALABUIG MA, RUÍZ-LÓPEZ M, DE JESÚS F, GARNACHO-CASTAÑO MV. 2018. Cardiometabolic and Muscular Fatigue Responses to Different CrossFit® Workouts. *Journal of Sports Science and Medicine*. 17(4), 668–679. ISSN 13032968. dostupné z:

[https://www.researchgate.net/publication/329247211\\_Cardiometabolic\\_and\\_Muscular\\_Fatigue\\_Responses\\_to\\_Different\\_CrossFitR\\_Workouts](https://www.researchgate.net/publication/329247211_Cardiometabolic_and_Muscular_Fatigue_Responses_to_Different_CrossFitR_Workouts)

MAYER, M., SMÉKAL, D. 2005. Syndromy bolestivého a dysfunkčního ramene: role krátkých depresorů hlavice humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 12(2), 68–71. ISSN 1211-2658.

MEYER, J., MORRISON, J., ZUNIGA, J. 2017. The benefits and risks of CrossFit: a systematic review. *Workplace health & safety*. 65(12), 612–618. ISSN 21650969. doi:10.1177/2165079916685568.

MICHALÍČEK, P. VACEK, J. 2014. Rameno v kostce – 1. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 21(3), 151–162. ISSN 1211-2658.

MICHENER, L. A., MCCLURE, P. W., KARDUNA, A. R. 2003. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical biomechanics*. 18(5), 369–379. ISSN 18791271. doi: 10.1016/s0268-0033(03)00047-0.

MORITANI, T. 1979. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American journal of physical medicine*. 58(3), 115–130. ISSN 0894-9115.

MYERS, T. 2001. *Anatomy Trains*. Churchill Livingstone. ISBN 9780443102837

MURAWSKA-CIALOWICZ, E., WOJNA, J., ZUWALA-JAGIELLO, J. 2015. CrossFit training changes brain-derived neurotrophic factor and irisin levels at rest, after Wingate and progressive tests, and improves aerobic capacity and body composition of young physically

active men and women. *Journal of physiology and pharmacology*. 66(6), 811–821. ISSN 08675910

NEUMANN, D. 2016. *Kinesiology of the Musculoskeletal System*. Elsevier. ISBN 9780323287531

NYSTORIAK, M. A., BHATNAGAR, A. 2018. Cardiovascular Effects and Benefits of Exercise. *Frontiers in cardiovascular medicine*. Volume 5, Article 135, 1–11. ISSN 2297055X <https://doi.org/10.3389/fcvm.2018.00135>

PAGE, P. 2011. Shoulder muscle imbalance and subacromial impingement syndrome in overhead athletes. *International journal of sports physical therapy*, 6(1), 51–58. ISSN 2159-2896. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/51203518\\_Shoulder\\_muscle\\_imbalance\\_and\\_subacromial\\_impingement\\_syndrome\\_in\\_overhead\\_athletes](https://www.researchgate.net/publication/51203518_Shoulder_muscle_imbalance_and_subacromial_impingement_syndrome_in_overhead_athletes)

PEDERSEN, B. K., ÅKERSTRÖM, T. C., NIELSEN, A. R., FISCHER, C. P. 2007. Role of myokines in exercise and metabolism. *Journal of applied physiology*. 103(3), 1093–1098. ISSN 8750-7587. doi: 10.1152/jappphysiol.00080.2007.

PEDERSEN, BK. 2013. Muscle as a secretory organ. *Comprehensive Physiology*. 3(3), 1337–1362. ISSN 20404603. doi: 10.1002/cphy.c120033.

PRINOLD, J. A., BULL, A. M. 2016. Scapula kinematics of pull-up techniques: Avoiding impingement risk with training changes. *Journal of science and medicine in sport*. 19(8), 629–635. ISSN 18781861 doi: 10.1016/j.jsams.2015.08.002

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. ISSN 1058-2746. doi:10.1067/mse.2000.109410

RONAI, P., SCIBEK, E. 2014. The pull-up. *Strength & Conditioning Journal*. 36(3), 88–90. 1524-1602. doi: 10.1519/SSC.0000000000000052

SEITZ, A. L., MCCLURE, P. W., FINUCANE, S., BOARDMAN III, N. D., MICHENER, L. A. 2011. Mechanisms of rotator cuff tendinopathy: intrinsic, extrinsic, or both? *Clinical biomechanics*, 26(1), 1–12. ISSN 18791271. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.08.001.

SNARR, R. L., HALLMARK, A. V., CASEY, J. C., ESCO, M. R. 2018. Electromyographical Comparison of a Traditional and Kipping Pull-Up. *Journal of Australian Strength and Conditioning*. 26(2), 28–34. ISSN 1835-7644. dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/323069452\\_Electromyographical\\_analysis\\_of\\_a\\_traditional\\_and\\_kipping\\_pull-up](https://www.researchgate.net/publication/323069452_Electromyographical_analysis_of_a_traditional_and_kipping_pull-up)

SILVA, E. R., MAFFULLI, N., MIGLIORINI, F., SANTOS, G. M., DE MENEZES, F. S., OKUBO, R. 2022. Function, strength, and muscle activation of the shoulder complex in Crossfit practitioners with and without pain: a cross-sectional observational study. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 17(1), 1–10. ISSN 1749799X. doi: <https://doi.org/10.1186/s13018-022-02915-x>

STRÁNSKÁ, Z., SVAČINA, Š. 2015. Myokiny – hormony svalové tkáně. *Vnitřní lékařství*, 61(4), 365–368. ISSN 0042-773X

STRUYF, F., NIJS, J., MOLLEKENS, S., JEURISSEN, I., TRUIJEN, S., MOTTRAM, S., MEEUSEN, R. 2013. Scapular-focused treatment in patients with shoulder impingement syndrome: a randomized clinical trial. *Clinical rheumatology*, 32(1), 73–85. ISSN 1076-1608 doi:10.1007/s10067-012-2093-2

SUMMITT, R.J, COTTON, R.A, KAYS, A.C, SLAVEN, E.J. 2016. Shoulder Injuries in Individuals Who Participate in CrossFit Training. *Sports Health*. 8(6), 541–546. ISSN 1941-0921. doi: 10.1177/1941738116666073.

TARON, R. S., MALICKY, E. S., LEONARDI, M. J., FALKEL, J. E., HAGERMAN, F. C., DUDLEY, G. A. 1990. Muscle hypertrophy and fast fiber type conversions in heavy resistance-trained women. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 60(1), 71–79. ISSN 0301-5548. doi: <https://doi.org/10.1007/BF00572189>

TERRIER, A., REIST, A., VOGEL, A., FARRON, A. 2007. Effect of supraspinatus deficiency on humerus translation and glenohumeral contact force during abduction. *Clinical Biomechanics*. 22(6), 645–651. ISSN 0268-0033. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.01.015.

TORRES-BANDUC, M. A., JEREZ-MAYORGA, D., MORAN, J., KEOGH, J. W., RAMÍREZ-CAMPILLO, R. 2021. Isokinetic force-power profile of the shoulder joint in males participating in CrossFit training and competing at different levels. *PeerJ*. 9(1) 1–16. ISSN 2167-8359. doi: 10.7717/peerj.11643

TYLER, T. F., NICHOLAS, S. J., LEE, S. J., MULLANEY, M., MCHUGH, M. P. 2010. Correction of posterior shoulder tightness is associated with symptom resolution in patients with internal impingement. *The American journal of sports medicine*. 38(1), 114–119. ISSN 03635465. doi: 10.1177/0363546509346050

RUIZ-GONZÁLEZ, D., HERNÁNDEZ-MARTÍNEZ, A., VALENZUELA, P. L., MORALES, J. S., & SORIANO-MALDONADO, A. 2021. Effects of physical exercise on plasma brain-derived neurotrophic factor in neurodegenerative disorders: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 128, 394–405. ISSN 0149-7634. doi: 10.1016/j.neubiorev.2021.05.025

VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. 2001. Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 8(1), 33–37. ISSN 1211-2658.

VÉLE, F. 1997. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada. ISBN 80-716-9256-5.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2. Praha: Triton. ISBN 80-725-4837-9.

VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B., NOVOTNÝ P. 2006. Ramenní pletenec vrežimu kvadrupedální lokomoce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 13(2), s. 92–98. ISSN 1211-2658.

WARBURTON, D. E., NICOL, C. W., BREDIN, S. S. 2006. Health benefits of physical activity: the evidence. *Canadian Medical Association journal*. 174(6), 801–809. ISSN 0820-3946. <https://doi.org/10.1503/cmaj.051351>

WEISENTHAL, B. M., BECK, C. A., MALONEY, M. D., DEHAVEN, K. E., GIORDANO, B. D. 2014. Injury rate and patterns among CrossFit athletes. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 2(4), 1–7. ISSN 23259671. doi: 10.1177/2325967114531177

WILLIAMSON, T., PRICE, P. D. 2021. A comparison of muscle activity between strict, kipping and butterfly pull-ups. *The journal of sport and exercise science*. 5(2), 149–155. ISSN 2703-240X. doi:10.36905/jses.2021.02.08

YANAI, T., FUSS, F. K., FUKUNAGA, T. 2006. In vivo measurements of subacromial impingement: substantial compression develops in abduction with large internal rotation. *Clinical biomechanics*. 21(7), 692–700. ISSN 0268-0033. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.03.001.

YOUODAS, J. W., AMUNDSON, C. L., CICERO, K. S., HAHN, J. J., HAREZLAK, D. T., HOLLMAN, J. H. 2010. Surface electromyographic activation patterns and elbow joint motion during a pull-up, chin-up, or perfect-pullup™ rotational exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 24(12), 3404–3414. ISSN 1064-8011. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181f1598c

## Seznam zkratek

AC	akromioklavikulární kloub
BDNF	brain derived neurotrophic factor
CNS	centrální nervový systém
DMII	diabetes mellitus II. typu
EMG	elektromyografie
GH	glenohumerální kloub
SC	sternoklavikulární kloub
VO <sub>2</sub> max	maximální objem kyslíku, spotřebovaný při fyzické aktivitě
WOD	Workout of the day



## **Seznam obrázků**

<b>Obrázek 1</b> Průběh striktního shybu .....	37
<b>Obrázek 2</b> Průběh kipovaného shybu.....	38
<b>Obrázek 3</b> Průběh "butterfly" shybu .....	39

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1</b> Popisná statistika striktního shybu .....	42
<b>Tabulka 2</b> Popisná statistika kipovaného shybu.....	43
<b>Tabulka 3</b> Popisná statistika butterfly shybu .....	44
<b>Tabulka 4</b> Statistické párové testy pro první hypotézu .....	45
<b>Tabulka 5</b> Statistické párové testy pro druhou hypotézu .....	46
<b>Tabulka 6</b> Statistické párové testy pro m. serratus anterior a m. pectoralis major.....	47
<b>Tabulka 7</b> Statistické párové testy pro m. serratus anterior a m. deltoideus .....	47

## Seznam grafů

<b>Graf 1</b> Graf zobrazující rozdíly ve svalové aktivitě mezi testovanými shyby pomocí mediánu. .....	41
--	----

# Přílohy

## Příloha 1 Informovaný souhlas



Fakulta  
zdravotnických věd

Genius loci ...

### Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Elektromyografická analýza svalů ramenního pletence během shybu.

Období realizace: březen 2021 až březen 2022

Řešitelé projektu: Bc. Nikola Häringová, Mgr. Jana Slováková

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je vyhodnotit výslednou aktivitu svalů ramenního pletence při různých technikách shybu. Vaším úkolem bude provést striktní shyb Vámi zvoleným úchopem, kipovaný shyb a tzv. butterfly shyb. Každý z nich provedete 3x, dle instrukcí řešitele, zatímco budete mít na Vašem rameni připevněné elektrody, které budou snímat zapojování svalů ramene během pohybu. Před měřením provedete stretching a 3 shyby pro přípravu pohybového aparátu na měření. Samotné testování bude trvat přibližně 30 minut. Pokud budete mít zájem, Vaše výsledky Vám vyhodnotíme a případně nabídneme konzultaci pro zefektivnění techniky shybu. Samotné vyšetření je nebolestivé a bude probíhat pod dozorem fyzioterapeutů. Jestliže budete během měření pociťovat diskomfort či bolet, měření bude ukončeno. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte svůj podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

### **Prohlášení účastníka výzkumu**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitelka projektu mne informovala o podstatě výzkumu a seznámila mne s cíli, metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880  
[www.fzv.upol.cz](http://www.fzv.upol.cz)

pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a o možnosti odstoupení od spolupráce na výzkumu, a to i bez udání důvodu. Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracována v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v daném rozsahu a za uvedeným účelem. Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_