

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
KATEDRA FYZIOTERAPIE

**Porovnání svalové aktivity vybraných svalů pletence ramenního
vyšetřením PEMG u vrcholových plavců a vlivu silového tréninku**

Disertační práce

Vedoucí práce:

Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Odborný konzultant:

PhDr. Radim Jebavý, Ph.D.

Zpracovala:

Mgr. Simona Kubová

Praha, 2019

Prohlašuji, že jsem disertační práci na téma „Porovnání svalové aktivity vybraných svalů pletence ramenního vyšetřením PEMG u vrcholových plavců a vlivu silového tréninku“ zpracovala samostatně pod vedením školitelky doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc., uvedla všechny použité literární zdroje v seznamu použité literatury a dodržela zásady vědecké etiky. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 18.12.2019

.....

Mgr. Simona Kubová

Poděkování

Především děkuji školitelce doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc. za její trpělivost a mnoho cenných připomínek během zpracovávání mé disertační práce. Dále bych ráda poděkovala Kateřině Wojasové z vědeckého oddělení za skvělou spolupráci a pomoc při organizaci postgraduálního studia. Velké díky patří i MUDr. Davidu Pánkovi Ph.D. a Mgr. Milanovi Martínkovi za pomoc při měření experimentu a trpělivost při zpracovávání výsledků, PhDr. Radimu Jebavému, Ph.D. za pomoc při vytvoření a vedení silové intervence a stejně tak Mgr. Vladimíru Hojkovi, Ph.D. za velkou pomoc při statistickém vyhodnocení výsledků práce. Dále pak všem sportovcům, kteří se ochotně zúčastnili experimentu.

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

Bez podpory výše jmenovaných by tato práce nevznikla.

Abstrakt

Název disertační práce

Porovnání svalové aktivity vybraných svalů pletence ramenního vyšetřením PEMG u vrcholových plavců a vlivu silového tréninku

Cíle práce

Analyzovat a ohodnotit vliv silové intervence na svalovou aktivitu vybraných svalových skupin pomocí PEMG během plavecké lokomoce kraulovým způsobem u vrcholových plavců.

Metody

Patnáct vrcholových plavců specializujících se na plavecký způsob kraul ve věku 18 – 28 let se zúčastnilo tohoto experimentu. Po stanovení bolesti v oblasti ramenního kloubu pomocí VAS (Eriksen, Rochester, 2007) a dotazníku SFPS (Drake, 2010), který informuje o plaveckém tréninku, zdravotním stavu a užívání analgetik, absolvovali probandi vyšetření PEMG. Hodnotilo se 8 svalů pletence ramenního. Poté probandi simulovali závod na 100m kraul na VASA, kde byla opět snímána data PEMG. Následně všichni probandi provedli silový intervenční program a poté opět absolvovali simulaci závodu na 100m kraul na VASA. Vyhodnocení a zpracování získaných dat bylo provedeno pomocí programu MyoResearch XP Master Edition od firmy Noraxon se současným videozáznamem. Ke statistickému zpracování dat byla použita základní deskriptivní statistika, Magnitude Based Difference, ANOVA a Cohenovo D.

Výsledky

Svalová aktivita vyšetřovaných svalů se po silové intervenci zvýšila u svalů m. biceps brachii, horní části m. trapezius a m. serratus anterior s malou velikostí efektu dle Hopkinse et al (2010) a se střední velikostí efektu u dolní části m. trapezius mezi vrcholovými plavci. Statistické zpracování dat výzkumu

disertační práce pomocí analýzy rozptylu (ANOVA) neukázalo významné výsledky. Magnitude Based Difference ukázalo velmi pravděpodobnou pozitivní změnu u m. biceps brachii. U m. deltoideus anterior a m. infraspinatus jsou výsledky s pravděpodobně zápornou změnou a u m. serratus anterior a m. pectoralis major s pravděpodobně kladnou změnou. Analýza bolesti ramenního kloubu dominantní horní končetiny podle dotazníku SFPS ukázala, že po intervenčním programu se bolest v ramenním kloubu zvýšila u 6 probandů, z toho u 3 probandů se bolest zvýšila o více než 2 stupně.

Klíčová slova

Ramenní kloub, bolest, plavání, silový trénink, EMG, intervence

Abstract

Title of the thesis

Comparison of muscle activity of selected muscles of shoulder girdle by PEMG examination among elite swimmers and influence of strength training

Thesis aim

Analyze and evaluate the influence of strength intervention on muscle activity of selected muscle groups by PEMG during swimming locomotion by crawl method in top swimmers.

Methods

Fifteen top swimmers specializing in the crawl style at the age of 18-28 years participated in this experiment. After determining pain in the area of the shoulder joint using VAS (Eriksen, Rochester, 2007) and the SFPS questionnaire (Drake, 2010), which reports about the swimming training, health and analgesic use, probands underwent a PEMG examination of 8 evaluated muscles. Subsequently, they simulated a 100m crawl race on VASA, where PEMG data was again captured. Subsequently, everyone carried out a force intervention program and then again underwent a simulation of the 100m crawl on VASA. The evaluation and processing of the obtained data was performed with the program MyoResearch XP Master Edition from Noraxon company with simultaneous video recording. Basic descriptive statistics, Magnitude Based Difference, ANOVA and Cohen D were used for statistical data processing.

Results

Muscle activity of the examined muscles increased after strength intervention in muscles of biceps brachii, upper part of m. trapezius and m. serratus anterior with low magnitude of effect according to Hopkins et al (2010) and with moderate size of effect in lower part of m. trapezius among top swimmers. Statistical processing of dissertation research data using ANOVA did not show significant

results. Magnitude Based Difference has shown a very likely positive change in m. biceps brachii. In m. deltoideus anterior and m. infraspinatus, the results are likely to be probably negative, and in m. serratus anterior and m. pectoralis major, the results are probably positive. Shoulder joint pain analysis of the dominant upper limb according to the SFPS questionnaire showed that after the intervention program, shoulder pain increased among 6 probands, of which 3 probands increased pain by more than 2 degrees.

Keywords

The shoulder joint, pain, swimming, power training, EMG, intervention

Obsah

1	Úvod.....	5
2	Teoretická východiska	7
2.1	Plavání	7
2.1.1	Fyziologické funkce	7
2.2	Plavecký způsob kraul	10
2.2.1	Modelová technika kraul	13
2.3	Struktura plaveckého výkonu	14
2.3.1	Genese sportovního výkonu	14
2.3.2	Struktura sportovního výkonu	15
2.3.2.1	Systemové pojetí sportovního tréninku.....	15
2.3.2.2	Faktory ovlivňující výkon	16
2.3.3	Zatížení	22
2.3.3.1	Tréninkový cyklus.....	22
2.4	Zátěžová diagnostika v plavání.....	23
2.4.1	Plavecké ergometry	24
2.5	Kineziologické a biomechanické aspekty ramenního kloubu.....	26
2.5.1	Lateralita horních končetin.....	28
2.5.2	Plavecké rameno.....	28
2.5.2.1	Predisponující faktory	29
2.5.2.2	Příčiny vzniku	30
2.6	Elektromyografie	34
2.6.1	Přehled literatury k problematice EMG u plavců.....	36
2.7	Historie hodnocení bolesti	37
2.7.1	Subjektivita hodnocení bolesti	38
2.7.2	Možnosti hodnocení bolesti.....	38

2.7.2.1	Psychofyzická činnost.....	38
2.7.2.2	Stupnice.....	39
2.7.2.3	Standardizované dotazníky	39
2.7.2.4	Algometr	41
3	Cíle práce a hypotézy	42
3.1	Cíl práce.....	42
3.2	Výzkumné otázky	42
3.2.1	Výzkumná otázka č.1	42
3.2.2	Výzkumná otázka č.2	42
3.3	Hypotézy.....	42
3.3.1	Hypotéza č.1	43
3.3.2	Hypotéza č.2	43
4	Metodika	44
4.1	Výzkumná metodologie.....	44
4.2	Výzkumný soubor.....	45
4.3	Průběh výzkumu	46
4.4	Metody výzkumu	48
4.4.1	Hodnocení bolesti.....	48
4.4.1.1	Numerická stupnice bolesti.....	48
4.4.1.2	Dotazník SFPS	48
4.4.2	Vyšetření aktivace vybraných svalů pomocí PEMG.....	48
4.4.3	Cohenovo D.....	49
4.4.4	ANOVA.....	50
4.4.5	Magnitude Based Difference.....	50
4.5	Statistické zpracování dat	50
4.6	Vymezení výsledků výzkumu.....	51

4.7	Omezení výsledků výzkumu.....	52
5	Výsledky	53
5.1	Vyhodnocení dle normalizace k MVC	53
5.1.1	Proband č.1	53
5.1.2	Proband č.2	54
5.1.3	Proband č.3	54
5.1.4	Proband č.4	55
5.1.5	Proband č.5	56
5.1.6	Proband č.6	56
5.1.7	Proband č.7	57
5.1.8	Proband č.8	58
5.1.9	Proband č.9	58
5.1.10	Proband č.10	59
5.1.11	Proband č.11	60
5.1.12	Proband č.12	60
5.1.13	Proband č.13	61
5.1.14	Proband č.14	62
5.1.15	Proband č.15	62
5.1.16	Souhrnné výsledky	63
5.2	Statistické zpracování výsledků.....	64
5.2.1	Statistické zpracování výsledků – Cohenovo D	64
5.2.2	Statistické zpracování výsledků dle Hopkinse (Magnitude Based Difference)	66
5.2.3	Statistické zpracování výsledků - ANOVA.....	71
5.2.3.1	P-value.....	75
5.3	Hodnocení bolesti	76

5.3.1	Hodnocení bolesti dle VAS	76
5.3.2	Hodnocení bolesti dle dotazníku SFPS	77
6	Diskuze.....	78
6.1	Vliv silového tréninku na svalovou aktivitu pletence ramenního u vrcholových plavců	78
6.2	Vliv silové intervence na vnímání bolesti v ramenním kloubu u vrcholových plavců	79
6.2.1	Vliv dechového stereotypu na motorický vzor plavecké lokomoce.....	79
6.2.2	Plavecké rameno.....	80
6.3	Diskuze k hypotézám.....	82
6.3.1	Hypotéza č. 1 - Míra zvýšení svalové aktivity vyšetřovaných svalů hodnocená PEMG bude alespoň u jednoho vybraného svalu po silové intervenci 30 minut střední velikosti efektu dle Cohena.....	82
6.3.2	Hypotéza č.2 - Běžně prováděný silový trénink v posilovně trvajícím v celkové délce 30 minut u vrcholových plavců vede ke zvýšení bolesti v anteriorní části ramenního kloubu alespoň o jeden stupeň, hodnocené dotazníkem SFPS a VAS	85
6.4	Doporučení pro praxi	86
7	Závěr	88
8	Seznam literatury	90
9	Seznam příloh.....	106

1 Úvod

Plavání v nejširším slova smyslu zahrnuje oblast různorodých pohybových aktivit ve vodě v různých polohách, při vznášení nebo s kontaktem s pevnou oporou (Frömel et al, 1999). Plavání v tom nejužším slova smyslu znamená pohyb lidské bytosti ve vodě, který je uskutečněn pomocí pohybů končetin a trupu překonávající určitou vzdálenost z místa na místo (Čechovská et al, 2003). Plavání je individuálním sportem, pro který je typický cyklický pohyb ve vodním prostředí. Plavání je mužská i ženská sportovní disciplína. Cílem sportovního výkonu je uplavat závodní trať co nejrychleji. Rozeznáváme čtyři základní plavecké způsoby a to prsa, kraul, znak a motýlek (Bernáčíková et al, 2011). Plavání je jedinečný sport, který spojuje práci horních a dolních končetin s kardiovaskulárním tréninkem. Závodní plavci jsou náchylní k poranění pohybového aparátu horních končetin, kolen a páteře (Wanivehaus et al, 2012).

Plavání, obzvláště závodní plavání, je známé pro velmi dlouhé a obtížné tréninky (Maglischo, 2003). Plavci na profesionální úrovni trénují 20 – 30 hodin týdně a naplavou až 14 km za den. Během jednoho tréninku, který běžně trvá 2 hodiny, průměrný plavec provede až 5000 záběrů jednou paží (Kirshnan et al, 2004). Tento opakovaný pohyb, který plavci provádí po několik let, se stává hlavním etiologickým faktorem pro vznik tzv. „plaveckého ramene“. Kennedy použil název „plavecké rameno“ v 70. letech 20. století k popisu bolesti anteriorní části ramenního kloubu během a po skončení plaveckého tréninku (Kirshnan et al, 2004).

Elektromyografie (EMG) je diagnostická metoda, která slouží především k určení poruch nervosvalového aparátu. Podstatou elektromyografie je měření elektrických potenciálů vzniklých v důsledku činnosti kosterní svaloviny. Povrchová EMG slouží také k ohodnocení míry svalové aktivity při provádění různých pohybů, tak i k hodnocení timingu svalů, což má velký význam při posuzování kvality prováděných pohybů. Tím může povrchová EMG diagnostikovat vznik obtíží nebo může pomoci určit nový pohybový stereotyp. Velký význam využití je ve vrcholovém sportu (Hrazdira et Morstein, 2001).

Díky EMG získáváme informace o změně akčního potenciálu na membráně, který je převáděn na svalová vlákna. Měření poskytuje informace o volních a reflexních

pohybech, pořadí a intenzitě zapojení jednotlivých svalů během pohybu. Tím dosáhneme určité objektivizace pohybu a jeho biomechanické analýzy, můžeme ohodnotit výši svalové aktivity, synergie a sekvenčního zapojení (Cifrek et al., 2000).

Protože se plavání věnuji celý svůj život, mám zkušenosti s bolestmi ramen v anteriorní části. Pro plavce je velmi frustrující, když se nemůže maximálně věnovat tréninku, protože ho bolí každý plavecký cyklus a rehabilitace nepomáhají. Proto jsem se rozhodla pokusit se v rámci své disertační práce najít způsob minimalizace bolesti v anteriorní části ramenního kloubu u vrcholových plavců a diskutovat možnosti prevence vzniku bolesti.

2 Teoretická východiska

Kapitola teoretická východiska popisuje jednotlivá témata nezbytná pro sepsání disertační práce. První popsanou kapitolou je plavání, která se věnuje fyziologii člověka během sportovního výkonu a energetickému zajištění výkonu. Dále podrobně popisuje techniku plaveckého způsobu kraul, strukturu sportovního výkonu a faktory, které sportovní výkon ovlivňují. Kapitola zátěžové diagnostiky v plavání podrobně popisuje možnosti vyhodnocování zátěžových parametrů pro plavce a dvě možnosti laboratorního vyšetření. Následující kapitola se věnuje popisu ramenního kloubu jak z pohledu kineziologie a anatomie, tak biomechaniky a je zde podrobně popsána i kapitola týkající se tzv. „plaveckého ramene“ a bolesti s ním spojenými. Podrobně popsána je kapitola o elektromyografii, povrchové elektromyografii v plavání a je podložena vědeckými studii týkajícími se této problematiky. Poslední kapitola teoretických východisek popisuje historii hodnocení bolesti, její subjektivitu, možnosti hodnocení bolesti a speciálně popisuje použité metody hodnocení bolesti v této disertační práci.

2.1 Plavání

2.1.1 Fyziologické funkce

Nervosvalový systém

Nervosvalový systém hraje při sportovním výkonu zásadní roli. Svalová činnost je řízena z primární korové oblasti mozku pyramidovou drahou končící ve svalových vláknech na nervosvalové ploténce. Volní činnost je tak těsně propojena s motorickou oblastí mozkové kůry a je doladěna vzruchovou aktivitou z proprioreceptorů. Veškerá vzruchová aktivita je zpřesňována reflexními zpětnými vazbami, jimiž se zabezpečuje dokonalé a plynulé provedení pohybu. To je úzce propojeno s funkcí komplexního analyzátoru. Nervový systém funkčně podmiňuje proces motorického učení, vytváření pohybových vzorců na úrovni CNS. Autonomní nervový vegetativní systém zajišťuje nervové regulace prostřednictvím nervových vláken sympatiku a parasympatiku. Tyto nervové regulace úzce souvisí s hormonální regulační aktivitou organismu. Procentuální zastoupení typů svalových vláken (bílá, přechodná, červená) v kosterním svalu jsou do jisté míry dána geneticky, ale rovněž trénink má určitý vliv na zastoupení svalových vláken (Dovalil et al, 2009; Widmaier et al, 2016).

Kardiovaskulární systém

Kardiovaskulární systém (KVS) je funkčně úzce propojen s dýchacím ústrojím. Má řadu důležitých funkcí. Zajišťuje přísun živin do činných svalů, odvádí zplodiny látkové přeměny (laktát, amoniak), podílí se na termoregulaci, zajišťuje stálost vnitřního prostředí, imunitu a další děje. Během pohybové aktivity vykazují jednotlivé parametry KVS řadu změn, reaktivních i adaptivních (Dovalil et al, 2009; Marieb et Hoehn, 2007; Rampling, 2016).

Hodnota hematorkitu během pohybové aktivity stoupá a projevuje se jako dehydratace organismu v důsledku pocení. Nedochozí ale pouze ke ztrátám vody, ale i ke ztrátám minerálů (sodík, hořčík, draslík). Při zatížení anaerobního laktátového typu se objevuje metabolická acidóza, kdy dochází k tzv. zakyselení krve díky laktátu, který se pohybuje v hodnotách vyšších než 6 mmol/l a tím znesnadňuje koordinovaný pohyb a brání pokračování pohybu. V krevním obraze se během pohybové aktivity zvyšuje počet červených i bílých krvinek a výrazně se zvyšuje tepová frekvence. Krevní tlak se během zatížení také mění, výrazně se zvyšuje systolický tlak a mírně se zvyšuje nebo i lehce klesá tlak diastolický. Při extrémním vyčerpání mohou oba tlaky strmě klesat a mohou nastat mdloby. Tepový kyslík, minutový srdeční objem i systolický srdeční objem se v závislosti na zatížení zvyšují, kdy nejvyšších hodnot dosahují při submaximálním zatížení (Bartůňková, 2014; Dovalil et al, 2009).

Dýchací systém

Dýchací systém se společně s kardiovaskulárním systémem podílí na dýchacích procesech tkání a odvádí metabolity (CO_2). Řada sportovců se učí speciálním dýchacím technikám k např. lepšímu využití bráničního dýchání. U trénovaných jedinců dochází k poklesu klidových hodnot tepové frekvence a ke zvyšování hodnot dechového objemu, který může u trénovaných jedinců dosáhnout hodnot až přes tři a půl litru. Vitální kapacita plic může nabývat hodnot až sedm litrů, záleží na sportovní disciplíně a stupni trénovanosti. Minutová plicní ventilace se během zatížení zvyšuje až 7x, z 8 litrů až na 30 – 50 litrů. Důležitým ukazatelem je maximální spotřeba kyslíku ($\text{VO}_{2\text{max}}$), která se určuje na bicyklových nebo běhátkových ergometrech. U běžné populace jsou hodnoty u žen 35 ml/kg/min, u mužů kolem 45 ml/kg/min. U trénovaných osob může spo-

třeba kyslíku stoupnout až na 80 ml/kg/min. Kyslíkový dluh vyjadřuje nadspotřebu kyslíku po skončení anaerobního tréninku a u trénovaných jedinců může dosahovat hodnot až 15 – 18 litrů, u netrénovaných 5 – 6 litrů (Bartůňková, 1993; Marieb et Hoehn, 2007).

Centrální nervová soustava

Centrální nervová soustava (CNS) je nejvyšším integračním a koordinačním centrem a úzce souvisí s pohybovou činností. K CNS se řadí prodloužená mícha, kde se nachází centrum krevního oběhu a dýchací soustavy, dále mozeček jako centrum hybnosti, které zabezpečuje koordinaci pohybu, rovnováhu a svalový tonus. Střední mozek a jeho jádra fungují v rámci extrapyramidových drah. Rovněž mezimozek se svojí thalamickou částí podílí na řízení vegetativního nervstva, hormonální činnosti, termoregulaci, metabolických funkcí a funkcí některých analyzátorů. Bazální ganglia se podílí na koordinaci pohybu a svalovém tonu (Bartůňková, 2014; Dovalil et al, 2009). Limbický systém hraje velkou roli v pohybové aktivitě. Pozitivní i negativní emoce výrazně ovlivňují závodní činnost (Véle, 2006).

Metabolismus, energetické zajištění výkonu

Hlavními energetickými zdroji pro výkon jsou makroergní fosfáty (ATP – adenosintrifosfát, CP - kreatinfosfát) a makroergní substráty (cukry, tuky, bílkoviny). ATP jako zdroj energie vystačí při vysokointenzivním cvičení na několik sekund. K obnovení ATP dochází z CP. Tuky slouží jako zdroj energie při déletrvajícím zatížením. Bílkoviny se využívají pouze výjimečně a to spíše při déletrvajícím zátěži a v období regenerace sil. Cukry vystačí na 2 – 4 hodiny sportovní činnosti (Dovalil et al, 2009).

V systému ATP-CP dochází k zisku energie pro svalovou kontrakci anaerobní cestou a jako zdroj energie pro svalovou kontrakci slouží výše zmiňovaný ATP a CP (Maud et Foster, 1995).

U jevu anaerobní glykolýzy se jedná o chemickou reakci, při které se ATP obnovuje z glykogenu, resp. glukózy cestou anaerobní. Při těchto pochodech ve svalech vzniká sůl kyseliny mléčné – laktát. Tento energetický systém produkuje 2 molekuly ATP. Z chemické reakce se jedná o přeměnu glukózy na 2 molekuly pyruvátu za čistého výtěžku z molekul ATP a 2 molekul NADH (anaerobní štěpení glukózy na pyruvát a laktát) (Benaciková, 2012; Marieb et Hohen, 2007).

Oxidativní systém je chemická reakce, při které k resyntéze ATP dochází aerobní cestou. Zdrojem energie je jak glykogen, resp. glukóza, tak volné mastné kyseliny. Aerobní glykolýza probíhá v cytoplazmě buňky. Za přístupu kyslíku dochází ke vzniku 34 molekul ATP z glykogenu, resp. glukózy (Bartůňková, 2014; Beranciková, 2012).

Jednotlivé energetické systémy se zapojí podle intenzity provozované pohybové aktivity. Pokud je výkon prováděn maximálním výkonem, postupně se v čase zapojují všechny systémy (Bernaciková, 2012).

Biochemické (např. kreatinkináza (CK)) a neuromuskulární (např. špičkový výkon (PPO)) markery zotavení jsou příliš drahé a vyžadují specializované zařízení. Vjemová měření jsou účinnou alternativou, ale většina ověřených stupnic jsou příliš dlouhými pro každodenní použití. Longitudinální studie Shearer et al (2016) využívá upraveného testu hodnocení nálady (BAM+), přičemž byly využity ještě další čtyři položky a 100 mm dlouhá vizuální analogová škála pro hodnocení zotavení. Elitní atleti (n = 11) byli sledováni v pěti zápasech s daty (BAM +, CK a PPO), které byly shromažďovány pro každý zápas vždy 24 hodin před, 24 a 48 hodin po zápase. Údaje zápasové aktivity každého účastníka byly také shromažďovány pomocí GPS monitorů. Vizuální a deduktivní výsledky ukazují, že se BAM+ jeví jako efektivní metoda pro dlouhodobé sledování zotavení u elitních atletů.

2.2 Plavecký způsob kraul

Plavecký způsob kraul je nejrychlejším plaveckým způsobem a během tréninku je nejčastěji využívaným. Rychlost plavecké lokomoce je poměrně plynulá, nastává pouze mírné kolísání rychlosti během plaveckého cyklu. Plavecký způsob kraul vyžaduje mírně skloněnou hlavu s pohledem očí směrem dolů, která udržuje boky a celé tělo horizontálně s hladinou. Hlava je v jedné přímce s tělem, minimalizuje tím turbulenci, která vzniká při kontaktu hlavy a ramen s vodou. Odpor vytvořený čelním průmětem je velmi nízký, plynulá rotace těla probíhá kolem podélné osy (40 až 50°) a umožňuje, aby se ramena dostala do výhodné polohy pro obě záběrové fáze (Lukášek, 2014; Maglischo, 2003; Miler et Čechovská, 2008).

Práce dolních končetin má především význam pro udržení horizontální polohy těla při splývavé poloze, při nádechu a také udržují jistou plynulost plavecké lokomoce. Podíl práce dolních končetin oproti práci horních končetin je pouze 15 – 20 %.

Práce dolních končetin se skládá z kopu (záběru směrem dolů) a pohybu nohy směrem k hladině, který má také hnací efekt. Celý pohyb má vlnivý charakter, vychází z kyčle, postupuje přes pokrčené koleno (tupý úhel, cca 120 st.) do jeho propnutí na konci kopu. Při tomto pohybu je voda stlačena směrem dolů, dozadu a vytočenými nártý lehce dovnitř. Při pohybu směrem k hladině zůstává noha natažena, hlezenní kloub je uvolněný. Rytmus kopání je dán technikou plavce a dobou trvání výkonu. Nejčastěji se používá šestidobý kraul (6 kopů na jeden plavecký cyklus), při vytrvalostní plavecké lokomoci je využíván i čtyřdobý nebo dvoudobý kraul (Lukášek, 2014; Maglischo, 2003; McLeod, 2010).

Pohybový cyklus horních končetin se dá charakterizovat jako střídavý záběr horních končetin ve vodě pod trupem a s přenosem nad vodou. Celý cyklus (pravá i levá horní končetina) se dá rozdělit na několik fází. Fáze cyklu byly určeny na základě pohybu ruky vzhledem k vodnímu prostředí. Ruka má při záběru největší význam, neboť má velkou plochu, může měnit tvar a pohybuje se největší rychlostí. Prsty jsou mírně roztaženy, ale jsou drženy relativně pevně, aby se neohýbaly tlakem vody (Čechovská et al, 2014).

Rozlišujeme 5 fází pohybového cyklu jedné horní končetiny. Přípravná fáze začíná protnutím hladiny rukou po přenosu vpřed a končí okamžikem, kdy se dlaň začne pohybovat směrem dolů, pohyb vpřed je již dán jen rychlostí plavce. Doba přípravné fáze je v rozmezí asi 0,1 – 0,3 sekundy. Z hlediska trvání je nejvariabilnější fází z celého cyklu. Změny doby cyklu, jež nastávají vlivem intenzity plavání a individuálních stylových odchylek, jsou vyvolávány především změnou v trvání přípravné fáze (Cohen et al., 2015; Čechovská et al., 2014).

V přechodné fázi se ruka začne pohybovat směrem dolů. Fáze je velmi krátká, neboť trvá méně než 0,1 sekundy. Obtížnost zvládnutí přechodné fáze spočívá v tom, že plavec musí v krátkém časovém intervalu splnit řadu úkolů, bez nichž by nebylo možno provést efektivní záběr. Nejprve přechází ruka z polohy obtékající do polohy záběrové. Ze subjektivních pocitů plavců lze usuzovat, že relaxovaná ruka je při nabírání hloubky náhle „uchopena“ proudem kolem tekoucí vody (Lukášek, 2014; McLeod, 2010).

Během fáze přitahování se ruka zpočátku pohybuje nazad dolů, aby dosáhla své maximální hloubky. V této době je ještě poněkud vně od podélné osy těla. Po dosažení

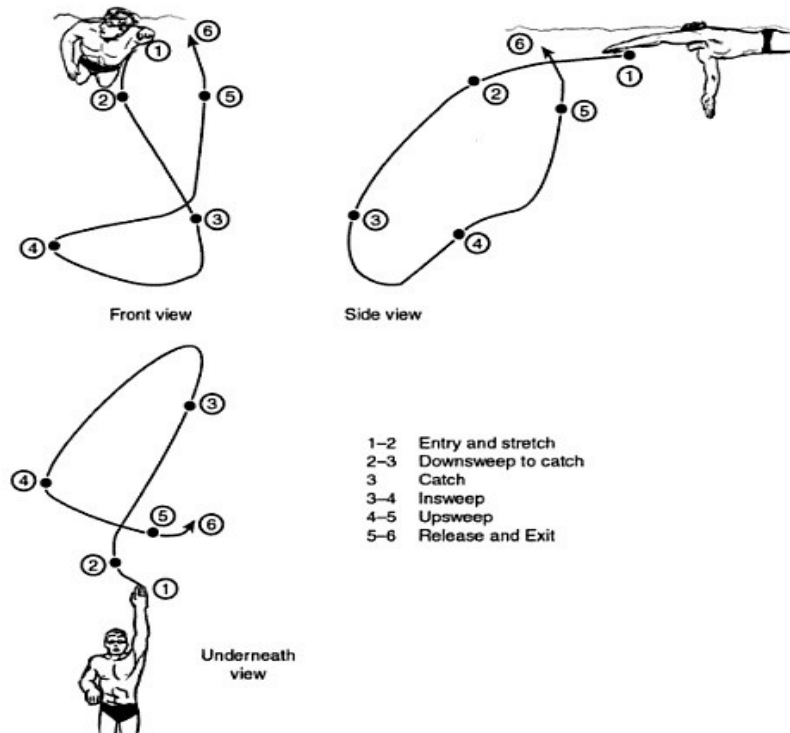
maximální hloubky se končetina začíná postupně ohýbat v loketním kloubu a dlaň směřuje k podélné ose těla. Tento pohyb je současně doprovázen vnitřní rotací v ramenním kloubu. To umožňuje plavci zapojit do záběru i plochu předloktí. V době, kdy ruka protíná svislou rovinu proloženou ramenní osou, je ohnutí v loketním kloubu největší a dosahuje 90 – 120 stupňů (Cohen et al., 2015; Miler et Čechovská, 2008).

Během fáze odtlačování dochází opět k extenzi horní končetiny a následkem toho se pohybuje ruka pod břicho a odtud vně od podélné osy nazad. Současně mění plavec náběhové hrany zabírající ruky. Zatímco v první části záběru je náběhovou hranou palcová strana, v druhé části se stává náběhovou hranou strana malíku. Záběr končí v oblasti kyčelního kloubu. Zde již začíná převažovat směr pohybu nahoru, a proto lze prokázat existenci stlačujících sil. Během odtlačování se vrací ramenní osa plavce opět do vodorovné polohy, a tím se vytvářejí podmínky pro záběr druhé paže. Záběrová fáze je časově nejstabilnější fází pohybového cyklu. Trvá 0,4 – 0,5 sekundy. Na konci záběru svírá končetina s povrchem hladiny úhel přibližně 150 stupňů (Cohen et al., 2015; Lukášek, 2014; Miler et Čechovská, 2008).

Po ukončení záběru vytahuje plavec horní končetinu z vody. V průběhu této fáze se pohybuje ruka nahoru vpřed, a proto vznikají brzdící síly. Z tohoto důvodu ruka a předloktí opět zaujímají obtékající polohu. Nejlepší plavci vytahují končetinu loktem napřed, přičemž uvolněná ruka a předloktí jsou usměrňovány tokem kolem proudící vody. Fáze vytažení trvá méně než 0,1 sekundy (Maglischo, 2003; Miler et Čechovská, 2008).

Ve fázi přenosu jsou záběrové svaly uvolněné. Plavci přenášejí končetinu ve dvou variantách. Ti, kteří mají menší rozsah pohybu v oblasti pletence ramenního, přenášejí horní končetinu nataženou poměrně nízko nad hladinou. Plavci s velkou pohyblivostí se snaží vést loket po nejvyšší dráze. Uvolněné předloktí a ruka vykonávají kyvadlovitý pohyb. Trvá 0,3 – 0,6 sekundy (Riewald et Rodeo, 2015). Popis dráhy kraulového záběru popisuje Maglischo (2003) na Obrázku č.1.

Frekvence pohybových cyklů se s délkou plavecké tratě liší. Na 50 m kaul je počet pohybových cyklů 60 za jednu minutu, oproti tomu na 1500 m kraul jich je pouhých 38. Stejně tak se liší i čas cyklu, který se pohybuje od 1,0s na 50 m až na 1,58s na 1500 m (Čechovská et al, 2014).



Obrázek č.1 – Popis dráhy kraulového záběru (Maglischo, 2003)

Mezi základní svaly, které se aktivují při plaveckém způsobu kraul, patří m. deltoideus a m. supraspinatus, kteří se aktivují především při vstupu a výstupu horní končetiny pod hladinu, m. rhomboideus major zajišťující pozici lopatky pro pohyb horní končetiny, m. latissimus dorsi sloužící pro udržení pozice horní končetiny a polohy těla, m. serratus anterior a m. subscapularis pracující konstantně během plaveckého záběru a m. infraspinatus zajišťující funkci zevní rotace horní končetiny při relaxaci. Ze svalů dolních končetin to jsou potom mm. glutei, m. quadriceps femoris, ischiokrurální svaly a m. triceps surae (McLeod, 2010).

2.2.1 Modelová technika kraul

Nácvik techniky plaveckých způsobů je jednou z nejdůležitějších součástí plaveckého tréninku. Proto se začínají technická cvičení trénovat od nejmenších dětí. Z důvodu vývoje dětí, růstu, či fyzických změn, se musí technika neustále zdokonalovat, zejména ke konci plavecké sezony, kde v plaveckém výkonu rozhodují i nejmenší detaily. Modelová technika kraul je individuální dovedností (Čechovská, 2010; Lucero, 2008; Perič et Dovalil, 2010).

Mnoho trenérů často upozorňuje plavce, aby udrželi loktevní klouby v ostrém úhlu nadloktí a předloktí během kraulové záběrové fáze pod hladinou, nicméně pozice

vysokého lokte (VL) nebyla nikdy kvantitativně vyhodnocena. Cílem studie Suito et al (2016) bylo kvantitativně vyhodnotit pozici VL, objasnit vztah mezi polohou VL a polohou horní končetiny a zkoumat účinnost VL na výslednou plaveckou rychlost. Šestnáct elitních a šest začínajících plavců absolvovalo test na 25 m kraul maximální intenzitou. Byl učiněn pokus vyvinout nový index pro hodnocení vysokého postavení lokte (I_{HE} : index VL) s použitím 3D souřadnic ramene, lokte a zápěstí. I_{HE} elitních plavců mírně koreluje s průměrnou vnitřní rotací ramenního kloubu ($r = -0,652$, $p < 0,01$) a plaveckou rychlostí ($r = -0,683$, $p < 0,01$) v průběhu záběrové fáze.

2.3 Struktura plaveckého výkonu

2.3.1 Genese sportovního výkonu

Sportovní výkonnost je multifaktoriální a zároveň polygenní znak, který je ovlivněn jednak enviromentálními faktory (především tréninkem), ale zároveň genetickými dispozicemi. Vynikající sportovci jsou pravděpodobně produkty genetické variability, přičemž jejich výjimečnost spočívá v tom, že se výrazně odlišují od běžného průměru (Bouchard et Hoffman, 2011; Horváth et al, 2010).

Sportovní výkonnost také více či méně ovlivňují vrozené dispozice (Bouchard et al, 1997). Ty se člení na dispozice morfologické (výška, tělesná hmotnost, složení a stavba těla), fyziologické (transportní kapacita pro kyslík) a psychologické (charakter, temperament, intelekt). Vliv prostředí je dalším z faktorů, který ovlivňuje sportovní výkon jedince, protože vliv prostředí se podílí na fyzickém, sociálním a duševním rozvoji jedince (Dovalil et al., 2009).

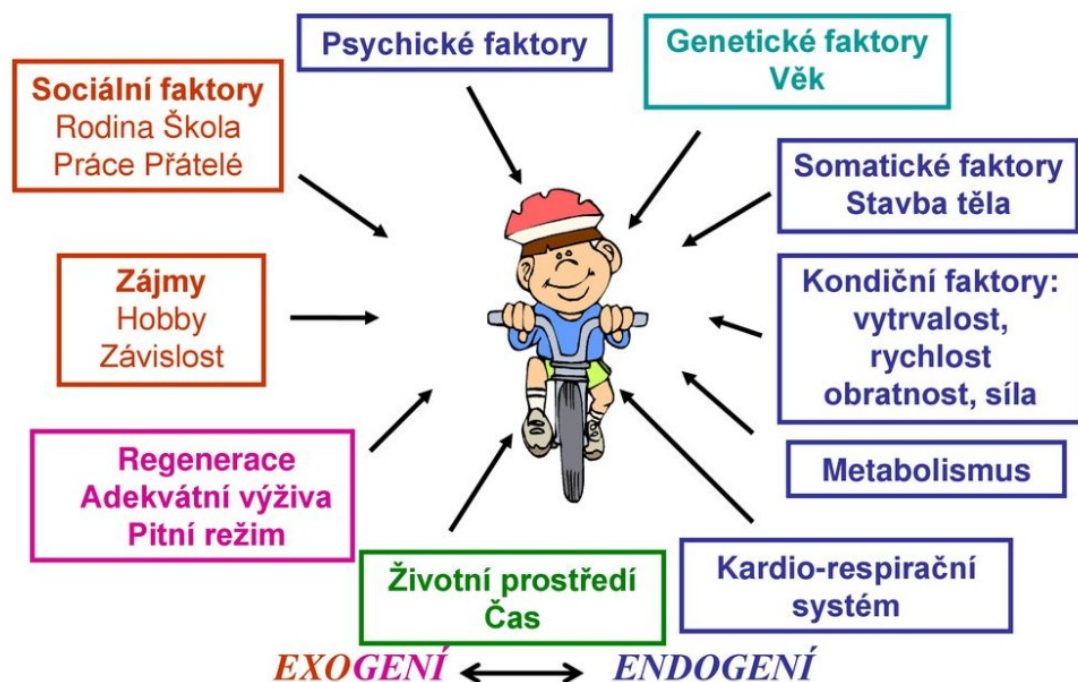
Jednou z rozhodujících determinant míry předpokladu k vytrvalostním, nebo naopak k rychlostně-silovým činnostem patří kompozice svalových vláken, resp. zastoupení podílu svalových vláken typu I nebo typu II. Způsoby jejich zjišťování za poslední léta výrazně nepokročily. Od dob, kdy byla poprvé použita invazivní metoda svalové biopsie, uplynulo již 54 let. V roce 1962 tuto metodu poprvé uskutečnil doktor Bergström (Harnish et Patel, 2012). Z důvodu invazivní metody je její využití značně omezeno (Zámečník, 2007). Jako šetrnější a méně nákladné se jeví metody neinvazivní. K těmto patří napětěová myografie (TMG) a magnetická rezonance (MRI), u kterých výzkumy předkládají vysokou korelaci v porovnání se svalovou biopsií (Baguet, 2011). Jako alternativu k invazivní laboratorní metodě, lze využít terénních testů motorických

schopností. Na základě jejich výsledků můžeme předpokládat zastoupení typu svalových vláken u zkoumané osoby.

2.3.2 Struktura sportovního výkonu

2.3.2.1 Systémové pojetí sportovního tréninku

Cílem systémového pojetí sportovního tréninku je zajištění co nejvyšší sportovní výkonnosti na základě určitých principů (uspořádání obsahu, prostředků a metod tréninku). Každý sportovní trénink má svůj vnitřní a vnější obsah, který výkon sportovce ovlivňuje (Obrázek č.2). Vnitřní složkou se myslí charakteristika struktury sportovního výkonu, charakteristika jednotlivých složek tréninku, prostředky a metody tréninku, charakteristika zatížení, zásady stavby a řízení tréninku. Mezi vnější faktory se řadí společenská atmosféra, zázemí sportovce, technické zajištění a organizace v klubu, popř. reprezentaci (Bompa, 2000; Issurin, 2016).



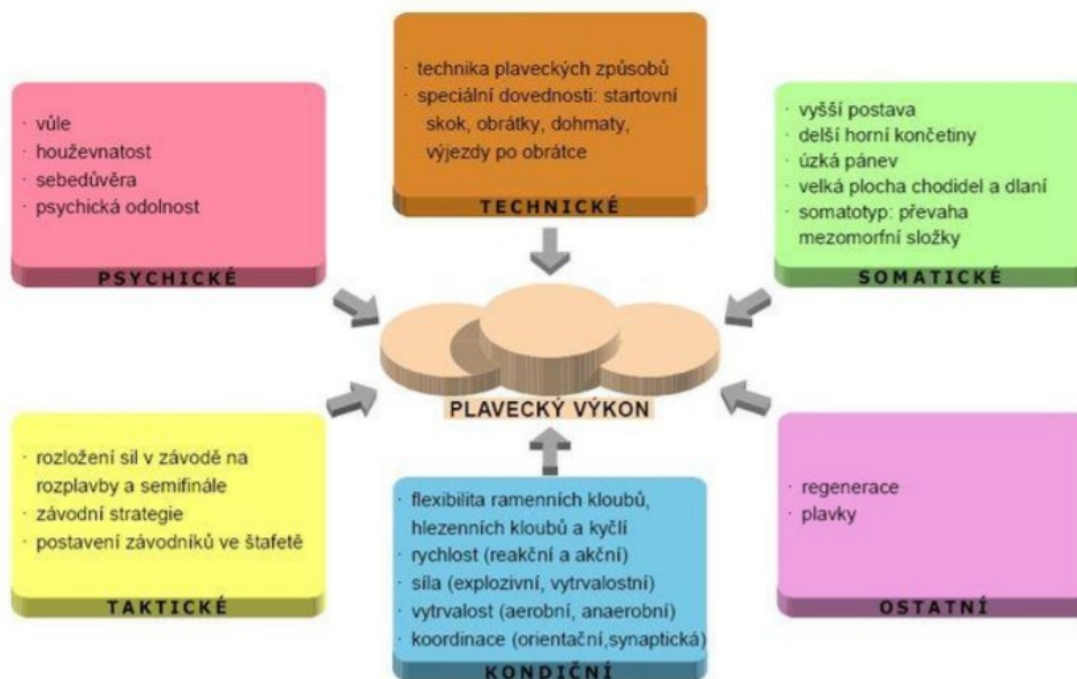
Obrázek č.2 – Limitující faktory ovlivňující výkon (Bernaciková et al, 2011)

Z hlediska praktické realizace byl sportovní trénink popsán takto (Bompa et Buzzichelli, 2015; Dovalil et al, 2009):

- 1) Cíl – stanovení tzv. cílové pásky, kam má sportovní trénink směřovat, snaha o dosažení co nejlepší sportovní výkonnosti
- 2) Struktura sportovního výkonu – přesně rozpracovaný plán přípravy
- 3) Úkoly tréninku – v čem má daná tréninková jednotka sportovci výkonnostně pomoci, jedná se o tělesný, psychický a sociální rozvoj jedince, rozvoj sportovních dovedností a formování osobnosti jedince
- 4) Obsah – co musí být vykonáno, aby byly naplněny úkoly tréninku a dosaženo jeho cíle, jak je tréninková jednotka poskládaná (úvodní fáze, přípravná fáze, hlavní část, zotavovací fáze), aby si sportovec osvojil a zdokonalil sportovní činnost
- 5) Prostředky – slouží k naplnění tréninkových úkolů. Mezi tréninkové prostředky patří tréninková cvičení, prostory k tréninku, náčiní, pomocná a měřicí zařízení, audiovizuální, psychologické, zotavné a podpůrné prostředky
- 6) Metody – promyšlený a ověřený způsob činnosti, jenž slouží k řešení typů problémů a slouží k dosažení cíle
- 7) Trénovanost – stav připravenosti sportovce, který je potřebný k dané sportovní specializaci
- 8) Sportovní forma – vyjadřuje stav optimální specializované připravenosti sportovce
- 9) Výkon

2.3.2.2 Faktory ovlivňující výkon

Asi nejpřehledněji zpracovaný ucelený pohled na faktory ovlivňující výkon v plavání podává Bernacíková et al (2011) v grafické podobě níže (Obrázek č.3). Bohužel zde nenalezneme údaje o váze jednotlivých faktorů. Na toto téma mezi autory nepanuje všeobecná shoda a je zapotřebí dalšího bádání. Plavání je ale natolik komplexní sport, že číselné vyjádření zastoupení jednotlivých faktorů pravděpodobně není možné.



Obrázek č.3 – Faktory ovlivňující výkon v plavání (Bernaciková et al, 2011)

Psychické schopnosti

Ve sportovní přípravě nesmíme opomínat psychologickou přípravu, kde psychika tvoří až 60 % výkonu (Lloyd et al, 2015). Prvními psychology v okolí dětí by měli být rodiče a trenéři. Důležitý zlom přichází v období puberty, kde je nutné se této oblasti nevyhýbat. Psychika začne být velmi důležitá v případě, kdy se od závodníka hodně čeká, přichází tlak na výkon a závodník se musí snažit tlak ustát. Pokud nepomůže trenér, ani rodiče, měl by přejít sportovec do profesionální péče, kdy sportovní psycholog je trendem novodobého vrcholového sportu a nikoli hanbou, jako tomu bývalo v minulosti. Většina vrcholových a profesionálních sportovců má svého psychologa, který mu pomáhá vyrovnat se se slávou, tlakem a nároky na sebe samého (Lloyd et al, 2015; Milanović, 2010; Perič et Dovalil, 2010).

Trendem dnešní doby je takzvaný mentální trénink. Jedná se o další fázi přípravy, která by měla připravit závodníka, případně trenéra a celý realizační tým, na faktory, které by mohly ovlivnit jeho výkon. Jedná se o stres, obavy, sebedůvěru a vnitřní klid (Šafář et Hřebíčková, 2014).

Taktické dovednosti

Taktika závodu se chápe jako způsob řešení daných úkolů v souladu s pravidly daného sportovního odvětví. Ta spočívá ve výběru co nejoptimálnějšího řešení strategických a taktických úkolů (Dovalil et al, 2009; Lehnert et al, 2001). V plaveckých sprintech (50 m) se taktika projeví minimálně. Se vzrůstající vzdáleností je volba taktiky důležitou součástí závodu. Výběr optimálního řešení vnímaných situací probíhá v procesech myšlení, které se řadí mezi nejvýznamnější a nejsložitější fáze pohybového jednání sportovce (Dovalil et al, 2009; Milanović, 2010).

Somatické faktory

Plavecký výkon výrazně ovlivňuje somatická složka. Vyšší postava, delší horní končetiny, užší pánev, větší obvod hrudníku, osvalené horní i dolní končetiny, široká ramena, delší chodidla a především mezomorfni složky somatotypu jsou vždy pozitivem pro lepší výkony v plavání u kraulerů sprinterů. Naopak u kraulera vytrvalce je typická postava nižší, užší ramena, nižší hmotnost a méně osvalené končetiny oproti sprinterům (Bernacíková et al, 2011)

Technické schopnosti

Plavání s pomůckami je pomocná technika, která vytváří plavecký trénink pestřejší, zábavnější a díky nutnosti překonání většího odporu, dochází i ke zvyšování svalové síly. Mezi plavecké pomůcky na posílení dolních končetin se řadí ploutve (krátké i dlouhé), velká plavecká deska na plavání pouze dolními končetinami, plavecké ponožky. Na posílení horních končetin se používají packy různých velikostí, piškot na plavání pouze horními končetinami a odporová guma, která zatěžuje celé tělo. V plavání se řeší problematika především plavání s packami kvůli náročnosti překonání odporu vodního prostředí a následně možnosti zvyšování bolesti v ramenních kloubech. Naopak plavání s ploutvemi může zapříčinit vznik bolesti v kolenních a hlezenních kloubech (Maglischo, 2003).

Nácvik techniky plaveckých způsobů je jednou z nejdůležitějších součástí plaveckého tréninku. Proto se začínají technická cvičení trénovat od nejmenších dětí. Z důvodu vývoje dětí, růstu, či fyzických změn, se musí technika neustále pilovat, zejména ke konci plavecké sezony, kde jsou i nejmenší detaily rozhodující (Bompa, 2000; Perič et Dovalil, 2010).

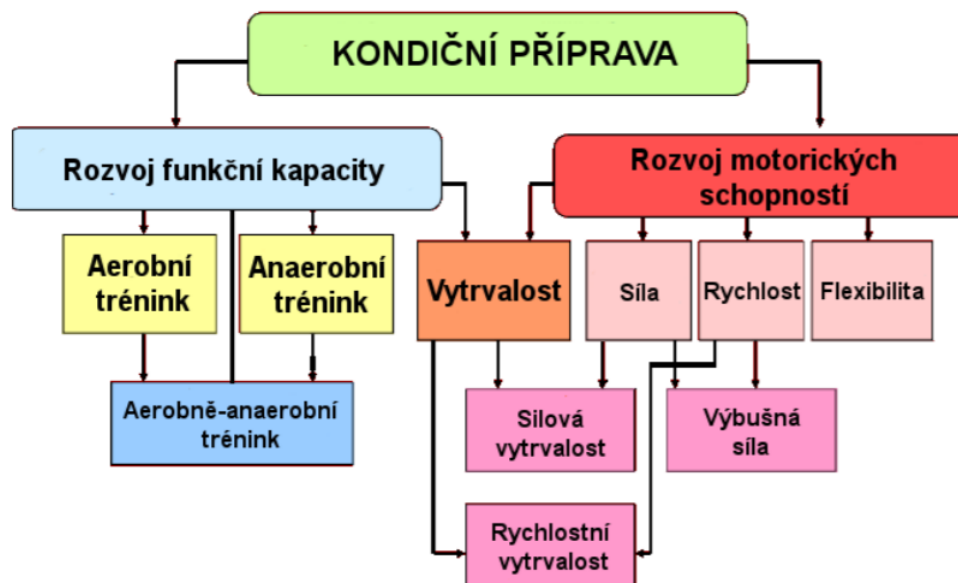
Kondiční schopnosti

Motorické (pohybové) schopnosti jsou souborem vnitřních biologických předpokladů pro vykonávání pohybové činnosti. Tyto předpoklady určitým způsobem limitují člověka v jeho pohybových možnostech. Motorické schopnosti jsou částečně geneticky podmíněny, jejich základem jsou tedy vrozené dispozice (Smutný, 2010).

Kvantitativní motorické schopnosti jsou takové, jejichž výstupy můžeme změřit a číselně vyjádřit. Patří sem síla, rychlost, vytrvalost, flexibilita a jejich imitace. Tyto schopnosti se také často uvádějí jako schopnosti kondiční. Jsou jedním z nejdůležitějších faktorů ovlivňující výkon, je však zapotřebí brát v úvahu míru zastoupení jednotlivých složek ve specifickém sportu (Milanović, 2010).

Kvalitativní motorické schopnosti nelze změřit. Jejich úroveň závisí na neuromuskulární koordinaci. Řadíme sem obratnost, rovnováhu a přesnost. V neposlední řadě se ale i do tréninku řadí regenerace, rehabilitace a prevence vzniku bolestí (Lloyd et al, 2015; Perič et Dovalil, 2010).

Kondiční příprava rozvíjí pohybové schopnosti v široké pohybové základně, která slouží jako základ pro rozvoj specifických dovedností, které jsou stěžejní pro daný sport (Obrázek č.4). V kondiční přípravě plavců se hodně využívá jízda na kole, běh, sportovní hry nebo „opičí dráha“, kde se jedná o kombinaci koordinačních cvičení s běžeckými v určitém časovém rozsahu a využití různého energetického krytí (Milanović, 2010; Perič et Dovalil, 2010).



Obrázek č.4 – Schéma kondiční přípravy (Rejlek, 2013)

Silovými schopnostmi se rozumí překonávání, či udržování odporu svalovou kontrakcí. Mezi druhy silových schopností se řadí izometrické a izotonické kontrakce. Síla může být buď statická, kde se úsilí neprojevuje pohybem, nýbrž držením v určité poloze, nebo dynamická, která se dělí na výbušnou sílu, např. startovní skok, obrátka, rychlou sílu (série krátkých úseků nemaximální rychlostí), vytrvalostní sílu (úseky plavané stálou rychlostí s nevelkým úsilím) a maximální sílu, např. sprint na 25 m se startovní skokem plavaný na odporové gumě (Barnes et al, 2006; Perič et Dovalil, 2010).

Rychlostními schopnostmi se rozumí vykonávání činnosti s maximální intenzitou. V plavání se rychlostní schopnosti rozvíjí sprinty plavané 10 - 12 sekund v dlouhém intervalu např. 2 – 3 minuty. Rychlost se musí rozvíjet v každé fázi přípravy (Lehnert, 2001; Lloyd et al, 2015; Perič et Dovalil, 2010).

Vytrvalostními schopnostmi v plavání se rozumí plavání úseků, kde nedochází k zakyselení organismu, tzn. úseky jsou plavány v aerobní zóně a celá série by měla měřit minimálně 600 m (Lloyd et al, 2015; Perič et Dovalil, 2010).

Koordinační motivy jsou v plavání velmi důležité. Trénují se především v tělocvičně v mladším věku a existuje různá modifikace těchto cvičení. Běh rovinek s kotoulem vpřed, či vzad uprostřed úseku, obraty o 360° v průběhu běhu, „opičí dráhy“, běh slalomů, aj. Tyto získané schopnosti jsou v plavání důležité zejména pro nácvik obrátek, startovního skoku, či nácviku samotné techniky plaveckého způsobu (Bompa, 2000; Perič et Dovalil, 2010;).

Každá vzdálenost a plavecký způsob vyžaduje mírně odlišný přístup k silovému tréninku, a to i s ohledem na procento zaměření na konkrétní části těla. Plavci se obvykle zaměřují na svaly tvořící jádro a poté na větší svalové skupiny (Fig, 2010; Morouco, 2011; Villareal, 2013).

U sprinterů samozřejmě kondiční příprava klade větší důraz na silový trénink než u distančních plavců. Velké nároky jsou kladeny nejen na rychlost, ale také na sílu horních a dolních končetin. Sprinteři vyžadují sílu dolních končetin nejen pro plavání dolními končetinami, ale také pro start i obrátku. Zde hovoříme o potřebě výbušné síly (Beretic, 2013; Cronin a kol., 2007; Durovic a kol., 2015; Haycraft et Robertson, 2015).

Pokud jde o demonstraci energetických schopností, plavání klade velký požadavek na výše zmíněnou výbušnou sílu, ale také na prokázání rychlosti. V tréninku jsou obě složky síly stimulovány trochu jinak. Výbušná síla je obecně charakterizována

acyklickým působením s maximální akcelerací v minimálním čase z koncentrované svalové aktivity (Barnes et al., 2006; Šťastný, 2012; Vanderka, 2013; Zatsiorsky et Kraemer, 2006 a 2014). Rychlost je stejně vysoká jako maximální cyklická aktivita a nejnižší hodnota odporu. Zrychlení na rozdíl od výbušné energie však nedosahuje maximálních úrovní kvůli potřebě brzdit na konci aktivní koncentrické fáze (Siff, 2003; Stoppani, 2006; Vanderka, 2013; Zatsiorsky et Kraemer, 2006 a 2014). Obě složky podporující rychlost hrají v přípravě plavce důležitou roli. V jiných sportovních disciplínách (např. vrhy a hody v atletice nebo sportovních hrách) se výbušná síla rozvíjí před stimulací maximální síly (Šťastný, 2012; Vanderka, 2013).

Rozcvičení a protažení

Protažení a rozcvičení se v České republice před i po tréninku velmi zanedbává. Důvodem může být nedostatek času, nedůslednost trenéra na tuto problematiku, nevěle plavců se protahovat. Přitom protažení může snižovat výskyt zranění a bolestí velkých kloubů a může snižovat svalová přetížení (Český svaz plaveckých sportů, 2011).

Technický doping

K vylepšování metod výroby závodních plavek, plaveckých brýlí a plaveckých čepiček dochází od jejich vzniku. Cílem bylo vytvořit takový závodní materiál, aby měl co nejnižší třetí a odpor vody. Největší technický „boom“ nastal v roce 2008, kdy byly vytvořeny „nejrychlejší plavky na světě“. Závodní plavky byly vytvořeny z textilu a polyuretanových vláken, které závodníky lehce nadnášely. V roce 2009 plavecké firmy vytvořily závodní plavky pouze z polyuretanových vláken, které svým vzhledem i materiálem připomínaly neopreny a mohly pokrývat celý povrch těla. Znatelně tělo plavce nadnášely, závodníci se pohybovali rychleji pod vodou a nebylo žádným překvapením, že na MS v Římě 2009 padlo 43 nových světových rekordů. Ovšem z důvodu, že tyto závodní plavky pomáhali plavcům k lepším plaveckým výkonům, plavky byly od ledna 2010 zakázány. Závodní plavky nyní mohou obsahovat pouze textilní vlákna a mohou pokrývat tělo u mužů od pasu ke kolenům a u žen od ramen po kolena (Fina, 2010).

Výživa, doplňky stravy, doping

Během několika posledních let se klade neustále větší důraz na uspořádanou stravu sportovců. Podle několika studií by mohli být sportovci náchylnější na nevhodné

stravování, které by u nějakých sportovců mohly být ve smyslu zvýšeného rizika špatného vnímání těla a nedodržením tréninkového plánu (Perič et al, 2016; Plateau et al, 2016; Rousselet et al, 2016). Základními složkami potravy jsou cukry, tuky, bílkoviny, vitamíny, minerály a voda. Pitný režim je velmi důležitý, protože voda odbourává metabolické látky v organismu a reguluje stupeň zakyselení organismu (Dovalil et al, 2009; Rosa et al, 2016).

Bohužel většina doplňků, hlavně farmakologických doplňků, má charakter dopingů, to znamená nepřipustného zvyšování výkonnosti pomocí nefyziologických substancí nebo i fyziologických, ale s nefyziologickým podáním nebo množstvím. Světová antidopingová agentura (WADA) svádí s dopingem neustálý boj, který nedosahuje konce. Vývoj dopingů a nepovolených metod stále přibývá a je neustále napřed oproti WADA. Mezi zakázané skupiny látek se řadí stimulancia, narkotika, anabolika, diuretika, peptidové hormony a dopingové metody (Dovalil et al, 2009). Vrcholový sportovec zařazený v systému WADA musí pravidelně odevzdávat hlášení míst pobytu každé 3 měsíce (ADV, 2016).

Regenerace a rehabilitace

Regenerace a rehabilitace je bohužel především z finančních problémů ve většině plaveckých klubů České republiky velmi zanedbávána. Oddíly nemají dostatek prostředků na to, aby si byli schopni zajistit fyzioterapeutickou péči, či masáže. Výstavba regeneračního vybavení jako jsou vířivky, sauna, přístrojové lymfodrenáže, také není z finančních problémů reálná. Proto reprezentanti ČR, nebo jedinci podporovaní rodinou, využívají fyzioterapeutickou péči, masáže, nebo si zajistí u jiných a větších sportů výše zmíněné regenerační prostředky, ale vše na vlastní náklady. V České republice nepatří plavání mezi velký a podporovaný sport, proto otázka regenerace a rehabilitace je zatím nevyřešitelným problémem (Český svaz plaveckých sportů, 2011).

2.3.3 Zatížení

2.3.3.1 Tréninkový cyklus

Jako v každém olympijském sportu, tak i v plavání se příprava plavců soustředí do 4 let, tedy období mezi dvěma olympijskými hrami. Příprava na olympijské hry je dlouhodobý plán, který se skládá z dílčích cílů. Těmi jsou roční cykly, které obvykle mají 1 – 2 důležité závody. K dosažení co nejlepší výkonnosti na těchto závodech je

zapotřebí zachovat délku letní sezóny 6 – 8 měsíců, která je rozdělena na dvě části a zimní sezonu, která trvá 3 - 4 měsíce. První část přípravy je fází objemové přípravy, během níž se pracuje především v aerobní zóně, ale i tato fáze musí obsahovat prvky rychlostní, aby nebyly v následném období kompromitovány rychlostní schopnosti. Následuje příprava přechodná, kde se pořád rozvíjí aerobní zóna, ale už se častěji objevují i prvky anaerobní. Třetí fází je trénink závodního tempa, kde se nacvičuje rychlost závodní trati, která je pro sportovce tou hlavní. Většina tréninku se plave hlavním způsobem, nacvičuje se technika plaveckého způsobu, ale musí se neustále objevovat i prvky vytrvalostní práce. Poslední fází je fáze přípravná, odpočinková, kde zbývá již několik posledních dní do plaveckého vrcholu sezony. V této fázi se především odpočívá, nacvičuje se plavecká technika a výrazně se zkracuje počet kilometrů, ovšem při zachování poměru zón tréninku, na které je plavec zvyklý. Nesmí nastat okamžitý pokles kilometráže i intenzity (Dovalil et al, 2004; Jones et al, 2017; Perič et Dovalil, 2010).

2.4 Zátěžová diagnostika v plavání

Mezi dynamické zátěžové testy se řadí testy jednostupňové, které začínají na bicyklovém ergometru bez zátěže, následně se po určité době nastaví jeden stupeň zátěže a test končí opět bez zátěže. Druhým testem je test stupňovitý, kde dochází ke kontinuálnímu zvyšování zátěže do maxima. Třetí je stupňovitý test s přestávkami, kde test začíná např. dvouminutovou zátěží, následuje 30 sekund bez zátěže, poté jsou opět 2 minuty ve vyšší zátěži, atd. (Jančík, 2008). Stupňovitý test bez přestávek je nejčastěji prováděným zátěžovým testem u plavců. Poté co budou nalepeny EKG elektrody na tělo a změřen krevní tlak v klidové poloze, může test začít. Nejprve se vyšetřovaná osoba rozcvičí na tříminutové zátěži, která se 3x zvýší až do tepové frekvence přibližně 150 – 160 tepů/min. Následuje 1 minuta volno a poté se každou minutu zvyšuje odpor pedálů od zátěže, kde skončilo rozcvičení. Takto se bude zátěž postupně pravidelně zvyšovat až do maximálního zatížení. Fáze fyzické aktivity trvá 5 - 9 minut. Test je ukončen dle subjektivního pocitu vyčerpání. Na fázi fyzické aktivity navazuje fáze fyzického klidu. Po přerušení šlapání bude ještě 5-7 minut sledováno EKG a každé 2 minuty měřen krevní tlak. Během této fáze testu vyšetřovaný zůstane sedět na rotopedu nebo bude požádán, aby se položil na lehátko umístěné vedle rotopedu (Heller et Vodička, 2011; Náplava, 2016).

Ve výkonu člověka je maximální spotřeba kyslíku (VO_{2max}) omezena schopností kardiorespiračního systému dodávat kyslík do aktivních svalů. To ukazuje tři hlavní linie důkazů a to: 1) když je dodávka kyslíku změněna (krevní doping, hypoxie, nebo beta-blokátory), tak se VO_{2max} mění odpovídajícím způsobem; 2) zvýšení VO_{2max} tréninkem především ze zvýšení maximálního srdečního výdeje (ne zvýšení v rozdílu A- V kyslíku); a 3), když jsou menší svalové skupiny překrveny v průběhu cvičení, což je velmi náročné na spotřebu kyslíku. Dodávka kyslíku je považována za primární limitující faktor VO_{2max} při výkonu člověka. Vytrvalostní trénink způsobuje zvýšení mitochondriální aktivity enzymů, což zvyšuje výkon při oxidaci tuků a snižuje hromadění kyseliny mléčné. VO_{2max} je důležitou proměnnou, která stanoví horní mez pro vytrvalostní výkon. Sportovec nemůže překročit hranici 100 % VO_{2max} po delší dobu (Bassett et Howley, 2000; Botek, 2016; Maud et Foster, 1995).

Zdrojem fyzického zatížení v laboratoři bývají ergometry, což jsou speciální stroje s přesně dávkovatelnou mechanickou zátěží, odporem, vůči pracujícím svalům. Vyšetřované osobě je poskytována možnost provádět měřitelný výkon [W] po určitou dobu [h:min:s] a vykonat tak práci [$J = W*s$] a to cyklickou, acyklickou, lineární, dynamickou, statickou, izokinetickou atd. (Bartůňková et al, 2013; Kremer et Richard, 2009). Mezi nejčastěji využívané ergometry u plavců patří ergometry bicyklové a běhátkové. Běhátko poskytuje zátěž na běžícím pásu (např. 0-25 km/h) a sklonem pro pohyb „do kopce“ až 30 - 35°. Dalšími příklady zátěžových ergometrů jsou veslařský, jednoklikový (rumpál) nebo dvouklikový ruční, běžkařský ergometr a řada dalších. Ergometry bývají brzděny elektromagnetem (Bentley et McNaughton, 2003; Novotný, 2009).

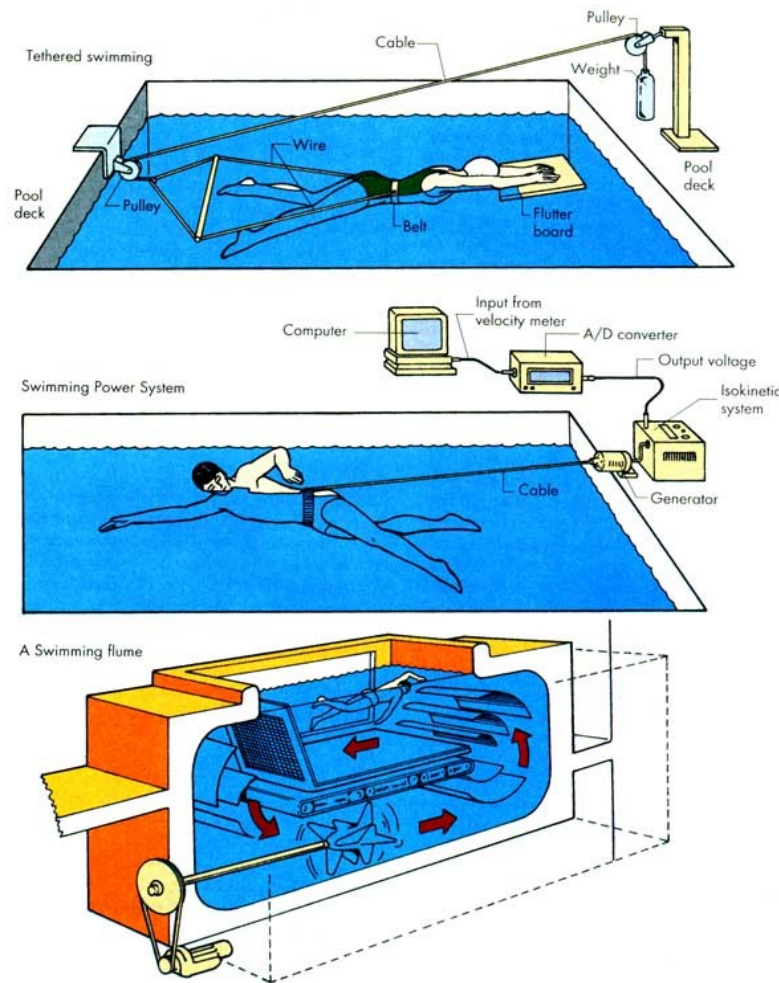
2.4.1 Plavecké ergometry

Plavání je velmi specifickým sportem k hodnocení zátěžových parametrů. Kvůli vodnímu prostředí nelze vyhodnotit EKG vyšetření během plavecké lokomoce, proto se vymýšlejí alternativy, jak plavce nejpřesněji vyšetřit. Jako nejtransparentnějším ergometrem pro plaveckou zátěžovou diagnostiku se jeví plavecký trenažer VASA ergometer (Obrázek č.5), ale i ten má své nevýhody. Asi největší nevýhodou je, že při vyšetření pracují pouze horní končetiny a plavání je sportem komplexním, kde se dolní končetiny podílí velkou částí na výkonu (Ford,2016).



Obrázek č.5 – VASA ergometer (Ford, 2016)

Jako druhý se v zátěžové diagnostice využívá flum. Plavecký flum je plastová vana s protiproudem a jednou skleněnou průhlednou stěnou (Obrázek č.6). Protiproud působí po celé ploše proti plavci. To umožňuje nepřerušovaný plavecký pohyb za konstantní rychlosti po celé ploše bazénu a simuluje tak plavání v bazénu. Intenzita odporu je libovolně volitelná, takže plavecký flum je vhodný jak pro amatéry, tak výkonnostní plavce. Nevýhodou této diagnostiky je nedostatečné množství určení zátěžových parametrů. Je nemožné odebrat výsledky během plavání mimo SF, po doplávání je možné nějaké parametry určit (TK, W), nikoli však EKG. Dalším nedostatkem by mohlo být nelaminární proudění vody (FTVS, 2012).



Obrázek č.6 – Plavecký flum (Jančík, 2008)

2.5 Kineziologické a biomechanické aspekty ramenního kloubu

Ramenní kloub má 4 stupně volnosti, je kloubem kulovitým volným a spojuje horní končetinu s lopatkou (Dylevský, 2009). Pohyb je možný kolem tří os „x“, „y“, „z“ a čtvrtým stupněm je pohyb surný, který se vyskytuje u luxací. Vzhledem ke kulovitému tvaru hlavice humeru je snadné určit bod, který bude středem všech os. Základními pohyby v ramenním kloubu jsou flexe, extenze, abdukce, addukce, vnitřní a zevní rotace. Většina těchto pohybů je závislá na řadě faktorů - věk, pohlaví a dominanci horní končetiny (Cutti, 2014). Anteriorně je pohyb ramenního kloubu omezen vazy lopatky a acromionu. Pohyb v ramenním kloubu je omezen do flexe 90°, pohyb nad 90° je možný pouze se souhybem lopatky (Lugo, 2008).

Inervace ramenního kloubu vede z plexus brachialis, který vzniká spojením předních větví C5 – C8, k nimž se ještě připojuje i C4 a Th1. Spojením nejdříve vznikají

truncus superior pro C4 – C6, truncus medius pro C7 a truncus inferior pro C8 a Th1, kde spojením těchto větví vznikají svazky, fasciculi lateralis, medialis a posterior (Čihák, 2016, Pfeiffer, 2007).

Plexus brachialis vede souběžně s tepnou a od místa collum chirurgicum humeri pokračuje již jako arteria brachialis, která pokračuje na přední stranu loketní krajiny a tady se dělí na arterii ulnaris a arterii radialis. Arteria brachialis probíhá souběžně s nervus medianus a zásobuje celou oblast paže včetně loketního kloubu (Čihák, 2011; Dylevský, 2009).

Pasivní komponentou pletence horní končetiny je klíční kost, lopatka, hrudní kost a jejich spoje. Aktivní komponentu tvoří svaly pletence (Giacomo et al, 2008; Hudák, 2017). Svaly obvykle dělíme do třech skupin. První skupinu svalů, které spojují pletenec s trupem, skupinu, která spojuje pletenec s paží a skupinu, která spojuje lopatku s paží (Véle, 2006).

Spojení pletence horní končetiny zajišťují dva klouby, tzv. funkční spojení thorakoskapulární a subakromiální. Pohyb pletence je tedy komplexní a jakýkoliv pohyb lopatky je vždy spojen s pohybem klíční kosti. Celý systém kostí, spojů a svalů hrudního pletence je vystaven tahovému i tlakovému zatížení, které ve fyziologických hodnotách absorbuje (Janura et al, 2004). Ramenní kloub je jedním z nejmobilnějších kloubů v lidském těle a různá omezení mohou mít významný vliv na funkční schopnosti. Uspořádání kostní, svalové a vazivové anatomie ramene je poměrně složité, umožňuje širokou škálu rozsahu pohybu při zachování stability. Rotátorová manžeta poskytuje hlavní stabilizační struktury glenohumerálního kloubu a je tvořena čtyřmi svaly – m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis a m. teres minor (Barnes et al, 2001).

Kineziologická analýza se liší podle různých plaveckých způsobů. Plavecké pohyby se dělí na pohyby ve směru a proti směru pohybu (Jansen, 2001).

Biomechanika ramenního kloubu u motýlka, znaku a kraulu je velmi podobná. Hlavní rozdíl je, že u znaku a kraulu dochází k posunu těla pouze pohybem vpřed, kdežto u motýlka a prsou je pohyb vpřed doplněn pohybem nahoru a dolů. Ve skutečnosti správné načasování plaveckého cyklu ukázalo u motýlka typickou vlnu, která má optimální frekvenci, amplitudu a fázovou charakteristiku, která může zlepšit výkon (Genadijus, 2000).

Technicky nejdokonalejším, a tudíž i nejrychlejším plaveckým způsobem, je kraul. Při kraulových cyklech se končetiny symetricky střídají a dochází k nejmenšímu odporu těla proti vodnímu prostředí. Při kraulové lokomoci dochází na začátku cyklu, se zaměřením na horní končetinu, k extenzi a vnitřní rotaci v ramenním kloubu, při přenosu paže nad hladinou dochází k flexi, abdukci a zevní rotaci v ramenním kloubu a zapojují se nejčastěji m. deltoideus, m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. pectoralis major et minor, m. latissimus dorsi a flexory zápěstí (Bernaciková et al, 2011).

2.5.1 Lateralita horních končetin

Lateralita je teorie o dominanci využívání jedné strany párových orgánů na základě rozdílnosti funkce pravé a levé mozkové hemisféry (Morris et al, 2013). Nejznámějším příkladem laterality je lateralita horních končetin, což znamená upřednostňující tendenci využívat jednu horní končetinu ke specifickým činnostem více než tu druhou. Klasifikace osob z hlediska laterality se dělí na praváky, leváky a lidi, kteří zvládnout používat obě končetiny pro rozdílné činnosti. Lidé se výrazně odlišují v aktivitách, kdy upřednostňují pravou, nebo levou horní končetinu, protože nikdo nepoužívá výhradně pouze jednu horní končetinu k vykonávání činností (Healey, 2002).

Dominance je převaha jedné mozkové hemisféry nad druhou. Dříve rozšířený názor, že leváci mají pro všechny činnosti dominantní pravou hemisféru a praváci levou, byl pozměněn. Wada zjistil, že téměř 100 % praváků a 60 – 70 % leváků má pro řeč dominantní levou hemisféru. Levá a pravá hemisféra jsou propojeny složitou sítí nervových vláken zvaných corpus callosum (Bragdon et Gamon, 2006).

2.5.2 Plavecké rameno

Plavci na profesionální úrovni trénují 20 – 30 hodin týdně a naplavou až 14 km za den. Během jednoho tréninku, který běžně trvá 2 hodiny, průměrný plavec provede až 5000 záběrů jednou paží (Kirshnan et al, 2004). Tento opakovaný pohyb, který plavci provádí po několik let, se stává hlavním etiologickým faktorem pro vznik tzv. „plaveckého ramene“. Kennedy použil název „plavecké rameno“ v 70. letech 20. století k popisu bolesti anteriorní části ramenního kloubu během a po skončení plaveckého tréninku (Krishnan et al, 2004; Margheritini et Rossi, 2011). Richardson et al. (1980) zjistil, že bolesti ramene se vyskytují u 52 % elitních plavců a 27 % neprofesionálních plavců. McMaster et Troup (1993) zjistili bolest ramenního kloubu u 47 % 10 - až 18 - letých

plavců, u 66 % vrcholových plavců a 73 % elitních plavců. Četnost výskytu bolesti v obou studiích byla nejvyšší mezi elitními plavci, což může korelovat se zvýšením tréninkových dávek a doby strávené tréninkem (Heinlein et Consgarea, 2010).

Z biomechanického hlediska probíhají plavecké pohyby v uzavřeném řetězci, což znamená, že distální úsek (ruka) je relativně pevným segmentem, přičemž těleso se pohybuje na horní části paže (ramenní kloub) (Heinlein et Consgarea, 2010).

Původně byla příčina bolesti známá jako impingement syndrom rotátorové manžety coracoacromiálním obloukem. Nicméně navazující analýzy bolestivosti ramen ukázaly, že příčina je multifaktoriální, včetně přetížení a únavy svalů ramen, lopatky a horní části zad. Výskyt bolesti a zranění v oblasti ramenních kloubů je nejčastěji spojen u sportovců se špatnou technikou pohybového cyklu a svalovou únavou. Výskyt trigger pointů ve svalech, které se účastní plavecké lokomoce, je enormní. Spoušťové body jsou velkým zdrojem bolesti (Simons et al, 1998). Cílem sportovců, trenérů a lékařů musí být biomechanické zlepšení techniky lokomoce, aby se minimalizoval vznik zranění. Optimální cyklus horních končetin by měl být doprovázen dostatečnou rotací těla, která by měla snižovat protrakci lopatky potřebné k udržení optimální polohy glenohumerálního kloubu. To snižuje nároky na m. serratus anterior a na další svaly okolo lopatky (Richter et Hebgen, 2011).

Mnoho plavců přijímá bolest v ramenním kloubu jako součást tohoto sportu v důsledku tisíce a tisíce opakovaných plaveckých pohybových cyklů. Někteří lidé se bolesti ramene nevyhnou, ale pro mnoho dalších existuje jednoduchá změna v technice plavecké lokomoce. V plaveckém způsobu kraul můžou plavci pociťovat bolest na začátku záběrové fáze. Pokud bolest nastane, je důležité snížit rotaci horní části trupu nebo provést záběr více k tělu, nikoli do šíře. Bolest může být běžným problémem kraulerů na straně, na kterou se běžně nenadechují, protože tuto stranu používají jako oporu kvůli nutnosti nádechu (Russel, 2012).

2.5.2.1 Predisponující faktory

Hlavním cílem studie Hill et al. (2015) bylo, aby se provedl systematický přehled publikovaných důkazů o rizikových faktorech, které se mohou podílet na vzniku zranění a bolestech ramenního kloubu mezi vrcholovými plavci. Bylo vyhledáváno ve třech elektronických databázích: ScienceDirect, SpringerLink a PubMed pomocí klíčových slov "(bolest nebo zranění) & (plavání)", "(rameno) & (plavání)". Na základě kritérií

pro zařazení a vyřazení článků, bylo identifikováno 2731 unikátních titulů a byly analyzovány do konečných 29 článků. Pouze články s úrovní důkazů I, II a III byly zařazeny v souladu s robustní designovou studií a analýzou dat. Byla stanovena úroveň jistoty pro každý rizikový faktor. Nebyly určeny studie s vysokou úrovní efektu rizikových faktorů. Kloubní pohyblivost a nestabilita, interní a externí rotace, anamnéza bolesti i zranění a konkurenceschopné úrovně byly stanoveny na střední úroveň efektu rizikových faktorů. Všechny další rizikové faktory byly vyhodnoceny s nízkou úrovní efektu.

Predisponujícími faktory k rozvoji obtíží v oblasti ramenního kloubu jsou instabilita ramene, oslabené vazy a svaly, nebo špatná technika provedení plaveckých způsobů. Menší rozsah pohybu ramenního kloubu sám o sobě nezaručuje menší riziko bolesti (Yanai et Hay, 2005).

2.5.2.2 Příčiny vzniku

Dlouhodobé přetěžování

Příčinami vzniku plaveckého ramene je dlouhodobé opakované přetěžování ramene (až 5000 záběrů za jeden trénink). Především u motýlku, kraulu a znaku je hlavní příčinou mikrotraumatizace u 40 – 80 % plavců z důvodu dlouhodobého přetížení a nedostatku regenerace, častěji u více trénujících. Při pohybu v ramenním kloubu dochází přibližně během 25 % trvání každého záběru k narážení šlach a úponů m. supraspinatus a dlouhé hlavy m. biceps brachii na coracoakromiální vaz nebo přední okraj acromionu a následné zánětlivé reakci (Beach et al, 1992; Yanai et Hay, 2005).

Mezi mechanismy vzniku bolestí ramen při plavání se často řadí chybný stereotyp plavecké lokomoce, rychlý nárůst tréninkových dávek především v mladším věku, které mají za následek vznik mikrotraumat, používání plaveckých pomůcek, které zvyšují náchylnost vzniku bolestí v oblasti ramenního kloubu, svalová únava především m. serratus anterior a dolní části m. trapezius, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor, mm. pectorales a nedostatek neuromuskulární kontroly (Andrews et al, 2008).

Dle studie Couanis et al (2015) se v průběhu plavecké sezony bolest v ramenním kloubu zvyšuje v závislosti rostoucí intenzity tréninku.

Anatomické odchylky pletence ramenního

Ve studii McKenna et al (2012) bylo zkoumáno, zda se mezi lopatkou a pozicí hlavice humeru může předvídat rozvoj bolestí ramene u plavců a zda by tyto prediktory bolesti byly využitelné i pro neplavce. Dále se zkoumala otázka ročního výskytu bolestí ramene u dospívajících plavců a neplavců. 46 adolescentních plavců a 43 adolescentních neplavců bylo zkoumáno pomocí dotazníku a antropometrického měření. Dotazník obsahoval demografické a tréninkové proměnné. Antropometrie hodnotila vzdálenosti mezi Th7 trnového výběžku a dolní lopatky (inferior Kibler), Th3 trnového výběžku a mediálním okrajem lopatky (superior Kibler) a pozici hlavice humeru ve vztahu k acromionu pomocí palpačního vyšetření, BMI a obvodu hrudníku. Bolest ramene byla znovu posouzena dotazníkem o 12 měsíců později po běžném vykonávání tréninku. Výsledky studie zjistily, že bolest ramene u plavců nejvíce predikuje vyšší BMI ($p = 0,049$), menší inferior Kibler vzdálenost v abdukci ($p = 0,009$) a menší horizontální vzdálenost mezi přední hlavicí humeru a předním acromionem ($p = 0,035$). Tyto proměnné nebyly významně prediktivní u bolestech ramene mezi neplavci. Roční prevalence bolestí ramene byla 23,9 % u plavců a 30,8 % u neplavců ($p = 0.478$).

Ve studii Struyf et al (2011) jsou abnormality polohy lopatky považovány za významné rizikové faktory pro rozvoj obtíží v oblasti ramenního kloubu. Tato studie analyzovala, jaký vliv má poloha lopatky ve skupině sportovců s bolestí nebo bez bolesti ramene. V multicentrické zaslepené experimentální studii bylo porovnáno 36 sportovců s bolestí ramenního kloubu (19 mužů, 17 žen) se 117 sportovci bez bolesti, z nichž bylo vybráno 36 sportovců bez ohledu na pohlaví, věk, dominanci horní končetiny a BMI. Při hodnocení bolesti ramenního kloubu byl využit Shoulder Disability Questionnaire (SDQ), kde skóre dotazníku bylo $35,8 \pm 13,5$. Hodnotitel provedl aspekční vyšetření, distance na páteři, úhloměrem hodnotil humerální elevaci a horní rotaci lopatky. Sportovci s bolestí ramenního kloubu vykazovali lopatkovou asymetrii v sagitální rovině, vizuálně jako anteriorní sklápění na bolestivou stranu. Dále projevíli nedostatek motorického řízení pohybu lopatky na jejich bolestivé straně na rozdíl bezbolestné strany. Nebyli nalezeny žádné rozdíly u sportovců s bolestí nebo bez bolesti ramenního kloubu při hodnocení polohy lopatky nebo motorického řízení pohybu.

Subakromiální impingement je častým a bolestivým stavem mezi sportovci, který většinou vzniká ve snadno přetěžovaných sportech, jako je plavání. Zde se objevují především dva typy subakromiálního impingementu, a to strukturální a funkční.

Zatímco strukturální impingement je způsoben fyzickou překážkou v subakromiálním prostoru kvůli výrůstku kosti nebo zánětu, funkční impingement je relativní ztráta subakromiálního prostoru sekundární změnou scapulohumerální mechaniky vyplývající z glenohumerální nestability a svalové dysbalance (Page, 2011).

Zvýšené svalové napětí

Ve studii Morais et Cruz (2016) zkoumali zkrácení nebo zvýšené napětí v m. pectoralis minor (MPM), který je jedním ze svalů, který je z biomechanického hlediska spojován se změnou pozice lopatky v klidu a v pohybu během elevace ramene (scapulární dyskineze) u pacientů s ramenními obtížemi. Scapulární dyskineze stručně shrnuje úlohu MPM související s poruchou hybnosti ramenních kloubů a poskytuje kritický přehled o posuzování zvýšeného napětí MPM a konvenční přístupy ke zvýšení jeho protažitelnosti. Rehabilitace je zaměřena na strečink MPM a současně optimalizaci kinematického řetězce při elevaci ramene, která je rovněž diskutována v naději, že dojde ke zlepšení řízení pohybu ramen s nižším rizikem vzniku poškození a bolesti.

Celkem 236 závodních plavkyň se zúčastnilo studie Tate et al (2012) ve věku 8 až 77 let. Účastnice dokončily *Penn Shoulder Score* dotazník a podstoupily vyšetření vytrvalosti svalů tělesného jádra, rozsahu pohybu, svalové síly, protažitelnosti m. pectoralis minor a svalové souhry v oblasti lopatky. Plavkyně byly seskupeny podle věku pro analýzu do několika skupin: 8 – 11 let (42 plavkyň), 12 – 14 let (43 plavkyň), 15 – 19 let (středoškolačky, 84 plavkyň) a 23 – 77 let (masters, 67 plavkyň). Bylo provedeno porovnání mezi skupinami s a bez bolesti v ramenním kloubu a pro statistické zpracování výsledků bylo využito t-testů, χ^2 analýzy a Fisherového exaktního testu. Devět (21,4 %) plavkyň ve věku 8 - 11 let, osm plavkyň (18,6 %) ve věku 12 – 14 let, 19 středoškolských plavkyň (2,6 %) a 13 (19,4 %) plavkyň si stěžovalo na bolestivost ramenního kloubu. Závodní plavkyně mají bolesti ramene a postižení po celou dobu jejich života. Snižování bolestivosti ramenního kloubu může být zajištěno cross – tréninkem, protahováním pectorálních a deltových svalů a core tréninkem.

Cílem studie Hidalgo–Lozano et al (2013) bylo zjistit přítomnost mechanické hypersensitivity a aktivních spouštěcích bodů (TrP) ve svalech krku upínajících se k ramennímu kloubu elitních plavců s nebo bez jednostranné bolesti ramene. Studie se zúčastnilo 17 elitních plavců s bolestí ramene, 18 plavců bez bolesti ramene a 15 elitních

plavců jako kontrolní skupina. Palpační hodnocení prahu bolesti tlakem (PPB) bylo hodnoceno v průběhu svalů m. levator scapulae, m. sternocleidomastoideus, horní části m. trapezius, m. infraspinatus, mm. scaleni, m. subscapularis a m. tibialis anterior. TrP byly nalezeny v m. levator scapulae, v horní části m. trapezius, m. infraspinatus, mm. scaleni, m. sternocleidomastoideus a m. subscapularis. Plavci s bolestí ramene vykazovali významně nižší PPB ve všech vyšetřovaných svalech ve srovnání s kontrolní skupinou ($p < 0,01$). Nebyly zjištěny rozdíly v PPB mezi plavci s a bez bolesti ramene, což podtrhuje rozšířenou mechanickou hypersensitivitu. Průměrný počet TrP u elitních plavců s a bez bolesti ramene je $4,7 \pm 1$ (z toho aktivních $2,1 \pm 1,5$ a $2,6 \pm 1,4$ latentních) a u zdravých sportovců bylo zjištěno pouze $2,4 \pm 1,2$ latentních TrP. Elitní plavci s bolestí ramene vykazovali vyšší počet aktivních TrP než plavci bez bolesti, u latentních TrP tomu bylo podobně ($p < 0,05$). Mechanická hypersensitivita naznačuje, že aktivní TrP hrají roli v rozvoji bolesti ramene u elitních plavců.

Pohlavní dimorfismus a plavecká specializace

Dle studie Harrington et al (2014) je prevalence bolesti ramenních kloubů u závodních plavců 91 %, kde zranění ramenního kloubu bývá 3x častější u žen než u mužů. Ve studii publikované v roce 1947 byla bolest ramenních kloubů u závodních plavců pouze 3 %, v roce 1980 42 %, 68 % v roce 1987, 73 % v roce 1993, 40 – 69 % v roce 1994 a 5 – 65 % v roce 1996 (Sein et al., 2010).

Dle studie Martins et al (2014) bylo snahou zjistit výskyt bolesti ramenních kloubů u 42 zkoumaných elitních závodních plavců (22 mužů a 20 žen), kteří se zúčastnili mistrovství světa v plavání v letech 2010 a 2011 a umístili se na 3. až 8. místě. Ve studii byl využit speciálně vytvořený dotazník, který obsahoval otázky týkající se výskytu bolesti, typu a složení tréninku, biologických aspektů a dalších otázek. Prevalence bolesti byla zjištěna u 45 % zkoumaných plavců, z toho 18 % mezi muži a 75 % mezi ženami. Bolest ramenního kloubu byla především zjištěna u žen specializujících se na plavecký způsob znak a u silového tréninku v posilovně.

Ve studii Wyomore et al (2012) byli vyzváni všichni členové top 25 NCAA (National College Athletic Association) mužských plaveckých týmů k vyplnění dotazníku, zda souvisí plavecká specializace s výskytem bolesti v ramenním kloubu. Jedenáct týmů s celkovým počtem 187 účastníků dokončilo průzkum. Všem týmům byly rozeslány dotazníky, které zahrnovaly „multiple choice“ otázky. Dotazník dále obsahoval otázky

týkající se rizikových faktorů, včetně denní tréninkové kilometráže, typu pomůcek, které plavci během tréninku využívají, posilování a strečinku. Analýza ukázala, že nebyla zjištěna žádná významná korelace mezi výskytem bolestí ramenních kloubů a všemi čtyřmi plaveckými způsoby i specialisty na polohový závod (všechny plavecké způsoby plavané najednou v pořadí motýl, znak, prsa a kraul) u vysokoškolských plavců. Další rizikové faktory nevykazovaly významnou korelaci s bolestí ramene.

2.6 Elektromyografie

Elektromyografie je diagnostická metoda, která slouží především k určení poruch nervosvalového aparátu. Podstatou elektromyografie je měření elektrických potenciálů vzniklých v důsledku činnosti kosterní svaloviny (Hrazdira et Morstein, 2001).

Díky EMG získáváme informace o změně akčního potenciálu (AP) na membráně, který je převáděn na svalová vlákna. Měření poskytuje informace o volných a reflexních pohybech, pořadí a intenzitě zapojení jednotlivých svalů během pohybu. Tím dosáhneme určité objektivizace pohybu a jeho biomechanické analýzy, můžeme ohodnotit výši svalové aktivity, synergie a sekvenčního zapojení (Cifrek et al., 2000).

Ke vzrušení svalového vlákna dochází většinou podle zákona „vše nebo nic“. U povrchové EMG prochází AP přes přilehlé svalové tkáně, hlavně tuk a kůži, na jejímž povrchu jsou detekovány. EMG signál je výsledkem sledu AP motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken (FTVS, 2014).

Povrchově umístěné elektrody kumulují signály z většího množství svalových vláken, nejčastěji jde o bipolární snímání pomocí dvou elektrod umístěných paralelně v průběhu svalových vláken. Používají se při měření rychlosti vedení nervem, reflexologických a kineziologických studiích. Obvykle se jedná o menší kovové disky, které se fixují na odmaštěnou kůži leukoplastí (Merletti et Parker, 2004). Nejvíce užívaný materiál pro elektrody je Ag/AgCl, ve většině případech kombinovaný s gelovým povrchem. Velikost elektrod by neměla přesáhnout 10 mm, kdy nejvyužívanější je kruhový tvar (Merletti et Parker, 2004). Elektrody se snažíme umístit ideálně do motorického bodu svalu nebo na svalové břicho. Pro co nejpřesnější výsledek měření musíme získat co nejnižší odpor kůže, toho dosáhneme tím, že ji oholíme, případně abrazivně

očistíme a finálně před aplikací elektrody kůži omyjeme alkoholem (Hamill et Knutzen, 2010).

Možnost využití povrchové EMG je např. k ohodnocení míry svalové aktivity při provádění různých pohybů, tak i k hodnocení timingu svalů, což má velký význam při posuzování kvality prováděných pohybů. Tím může povrchová EMG diagnostikovat vznik obtíží například ve vrcholovém sportu nebo může pomoci určit nový pohybový stereotyp (Hrazdira et Morstein, 2001).

Jehlové elektrody jsou schopny registrovat signál jen z malého počtu motorických jednotek. Využitelné frekvenční pásmo sahá až k 10 kHz díky malému objemu tkáně mezi elektrodou a zdrojem signálu. Špičkové napětí dosahuje řádově stovek μV (Webster, 2006).

Je známo, že excentrická kontrakce vyžaduje méně kyslíku a nižší množství ATP než koncentrická kontrakce. Intramuskulární EMG studie ukázaly, že nábor motorických jednotek je kvalitativně podobný v obou typech kontrakcí, ale síla, při níž dochází k náboru motorických jednotek, je vyšší při excentrické kontrakci než při izometrické či koncentrické kontrakci (Merletti et Parker, 2004). Amplituda EMG signálu obecně roste v závislosti na síle nebo kontrakční rychlosti svalu. Tato závislost poskytuje jen kvalitativní údaj o vztahu mezi proměnnými. Při otázce, jak se mění síla během dvou rozdílných úloh nelze přesně odpovědět (FTVS, 2014).

K ovlivnění snímaného signálu dochází mnoha fyziologickými i anatomickými faktory, ale také v průběhu zpracování signálu či metodického postupu. Záznam je ovlivněn anizotropií a nehomogenitou tkáně, která se nachází mezi svalovou tkání a elektrodou (Pánek et al., 2009). Dalšími vnitřními faktory, které ovlivňují signál, jsou vlastnosti aktivních svalových vláken, počet těchto vláken nebo jejich umístění vůči elektrodě, elektrická aktivita jiných tkání nebo okolních svalů, tzv. „cross talk“ (Krobot et Kolářová, 2011). Další faktory ovlivňující měření jsou vzdálenost mezi zdrojem a detekčním místem a prostorový filtrační účinek vodiče. Na filtraci signálu má vliv i velikost elektrody (Dai, 2009).

Výsledný elektromyografický záznam je u většiny přístrojů vysílán ve formě analogového signálu ze snímacích senzorů – elektrod do vyhodnocovacího zařízení, kde je signál převeden na digitální (Krobot et Kolářová, 2011). Svalové odpovědi se mění při poškození nervu nebo svalu. Stimulace nervu je realizována elektrickými pulzy

o frekvenci 3-5 Hz. Vyhodnocuje se amplituda a odezva na budící signál (Penhaker et al, 2004).

Zpracování elektromyografického záznamu má několik fází. Prvotní signál nazýváme jako surový. U tohoto surového signálu musí být provedena frekvenční analýza a analýza amplitudy. Při analýze amplitudy dále provádíme rektifikaci a vyhlazení záznamu. V poslední řadě provedeme normalizaci záznamu, aby bylo možné námi změřená data hodnotit. Nejčastějším způsobem normalizace je model MVC (maximální volní kontrakce), vztažený k maximální volní kontrakci měřeného svalu provedené před začátkem samotného měření (Konrad, 2005; Krobot et Kolářová, 2011; Soderberg et Knutson, 2000). Dalšími, ale méně často využívanými normalizačními postupy jsou použití aktivační hodnoty, procentuální porovnání aktivity svalů bilaterálně (Krobot et Kolářová, 2011) či normalizace k submaximálním hodnotám EMG záznamu (Konrad, 2005).

2.6.1 Přehled literatury k problematice EMG u plavců

Ve studii Pink et al (1991) bylo vyšetřeno pomocí EMG 12 svalů v oblasti ramenního kloubu, které se výrazně podílí na plavecké lokomoci. Při vstupu a výstupu horní končetiny pod hladinu hraje velkou roli m. deltoideus a m. supraspinatus, horní část m. trapezius a mm. rhomboidei zajišťující pozici lopatky pro pohyb horní končetiny, m. latissimus dorsi a m. pectoralis major sloužící pro udržení pozice horní končetiny a polohy těla, m. serratus anterior a m. subscapularis pracující konstantně během záběru a m. teres minor současně s m. infraspinatus zajišťují funkci zevní rotace horní končetiny při relaxaci.

Účelem studie Figueiredo et al (2013) bylo analyzovat případné kinematické a elektromyografické změny při plavání závodním tempem trať 200 m kraul. Deset plavců mezinárodní úrovně plavalo test na 200 m kraul maximální intenzitou. Snímky byly zaznamenány 2 nadvodními a 4 podvodními kamerami a elektromyografickými signály (EMG) sedmi svalů horních a dolních končetin, které byly analyzovány pro jeden plavecký cyklus v každých 50 m úsecích. Koncentrace laktátu kapilární krve byla odebrána před a po ukončení testu. Proměnné výzkumu byly rychlost plavání, délka plaveckého cyklu, frekvence plaveckého cyklu horními končetinami a kopy dolními končetinami, posun horních končetin a chodidel, úhel v lokti, úhel v rameni, délka záběrové fáze a EMG pro každý sval v každé záběrové fázi. Obecně platí, že kinematické

parametry se snížily a relativní doba vstupu paže do vody a vytažení paže z vody se zvýšila a snížila se fáze zotavení. Svalová aktivita m. flexor carpi radialis, m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. pectoralis major a horní část m. trapezius se v určitých fázích záběru v průběhu testu zvýšila. Koncentrace laktátu v krvi se po testu výrazně zvýšila. Tato zjištění naznačuje výskyt únavy, vyznačující se změnami v kinematických parametrech a selektivních změnách v aktivaci svalů horních končetin.

Variabilita elektromyografických (EMG) záznamů je komplexním problémem, který je zřídka studován obzvláště mezi elitními plavci. Cílem studie Martens et al (2015) bylo posouzení intraindividuální variability EMG signálu elitních plavců specializujících se na plavecký způsob kraul, stanovení vlivu jak amplitudy, tak časové normalizace signálu EMG na intraindividuální rozdíly, časové normalizace na úrovni svalové aktivity a popis svalové činnosti, normalizované pomocí maximální volní kontrakce (MVK) ve vztahu k horní končetině kraulové lokomoce. Svalová aktivita m. rectus abdominis a m. deltoideus medius byla zaznamenána pomocí povrchové elektrody EMG u 15 dospělých vrcholových plavců během třech pokusů 12,5 m kraulového sprintu bez dýchání. Byly analyzovány dva celé plavecké cykly z každého plaveckého pokusu, což znamená vyhodnocení čtyř úplných cyklů pro intraindividuální posouzení variability, které byly kvantifikovány s koeficientem variace (CV), koeficientem kvartily variace (CQV) a poměru rozptylu (VR). Výsledky této studie jsou v souladu s předchozími znalostmi ohledně m. rectus abdominis a m. deltoideus medius jako hnací síla během zotavovací fáze (45 % aktivita vzhledem k MVC) a stabilizaci těla během pohybu vpřed (14,5 % aktivity). Intraindividuální variabilita byla nižší (VR 0.34 - 0.47) ve srovnání s jinými pohybovými cykly.

2.7 Historie hodnocení bolesti

Bolest je sensorický, kognitivní a emocionální vjem. Nocicepce je „prostředníkem“ mezi informací z poškozené tkáně a přenosem do mozkové kůry (Adams et al, 2002). Snahy o hodnocení bolesti byly spojeny s nálezy ve struktuře a funkci nervového systému od počátku devatenáctého století. Jedním z důsledků vývoje v oblasti anatomie a fyziologie byl vzestup v oblasti biomedicíny na základě vytvoření modelu bolesti. Ve stejné době přispěla neurofyziologie k objektivizaci bolesti, zvláště po 2. světové válce. Přes to, co věda do té doby objevila, nikdo nebyl schopen vysvětlit, jak osobní a emocionální faktory ovlivňují hladinu bolesti (Beitler, 2015).

Měření bolesti má jasně definované cíle, a to kvantifikovat prahy a tolerance bolesti, identifikovat fyziologické změny reagující na bolestivé podněty a vyhodnotit reakce na léky proti bolesti. Po roce 1945 rostl význam výzkumu vývoje měření bolesti a testovaly se nové metody. Důraz výzkumu se kladl na variabilitu populace (Wailoo, 2014).

2.7.1 Subjektivita hodnocení bolesti

Subjektivní vnímání bolesti bylo významným pokrokem v porozumění bolesti mezi pacienty a lékaři. Až asi do poloviny 20. století převládající biomedicínské pojetí bolesti bylo do značné míry jednotně chápáno jako podnět - odezva v nervovém systému (Bond, 1988). Až Hardy (1940) a Melzack (1988) vytvořili spojení mezi hodnocením a subjektivitou bolesti.

Beecher (1957) napsal, že silné emoce mohou zablokovat bolest. Véle (2006) uvádí, že bolest je složena ze dvou složek, a to z organické složky (nociceptivní podnět), která funguje na principu obranné reakce a z psychologické složky, která vyvolává změnu chování a nepříjemné pocity upozorňující na důsledky poruchy. Dvojitým zaslepeným pokusem se podařilo dokázat, že placebo má až 43 % antalgický efekt při srovnání s analgetikem i u těžkých bolestí. Proto je psychoterapie velmi důležitou součástí léčby bolestivých motorických poruch.

Wailoo (2014) popisuje vliv analgetik na subjektivní hodnocení bolesti. Jako analgetikum se označuje jakákoliv látka ze skupiny léčiv používaných k úlevě od bolesti a k dosažení analgesie. Analgetika účinkují rozdílnými způsoby na periferní a centrální nervový systém (Příspěvatelé Wikipedie, 2016).

2.7.2 Možnosti hodnocení bolesti

Možnosti hodnocení bolesti lze rozdělit do třech širokých skupin, a to psychofyzických činností, stupnic a standardizovaných dotazníků.

2.7.2.1 Psychofyzická činnost

První skupina zahrnuje pokusy kvantifikovat podněty potřebné k vytvoření bolesti, stejně jako množství přidaných podnětů musí vyprodukovat jednotné přírůstky zintenzivňující bolest (Beitler, 2015).

2.7.2.2 Stupnice

Do druhé skupiny se řadí stupnice, které hodnotí bolest. Stupnice jsou vizuální, verbální, numerické, nebo kombinace zmíněných. Škály jsou široce používané při hodnocení klinické bolesti a hrají významnou roli ve vývoji možností měření bolesti od poloviny 20. století.

Mezi hojně používané stupnice se řadí VAS, vizuální analogová škála bolesti. Jedná se o úsečku o délce 10 cm, kde její levý konec značí „žádnou bolest“ a pravý „nejhorší představitelnou bolest“. Pacient označí hodnotu na křivce, která odpovídá jeho bolesti. VAS je využívanou metodou při hodnocení bolesti ramenního kloubu v mnoha studiích Aytar et al (2015), Garcia et al (2015) nebo Subasi et al (2012).

Dále se využívá Pain and Distress Scale (PDS) nebo Melzackova škála, kde pacient bolest klasifikuje jako mírnou, nepříjemnou, silnou, krutou a nesnesitelnou (Beitler, 2015; McDowell, 2006).

2.7.2.3 Standardizované dotazníky

Třetí skupinou jsou standardizované dotazníky, kde pacient popisuje bolest na základě položených otázek v oblastech intenzity, lokalizace, charakteru, délky trvání, možné příčiny vzniku bolesti a dalších možností (Beitler, 2015).

The Shoulder Pain and Disability Index (SPDI)

SPDI je speciálně vytvořený dotazník hodnotící bolest v oblasti ramenního kloubu pro dánskou populaci. Dotazník se skládá z 5 položek týkajících se měření bolesti a z 8 položek týkajících se zdravotního postižení. Položky obou oblastí jsou zaznamenány na VAS. Každá položka má stejnou váhu a všechny položky se sčítají do celkového skóre, které se pohybuje v rozmezí 0 až 100, kde 0 je nejnižší a 100 nejhorší možná bolest. Bylo zjištěno, že spolehlivost dotazníku SPDI je přijatelná u dánsky mluvících pacientů s bolestí v ramenním kloubu. Výhodou použití SPDI je, že lze dotazník použít u pacientů s různými nebo nespecifikovanými ramenními diagnózami. SPDI je vhodnější využít pro vyhodnocení skupiny než u jednotlivých pacientů (Christiansen, 2013).

Swimmer's Functional Pain Scale (SFPS)

Existuje řada funkčních měřicích nástrojů hodnotící bolest pro horní končetinu. Nicméně tyto nástroje nejsou specifické pro plavce. Proto byl vytvořen standardizovaný dotazník Swimmer's Functional Pain Scale (SFPS), který se zaměřuje na bolesti při plaveckých funkčních aktivitách (Drake, 2015). SFPS vychází ze studie Pink et al. (2010), který VAS rozdělil na 4 zóny, které odpovídají zvyšování hladiny bolesti, a to na bílou zónu (VAS = 0-3), žlutou (VAS = 4-5), oranžovou (VAS = 6- 8) a červenou zónu (VAS = 9-10).

SFPS reorganizoval měřítko bolesti u plavců pomocí otázek o funkční aktivitě ke stanovení skóre, namísto použití VAS. SFPS vyžaduje, aby závodní plavci zodpověděli řadu otázek (ano/ne) týkající se jeho/její intenzity bolesti. Konečné skóre z SFPS představuje skóre 0-10, což spadá do jedné ze čtyř zón. Každá zóna představuje zvýšení úrovně bolesti podobné VAS a poskytuje specifické léčebné protokoly, jak navrhuje Pink et al (2010).

Pokud se plavci objevují s hodnotícím skórem v bílé zóně, měl by trenér doporučit snížení rizikových jevů. Těmi jsou plavání s packami, nebo posilování pletence ramenního s těžkými vahami v posilovně a fyzioterapeut by měl doporučit vhodné kompenzační cviky (Pink et al, 2010).

Plavcům ve žluté zóně, stěžující si na bolest méně než 72 hodin, by měl trenér snížit intenzitu i délku tréninku a zajistit řádnou rehabilitaci a kompenzaci. Je-li bolest přetrvávající déle než 72 hodin, měl by plavec setrvat s kompenzačním programem za snížené intenzity plaveckého tréninku nebo plavecký trénink na nějakou dobu vynechat (Pink et al, 2010).

Pokud plavci hodnotí bolest v oranžové zóně, trenér by měl plavci naordinovat alespoň třídní odpočinek od tréninků. V případě, že se plavec nezlepší, je rehabilitace a odpočinek nezbytný (Drake, 2015; Pink et al, 2010).

Plavci, kteří hodnotí bolest skórem v červené zóně, by měli být v péči lékaře, fyzioterapeuta a kondičního trenéra. Výsledky SFPS podporují rehabilitační doporučení, jak jej navrhuje Pink (2010).

Vyhodnocení spolehlivosti dotazníku vzniká na základě jeho opakování. Wilcoxonův test pro vyhodnocení neparametrických dat byl použit pro určení, zda některé

systémové rozdíly existovaly při opakování testu - retestu skóre SPFS ($p = 0.214$) (Drake, 2015).

Validita dotazníku byla analyzována použitím Spearmanova korelačního koeficientu. Hladina významnosti byla $p < 0,05$. Korelační koeficienty používané pro interpretaci výsledků byly následující: $r \leq 0,49$ jako slabý vztah; $0,50 \leq r \leq 0,74$ jako průměrný vztah a $r \geq 0,75$ jako silný vztah (Drake, 2015).

Western Ontario Shoulder Instability Index (WOSI)

Tato forma dotazníku zahrnuje otázky, týkající se vnímání intenzity bolesti ramen ve vztahu k hráčům házené. WOSI je validní dotazník měřící kvalitu života a je jako nástroj vyvinutý pro pacienty s ramenní instabilitou. Formulář má 21 položek, které představují 4 oblasti: fyzické příznaky obsahující 10 položek, sport/rekreace/práce a životní styl obsahující 8 položek a emoce obsahující 3 položky. Každá položka je hodnocena 0 - 100 na VAS a skóre se sčítá k celkové možné hodnotě 2100, což značí nejhorší možnou bolest a dotazovaná osoba má velmi sníženou kvalitu života. WOSI lze prezentovat ve dvou formách, a to jako hodnota skóre (bodů) nebo jako vyjádření běžné hodnoty v procentech za použití definovaného vzorce (Drake, 2015; Kirkley, 1998).

2.7.2.4 Algometr

V roce 1940 „Hardy tým“ informoval o novém způsobu měření prahu bolesti. Než využívání tepelných, mechanických, chemických nebo elektrických zdrojů experimentální bolesti, stavěl zařízení, které nazval algometr. Cílem výzkumu bylo vyčíslit minimální intenzitu stimulace, která produkovala bolest (Hardy et al, 1940; Haugen et Livingstone, 1953).

Algometr je nástroj využívaný pro měření prahu bolesti a tolerance bolesti. Algometrie byla dle Baszangerové (1998) definována jako "měření citlivosti bolesti nebo intenzity bolesti." Bylo vyvinuto několik typů algometru. Algometry slouží k hodnocení bolesti na základě elektrické stimulace, tlakových, nebo tepelných podnětů. Někdy je tlak vyvíjený pomocí tupého předmětu, nebo lokálně zvýšeným tlakem vzduchu na určitou oblast těla a někdy stisknutím ostrého nástroje (Beitler, 2015; Nováková, 2012).

3 Cíle práce a hypotézy

3.1 Cíl práce

Cílem této disertační práce bylo analyzovat a ohodnotit vliv silové intervence na svalovou aktivitu vybraných svalových skupin pomocí PEMG během plavecké lokomoce kraulovým způsobem u vrcholových plavců.

Pro splnění výše uvedeného cíle byly vytyčeny následující úkoly:

- provést literární rešerši odborné literatury
- vytvořit homogenní skupinu probandů pro experimentální studii
- navrhnout intervenční program
- ohodnotit pomocí povrchové elektromyografie vybrané svaly pletence ramenního před a po intervenci
- zpracovat a interpretovat zjištěné výsledky
- vytvořit diskusi a na základě zjištěných poznatků vytvořit doporučení pro praxi

3.2 Výzkumné otázky

3.2.1 Výzkumná otázka č.1

Jak se změní svalová aktivita vybraných svalů v oblasti pletence ramenního po silové intervenci u skupiny vrcholových plavců?

3.2.2 Výzkumná otázka č.2

Jaký má vliv silová intervence na vnímání bolesti v ramenním kloubu u skupiny vrcholových plavců?

3.3 Hypotézy

Hypotézy jsou sestaveny na základě studia dostupných literárních pramenů, zabývajících se danou tematikou, vzhledem ke stanovenému cíli disertační práce.

3.3.1 Hypotéza č.1

Míra zvýšení svalové aktivity vyšetřovaných svalů hodnocená PEMG bude alespoň u jednoho vybraného svalu po silové intervenci 30 minut střední velikosti efektu dle Cohena.

3.3.2 Hypotéza č.2

Běžně prováděný silový trénink v posilovně trvající v celkové délce 30 minut u vrcholových plavců vede ke zvýšení bolesti v anteriorní části ramenního kloubu alespoň o jeden stupeň, hodnocené dotazníkem SFPS a VAS.

4 Metodika

4.1 Výzkumná metodologie

Disertační práce je vědecko – výzkumnou kvantitativní studií, která má charakter experimentu. Účastníci této studie byli záměrně vybráni z řad vrcholových plavců a tvoří jednu homogenní skupinu.

Teoretická východiska práce představují rešerši, ve které byla zpracována témata plavání, PEMG a možnosti hodnocení bolesti. Zdrojem čerpání jsou odborné publikace, články periodik, i zdroje online publikací PubMed, MedLine, Web of Science a Národní lékařské knihovny.

Výzkumná část obsahuje informace k experimentu a měření. Vyšetřující osobou byla osoba doktorandky. Na vyšetření každého probanda byla vyčleněna doba přibližně 60 minut a celé vyšetření bylo provedeno během jednoho dne. U každého vybraného probanda, který se tohoto výzkumu zúčastnil, byly pečlivě zaznamenány údaje ohledně výskytu, nástupu a lokalizace bolesti pomocí analogové škály bolesti a dotazníku SFPS, jejichž hodnoty jsou uvedeny v tabulkách. Před začátkem vlastního výzkumu bylo nutné doložit potvrzení specialistou o provedení ultrazvukového vyšetření ve zkoumané oblasti pletence ramenního všech probandů k vyloučení sktrukturálního poškození vyšetřované oblasti. Následně byl proband vyzván ke druhé části vyšetření, které proběhlo v laboratoři a v posilovně na FTVS UK v Praze. Průběh měření a sběr dat byl před samotným měřením prodiskutován a schválen školitelkou práce.

Disertační práce byla schválena Etickou komisí FTVS UK pod jednacím číslem 86/2016, která je uvedena v příloze disertační práce jako Příloha č. 1. Informovaný souhlas byl předán každému probandovi, vzor Informovaného souhlasu je součástí příloh disertační práce, Příloha č. 2. Každý proband byl informován o průběhu měření a výzkumu práce, byl seznámen s podmínkami a dobrovolně se rozhodl výzkumu zúčastnit, což stvrdil svým podpisem. Oba dokumenty budou unifikovanými materiály FTVS UK. Tato disertační práce podléhá pravidlům a zásadám o ochraně osobních dat a informací.

4.2 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor tvoří homogenní skupina 15 probandů záměrně vybraná z řad reprezentantů České republiky v plavání specializující se na plavecký způsob kraul ve věkovém rozpětí 18 – 28 let bez rozdílu pohlaví. Tato skupina probandů je maximální možná, která splňuje podmínky výzkumu.

Kritérii pro zařazení do výzkumného souboru bylo určující, že se vybraní probandi věnují vrcholovému plavání minimálně 5 let, což znamená, že absolvují minimálně 8 plaveckých tréninkových jednotek týdně v délce trvání alespoň 90 min/jednotku. Všechny plavecké tréninkové jednotky, které má každý proband sestavené individuálně od svého osobního trenéra, obsahují určitá vymezení. Probandi odtrénují maximálně 25 % tréninku s packami, odplavou maximálně 15 % tréninku pouze dolními končetinami s plaveckou deskou uloženou pod horními končetinami a odplavou alespoň 40 % tréninku plaveckým způsobem kraul v posledních 6 měsících. Výzkumu se zúčastnili všichni čeští reprezentanti, kteří splňují podmínky výzkumu.

Kritérii pro vyřazení z výzkumného souboru byla operace a úraz v oblasti plektence ramenního v posledních 2 letech, dlouhodobé užívání léků proti bolesti (déle jak 10 dní) a nezletilost probandů.

Proband	Věk [let]	Pohlaví	Hmotnost [kg]	Výška [cm]	Dominantní končetina
KH	27	žena	66	176	Pravá
FJ	18	muž	72	197	Levá
JŠ	18	muž	78	183	Pravá
TF	21	muž	79	185	Levá
TL	20	muž	79	180	Pravá
DL	18	muž	74	192	Pravá
LS	22	žena	60	174	Pravá
JM	24	muž	78	182	Pravá
JŠ	28	muž	94	188	Pravá
TH	25	muž	88	186	Pravá
RD	24	muž	75	185	Pravá
TM	27	žena	58	166	Pravá
ME	26	žena	58	172	Pravá
JL	19	muž	90	194	Pravá
JL	24	muž	84	184	Pravá
Průměr ženy	25,5	4	60,5	172	
Průměr muži	21,7	11	81	186,9	

Tabulka č. 1 – Charakteristika výzkumného souboru

4.3 Průběh výzkumu

Výzkum začal v lednu 2019. Nejdříve všichni vybraní probandi přinesli vyšetřující osobě potvrzení o provedeném ultrazvukovém vyšetření v oblasti pletence ramenního provedené specialistou. Dále zakroužkovali libovolné číslo, které v dané chvíli považovali za aktuální vyjádření stavu bolesti v klidu i při zátěži, na analogové škále bolesti od 0 – 10, kde 0 je nejmenší možná bolest a 10 je bolest maximální (Aytar et al,

2015; Garcia et al, 2015; Subasi et al, 2012). Dále si probandí zvolili jedno číslo od 0 do 10 z dotazníkové šetření SFPS – specifického hodnocení bolesti v ramenním kloubu ve vztahu k plavání (Drake, 2015).

Elektromyograficky bylo snímáno 8 svalů v oblasti pletence ramenního a to: m. deltoideus, m. trapezius horní a dolní část, které se aktivují především při vstupu a výstupu horní končetiny nad hladinu, m. serratus anterior, m. biceps brachii capitis longus a m. pectoralis major pracující konstantně během záběrové fáze, m. infraspinatus zajišťují funkci zevní rotace horní končetiny při relaxaci, m. triceps brachii mediální část zajišťující dokončení záběrové fáze pod hladinou. Povrchově umístěnými elektrodami došlo ke zjištění svalové aktivity vybraných svalů k určení maximální volní kontrakce. Maximální volní kontrakce byla provedena po dobu 5 sekund maximální možné síly dle pozice svalového testu (Janda, 2004) s následnou dvouminutovou pauzou a celý test byl proveden třikrát pro každý vyšetřovaný sval. Poté proběhlo vlastní EMG vyšetření na plaveckém ergometru VASA a byla zjištěna svalová aktivita výše uvedených svalů při plavání plaveckým způsobem kraul frekvencí 70 cyklů za minutu po dobu 60 sekund bez nádechu.

Po EMG vyšetření zůstaly elektrody připevněny na tělech probandů a každý proband absolvoval 30 minutou intervenci v podobě silové přípravy v posilovně pod vedením kondičního specialisty. Silový trénink je uveden v Příloze 3 (Jebavý, 2011; Jebavý, 2012; Jebavý, 2014).

Po silové intervenci bylo provedeno shodné PEMG vyšetření jako před intervencí; následně byly výsledky obou vyšetření porovnány, tj. byla porovnána svalová aktivita všech vyšetřovaných svalů s údaji ze vstupního měření. EMG vyšetření proběhlo pod vedením specialisty (Pánek et al, 2012).

Schéma postupu měření:

- Vyplnění dotazníku SFPS a VAS
- Očištění míst k nalepení elektrod
- Zjištění MVC vyšetřovaných svalů
- EMG test na VASE
- 10 minut chůze do posilovny
- Silový trénink 30 minut
- 10 minut chůze do laboratoře

- EMG test na VASE
- Vyplnění dotazníku SFPS a VAS

4.4 Metody výzkumu

4.4.1 Hodnocení bolesti

4.4.1.1 Numerická stupnice bolesti

K hodnocení bolesti byla použita metoda numerické stupnice bolesti (VAS), která patří mezi nejčastěji využívané metody měření bolesti (Eriksen et Rochester, 2007; Kolář, 2009; Ritter et al, 2006). Metoda je podrobně popsána v kapitole 2.8.2.2.

4.4.1.2 Dotazník SFPS

Stupnice Swimmer's Functional Pain Scale (SFPS) se zaměřuje na bolesti při plaveckých funkčních aktivitách (Drake, 2015). Pro účely výzkumu byl zhotoven překlad do českého jazyka standardizovaného dotazníku SFPS. Metoda je podrobně popsána v kapitole 2.8.2.3. Vzor dotazníku SFPS je uveden v Příloze 4.

4.4.2 Vyšetření aktivace vybraných svalů pomocí PEMG

K EMG vyšetření byl použit telemetrický šestnáctikanálový EMG přístroj TelemyoMini 16 od firmy Neurodata. Vyšetření bylo provedeno pomocí speciálních bipolárních elektrod z Ag/AgCl materiálu o průměru 5 mm se sadou oboustranně lepících štítků nutných k pevnému přilepení elektrod na kůži (Dostál, 2013; Kotalíková et al, 2015). Před aplikací povrchových elektrod bylo nutné zajistit prostředky pro očištění místa k nalepení elektrod oholením chloupků, hrubým očištěním smirkovým papírem a odmaštěním místa lihobenzínem s využitím buničinových čtverečků a připevněním EMG kabelů k tělu lepenkou Leukopor.

Umístění elektrod bylo zvoleno dle anatomicky platných norem. Zemní (referenční) elektroda byla umístěna do oblasti horní části sternu. Elektroda na m. deltoideus pars anterior byla nalepena na střed mezi acromionem a tuberositas deltoidea humeri. Elektroda m. pectoralis major byla přilepena na střed svalového břicha mezi sternoclavikulárním spojením a crista tuberculi majoris humeri. Elektroda m. biceps brachii ca-

pitius longus byla upevněna na střed svalového břicha mezi processus coracoideus a tuberositas radii. Elektroda m. triceps brachii pars medialis byla nalepena na střed svalového břicha mezi olecranonem a acromionem. Elektroda pro m. trapezius pars anterior byla nalepena na střed mezi spinálním výběžkem C7 a acromionem a pars inferior mezi spinálním výběžkem Th10 a acromionem. Elektroda m. infraspinatus byla připevněna na střed svalového břicha mezi tuberculum majus humeri a fossa infraspinata scapulae. M. serratus anterior byl vyšetřen individuálně na základě nejvyšší aktivity mezi 5. – 9. žebrem (Obrázek č.7).



Obrázek č.7 – Umístění povrchových elektrod u vyšetřovaného probanda

4.4.3 Cohenovo D

Cohenovo D znamená velikost efektu použitého k označení standardizovaného rozdílu mezi dvěma prostředky. Může být použit například jako doplněk k hlášení t- testu a ANOVA výsledků. Velmi je rozšířeno v metaanalýze (Cohen, 1988).

4.4.4 ANOVA

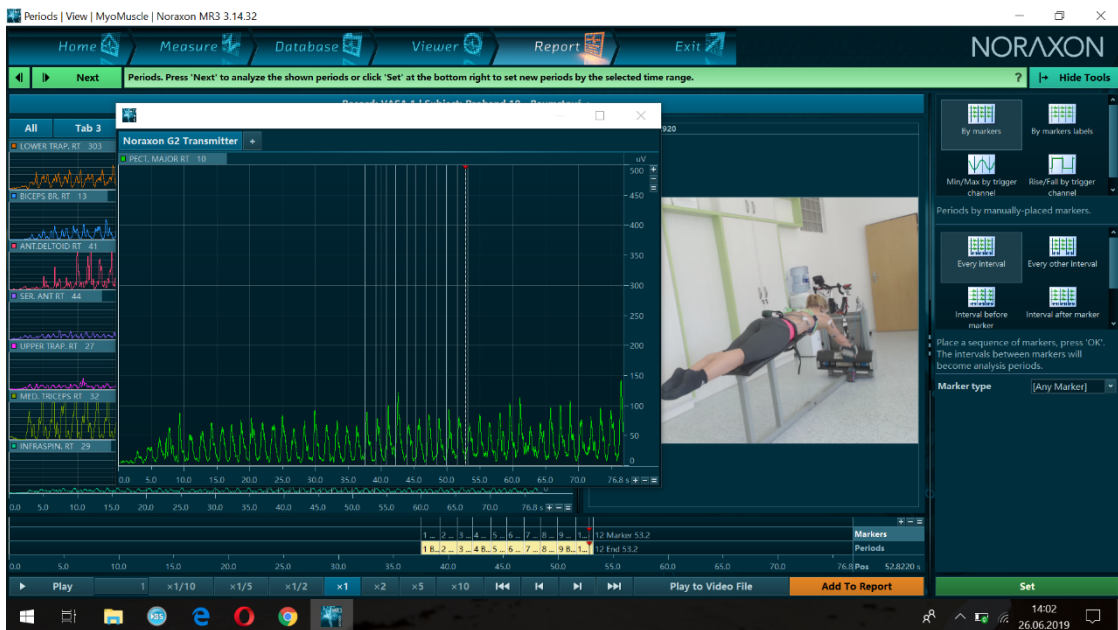
Analýza rozptylu (ANOVA) je metodou matematické statistiky. ANOVA je nástroj umožňující zjistit, zda má na hodnotu závislé veličiny statisticky významný vliv hodnota nezávislé veličiny (Anděl, 1985; Durčák, 2017). Součástí ANOVA vyhodnocení je i p-value. Ve statistickém testování hypotéz je p-hodnota nebo hodnota pravděpodobnosti získání výsledků testu alespoň tak extrémní, jako jsou výsledky skutečně pozorované během testu za předpokladu, že nulová hypotéza je správná (Aschwanden, 2015).

4.4.5 Magnitude Based Difference

Magnitude Based Difference je přístup k rozhodování o skutečné nebo populační hodnotě statistických efektů (Hopkins et Batterham, 2018).

4.5 Statistické zpracování dat

Vyhodnocení a zpracování získaných dat bylo provedeno pomocí programu MyoResearch XP Master Edition od firmy Noraxon se současným videozáznamem. Při vyhodnocení signálu EMG bylo potřeba odstranit pohybové a EKG artefakty, signál byl rektifikován a vyhlazen. Při zpracování EMG záznamů plavecké lokomoce bylo vybráno 10 pohybových cyklů (10 pravou a 10 levou horní končetinou) – Obrázek č.8. Průměrná amplituda byla porovnána s procentuální maximální volní kontrakcí vyšetřovaného svalu pomocí Pearsonovy korelace (Pánek et al, 2012; Kotalíková et al, 2015).



Obrázek č.8 – Záznam plavecké lokomoce a umístění EMG markerů

Ke zpracování elektromygrafických dat byl použit program MyoResearch XP Master Edition 1.08.27 od firmy Noraxon. Ke statistickému zpracování dat byla nejdříve provedena základní deskriptivní statistika, kde byly spočítány průměry hodnot svalové aktivity u každého měřeného pohybu a jejich směrodatná odchylka.

Pro hodnocení velikosti efektu bylo použito Cohenovo D, Magnitude Based Difference a ANOVA (Hopkins, 2010; Thomas, 2001).

4.6 Vymezení výsledků výzkumu

Výsledky výzkumu jsou platné pro profesionální plavce specializující se na plavecký způsob kraul bez rozdílu pohlaví ve věkovém rozmezí 18 – 28 let s výborně zvládnutou kraulovou technikou, s minimálně pětiletou dobou plaveckého tréninku a vysokou výkonnostní úrovní, bez výrazného patologického nálezu v oblasti pletence ramenního kloubu a akutních zdravotních obtíží.

4.7 Omezení výsledků výzkumu

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

5 Výsledky

5.1 Vyhodnocení dle normalizace k MVC

Výsledky byly vyhodnoceny v programu Noraxon od firmy Neurodata. Před začátkem testu byla zjištěna MVC jednotlivých svalů v pozicích dle svalového testu (Janda, 2004). Následně byly znormalizovány získané hodnoty během svalové aktivace před a po intervenci ve vztahu k MVC a hodnoty byly procentuálně vyjádřeny.

Specifikum hodnocení výsledků disertační práce spočívalo v tom, že se vždy jednalo o hodnocení cyklu pohybu s 10 opakováními. Obecně platí, že s nižším počtem zapojených svalových vláken roste přesnost vykonávaného pohybu (Pánek et al, 2010).

V následujících tabulkách jsou uvedeny hodnoty MVC vyšetřovaných svalů a normalizované hodnoty MVC před a po silové intervenci u každého probanda.

5.1.1 Proband č.1

Proband 1	MVC [μ V]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	84,4	43,0 %	41,8 %
m. deltoideus anterior	241	15,3 %	21,8 %
m. biceps brachii	343	8,9 %	13,3 %
m. triceps brachii med.	631	11,1 %	10,9 %
horní m. trapezius	797	11,7 %	19,1 %
m. infraspinatus	172	25,6 %	21,1 %
dolní m. trapezius	425	36,7 %	41,1 %
m. serratus anterior	142	27,4 %	30,4 %

Tabulka č.2 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 1)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci
- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 1 u svalů m. serratus anterior, dolní část m. trapezius, m. biceps brachii a o více jak 5 % u svalů m. deltoideus anterior a horní část m. trapezius.

5.1.2 Proband č.2

Proband 2	MVC [μ V]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	170	23,9 %	22,1 %
m. deltoideus anterior	664	4,7 %	5,0 %
m. biceps brachii	343	17,6 %	16,0 %
m. triceps brachii med.	255	50,5 %	49,0 %
horní m. trapezius	747	16,2 %	12,3 %
m. infraspinatus	222	16,5 %	22,8 %
dolní m. trapezius	310	26,9 %	32,2 %
m. serratus anterior	415	7,9 %	9,7 %

Tabulka č.3 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 2)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci
- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 2 u svalů m. deltoideus anterior a m. serratus anterior a o více než 5 % u svalů m. infraspinatus a dolní část m. trapezius.

5.1.3 Proband č.3

Proband 3	MVC [μ V]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	108	52,7 %	34,7 %
m. deltoideus anterior	510	7,8 %	7,0 %
m. biceps brachii	1068	3,6 %	2,6 %
m. triceps brachii med.	301	67,8 %	63,1 %
horní m. trapezius	547	5,9 %	9,6 %
m. infraspinatus	305	12,7 %	15,2 %
dolní m. trapezius	337	25,3 %	26,7 %
m. serratus anterior	342	8,8 %	6,8 %

Tabulka č.4 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 3)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci

- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 3 u svalů m. infraspinatus, horní a dolní části m. trapezius.

5.1.4 Proband č.4

Proband 4	MVC [μV]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	156	37,4 %	58,5 %
m. deltoideus anterior	221	7,1 %	10,9 %
m. biceps brachii	675	5,1 %	6,0 %
m. triceps brachii med.	243	67,9 %	63,3 %
horní m. trapezius	603	15,4 %	16,5 %
m. infraspinatus	275	25,5 %	26,0 %
dolní m. trapezius	306	26,5 %	29,2 %
m. serratus anterior	441	7,7 %	15,6 %

Tabulka č.5 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 4)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci
- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 4 u svalů m. deltoideus anterior, m. biceps brachii, m. infraspinatus, dolní a horní části m. trapezius a o více než 5 % u svalů m. serratus anterior a m. pectoralis major.

5.1.5 Proband č.5

Proband 5	MVC [μV]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	109	25,0 %	18,4 %
m. deltoideus anterior	528	5,8 %	5,7 %
m. biceps brachii	305	10,9 %	48,9 %
m. triceps brachii med.	178	33,5 %	35,9 %
horní m. trapezius	545	7,7 %	9,0 %
m. infraspinatus	189	41,6 %	19,2 %
dolní m. trapezius	157	19,0 %	55,4 %
m. serratus anterior	354	7,5 %	4,2 %

Tabulka č.6 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 5)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci
- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 5 u svalů m. triceps brachii a horní části m. trapezius a o více než 5 % u svalů m. biceps brachii a dolní části m. trapezius.

5.1.6 Proband č.6

Proband 6	MVC [μV]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	310	30,9 %	31,3 %
m. deltoideus anterior	768	7,3 %	2,9 %
m. biceps brachii	844	5,8 %	4,8 %
m. triceps brachii med.	488	66,2 %	66,0 %
horní m. trapezius	874	23,5 %	23,0 %
m. infraspinatus	716	9,3 %	10,0 %
dolní m. trapezius	584	37,5 %	31,7 %
m. serratus anterior	218	37,4 %	43,8 %

Tabulka č.7 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 6)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci

- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 6 u svalů m. pectoralis major a m. infraspinatus a o více než 5 % u svalu m. serratus anterior.

5.1.7 Proband č.7

Proband 7	MVC [μV]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	128	25,0 %	23,7 %
m. deltoideus anterior	426	7,5 %	4,6 %
m. biceps brachii	667	9,1 %	3,0 %
m. triceps brachii med.	194	41,9 %	33,0 %
horní m. trapezius	685	11,7 %	12,8 %
m. infraspinatus	381	12,8 %	10,3 %
dolní m. trapezius	178	36,7 %	46,0 %
m. serratus anterior	349	7,4 %	6,9 %

Tabulka č.8 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 7)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci
- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 7 u svalu horní část m. trapezius a o více než 5 % u svalu dolní část m. trapezius.

5.1.8 Proband č.8

Proband 8	MVC [μV]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	49,2	124,0 %	140,4 %
m. deltoideus anterior	414	4,2 %	10,7 %
m. biceps brachii	410	11,0 %	11,1 %
m. triceps brachii med.	278	37,8 %	54,0 %
horní m. trapezius	315	14,5 %	18,8 %
m. infraspinatus	445	22,9 %	26,3 %
dolní m. trapezius	514	28,0 %	31,3 %
m. serratus anterior	297	19,7 %	31,3 %

Tabulka č.9 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 8)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci
- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 8 u svalů horní a dolní části m. trapezius, m. biceps brachii a m. infraspinatus a o více než 5 % u svalů m. pectoralis major, m. deltoideus anterior, m. serratus anterior a m. triceps brachii.

5.1.9 Proband č.9

Proband 9	MVC [μV]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	196	26,0 %	62,8 %
m. deltoideus anterior	871	2,3 %	4,3 %
m. biceps brachii	578	8,4 %	9,8 %
m. triceps brachii med.	456	33,8 %	46,3 %
horní m. trapezius	256	17,0 %	17,3 %
m. infraspinatus	232	11,8 %	15,5 %
dolní m. trapezius	287	11,8 %	12,6 %
m. serratus anterior	445	8,9 %	16,0 %

Tabulka č.10 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 9)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci

- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 9 u svalů horní a dolní části m. trapezius, m. biceps brachii a m. infraspinatus, m. deltoideus anterior a o více než 5 % u svalů m. pectoralis major, m. serratus anterior a m. triceps brachii.

5.1.10 Proband č.10

Proband 10	MVC [μV]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	197	17,6 %	22,8 %
m. deltoideus anterior	311	45,3 %	18,3 %
m. biceps brachii	791	8,6 %	10,1 %
m. triceps brachii med.	1402	24,1 %	29,6 %
horní m. trapezius	476	11,4 %	22,9 %
m. infraspinatus	243	12,4 %	15,1 %
dolní m. trapezius	496	24,8 %	27,8 %
m. serratus anterior	294	15,0 %	18,3 %

Tabulka č.11 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 10)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci
- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 10 u svalů dolní části m. trapezius, m. biceps brachii, m. serratus anterior a m. infraspinatus a o více než 5 % u svalů m. pectoralis major, horní části m. trapezius a m. triceps brachii.

5.1.11 Proband č.11

Proband 11	MVC [μ V]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	90,6	71,3 %	28,3 %
m. deltoideus anterior	304	5,2 %	11,0 %
m. biceps brachii	494	4,5 %	6,8 %
m. triceps brachii med.	203	87,2 %	99,5 %
horní m. trapezius	124	22,9 %	42,7 %
m. infraspinatus	275	18,7 %	17,4 %
dolní m. trapezius	345	36,8 %	40,0 %
m. serratus anterior	147	22,6 %	26,4 %

Tabulka č.12 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 11)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci
- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 11 u svalů dolní části m. trapezius, m. biceps brachii a m. serratus anterior a o více než 5 % u svalů m. deltoideus anterior, horní části m. trapezius a m. triceps brachii.

5.1.12 Proband č.12

Proband 12	MVC [μ V]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	231	36,8 %	53,2 %
m. deltoideus anterior	1060	5,2 %	4,2 %
m. biceps brachii	756	5,3 %	5,6 %
m. triceps brachii med.	472	48,1 %	37,7 %
horní m. trapezius	462	9,9 %	14,2 %
m. infraspinatus	603	9,1 %	7,8 %
dolní m. trapezius	387	38,2 %	31,8 %
m. serratus anterior	758	9,0 %	7,5 %

Tabulka č.13 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 12)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci

- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 12 u svalů horní části m. trapezius a m. biceps brachii a o více než 5 % u svalu m. pectoralis major.

5.1.13 Proband č.13

Proband 13	MVC [μV]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	247	31,0 %	20,8 %
m. deltoideus anterior	376	9,6 %	6,8 %
m. biceps brachii	708	4,3 %	2,8 %
m. triceps brachii med.	492	46,1 %	52,4 %
horní m. trapezius	486	9,9 %	12,0 %
m. infraspinatus	311	11,5 %	13,4 %
dolní m. trapezius	546	29,5 %	32,6 %
m. serratus anterior	545	11,6 %	6,4 %

Tabulka č.14 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 13)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci
- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 13 u svalů dolní a horní části m. trapezius a m. infraspinatus a o více než 5 % u svalu m. triceps brachii.

5.1.14 Proband č.14

Proband 14	MVC [μ V]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	271	43,2 %	28,2 %
m. deltoideus anterior	285	14,1 %	18,0 %
m. biceps brachii	740	4,5 %	6,5 %
m. triceps brachii med.	413	38,3 %	41,1 %
horní m. trapezius	532	29,7 %	31,0 %
m. infraspinatus	448	23,4 %	21,3 %
dolní m. trapezius	284	26,5 %	31,5 %
m. serratus anterior	532	19,5 %	15,1 %

Tabulka č.15 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 14)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci
- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 14 u svalů horní části m. trapezius, m. biceps brachii, m. triceps brachii a m. deltoideus anterior a o více než 5 % u svalu dolní části m. trapezius.

5.1.15 Proband č.15

Proband 15	MVC [μ V]	% MVC VASA 1	% MVC VASA 2
m. pectoralis major	902	4,9 %	6,6 %
m. deltoideus anterior	285	28,6 %	21,4 %
m. biceps brachii	667	7,3 %	8,5 %
m. triceps brachii med.	270	71,5 %	82,6 %
horní m. trapezius	1109	16,0 %	15,1 %
m. infraspinatus	706	12,1 %	8,0 %
dolní m. trapezius	507	26,4 %	45,0 %
m. serratus anterior	725	8,0 %	13,5 %

Tabulka č.16 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 15)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí

- VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci

- zeleně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity do 5 % po silové intervenci
- červeně jsou označeny hodnoty zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po silové intervenci)

Ke zvýšení svalové aktivity po silové intervenci došlo u probanda č. 15 u svalů m. pectoralis major a m. biceps brachii a o více než 5 % u svalů m. serratus anterior, dolní části m. trapezius a m. triceps brachii.

5.1.16 Souhrnné výsledky

Sval	Počet probandů, u kterých došlo ke zvýšení svalové aktivity po intervenci	Počet probandů, u kterých došlo ke zvýšení svalové aktivity o více jak 5 % po intervenci
m. pectoralis major	7 x	5 x
m. deltoideus anterior	7 x	3 x
m. biceps brachii	10 x	1 x
m. triceps brachii med.	8 x	6 x
horní m. trapezius	12 x	3 x
m. infraspinatus	8 x	1 x
dolní m. trapezius	13 x	5 x
m. serratus anterior	9 x	5 x

Tabulka č.17 – Zvýšení svalové aktivity jednotlivých svalů po silové intervenci

(Legenda – zeleně jsou označeny hodnoty svalové aktivity, které se u více jak jedné třetiny probandů zvýšily o min. 5 %; červeně jsou označeny hodnoty, ve kterých se zvýšila svalová aktivita vyšetřovaných svalů po silové intervenci u více jak poloviny probandů)

Analýza dat PEMG vyšetření ukázala, že se po intervenčním programu zvýšila svalová aktivita dolní části m. trapezius ve 13 případech, ve 12 případech se zvýšila svalová aktivita horní části m. trapezius a v 10 případech se zvýšila svalová aktivita m. biceps brachii. U 9 probandů se zvýšila svalová aktivita v m. serratus anterior a po 8 případech došlo ke zvýšení svalové aktivity v m. triceps brachii a m. infraspinatus.

O více jak 5 % se svalová aktivita po silové intervenci zvýšila v 6 případech u m. triceps brachii a po 5 případech u m. pectoralis major, m. serratus anterior a dolní části m. trapezius.

5.2 Statistické zpracování výsledků

5.2.1 Statistické zpracování výsledků – Cohenovo D

Sval	VASA	Průměr	Směrodatná odchylka	Sdružená odchylka	Cohenovo D	Efekt
m. pectoralis major	VASA 1	39,51333	27,12005	29,07582	0,00	triviální
	VASA 2	39,57333	30,90805			
m. deltoideus anterior	VASA 1	11,33333	11,02111	9,026691	-0,13	triviální
	VASA 2	10,17333	6,389415			
m. biceps brachii	VASA 1	7,66	3,549235	8,259487	0,33	malý
	VASA 2	10,38667	10,9601			
m. triceps brachii	VASA 1	48,38667	19,65682	20,53366	0,13	triviální
	VASA 2	50,96	21,29697			
horní část m. trapezius	VASA 1	14,89333	6,219803	7,688853	0,46	malý
	VASA 2	18,42	8,563426			
m. infraspinatus	VASA 1	17,72667	8,495683	7,331788	-0,15	triviální
	VASA 2	16,62667	5,8931			
dolní část m. trapezius	VASA 1	28,70667	7,243891	9,006223	0,62	střední
	VASA 2	34,32667	9,693191			
m. serratus anterior	VASA 1	14,56	8,727871	10,02722	0,22	malý
	VASA 2	16,79333	11,06439			

Tabulka č.18 – Výpočet Cohenova D dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

(Legenda – VASA 1 = měření EMG na VASA před silovou intervencí, VASA 2 = měření EMG na VASA po silové intervenci)

Sval	Cohen D	Efekt
m. pectoralis major	0,00	Trivialní
m. deltoideus anterior	-0,13	Trivialní
m. biceps brachii	0,33	Malý
m. triceps brachii	0,13	Trivialní
Horní část m. trapezius	0,46	Malý
m. infraspinatus	-0,15	Trivialní
Dolní část m. trapezius	0,62	Střední
m. serratus anterior	0,22	Malý

Tabulka č.19 – Statistické vyhodnocení vlivu intervenčního programu pomocí Cohena D dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

(Legenda – zeleně jsou označeny hodnoty malého efektu Cohena D; červeně je označena hodnota střední velikosti efektu Cohena D)

Výchozí prahové hodnoty velikosti pro rozdíl v průměru pocházejí ze standardizace (děleno standardní směrodatnou odchylkou mezi subjekty): 0,20; 0,60; 1,2; 2,0 a 4,0 pro malé, střední, velké, velmi velké a extrémně velké (Hopkins et al, 2010). Dle Cohena (1988) je efekt popsán jako malý 0,2, střední 0,5 a jako velký od 0,8. Wolf (1986) uvádí, že efekt je buď akademicky signifikantní 0,25, nebo terapeuticky signifikantní 0,50.

Z výše prezentovaných statistických výsledků můžeme říct, že silová intervence v celkové délce trvání 30 minut nemá vliv na změnu svalové aktivity u svalů m. pectoralis major, m. triceps brachii, m. infraspinatus a m. deltoideus anterior na plaveckou lokomoci ve vysoké intenzitě vrcholových plavců. Velikost efektu u těchto svalů je nulová (triviální) (Cohen, 1988; Hopkins et al, 2010).

U m. biceps brachii, horní části m. trapezius a m. serratus anterior, pracující konstantně během záběrové fáze, je efekt malý 0,33; 0,46; resp. 0,22 (small) po silové intervenci v době trvání 30 minut u vrcholových plavců (Cohen, 1988; Hopkins et al, 2010).

K nejvyšší změně svalové aktivity po třicetiminutové silové intervenci je v dolní části m. trapezius, který se aktivuje především při vstupu a výstupu horní končetiny nad hladinu. Tento sval vykazuje střední velikost efektu 0,62 (moderate) (Cohen, 1988; Hopkins et al, 2010).

5.2.2 Statistické zpracování výsledků dle Hopkinse (Magnitude Based Difference)

Procentuální hodnocení	Efekt
< 0,5 %	Téměř jistě negativní
< 5 %	Velmi pravděpodobně ne
< 25 %	Pravděpodobně ne
25 – 75 %	Možná ano, možná ne
> 75 %	Pravděpodobně ano
> 95 %	Velmi pravděpodobně ano
> 99,5 %	Téměř jistě pozitivní

Tabulka č.20 - Škála hodnocení pravděpodobnosti dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

M. deltoideus anterior		Jeden prediktor
Poměr skupin směrodatných odchylek (pro jednotlivé odpovědi)		Vlastní změna [%]
Šance (% a kvalitativní), že skutečný poměr je neklinický	Kladná změna	3
	Triviální změna	14
	Záporná změna	82
Hodnota významnosti		Pravděpodobně ano

Tabulka č.21 – Statistické zpracování výsledků pro m. deltoideus anterior dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Statistické zpracování výsledků dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010) před intervenčním a po intervenčním programu u svalu m. deltoideus anterior ukázalo pravděpodobnou zápornou změnu svalové aktivity na VASA hodnoceného PEMG u vrcholových plavců.

M. biceps brachii		Jeden prediktor
Poměr skupin směrodatných odchylek (pro jednotlivé odpovědi)		Vlastní efekt [%]
Šance (% a kvalitativní), že skutečný poměr je ne- klinický	Kladná změna	99
	Triviální změna	1
	Záporná změna	0
Hodnota významnosti		Téměř jistě pozitivní

Tabulka č.22 – Statistické zpracování výsledků pro m. biceps brachii dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Statistické zpracování výsledků dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010) před intervenčním a po intervenčním programu u svalu m. biceps brachii ukázalo téměř jistou kladnou změnu svalové aktivace na VASA hodnoceného PEMG u vrcholových plavců.

M. trapezius dolní část		Jeden prediktor
Poměr skupin směrodatných odchylek (pro jednotlivé odpovědi)		Vlastní efekt [%]
Šance (% a kvalitativní), že skutečný poměr je ne- klinický	Kladná změna	14
	Triviální změna	17
	Záporná změna	69
Hodnota významnosti		Nejisté, potřeba více dat

Tabulka č.23 – Statistické zpracování výsledků pro m. trapezius dolní část dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Statistické zpracování výsledků dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010) před intervenčním a po intervenčním programu u svalu m. trapezius dolní část neukázalo pravděpodobnou změnu svalové aktivace na VASA hodnoceného PEMG u vrcholových plavců.

M. trapezius horní část		Jeden prediktor
Poměr skupin směrodatných odchylek (pro jednotlivé odpovědi)		Vlastní efekt [%]
Šance (% a kvalitativní), že skutečný poměr je ne-klinický	Kladná změna	49
	Triviální změna	44
	Záporná změna	7
Hodnota významnosti		Nejisté, potřeba více dat

Tabulka č.24 – Statistické zpracování výsledků pro m. trapezius horní část dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Statistické zpracování výsledků dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010) před intervenčním a po intervenčním programu u svalu m. trapezius horní část neukázalo významnou změnu svalové aktivace na VASA hodnoceného PEMG u vrcholových plavců.

M. infraspinatus		Jeden prediktor
Poměr skupin směrodatných odchylek (pro jednotlivé odpovědi)		Vlastní efekt [%]
Šance (% a kvalitativní), že skutečný poměr je ne-klinický	Kladná změna	2
	Triviální změna	10
	Záporná změna	88
Hodnota významnosti		Pravděpodobně ano

Tabulka č.25 – Statistické zpracování výsledků pro m. infraspinatus dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Statistické zpracování výsledků dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010) před intervenčním a po intervenčním programu u svalu m. infraspinatus ukázalo pravděpodobnou zápornou změnu svalové aktivace na VASA hodnoceného PEMG u vrcholových plavců.

M. pectoralis major		Jeden prediktor
Poměr skupin směrodatných odchylek (pro jednotlivé odpovědi)		Vlastní efekt [%]
Šance (% a kvalitativní), že skutečný poměr je ne- klinický	Kladná změna	79
	Triviální změna	4
	Záporná změna	17
Hodnota významnosti		Pravděpodobně ano

Tabulka č.26 – Statistické zpracování výsledků pro *m. pectoralis major* část dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Statistické zpracování výsledků dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010) před intervenčním a po intervenčním programu u svalu *m. pectoralis major* ukázalo pravděpodobnou kladnou změnu svalové aktivace na VASA hodnoceného PEMG u vrcholových plavců.

M. serratus anterior		Jeden prediktor
Poměr skupin směrodatných odchylek (pro jednotlivé odpovědi)		Vlastní efekt [%]
Šance (% a kvalitativní), že skutečný poměr je ne- klinický	Kladná změna	70
	Triviální změna	25
	Záporná změna	5
Hodnota významnosti		Možná ano

Tabulka č.27 – Statistické zpracování výsledků pro *m. serratus anterior* dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Statistické zpracování výsledků dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010) před intervenčním a po intervenčním programu u svalu *m. serratus anterior* ukázalo možnou kladnou změnu svalové aktivace na VASA hodnoceného PEMG u vrcholových plavců.

M. triceps brachii		Jeden prediktor
Poměr skupin směrodatných odchylek (pro jednotlivé odpovědi)		Vlastní efekt [%]
Šance (% a kvalitativní), že skutečný poměr je ne-klinický	Kladná změna	35
	Triviální změna	6
	Záporná změna	59
Hodnota významnosti		Nejisté, potřeba více dat

Tabulka č.28 – Statistické zpracování výsledků pro m. triceps brachii dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Statistické zpracování výsledků dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010) před intervenčním a po intervenčním programu u svalu m. triceps brachii neukázalo významnou změnu svalové aktivity na VASA hodnoceného PEMG u vrcholových plavců.

Sval	Kladný efekt [%]	Triviální efekt	Záporný efekt [%]	Hodnocení významnosti
M. deltoideus anterior	3	15	82	Pravděpodobně ano
M. biceps brachii	99	1	0	Téměř jistě pozitivní
M. trapezius dolní část	14	17	69	Nejisté
M. trapezius horní část	49	44	7	Nejisté
M. infraspinatus	2	10	88	Pravděpodobně ano
M. pectoralis major	79	4	17	Pravděpodobně ano
M. serratus anterior	70	25	5	Možná ano
M. triceps brachii	35	6	59	Nejisté

Tabulka č.29 – Souhrnné výsledky statistického zpracování výsledků dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

(Legenda – zeleně jsou vyznačeny hodnoty, které vykazují po intervenci pravděpodobně významnou změnu; červeně jsou vyznačeny hodnoty, které vykazují po intervenci téměř jistou změnu)

Statistické zpracování výsledků dle Hopkinse (Magnitude Based Difference) ukázalo, že se po intervečním programu objevila z hlediska významnosti výše uvedených hodnot velmi pravděpodobná pozitivní změna u m. biceps brachii. U m. deltoideus anterior a m. infraspinatus výsledky hodnotíme jako pravděpodobně zápornou změnu a u m. serratus anterior a m. pectoralis major pravděpodobně kladnou změnu.

5.2.3 Statistické zpracování výsledků - ANOVA

M. deltoideus anterior

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum	Between-Component Variance
					Lower Bound	Upper Bound			
1,00	15	11,3333	11,40793	2,94552	5,0158	17,6508	2,30	45,30	
2,00	15	10,1733	6,61367	1,70764	6,5108	13,8359	2,90	21,80	
Total	30	10,7533	9,18100	1,67621	7,3251	14,1816	2,30	45,30	
Model									
Fixed Effects			9,32421	1,70236	7,2662	14,2405			
Random Effects				1,70236 ^a	-10,8772 ^a	32,3839 ^a			-5,12325

Tabulka č.30 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. deltoideus anterior

(Legenda – N = počet probandů pro měření na VASA 1 a VASA 2, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměrnou hodnotu, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum, ^a = rozptyl mezi složkami je negativní. Při výpočtu této míry náhodných efektů bylo nahrazeno 0,0)

M. biceps brachii

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum	Between-Component Variance
					Lower Bound	Upper Bound			
1,00	15	14,8933	6,43811	1,66231	11,3280	18,4586	5,90	29,70	
2,00	15	18,4200	8,86399	2,28867	13,5113	23,3287	9,00	42,70	
Total	30	16,6567	7,82030	1,42778	13,7365	19,5768	5,90	42,70	
Model									
Fixed Effects			7,74660	1,41433	13,7595	19,5538			
Random Effects				1,76333	-5,7486	39,0619			2,21804

Tabulka č.31 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. biceps brachii

(Legenda – N = počet probandů pro měření na VASA 1 a VASA 2, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměrnou hodnotu, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum, ^a = rozptyl mezi složkami je negativní. Při výpočtu této míry náhodných efektů bylo nahrazeno 0,0)

M. trapezius dolní část

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum	Between-Component Variance
					Lower Bound	Upper Bound			
1,00	15	28,7067	7,49814	1,93601	24,5543	32,8590	11,80	38,20	
2,00	15	34,3267	10,03341	2,59061	28,7704	39,8830	12,60	55,40	
Total	30	31,5167	9,16019	1,67241	28,0962	34,9371	11,80	55,40	
Model			8,85696	1,61705	28,2043	34,8290			
Fixed Effects									
Random Effects				2,81000	-4,1878	67,2211			10,56249

Tabulka č.32 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. trapezius dolní část

(Legenda – N = počet probandů pro měření na VASA 1 a VASA 2, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměrnou hodnotu, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum)

M. trapezius horní část

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95 % Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum	Between Component Variance
					Lower Bound	Upper Bound			
1,00	15	14,8933	6,43811	1,66231	11,3280	18,4586	5,90	29,70	
2,00	15	18,4200	8,86399	2,28867	13,5113	23,3287	9,00	42,70	
Total	30	16,6567	7,82030	1,42778	13,7365	19,5768	5,90	42,70	
Model			7,74660	1,41433	13,7595	19,5538			
Fixed Effects									
Randon Effects				1,76333	-5,7486	39,0619			2,21804

Tabulka č.33 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. trapezius horní část

(Legenda – N = počet probandů pro měření na VASA 1 a VASA 2, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for

Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměrnou hodnotu, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum)

M. infraspinatus

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum	Between-Component Variance
					Lower Bound	Upper Bound			
1,00	15	17,7267	8,79387	2,27057	12,8568	22,5965	9,10	41,60	
2,00	15	16,6267	6,09994	1,57500	13,2486	20,0047	7,80	26,30	
Total	30	17,1767	7,45713	1,36148	14,3921	19,9612	7,80	41,60	
Model									
Fixed Effects			7,56774	1,38167	14,3464	20,0069			
Random Effects				1,38167 ^a	-3,3792 ^a	34,7325 ^a			-3,21304

Tabulka č.34 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. infraspinatus

(Legenda – N = počet probandů pro měření na VASA 1 a VASA 2, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměrnou hodnotu, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum, ^a = rozptyl mezi složkami je negativní. Při výpočtu této míry náhodných efektů bylo nahrazeno 0,0)

M. pectoralis major

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum	Between-Component Variance
					Lower Bound	Upper Bound			
1,00	15	39,5133	28,07192	7,24814	23,9676	55,0590	4,90	124,00	
2,00	15	39,5733	31,99287	8,26052	21,8563	57,2904	6,60	140,40	
Total	30	39,5433	29,57288	5,39924	28,5006	50,5860	4,90	140,40	
Model									
Fixed Effects			30,09631	5,49481	28,2877	50,7989			
Random Effects				5,49481 ^a	-30,2748 ^a	109,3615 ^a			-60,38407

Tabulka č.35 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. pectoralis major

(Legenda – N = počet probandů pro měření na VASA 1 a VASA 2, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměrnou hodnotu, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum, ^a = rozptyl mezi složkami je negativní. Při výpočtu této míry náhodných efektů bylo nahrazeno 0,0)

M. serratus anterior

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum	Between-Component Variance
					Lower Bound	Upper Bound			
1,00	15	14,5600	9,03420	2,33262	9,5570	19,5630	7,40	37,40	
2,00	15	16,7933	11,45273	2,95708	10,4510	23,1356	4,20	43,80	
Total	30	15,6767	10,19864	1,86201	11,8684	19,4849	4,20	43,80	
Model									
Fixed Effects			10,31460	1,88318	11,8191	19,5342			
Random Effects				1,88318 ^a	-8,2514 ^a	39,6047 ^a			-4,59884

Tabulka č.36 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. serratus anterior

(Legenda – N = počet probandů pro měření na VASA 1 a VASA 2, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměrnou hodnotu, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum, ^a = rozptyl mezi složkami je negativní. Při výpočtu této míry náhodných efektů bylo nahrazeno 0,0)

M. triceps brachii

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95 % Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum	Between Component Variance
					Lower Bound	Upper Bound			
1,00	15	48,3867	20,34674	5,25351	37,1190	59,6543	11,1	87,2	
2,00	15	50,9600	20,04446	5,69186	38,7522	63,1678	10,9	99,5	
Total	30	49,6733	20,88469	3,81301	41,8749	57,4718	10,9	99,5	
Model									
Fixed Effects			21,21259	3,87287	41,7401	57,6066			
Random Effects				3,87287 ^a	0,4638 ^a	98,8828 ^a			-26,68725

Tabulka č.37 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. triceps brachii

(Legenda – N = počet probandů pro měření na VASA 1 a VASA 2, Mean = průměr, Std. Deviation = směrodatná odchylka, Std. Error = chyba, 95% Confidence Interval for Mean = 95% interval spolehlivosti pro průměrnou hodnotu, Lower Bound = spodní hranice, Upper Bound = horní hranice, Minimum = minimum, Maximum = maximum, ^a = rozptyl mezi složkami je negativní. Při výpočtu této míry náhodných efektů bylo nahrazeno 0,0)

Statistické zpracování dat výzkumu disertační práce pomocí analýzy rozptylu (ANOVA) neukázalo významné výsledky vlivu intervenčního programu na svalovou aktivitu vyšetřovaných svalů pletence ramenního u vrcholových plavců.

5.2.3.1 P-value

Sval	P-value	Významnost
m. deltoideus anterior	0,736	Nevýznamné
m. biceps brachii	0,383	Nevýznamné
m. trapezius dolní část	0,093	Nevýznamné
m. trapezius horní část	0,223	Nevýznamné
m. infraspinatus	0,694	Nevýznamné
m. pectoralis major	0,996	Nevýznamné
m. serratus anterior	0,558	Nevýznamné
m. triceps brachii	0,742	Nevýznamné

Tabulka č.38 – Statistické vyhodnocení p-value

P-hodnota byla testována na hladině statistické významnosti $p = 0,05$. Všechny dosažené výsledky nebyly na hranici statistické významnosti, tudíž hodnoty vlivu intervenčního programu na vyšetřované svaly pletence ramenního jsou nevýznamné.

5.3 Hodnocení bolesti

5.3.1 Hodnocení bolesti dle VAS

Proband	Stupeň bolesti před intervencí	Stupeň bolesti po intervenci
Proband 1	4	6
Proband 2	3	3
Proband 3	2	3
Proband 4	7	7
Proband 5	7	7
Proband 6	7	7
Proband 7	0	3
Proband 8	4	4
Proband 9	2	2
Proband 10	4	5
Proband 11	0	0
Proband 12	7	7
Proband 13	0	0
Proband 14	1	2
Proband 15	1	5

Tabulka č.39 – Analýza bolesti ramenního kloubu dle VAS

(Legenda – zeleně jsou vyznačeny hodnoty, které se po silové intervenci zvýšily o 1 stupeň dle VAS; červeně jsou vyznačeny hodnoty, které se po silové intervenci zvýšily o více jak 2 stupně dle VAS)

Analýza bolesti ramenního kloubu dominantní horní končetiny podle analogové škály bolesti ukázala, že po intervenčním programu se bolest v ramenním kloubu zvýšila u 6 probandů, z toho u 3 probandů se bolest zvýšila o více než 2 stupně.

5.3.2 Hodnocení bolesti dle dotazníku SFPS

Proband	Stupeň bolesti před intervencí	Stupeň bolesti po intervencí
Proband 1	4	8
Proband 2	3	3
Proband 3	2	3
Proband 4	7	7
Proband 5	7	7
Proband 6	7	7
Proband 7	0	2
Proband 8	4	4
Proband 9	2	2
Proband 10	5	6
Proband 11	0	0
Proband 12	7	7
Proband 13	0	0
Proband 14	1	2
Peroband 15	1	7

Tabulka č.40 – Analýza bolesti ramenního kloubu dle dotazníku SFPS

(Legenda – zeleně jsou vyznačeny hodnoty, které se po silové intervenci zvýšily o 1 stupeň dle dotazníku SFPS; červeně jsou vyznačeny hodnoty, které se po silové intervenci zvýšily o více jak 2 stupně dle dotazníku SFPS)

Analýza bolesti ramenního kloubu dominantní horní končetiny podle dotazníku SFPS ukázala, že po intervenčním programu se bolest v ramenním kloubu zvýšila u 6 probandů, z toho u 3 probandů se bolest zvýšila o více než 2 stupně. Výsledky hodnocení bolesti dle VAS korespondují s výsledky hodnocené dotazníkem SFPS.

6 Diskuze

6.1 Vliv silového tréninku na svalovou aktivitu pletence ramenního u vrcholových plavců

Kondiční příprava rozvíjí pohybové schopnosti v široké pohybové základně, která slouží jako základ pro rozvoj specifických dovedností, které jsou stěžejní pro daný sport. V kondiční přípravě plavců se hodně využívá jízda na kole, běh, „opičí dráha“ nebo míčové hry (Milanović, 2010; Perič et Dovalil, 2010). Každá vzdálenost a plavecký způsob vyžaduje mírně odlišný přístup k silovému tréninku, a to i s ohledem na procento zaměření na konkrétní části těla. Plavci se obvykle zaměřují na svaly tvořící jádro a poté na větší svalové skupiny. Důležitost se klade na dokonalé technické provedení především při posilování s velkým odporem (Fig, 2010; Morouco, 2011; Villareal, 2013).

Kondiční příprava probíhá 3x až 4x týdně v celkové délce trvání od 30 do 120 minut v závislosti na období plavecké sezony a energetické specializaci každého plavce. Níže uvedený silový trénink byl zvolen na základě zahraničních literárních zdrojů, zahraničních stáží a několikáté praxi s vrcholovými plavci. U všech probandů byl celý silový trénink proveden pod vedením specialisty (Berryman, 2018; Gatta et al, 2014; Jebavý, 2011; Jebavý, 2012; Jebavý, 2014).

K odlišným svalovým aktivacím může docházet i při provedení shodného cviku s pouhou změnou úhlu provedení. Například ve studii Trebs et al (2010) se porovnávala aktivace klavikulární a sternocostální hlavy *m. pectoralis major* a *m. deltoideus anterior* při provádění bench-pressu v několika různých polohách. Aktivace klavikulární hlavy *m. pectoralis major* a *m. deltoideus anterior* byla podstatně vyšší v náklonu benchové lavice okolo 50°, naopak sternocostální hlava *m. pectoralis major* se nejvíce aktivovala při 0° náklonu lavice. Proto se zdá být nezbytné, aby byl bench-press prováděn ve všech náklonech lavice. Stejně tak tomu je i ve studii Ekstrom et al (2003), kde se doporučuje provádět posilovací cviky v různých pozicích a polohách.

Velkého významu nabývá i fakt, zda je vyšetřovaný proband již s abnormalitou v ramenním kloubu, nebo zda je zdravým jedincem. I zde mohou být značné rozdíly před a po provedení intervence, nebo kondičního tréninku, v závislosti na svalové aktivitě (Sciascia, 2012).

Dle studie Martins et al (2014) bylo snahou zjistit výskyt bolesti ramenních kloubů u 42 zkoumaných elitních závodních plavců (22 mužů a 20 žen), kteří se zúčastnili mistrovství světa v plavání v letech 2010 a 2011 a umístili se na 3. až 8. místě. Ve studii byl využit speciálně vytvořený dotazník, který obsahoval otázky týkající se výskytu bolesti, typu a složení tréninku, biologických aspektů a dalších otázek. Prevalence bolesti byla zjištěna u 45 % zkoumaných plavců, z toho 18 % mezi muži a 75 % mezi ženami. Bolest ramenního kloubu byla především zjištěna u žen specializujících se na plavecký způsob znak a u silového tréninku v posilovně.

6.2 Vliv silové intervence na vnímání bolesti v ramenním kloubu u vrcholových plavců

Bolest je sensorický, kognitivní a emocionální vjem. Nocicepce je „prostředníkem“ mezi informací z poškozené tkáně a přenosem do mozkové kůry (Adams et al, 2002). Bolest je subjektivní nepříjemný pocit zprostředkovaný aferentním nervovým systémem a mozkovou kůrou, související s možným nebo aktuálním poškozením tkáně. Mezi základní typy bolesti patří bolest radikulární – bolest nervového kořene, která je vnímána v končetině a je spojena s bolestivými vzory – dermatomy, poruchami vedení (oslabení nebo parestézie) a pozitivními napínacími manévry. Dále existuje centrální bolest - patologický nález v CNS nazývaný centrální sensitizace; bolest viscerální – orgánová a bolest somatická – pochází z jakékoliv muskuloskeletální struktury. Somatická přenesená bolest je ve své podstatě hluboká a bodavá, těžko lokalizovatelná (Kolář et al, 2009; Kretz and Teufel, 2006).

Plavecký trénink vrcholových plavců probíhá v několika fázích během jednoho dne. Obvykle plavci absolvují 8 – 10 plaveckých tréninkových jednotek týdně v celkové době trvání od 90 do 180 minut za tréninkovou jednotku. K tomu absolvují 3 až 6 silových jednotek týdně v době trvání od 30 do 120 minut ze tréninkovou jednotku. Nedílnou součástí jsou i každodenní kompenzační cviky a regenerace v podobě masáží, lymfodrenáží, fyzikální terapie nebo fyzioterapeutického vyšetření.

6.2.1 Vliv dechového stereotypu na motorický vzor plavecké lokomoce

Dechový stereotyp během plaveckého způsobu kraul významně ovlivňuje postavení těla a pohybový vzor plavecké lokomoce. Při konání stále se opakujících nádechů

na shodnou stranu během kraulové lokomoce dochází k přetěžování jedné poloviny těla. Při nedostatečné kompenzaci nebo neosvojení si precizní kraulové techniky může dojít k výrazným bolestem krční páteře, horní části zad a ramenního kloubu s velmi častou aktivací horní části m. trapezius (Maglischo, 2003).

Výsledky studie Vezos et al (2007) odhalily, že provedený vdech během plaveckého sprintu významně prodloužil celkovou dobu trvání pohybového cyklu a došlo ke změně motorického vzoru, který byl změněn kvůli rotaci těla během provedení vdechu. Ke shodným výsledkům došel i McCabe et al (2015), kdy byli plavci o 3 % pomalejší při sprintu s nádechem. Ve vstupní fázi horní končetiny pod hladinu měli plavci ve sprintu s dýcháním pomalejší horizontální rychlost (3,3 %), menší abdukci (33 %) a flexi v ramenním kloubu (8 %), doba záběrové fáze byla delší (14 %), plavci měli mělčí dráhu záběru (11 %) a pomalejší vertikální zrychlení paže (30 %). Plavci více rotovali v horní části těla (12 %) v zotavovací fázi během sprintu s nádechem.

Je zřejmé, že dýchání nepříznivě ovlivňuje rychlost plavecké lokomoce a následný výkon plavce. Proto bylo navrženo, aby se plavci zaměřili na prodloužení záběrové fáze tím, že více extendují loketní kloub a neurychlí fázi vytažení paže z vody při přípravě nádechu (Maglischo, 2003).

6.2.2 Plavecké rameno

Instabilita ramene, oslabené vazy a svaly, nebo špatná plavecká technika byly nalezeny v několika studiích jako predisponující faktory vzniku plaveckého ramene (Hill et al, 2015; Rupp et al, 1995; Walker et al, 2012). Snížený rozsah pohybu v ramenním kloubu sám o sobě nezaručuje nižší riziko zranění (Yanai et Hay, 2005).

Plavci na profesionální úrovni trénují 20 – 30 hodin týdně a naplavou až 14 km za den. Během jednoho tréninku, který běžně trvá 2 hodiny, průměrný plavec provede až 5000 záběrů jednou paží (Kirshnan et al, 2004). Tento opakovaný pohyb, který plavci provádí po několik let, se stává hlavním etiologickým faktorem pro vznik tzv. „plaveckého ramene“. Kennedy použil název „plavecké rameno“ v 70. letech 20. století k popisu bolesti anteriorní části ramenního kloubu během a po skončení plaveckého tréninku (Kirshnan et al, 2004).

Téměř 90 % hnací síly v plavání pochází z horních končetin (Rouard et al, 1997), což vysvětluje příčiny bolestí a zranění ramene. Ve skutečnosti je nejčastějším pohybovým problémem plavců bolestivé rameno (Stocker et al, 1995). Studie Richardson et al (1980) ukázala, že bolest ramene se vyskytuje v 52 % případech u profesionálních plavců a ve 27 % neprofesionálních plavců. Ve studii McMaster et Troup (1993) je uvedeno, že 47 % plavců ve věku 10-18 let, 66 % vrcholových plavců a 73 % profesionálních plavců ohlásilo dlouhodobou bolest v ramenním kloubu. Četnost výskytu bolesti v obou studiích byl nejvyšší mezi profesionálními plavci, což může být v důsledku zvýšeného tréninkového času a počtu let strávených plaveckým tréninkem.

Mezi příčinami vzniku plaveckého ramene byly nalezeny studie s výsledkem dlouhodobého přetěžování ramenního kloubu (Andrews et al, 2008; Couanis et al. 2015; Manske et al, 2015), pohlavního dimorfismu a plavecké specializace (Harrington et al, 2014; Martins et al, 2014; Wyomore et al, 2012), anatomických odchylek pletence ramenního (McKenna et al, 2012; Page, 2011; Struyf et al, 2011), zvýšeného svalového napětí (Hidalgo–Lozano et al, 2013; Morais et Cruz, 2016; Tate et al, 2012) a tendinopatie m. supraspinatus (Sein et al, 2010).

Ve studii Hibberd et al (2013) vypracovalo dotazník týkající se bolesti v ramenním kloubu 102 amerických adolescentních plavců vysoké výkonnostní úrovně. V průměru plavci dokončili $6,89 \pm 1,41$ plaveckých tréninkových jednotek týdně od 5000 do 6000 m za jednu tréninkovou jednotku. Většina plavců se domnívá, že mírné bolesti ramen jsou normálními příznaky v plavání a nemělo by to narušit tréninkovou jednotku a trénují s bolestí ramene. 73 % plavců prohlásilo, že používá léky proti bolesti kvůli snížení bolesti v ramenním kloubu. Zde byla významná korelace mezi postojem a chováním středně těžké a těžké bolesti ramene. K podobným výsledkům došli autoři i ve studii Rupp et al (1995) a Winsley et Matos (2011).

I ve studii Walker et al (2012) bylo dotazníkovou metodou vyšetřeno 72 australských plavců vysoké výkonnostní úrovně. Byla hodnocena aktivní interní a externí rotace ramenního kloubu, rozsah pohybu a goniometrické vyšetření ramenního kloubu. 28 ze 74 účastníků výzkumu (38 %) uvedlo rušivou bolest ramene (RBR – bolest trvající déle než 12 měsíců a je rušící během tréninku, závodu), zatímco 17 plavců ze 74 (23 %) uvedlo významné poranění ramene (VPR - epizoda trvající nejméně po dobu 2 týdnů). Byl zde kladen důraz na rozvoj preventivních programů bolestí ramenního kloubu plavců.

6.3 Diskuze k hypotézám

6.3.1 Hypotéza č. 1 - Míra zvýšení svalové aktivity vyšetřovaných svalů hodnocená PEMG bude alespoň u jednoho vybraného svalu po silové intervenci 30 minut střední velikosti efektu dle Cohena

Mezi základní svaly horní končetiny, které se aktivují při plaveckém způsobu kraul, patří m. deltoideus a m. supraspinatus, které se aktivují především při vstupu a výstupu horní končetiny pod hladinu, m. rhomboideus major zajišťující pozici lopatky pro pohyb horní končetiny, m. latissimus dorsi sloužící pro udržení pozice horní končetiny a polohy těla, m. serratus anterior a m. subscapularis pracující konstantně během záběru a m. infraspinatus zajišťující funkci zevní rotace horní končetiny při relaxaci (McLeod, 2010).

Tohoto výzkumu se zúčastnilo 15 elitních plavců, kteří se specializují na plavecký způsob kraul a splňují podmínky výzkumu. I přes značnou individualitu sportovců odhalilo statistické zpracování výsledků významné změny v zapojení vyšetřovaných svalů.

Z výše prezentovaných statistických výsledků disertační práce můžeme říct, že silová intervence v celkové délce trvání 30 minut nemá vliv na změnu svalové aktivity u svalů m. pectoralis major, m. triceps brachii, m. infraspinatus a m. deltoideus anterior na plaveckou lokomoci ve vysoké intenzitě vrcholových plavců specializujících se na plavecký způsob kraul. Velikost efektu u těchto svalů je nulová (triviální) dle Hopkinse (Cohen, 1988; Hopkins et al, 2010). U m. biceps brachii, horní části m. trapezius a m. serratus anterior, pracující konstantně během záběrové fáze, je efekt malý 0,33; 0,46; resp. 0,22 (small) po silové intervenci v době trvání 30 minut u vrcholových plavců. K nejvyšší změně svalové aktivity po třicetiminutové silové intervenci je v dolní části m. trapezius. Tento sval vykazuje střední velikost efektu 0,62 (moderate) (Cohen, 1988; Hopkins et al, 2010). I na základě statistického zpracování výsledků dle Hopkinse (2010) – Magnitude Based Difference se ukázalo, že po intervečním programu se objevila velmi pravděpodobná pozitivní změna u m. biceps brachii. M. deltoideus anterior a m. infraspinatus vykazaly pravděpodobně zápornou změnu a m. serratus anterior a m. pectoralis major pravděpodobně kladnou změnu. I přes velmi krátkou dobu trvání silové intervence došlo ke značným změnám v hodnotách svalové aktivity.

Ve statistickém vyhodnocení p-value nedošlo ke statisticky významným hodnotám u všech vyšetřovaných svalů po silové intervenci při stanovení hladiny statistické významnosti $p = 0,05$.

Statistické zpracování dat výzkumu disertační práce pomocí analýzy rozptylu (ANOVA) neukázalo významné výsledky pravděpodobně z důvodu nízkého počtu probandů ve výzkumném souboru, který byl ale maximálně možný.

Po silové intervenci se zvýšila svalová aktivita dolní části m. trapezius u 85 % vyšetřovaných probandů. Tento výsledek je ovšem žádoucí. Dolní část m. trapezius se aktivuje během kraulové lokomoce při vstupu a výstupu horní končetiny nad hladinu, slouží jako stabilizátor lopatky a snižuje riziko vzniku tzv. plaveckého ramene (Janda, 2004; Miler et Čechovská, 2008).

K významnému zvýšení svalové aktivity došlo u 80 %, resp. 70 % probandů v horní části m. trapezius a m. biceps brachii. Horní část m. trapezius se aktivuje při vstupu a výstupu horní končetiny nad hladinu během plavecké lokomoce (Miler et Čechovská, 2008). Z biomechanického pohledu se aktivuje především při elevaci horních končetin a má tendenci ke zkrácení (Janda, 2004). Během silového tréninku, pokud není cílem m. trapezius posílit, dochází k jeho posilování jako k nežádoucímu jevu a chybnému stereotypu zdvihání břemen (Jebavý, 2011; Jebavý, 2012; Jebavý, 2014). M. biceps brachii se nejvíce aktivuje v přechodné a přitahovací fázi kraulové lokomoce (McLeod, 2010). M. biceps brachii capitis longus se řadí mezi svaly, které tvoří svaly tzv. rotátorové manžety. Při nadměrném vypětí úponu m. biceps brachii může docházet k bolestem v oblasti ramenního kloubu s častou projekcí v oblasti lopatky (Kirshnan et al, 2004).

Z výše prezentovaných výsledků zůstala zajímavostí hodnota MVC probanda č. 8 u svalu m. pectoralis major. Při stanovení hodnot MVC všech svalů v polohách dle svalového testu, nebyl proband schopen dosáhnout hodnot, na které se dostal potom během simulace plavecké lokomoce na VASA. Pravděpodobně nebyl schopen vykonat izolovaný pohyb, kterým by m. pectoralis major aktivoval.

Bolest v ramenním kloubu u plavců má velmi úzký vztah s protahováním, posilováním s těžkým odporem, používáním plavecké destičky při plavání pouze dolními končetinami. Vyskytuje se velmi často u hypermobilních žen a má i velmi úzký vztah se spánkem (Wanivenhaus et al, 2012). Ve studii Capaci et al (2002) bylo uvedeno, že

u 11 z 23 vyšetřených elitních plavců byla objevena přechodná bolest v ramenních kloubech během a po posilovně s velkým odporem. Burchfield et al (1994) zjistil, že 49 z 56 vyšetřovaných plavců, kteří zařadili silový trénink s těžkým odporem do tréninku, pocítili bolest v ramenním kloubu, která přetrvávala déle jak 7 dní.

K podobným výsledkům se dostali autoři studií Stirn et al (2011) a Soltania et al (2017), který navíc hodnotil i vliv rychlé a pomalé plavecké lokomoce na svalovou aktivitu vyšetřovaných svalů v oblasti pletence ramenního bez patrného vlivu. I ve studii Figueiredo et al (2013) zjistili, že se svalová aktivita zvyšuje ve vyšetřovaných svalech během specifických fází plavecké lokomoce.

Ve studii Serenza et al (2018) bylo dokázáno, že se po tříminutovém testu maximální zátěže na VASA vyšetřovaných periscapulárních svalů změnila kinematika i svalová aktivita, měřená PEMG (Trignem), u 16 vrcholových plavců oproti výchozím hodnotám.

Ve studii Ikuta et al (2012) se dvacet vrcholových plavců zúčastnilo testu na 4x 30 sekund intenzivní zátěže kraulovou plaveckou lokomocí na VASA. Byla měřena povrchová EMG 11 svalů (7 svalů horních končetin a 4 svaly dolních končetin). Svalová aktivita m. pectoralis major se významně zvýšila v posledním hodnoceném úseku. Výsledky naznačují, že pokles rychlosti plavecké lokomoce byl spojen se snížením aktivity několika svalů, které byly koordinovány s ostatními, a že došlo ke kompenzační strategii mezi m. pectoralis major a ostatními svaly v posledním úseku.

Otázkou zůstává, zda by se změnila svalová aktivita vyšetřovaných svalů i během testu ve vodním prostředí. Protože je známé, že při pohybu ve vodním prostředí dochází k nižší svalové aktivitě než u cvičení na suchu (Jurák, 2011).

Tato domněnka se potvrzuje například ve studii Fujisawa (1998). Svalová aktivita 9 svalů pletence ramenního byla hodnocena PEMG a byla analyzována u osmi probandů při izometrickém cvičení ve vodě i na suchu. Výsledky ukázaly, že se činnost m. supraspinatus při 90° v abdukci ramenního kloubu výrazně snížila z 22,3 ± 15,8 % na suchu a z 3,9 +/- 3,3 % ve vodě (p < 0.01). Svalová aktivita ostatních svalů ve vodě se také pozoruhodně snížila ve srovnání s těmi na suchu. Tyto výsledky poskytují cenné informace pro bezpečnost cvičení ve vodě na počátku programů rehabilitace po zranění ramene a návratu k běžným denním činnostem.

Závěrem můžeme říct, že hypotéza č. 1 se potvrdila.

6.3.2 Hypotéza č.2 - Běžně prováděný silový trénink v posilovně trvající v celkové délce 30 minut u vrcholových plavců vede ke zvýšení bolesti v anteriorní části ramenního kloubu alespoň o jeden stupeň, hodnocené dotazníkem SFPS a VAS

Z výše prezentovaných statistických výsledků disertační práce můžeme říct, že se po silové intervenci v celkové délce trvání 30 minut zvýšila bolest v ramenním kloubu na základě hodnocení dotazníkem SFPS (Drake, 2010) u 3 probandů o 1 stupeň bolesti a u 3 probandů došlo ke zvýšení bolesti v ramenním kloubu o více jak 2 stupně. Shodně tomu bylo i při hodnocení bolesti v ramenním kloubu dle analogové škály bolesti (Eriksen et Rochester, 2007; Kolář, 2009; Ritter et al, 2006). U 2 probandů nedošlo ke vzniku bolesti v ramenním kloubu, neboť před i po intervenčním programu ohodnotili svou bolest číslem 0. I přes velmi krátkou dobu trvání silové intervence došlo ke značným změnám v hodnocení bolesti dle VAS i dle dotazníku SFPS, který se táže na jednotlivé činnosti spojené s možnou bolestí v ramenním kloubu mezi plavci.

V několika zahraničních studiích je uveden vliv silového tréninku na zvýšení svalové aktivity v oblasti pletence ramenního. Například studie Sakita et al. (2015) se zúčastnilo dvacet probandů mužského pohlaví ve věku 26 ± 3 roky, výšky $1,80 \pm 0,07$ m a hmotnosti 77 ± 10 kg. Zúčastnění měli pravou dominantní horní končetinu a měli bilaterálně zdravá ramena bez aktuálního cervikálního patologického nálezu, bez kožní infekce nebo ramenní léze. Všichni probandi provedli cviky v externí rotaci bez ručnίκu stočeného v roli (v 0° abdukci ramenního kloubu) a s ručnίκem (ve 30° abdukci ramenního kloubu) v základním postavení a v poloze vleže na boku. M. infraspinatus a m. pectoralis major nevykázaly významnější rozdíly ve svalové aktivitě s ručnίκovou rolí ve stoji a vleže na boku ($p > 0.05$). Ve stoji a vleže na boku byla aktivita m. deltoideus posterior významně vyšší s ručnίκovou rolí ($p < 0.05$). Aktivita m. deltoideus medius neměla žádné významné rozdíly mezi oběma zkoumanými polohami ($p > 0.05$). Nicméně, vleže na boku byla aktivita m. deltoideus medius výrazně nižší s ručnίκovou rolí ($p < 0.05$). I ve studii Alizadehkhayat et al. (2015) byly zkoumány externě rotační cvičení pro oblast ramenního kloubu (ve stoji při 0° a 90° abdukci ramenního kloubu s ručnίκovou rolí v podpaží, vleže na břicho v 90° abdukci a vleže na boku s ručnίκem v podpaží). Nejvyšší svalová aktivace byla pro m. deltoideus anterior a medius, m. supraspinatus, horní část m. trapezius a m. serratus anterior během vnější rotace ramenního kloubu ve stoji při 90° abdukci ramenního kloubu. M. deltoideus posterior, střední část

m. trapezius a m. rhomboideus major zaznamenaly nejvyšší aktivitu během vnější rotace vleže na boku s ručníkovou rolí v podpaží; dolní m. trapezius, horní a dolní část m. latissimus dorsi, m. subscapularis a m. teres major vleže na břiše v 90° abdukci a na klavikulární a sternální části m. pectoralis major ve stoji s ručníkovou rolí v podpaží. Ke shodným výsledkům došli i ve studii Yasojima et al (2008).

Závěrem můžeme říct, že hypotéza č. 2 se potvrdila.

6.4 Doporučení pro praxi

Silová příprava je v plavání nezbytná. Význam plavecké lokomoce je v překonávání odporu vodního prostředí co nejvyšší možnou rychlostí (Miler et Čechovská, 2008). Počet tréninkových hodin přesahuje v některých případech i 20 odtrénovaných hodin týdně u vrcholových plavců (Kirshnan et al, 2004).

Cricchio et Frazer (2011) provedli komplexní rešerši (přibližně 250 článků), které popisují EMG analýzu rotátorové manžety a periscapularní svaloviny. Dvacet dva článků bylo vybráno na základě kritérií autorů. Autoři vyvinuli blokové schéma popisující každé cvičení, počáteční a koncové polohy, princip svalové kontrakce a popis cvičení. Z článků byly vybrány cviky, jejichž cílem je efektivně a maximálně zapojit svaly rotátorové manžety a periscapularního svalstva. Autoři byli schopni vytvořit užitečnou sérii cvičení na podporu glenohumerální stability a podporu scapulohumerálního rytmu.

Studie Manske et al (2015) se zúčastnilo 21 závodních plavců adolescentního věku, kteří byli náhodně zařazeni do kontrolní (10 plavců) a experimentální (11 plavců) skupiny a kteří dokončili 12 týdenní program. Experimentální skupině byly přiřazeny definované posilovací cviky pomocí elastického odporu, které měly být prováděny třikrát týdně. Kontrolní skupina byla poučena, že nemá cviky provádět. Experimentální skupina výrazně zvýšila sílu v externí rotaci ramenního kloubu ve srovnání s kontrolní skupinou. Bolest ramenního kloubu se mezi oběma skupinami významně nelišila.

Cílem studie Jurák et al (2011) bylo provést analýzu přenosu horních končetin u plaveckého způsobu kraul pomocí PEMG. Jednalo se o pilotní projekt, ve kterém se analyzovala aktivace osmi vybraných svalů v oblasti ramene a zad u dvou probandů. První proband byl vrcholovým plavcem, druhý byl plavcem kondičním, který se naučil kraulovou techniku v dospělém věku. Aktivace a zapojení vybraných svalů se během

přenosu horní končetiny u jednotlivých probandů liší. Nesprávný pohybový stereotyp kondičního plavce by mohl být pravděpodobně způsoben nedostatečnou aktivací m. obliquus abdominis externus dextra a nesprávnou fixací pánve.

Každému plaveckému tréninku by mělo předcházet kvalitní rozcvičení, prohřátí nejvíce zatěžovaných svalů a krátké kompenzační cvičení ramenního kloubu jako prevence bolesti. Bohužel dohled osobních trenérů nad kompenzačními cviky nebo rozcvičením není příliš důsledný. K prevenci vzniku obtíží stačí pouze krátké rozcvičení a lehké kompenzační cviky, např. s Thera-Bandem (Pavlů, 2004), cviky na podkladě akrální koaktivační terapie nebo cviky na podkladě vývojové kineziologie (Kolář, 2009; Špringorvá, 2011). Během plaveckého tréninku by měl trenér neustále dohlížet na provedení kvalitní techniky plavecké lokomoce jednotlivých plavců. Tím by mělo dojít k minimalizaci rizika přetížení zatěžovaných svalů. Po tréninku by mělo následovat protažení a kompenzační cvičení svalů ramenního kloubu, ideálně s využitím elastického odporu nebo manuálních technik (Český svaz plaveckých sportů, 2011). Plavecký trénink by měla zakončit relaxace, např. dle Jacobsena (Šafář et Hřebíčková, 2014). Stejný postup by měl být aplikován i během silového tréninku v posilovně. Důležitost se klade na precizně zvládnutou techniku jednotlivých cviků a dostatečné kompenzaci nejvíce zatěžovaných svalových skupin (Jebavý, 2011; Jebavý, 2012; Jebavý, 2014).

Z osobní zkušenosti elitní plavkyně vím, že k prevenci vzniku obtíží stačí pouze 10 minut dlouhá baterie kompenzačních cviků vykonaná před tréninkem a 5 minut dlouhá baterie cviků po tréninku zakončená relaxační metodou. Kompenzační cviky v takto krátkém časovém zatížení mi umožnily absolvovat patnáctiletou kariéru vrcholového sportovce bez vážnějších zdravotních komplikací pohybového aparátu. Absolvovala jsem i zahraniční stáže v tréninkových centrech v Dánsku, Turecku, USA, Španělsku a Nizozemsku. V každé této destinaci probíhalo kompenzační cvičení podobně jako výše zmíněné. Pouze v Dánsku absolvovali někteří sportovci kompenzační cvičení před tréninkem v delším časovém rozpětí. Zásadní rozdíl byl ale v přístupu k regeneračním a rehabilitačním technikám. Každý den sportovci z těchto vrcholových center absolvovali alespoň jednu regenerační proceduru. Nejčastěji se využívají masáže nebo manuální techniky, často se také využívá i kryoterapie a manuální lymfodrenáž dolních končetin.

7 Závěr

Na vrcholové sportovce jsou v dnešní době kladeny extrémní nároky ve všech sportovních odvětvích. Vzhledem k tomu je sportovní příprava zahajována v co nejútlejším věku, specifickém pro dané sporty s poměrně vysokou intenzitou zatížení. Do plavecké přípravy začínají mladí sportovci docházet okolo 6. roku věku a začínají se učit základům plavecké lokomoce, plavecké gramotnosti a postupně zvládnutí plavecké techniky jednotlivých plaveckých způsobů. Velmi často se pro výběr talentů používají testovací baterie, které by měly komplexně hodnotit plavecké předpoklady každého mladého sportovce a schopnost pohybovat se ve vodě. Za výhodu se dále považuje vyšší tělesná výška, délka paží a dlouhá chodidla. Tyto parametry ovlivňují biomechaniku ramenního pletence, který je navíc extrémně zatížen při tréninkovém i závodním výkonu. Vrcholový sport je pro lidský organismus velmi náročný díky dlouhodobé submaximální až maximální zátěži. Mnoho talentovaných hráčů končí se sportovní kariérou předčasně vlivem zranění a nedostatečné zdravotní péči, prevenci a regeneraci. Je proto nutné zařadit do režimu vrcholových sportovců preventivní či kompenzační program pod vedením fyzioterapeuta nebo správně vedenou kondiční přípravu pod dohledem specialisty, který je důležitou součástí všech sportovních odvětví.

Výsledky disertační práce jasně odpověděly na položené výzkumné otázky. Byla prokázána změna svalové aktivity u některých svalů pletence ramenního po silové intervenci mezi vrcholovými plavci a i silový trénink měl vliv na zvýšení bolesti v ramenním kloubu u některých probandů.

Podařilo se nám také potvrdit hypotézu H1, že míra zvýšení svalové aktivity vyšetřovaných svalů bude alespoň u jednoho vybraného svalu po silové intervenci 30 minut statisticky významná a hypotézu H2, že běžně prováděný silový trénink v posilovně trvající v celkové délce 30 minut u vrcholových plavců vede ke zvýšení bolesti v anteriorní části ramenního kloubu alespoň o jeden stupeň, hodnocené dotazníkem SFPS a VAS.

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

Závěrem můžeme říct, že v praxi sportovní fyzioterapie se stále častěji setkáváme i s velmi mladými sportovci, kteří mají problémy s pohybovým aparátem převážně

díky extrémnímu přetěžování během sportovní činnosti a téměř žádné regeneraci a kompenzačnímu nebo preventivnímu programu. Jediným východiskem je naučit samotné sportovce, jak se svým organismem zacházet, předcházet zraněním a prodloužit tak svou aktivní kariéru na maximum, i přes nátlak a dohled osobních trenérů.

8 Seznam literatury

ADAMS, M., BOGDUK, N., BURTON, K., DOLAN, P. *The Biomechanics of Back Pain*. 2. vydání. Churchill Livingstone, Edinburgh, 2002. 230 stran. ISBN 978-0987-678-7.

ALIZADEHKHAIYAT, O., HAWKES, D.H., KEMP, G.J., FROSTICK, S.P. Electromyographic Analysis of the Shoulder Girdle Musculature During External Rotation Exercises. *Orthop J Sports Med.*, 2015. 3 (11).

ANDĚL, J. *Matematická statistika*. SNTL, 1985.

ANDREWS, J.R., WILK, K.E., REINOLD M.M. *The athlete's shoulder*. 2.vydání. Philadelphia, 2008. 896s. ISBN 978-0-443-06701-3.

ADV. *Hlášení míst pobytu*. [online]. 2016 [cit. 2016-11-25]. Dostupné z <http://www.antidoping.cz/hlaseni_mist_pobytu.php >.

ASCHWANDEN, C. *Not Even Scientists Can Easily Explain P-values*. [online]. 2015 [cit. 2019-11-25]. Dostupné z <<https://fivethirtyeight.com/features/not-even-scientists-can-easily-explain-p-values/>>.

AYTAR, A., BALTACI, G., UHL, T., TUZUN, H., OZTOP, P., KARATAS, M. The Effects of Scapular Mobilization in Patients With Subacromial Impingement Syndrome. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 2015. 24 (2). strana 116-129

BAGUET, A. A New Method for Non-Invasive Estimation of Human Muscle Fiber Type Composition. *Plos One*, 2011. 6 (7).

BARNES, M. et al. *Strength training*. Champaign IL: Human Kinetics, 2006.

BARTUŇKOVÁ, S. *Fyziologie tělesné zátěže II. Speciální část – 1. díl*. Praha: FTVS UK, Karolinum, 1993. s. 128-142. ISBN: 80-7066-816-6.

BARTUŇKOVÁ, S. *Fyziologie člověka a tělesných cvičení*. Praha: Karolinum, 2014. 286s. ISBN 978-80-246-281-10.

BARTUŇKOVÁ, S., HELLER, J., KOHLÍKOVÁ, E., a kol. *Fyziologie pohybové zátěže*. Praha: Karolinum, 2013.

BASZANGER, I. *Inventing Pain Medicine: From the Laboratory to the Clinic*. New Brunswick, NJ: Ruthers UP, English edition, 1998.

- BASSETT, D.R., Jr, HOWLEY, E.T. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc*, 2000. 32 (1), 70–84.
- BEACH, M.L., WHITNEY, S.L., DICKOFF-HOFFMAN, S.A. Relationship of shoulder flexibility, strength, and endurance to shoulder pain in competitive swimmers. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1992. 16 (6), 262-268.
- BEECHER, H.K. The Measurement of Pain: Prototype for the Quantitative Study of Subjective Response. *Pharmacological Reviews*, 1957. 9 (1), 59-509.
- BEITLER, S. Measurement and Subjectivity in the History of Pain. *Western Humanities Review* [online]. 2015. 69 (3), 324-345
- BENTLEY, D.J., McNAUGHTON, L.R., Comparison of W (peak), VO₂ (peak) and the ventilation threshold from two different incremental exercise tests: relationship to endurance performance. *J Sci Med Sport*, 2003. 6 (4), 422–435.
- BERETIC, I. et al. Relations between Lower Body Isometric Muscle Force Characteristics and Start Performance in Elite Male Sprint Swimmers. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2013. 12, 639-345.
- BERNACIKOVÁ, M. *Fyziologie*. 1.vydání. Brno: Masarykova univerzita, 2012. 107 stran. ISBN 978-80-210-5840-8.
- BERNACIKOVÁ, M., KAPOUNKOVÁ, K., NOVOTNÝ, J. *Fyziologie sportovních disciplín*. [online]. 2011 [cit. 2014-02-22]. Dostupné z <<http://is.muni.cz/do/rect/el/es-tud/fsps/ps10/fyziol/web/sport/plavani.html>>.
- BERRYMAN, N., MUJKA, I., ARVISAIS, D., ROUBEIX, M., BINET, C., BOSQUET, L. Strength Training for Middle- and Long-Distance Performance: A Meta-Analysis. *Int J Sports Physiol Perform.*, 2018. 13 (1), 57-63.
- BOMPA, T. *Total Training for Young Champions*. Champaign: Human Kinetics Publishers, 2000.
- BOMPA, T., BUZZICHELLI, C. *Periodization Training for Sports*. 3.vydání. Champaign: Human Kinetics, 2015. ISBN 978-1-4504-6943-2.
- BOND, M. *Pain: Its Nature, Analysis and Treatment*, Edinburgh: 2. Vydání, 1988.
- BOTEK, M. *Stanovení VO₂max u plavců – flum*. Fakulta tělesné kultury, UP Olomouc, Fyziologické aspekty plavání, 2016.

- BOUCHARD, C., MALINA, R.M., PÉRUSSE, L. *Genetics of fitness and physical performance*. Champaign: Human Kinetics, 1997.
- BOUCHARD, C., HOFFMAN, E. *Genetic and molecular aspects of sport performance*. Blackwell Publishing Ltd, 2011.
- BURCHFIELD, J., TELEHOWSKI, P., ROSENBERG, R.C., EATON, S.S., EATON, G.R. A water-soluble broadening agent for spin-label studies. *J Magn Reson B*. 1994. 104 (1), 69-72.
- BRAGDON, A.D., GAMON, D. *Když mozek pracuje jinak*. Portál, 2006.
- CIFREK, M., TONKOVIC, S., MEDVED, V. Measurement and analysis of surface myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions. *Measurement*. 2000, 27, 85-92.
- COHEN, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, L. Erlbaum Associates, 1988.
- COHEN, R.C., CLEARY, P.W., MASON, B.R., PEASE, D.L. The Role of the Hand During Freestyle Swimming. *J Biomech Eng*. 2015. 137 (11).
- COUANIS, G., BREIDAHN, W., BURNHAM, S. The Relationship between Subacromial Bursa Thickness on Ultrasound and Shoulder Pain in Open Water Endurance Swimmers Over Time. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2015. 18, 337 - 377.
- CRICCHIO, M., FRAZER, C. Scapulothoracic and scapulohumeral exercises: a narrative review of electromyographic studies. *J Hand Ther.*, 2011. 24 (4), 322 – 333.
- CRONIN, J., JONES, J., FROST, D. The Relationship between Dryland Power Measures and Tumble Turn Velocity in Elite Swimmers. *Journal Swimming Research*, 2007. 17, 17-23.
- CUTTI, A.G., CHADWICK, E.K. Shoulder biomechanics and the success of translational research. *Med Biol Eng Comput*. 2014. 52 (3), 205-10.
- ČECHOVSKÁ, I. Plavecká gramotnost. *Těl. Vých. Sport Mlád.*, 2008, 74 (8), 27-32.
- ČECHOVSKÁ, I., BRTNÍK, T., KRAMPEROVÁ, V. *Aktualizované poznatky z didaktiky plavání II. Variabilita plaveckých dovedností a techniky plaveckých způsobů*. Praha: FTVS UK, 2014. 132 stran. ISBN 978-80-87647-18-9.

ČECHOVSKÁ, I., NOVOTNÁ, V., MILEROVÁ, H. *Aqua – fitness*. 2.vydání. Praha: Grada Publishing, 2003. 130s. ISBN 978-80-1489-30.

ČESKÝ SVAZ PLAVECKÝCH SPORTŮ. *Ekonomická situace*. Praha: Český svaz plaveckých sportů, 2010.

ČESKÝ SVAZ PLAVECKÝCH SPORTŮ. *Struktura plaveckého tréninku, regenerace a rehabilitace*. Praha: Český svaz plaveckých sportů, 2011.

ČIHÁK, R. *Anatomie*. Praha: Grada, 2011. 552 stran. ISBN 978-80-247-3817-8

ČIHÁK, R. *Anatomie 3*. Praha: Grada, 2016. 832 stran. ISBN 978-80-247-5636-3

DAI, F. *Onset Detection for Surface Electromyography Signals*. Carleton, 2009. Diplomová práce. Carleton University, Canada. Vedoucí práce: Dr. Adrian D. C. Chan

DOSTÁL, M. *Elektromyografie*. [online]. 2013 [cit. 2015-10-07]. Dostupné z: <www.vysetreni.vitalion.cz/elektromyografie/>.

DOVALIL, J. et al. *Výkon a trénink ve sportu*. 3. vydání. Praha: Olympia, 2009. 336 stran. ISBN 978-80-7376-130-1.

DOVALIL, J. et al. *Olympismus*. 1. vydání. Praha: Olympia, 2004. 224 stran, ISBN 80-7033-871-7.

DRAKE, S.M., et al. Development and Validation of a Swimmer's Functional Pain Scale. *Journal of Swimming Research* [online]. 2015. 23, 21-32. Ročník 23, strana 21-32.

DURČÁK, P. *Excel - Analytické nástroje – 2. část – ANOVA*. [online]. 2000. [cit. 2019-11-22]. Dostupné z: <https://www.napocitaci.cz/33/excel-analyticke-nastroje-2-cast-anova-uniqueidgOke4NvrWuNY54vrLeM676BgwjCe9wEPAg_rzFJ8D5c/>.

DUROVIC, M. et al. The Relations between Power and Force Variables Realized during the Squat Jump with Start Performance in National Level Male Sprint Swimmers. *Physical Education and Sport*, 2015. 13 (1), 89-96.

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

- EKSTROM, R.A., DONATELLI, R.A., SODERBERG, G.L. Surface electromyographic analysis of exercises for the trapezius and serratus anterior muscles. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 2003. 33 (5), 247 - 258.
- ERIKSEN, K., ROCHESTER, R. P. *Orthospinology procedures – An Evidence-Based Approach to Spinal Care*. Philadelphia, 2007. 314s. ISBN 0-7817-8436-0.
- FIG, G. Why competitive Swimmers Need Explosive Power. *Strenght and Conditioning Journal*, 2010. 32 (4), 84-86.
- FIGUEIREDO, P., SANDERS, R., GORSKI, T., VILAS-BOAS, J.P, FERNANDES, R.J. Kinematic and electromyographic changes during 200 m front crawl at race pace. *International Journal Of Sports Medicine*, 2013. 34 (1), 49 - 55.
- FINA. *Technical provisions*. Francie: Loussane, 2010.
- FORD, S. *VASA ergometer*. [online]. 2016 [cit. 2016-12-31]. Dostupné z <<http://www.xtri.com/all-articles/detail/284-itemId.511709056.html>>.
- FRÖMEL, K., NOVOSAD, J., SVOZIL, Z. *Pohybová aktivita a sportovní zájmy mládeže*. 1.vydání. Olomouc: UP FTK, 1999. 173s. ISBN 80-496-7896-2.
- FTVS. *Elektromyografie*. [online]. 2014 [cit. 2015-10-29]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/experiment_metody_emg.php>.
- FTVS. *Plavecký flum*. [online]. 2012 [cit. 2016-12-31]. Dostupné z <<http://flum.web-node.cz/>>.
- FUJISAWA, H., SUENAGA, N., MINAMI, A. Electromyographic study during isometric exercise of the shoulder in head-out water immersion. *J Shoulder Elbow Surg.*, 1998. 7 (5), 491 - 494.
- GARCIA, G.H., et al. Patient Activity Levels After Reverse Total Shoulder Arthroplasty: What Are Patients Doing? *American Journal of Sports Medicine*, 2015. 43 (11), 2816 – 2821. Doi: 10.1177/0363546515597673.
- GATTA, G., LEBAN, B., PADERI, M., PADULO, J., MIGLIACCIO, G.M., PAU, M. The development of swimming power. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2015. 4 (4), 438-45.

- GENADIJUS, S. *Olympic Trials Project – Anthropometrics*. [online]. 2000. [cit. 2014-02-22]. Dostupné z: <<http://usa-swimming.org/programs.2000>>.
- HARDY, J.D. A New Method for Measuring Pain Threshold: Observations on Spatial Summation of Pain. *The Journal of Clinical Investigation*, 1940. 19 (6), 659-680.
- HARNISH, P., PATEL, C. C. *Percutaneous Muscle Biopsy: History, Methods and Acceptability*. New York: Intech, 2012.
- HARRINGTON, S., MEISEL, C., TATE, A. A Cross-Sectional Study Examining Shoulder Pain and Disability in Division I Female Swimmers. *Journal of Sport Rehabilitation*, 2014. 23, 65 – 75.
- HAUGEN, F., LIVINGSTON, W.K. Experiences with the Hardy-Wolff-Goodell Dolorimeter. *Anesthesiology*, 1953. 14 (2), 109 -116.
- HAYCRAFT, J., ROBERTSON, S. The Effects of Concurrent Aerobic Training and Maximal Strength, Power and Swim-Specific Dryland Training Methods on Swim Performance. A review. *Journal of Australian Strength and Conditioning*, 2015. 23 (2), 91-99.
- HEALEY, J.M. *Leváci a jejich výchova*. 1.vydání. Praha: Portál, 2002. 111 s. ISBN 80-717-870-19.
- HEINLEIN, S.A, CONSGAREA, A.J. Biomechanical Considerations in the Competitive Swimmer's Shoulder. *Sports Health*, 2010. 2 (6), 519 – 525.
- HELLER, J. VODIČKA, P. *Praktická cvičení z fyziologie tělesné zátěže*. Praha: Karolinum, 2011.
- HIBBERD, E.E., MYERS, J.B. Practice habits and attitudes and behaviors concerning shoulder pain in high school competitive club swimmers. *Clin J Sport Med*. 2013. 23 (6), 450 - 455.
- HIDALGO-LOZANO, A., FERNÁNDEZ-DE-LAS-PENAS, C., CALDERÓN-SOLO, C., DOMINGO-CAMARA, A., MADELEINE, P., ARROYO-MORALES, M. Elite swimmers with and without unilateral shoulder pain: mechanical hyperalgesia and active/latent muscle trigger points in neck-shoulder muscles. *Scand J Med Sci Sports*, 2013. 23 (1), 66 - 73.

- HILL, L., COLLINS, M., POSTHUMUS, M. Risk factors for shoulder pain and injury in swimmers: A critical systematic review. *Phys Sportsmed*, 2015. 43 (4), 412 - 20.
- HOPKINS, W. G. Linear models and effect magnitudes for research, clinical and practical applications. *Sportscience*, 2010. 14 (1), 49-57.
- HOPKINS, W., BATTERHAM, A. The Vindication fo Magnitude Based Inference. *Sportscience*, 2018. 22. 19 – 29.
- HORVÁTH, R., BERNASOVSKÁ, J., BORŽÍKOVÁ, I., SOVIČOVÁ, A. *Diagnostika motorickej výkonnosti a genetických predpokladov pre šport* (P. u. v. Prešově Ed.). Prešov, 2010.
- HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, M. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vydání. Brno: Neptun, 2001. 396 s. ISBN 80-902896-1-4.
- HUDÁK, R., KACHLÍK, D. *Memorix anatomie*. 4.vydání. Praha: Triton, 2017. 607 stran. ISBN 978-80-7553-420-0.
- CHRISTIANSEN, D.H, ANDERSEN, J.H., HAAHR, J.P. Cross-cultural adaption and measurement properties of the Danish version of the Shoulder Pain and Disability Index. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2013. 27 (4), 355-360
- IKUTA, Y., MATSUDA, Y., YAMADA, Y., KIDA, N., ODA, S., MORITANI, T. Relationship between decreased swimming velocity and muscle activity during 200-m front crawl. *Eur J Appl Physiol*, 2012. 112, 3417–3429.
- ISSURIN, V.B. Benefits and Limitations of Block Periodized Training Approaches to Athletes' Preparation: A Review. *Sports Med.*, 2016. 46 (3), 329-38.
- JANČÍK, J. *Zátěžové testy*. FSPS Masarykovy univerzity Brno, 2008.
- JANDA, V. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada, 2004. 328 stran. ISBN 978-80-247-0722-8.
- JANURA, M. *Kinematická analýza pohybu člověka*. Univerzita Palackého: Olomouc, 2004. 209 stran. ISBN 978-80-2440-9306.
- JEBAVÝ, R., DOUBRAVSKÝ, P. *Posilování s medicinbaly*. 1.vydání. Praha: Grada, 2011. 144 stran. ISBN 978-80-247-3364-7.
- JEBAVÝ, R. *Posilování v ČR a ve světě*. Ústní vyjádření. Nymburk, 2012.

JEBAVÝ, R., ZEMR, T. *Posilování s balančními pomůckami*. 2.vydání. Praha: Grada, 2014. 216 stran. ISBN 978-80-247-5130-6.

JONES, C.M., GRIFFITHS, P.C., MELLALLIEU, S.D. Training Load and Fatigue Marker Associations with Injury and Illness: A Systematic Review of Longitudinal Studies. *Sports Med*, 2017. 47 (5), 943-974.

JURÁK, D., PÁNEK, D., POŽGAYOVÁ, Š. Analýza chybného provedení přenosu horní končetiny u plaveckého způsobu kraul. *Studia Kinanthropologica*, XII, 2011. 2, 90-95.

KIRKLEY, A., GRIFFIN, S., MCLINTOCK, H., NG, L. The Development and Evaluation of a Disease-specific Quality of Life Measurement Tool for Shoulder Instability. The Western Ontario Shoulder Instability Index (WOSI). *American Journal of Sports Medicine*, 1998. 26, 764 – 772.

KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1.vydání. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-567-1.

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

KOTALÍKOVÁ, K., PÁNEK, D., PAVLŮ, D. Kazuistika pacienta s Parkinsonovou nemocí – hodnocení chůze na suchu a ve vodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2015. 22 (2), 89 - 94.

KREMER, K., RICHARD, L. Physiology. In *Bowler & Pickstone (ed.)*. The Cambridge History of the Modern Biological and Earth Science. Cambridge: Cambridge University Press. 2009. 342–366.

KRETZ, F.J., TEUFEL, F. *Anästhesie und Intensivmedizin*. 1. vydání. Heidelberg : Springer Medizin Verlag, 2006. 695 s. ISBN 3-540-62739-1.

KRISHNAN, G.S., HAWKINS, R.J., WARREN, R.J. *The shoulder and the overhead athlete*. Lippincott Williams & Wilkins, 2004. 381s. ISBN 549-0987-6785-X.

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

LEHNERT, M., NOVOSAD, J., NEULS, F. *Základy sportovního tréninku 1*. Hanex: Olomouc, 2001.

- LLOYD, R.S., OLIVER, J.L., FAIGENBAUM, A.D., HOWARD, R., DE STE CROIX, M.B., WILLIAMS, C.A., BEST T.M., ALVAR, B.A., MICHELI, L.J., THOMAS, D.P., HATFIELD, D.L., CRONIN, J.B., MYER, G.D. Long-term athletic development- part 1: a pathway for all youth. *J Strength Cond Res.*, 2015. 29 (5), 1439-50.
- LUGO, R., KUNG, P., MA, C.B. Shoulder biomechanics. *Eur J Radiol.*, 2008. 68 (1), strana 16-24.
- LUKÁŠEK, M. Struktura sportovního výkonu v plavání. In Korvas, P., Bedřich, L. a kol. *Struktura sportovního výkonu*. Brno: Masarykova univerzita, 2014.
- MAGLISCHO, E.W. *Swimming fastest*. Arizona, Human Kinetics, 2003. 791s. ISBN 768-098-78965-0.
- MANSKE, R.C., LEWIS, S., WOLFF, S., SMITH, B. Effects of a Dry-land Strengthening Program in Competitive Adolescent Swimmers. *Int J Sports Phys Ther*, 2015. 10 (6), 858 - 867.
- MARGHERITINI, F., ROSSI, R. *Orthopedic sports medicine: Principles and Practise*. Springer. 2011. 548s. ISBN 978-88-470-1702-3.
- MARIEB, E.N., HOEHN, K. *Human anatomy and physiology*. 7th edition. San Francisco: Pearson Benjamin Cummings, 2007. ISBN 0-321-37294-8.
- MARTENS, J., FIGUEIREDO, P., DALY, D. Electromyography in the four competitive swimming strokes: a systematic review. *J Electromyogr Kinesiol.*, 2015. 25 (2), 273 - 291.
- MARTINS, L.C.X., PAIVA, J.R., FREITAS, A.C., MIGUEL, L.B., MAIA, F.R.C. Prevalence of Pain and Associated Factors in Elite Swimmers. *Journal of Science and Sports*, 2014. 29, 11 -14.
- MAUD, P.J., FOSTER, C. Physiological assessment of human fitness. *Human kinetics*. Champaign, 1995.
- MCCABE, C.B., SANDERS, R.H., PSYCHARAKIS, S.G. Upper limb kinematic differences between breathing and non-breathing conditions in front crawl sprint swimming. *J Biomech*. 2015. 48 (15), 3995-4001.
- MCDOWELL, I. *Measuring Health: A Guide to Rating Scales and Questionnaires*. Oxford: Oxford UP, 2006.

- MCKENNA, L., STRAKER, L., SMITH, A. Can Scapular and Humeral Head Position Predict Shoulder Pain in Adolescent Swimmers and Non-Swimmers? *Journal of Sport Science*, 2012. 30 (16), 1767 – 1776. ISSN 0264-0414.
- McLEOD, I. *Swimming anatomy*. USA, 2010. 193s. ISBN 978-0-7360-7571-8.
- MCMASTER, W.C., TROUP, J. A survey of interfering shoulder pain in United States competitive swimmers. *Am J Sports Med*, 1993. 21 (1), 67-70.
- MELZACK, R. *The Challenge of Pain*. 2.vydání. Londýn: Pelican Books, 1988.
- MERLETTI, R., PARKER, P. *Electromyography – Physiology, Engineering and Non-invasive Applications*. 1.vydání. New Jersey: John Wiley and Sons, Inc., 2004. ISBN 0-471-67580-6.
- MILANOVIĆ, D. *Teorija i metodika treninga*. Záhřeb, Chorvatsko, 2010. Kineziološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu.
- MILER, T., ČECHOVSKÁ, I. *Plavání*. 2.vydání. Praha: Grada Publishing, 2008. 136s. ISBN 978-80-247-2154-5.
- MORAIS, N., CRUZ, J. The Pectoralis Minor Muscle and Shoulder Movement-Related Impairments and Pain: Rationale, Assessment and Management. *Physical Therapy in Sport*, 2016. 17, 1 – 13.
- MOROUCO, P. et al. Associations Between Dry Land Strength and Power Measurements with Swimming Performance in Elite Athletes: A pilot study. *Journal of Human Kinetics Special Issue*, 2011. 105 – 112.
- NÁPLAVA, R. *Zátěžové testy*. [online]. 2016 [cit. 2016-12-31]. Dostupné z <<https://www.centrum srdce.cz>>.
- NOVÁKOVÁ, J. *Hodnocení prahu bolesti metodou tlakové algometrie u vybraných svalových bodů v oblasti pletence ramenního u trénovaných karatistů*. Praha, 2012. [cit. 2016-02-15]. Dostupná na: <<https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/113739/?lang=en>>. Diplomová práce. UK FTVS Praha. Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.
- NOVOTNÝ, J. *Souhrn zdravotního plavání*. [online]. Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity, leden 2009. [cit. 2013-12-27]. Dostupné z: <<https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kapitolysportmed/pages/22-plavani.html>>.

PAGE, P. Shoulder muscle imbalance and subacromial impingement syndrome in overhead athletes. *Int J Sports Phys Ther*, 2011. 6 (1), 51 - 58.

PÁNEK, D., JURÁK, D., PAVLŮ, D., KRAJČA, V., ČEMUSOVÁ, J. Metodika snímání povrchového EMG ve vodním prostředí. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2010. 17 (1), 21 -25.

PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J. *EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function: Water Surface Electromyography*. 1.vydání. Croatia: Intech, 2012. Kap.23. ISBN 978-953-307-793-2.

PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J., Rychlost vedení akčního potenciálu jako identifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009. 16 (3), 96 -101.

PAVLŮ, D. *Cvičení s Thera-Bandem*. 1. vydání. CERM, 2004. 99 stran. ISBN 80-720-43-34X.

PENHAKER, M., IMRAMOVSKÝ, M., TIEFENBACH, P. *Lékařské diagnostické přístroje - učební texty*. 1. vydání. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.

PERIČ, T., DOVALIL, J. *Sportovní trénink*. 1.vydání. Praha: Grada Publishing, 2010. 160s. ISBN 978-80-247-2118-7x

PERIČ, M., ZENIC, N., SEKULIC, D., KONDRIC, M., ZALETEL, P. Disordered eating, amenorrhea, and substance use and misuse among professional ballet dancers: Preliminary analysis. *Med Pr.*, 2016. 67 (1), 21 - 27.

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

PINK, M., PERRY, J., BROWNE, A., SCOVAZZO, M.L., KERRIGAN, J. The normal shoulder during Freestyle swimming. An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. *Am J Sports Med.*, 1991. 19 (6). 569 – 576.

PLATEAU, C.R., PETRIE, T.A., PAPATHOMAS, A. Learning to eat again: Intuitive eating practises among retired female collegiate athletes. *Eat Disord.*, 2016. 1 – 12.

- PŘISPĚVATELÉ WIKIPEDIE. *Analgetikum*. [online]. Wikipedie: Otevřená encyklopedie, 2016. [cit. 2016-02-23]. Dostupné z: <<https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Analgetikum&oldid=13241459>>.
- RAMPLING, M.W. The history of the theory of the circulation of the blood. *Clinical Hemorheology and Microcirculation*. 2016. 64 (4), 541–549.
- REJLEK, T. *Metodika kondiční přípravy v plavání*. Brno, 2013. Bakalářská práce, FSS MU. Vedoucí práce: PaedDr. Miloš Lukášek, Ph.D.
- RICHARDSON, A.B., JOBE, F.W., COLLINS, H.R. The shoulder in competitive swimming. *Am J Sports Med*, 1980. 8 (3), 159-163.
- RICHTER, P., HEBGEN, E. *Spouštěcí body a funkční svalové řetězce v osteopatii a manuální terapii*. Praha: Pragma, 2011. 237 stran.
- RITTER, P.L., GONZÁLES, V.M., LAURENT, D.D., LORIG, K.R. Measurement of pain using the visual numeric scale – *The Journal of Rheumatology*. 2006. 33 (3). 574 – 580.
- ROUARD, A.H., BILLAT, R.P., DESCHODT, V., CLARYS, J.P. Muscular activations during repetitions of sculling movements up to exhaustion in swimming. *Arch Physiol Biochem*, 1997. 105, 655–662.
- ROSA DA, J.G., BARCELLOS, H.H., IDALENCIO, R., MARGUEZE, A., FAGUNDES, M., ROSSINI, M., VARIANI, C., BALBINOTI, F., TIETBOHL, T.M., ROSEMBERG, D.B., BARCELLOS, L.J. Just Keep Swimming: Neuroendocrine, Metabolic, and Behavioral Changes After a Forced Swimming Test in Zebrafish. *Zebrafish*. 2016.
- ROUSSELET, M., GUÉRINEAU, B., PARUIT, M.C., GUINOT, M., LISE, S., DESTRUBE, B., RUFFIO-THERY, S., DOMINQUEZ, N., BRISSEAU-GIMENEZ, S., DUBOIS, V., MORA, C., TROLONGE, S., LAMBERT, S., GRALL-BRONNEC, M., PRÉTAGUT, S. Disordered eating in French high-level athletes: association with type of sport, doping behavior, and psychological features. *Eat Weight Disord.*, 2016.
- RUPP, S., BERNINGER, K., HOPF, T. Shoulder problems in high level swimmers--impingement, anterior instability, muscular imbalance? *Int J Sports Med*, 1995. 16 (8), 557 - 562.

RUSSEL, M. *Shoulder problém: Fix your technique*. [online]. 2012 [cit. 2016-02-11]. Dostupné z: < <http://www.usaswimming.org/ViewNewsArticle.aspx?TabId=0&itemid=4177&mid=8712>>.

SAKITA, K., SEELEY, M.K., MYRER, J.W., HOPKINS, J.T. Shoulder-muscle electromyography during shoulder external-rotation exercises with and without slight abduction. *J Sport Rehabil.*, 2015. 24 (2), 109 - 115.

SCIASCIA, A., KUSCHINSKY, N., NITZ, A.J., MAIR, S.D., UHL, T.L. Electromyographical comparison of four common shoulder exercises in unstable and stable shoulders. *Rehabil Res Pract.*, 2012.

SEIN, M.L., WALTON, J., LINKLATER, J., APPLEYARD, R., KIRKBRIDE, B., KUAH, D., MURELL, G.A.C. Shoulder Pain in Elite Swimmers: Primarily due to Swim-Volume-Induced Supraspinatus Tendinopathy, *British Journal of Sports Medicine*, 2010. 44. 105 -113.

SERENZA, F.S., OLIVEIRA, A.S., BEDO, B.L.S., MARIANO, F.P., AQUINO, R., WARNER, M., SANTIAGO, P.R.P. Biomechanical analysis of the shoulder of swimmers after a maximal effort test. *Physical therapy in Sport*, 2018. 30, 14 – 21.

SHEARER, D.A., SPARKES, W., NORTHEAST, J., CUNNINGHAM, D.J., KILDUFF, L.P. Measuring recovery: An adapted Brief Assessment of Mood (BAM+) compared to biochemical and power output alterations. *J Sci Med Sport*, 2016.

SIFF, M. C. *Supertraining*. 6th edition. Supertraining Institute Denver, USA, 2003.

SIMONS, D., TRAVELL, J.G., SIMONS, L.S. *Travell & Simons' Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual*. 2.vydání. USA, 1998. 74 stran. ISBN-10: 0683307711.

SODERBERG, G., KNUTSON, L., A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. *Physical Therapy*, 2000. 80 (5), 485 - 498.

SOLTANIA, P., FIGUEIREDO, P., FERNANDESA, R.J., VILASBOASA, J.P. Muscle activation behavior in a swimming exergame: Differences by experience and gaming velocity. *Physiology and Behaviour*. 2017. 181, 23 – 28.

STIRN, I., JARM, T., KAPUS, V., STROJNIK, V. Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl. *Eur J Appl Physiol*. 2011. 111, 101–113.

- STOCKER, D., PINK, M., JOBE, F.W. Comparison of shoulder injury in collegiate and master's-level swimmers. *Clin J Sport Med.* 1995. 5 (1), 4-8.
- STOPPANI, J. *Encyclopedia of muscle and strength.* Praha: Grada, 2006.
- STRUYF, F., NIJS, J., GRAEVE, J., MOTTRAM, S., MEEUSEN, R. Scapular Positioning in Overhead Athletes with and without Shoulder Pain: a Case Control Study. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 2011. 21, 809 -818.
- SUBASI, V. et al. Water-Based versus Land-Based Exercise Program for the Management of Shoulder Impingement Syndrome. *Journal of Physical Medicine Rehabilitation*, 2012. 58, 79-84.
- SUITO, H., NUNOME, H., IKEGAMI, Y. A quantitative evaluation of the high elbow technique in front crawl. *J Sports Sci.* 2016. 19, 1-6.
- ŠAFÁŘ, M., HŘEBÍČKOVÁ, H. *Vybrané kapitoly z mentálního tréninku.* Olomouc: Univerzita Palackého, 2014.
- ŠPRINGROVÁ, I. *Akrální koaktivační terapie.* 1. vydání. Rehaspring, 2011. 142 stran. ISBN 978-80-260-0912-2.
- ŠŤASTNÝ, P. *Funkční silový trénink.* Praha: FTVS, 2012.
- TATE, A., TURNER, G.N., KNAB, S.E., JORGENSEN, C., STRITTMATTER, A., MICHENER, L.A. Risk Factors Associated With Shoulder Pain and Disability Across the Lifespan of Competitive Swimmers. *Journal of Athletic Training*, 2012. 47 (2), 149 -158.
- TREBS, A.A., BRANDENBURG, J.P., PITNEY, W.A. An electromyography analysis of 3 muscles surrounding the shoulder joint during the performance of a chest press exercise at several angles. *J Strength Cond Res.*, 2010. 24 (7), 1925 - 1930.
- VANDERKA, M. *Silový trénink pre výkon.* Bratislava, 2013.
- VÉLE, F. *Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii pohybové soustavy.* 2. Vydání. Praha: Triton, 2006. 375 stran. ISBN 80-7254-837-9.

- VEZOS, N., GOURGOULIS, V., AGGELOUSSIS, N., KASIMATIS, P., CHRISTOFORIDIS, C., MAVROMATIS, G. Underwater Stroke Kinematics During Breathing and Breath-holding Front Crawl Swimming. *J Sports Sci Med*. 2007. 6 (1), 58-62.
- VILLAREAL, E. S. et al. Enhancing Sprint and Strength Performance: Combined versus Maximal Power, Traditional Heavy-Resistance and Plyometric Training. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2013. 16, 146–150.
- WAILOO, K. *Pain: A Political History*. Baltimore: Johns Hopkins UP, 2014.
- WALKER, H., GABBE, H., WAJSWELNER, H., BLANCH, P., BENNELL, K. Shoulder pain in swimmers: a 12-month prospective cohort study of incidence and risk factors. *Phys Ther Sport*, 2012. 13 (4), 243 - 249.
- WANIVENHAUS, F., FOX, J.S.A, CHAUDHURY, S., RODEO, S.A. Epidemiology of injuries and prevention strategies in competitive swimmers. *Orthopedic Summary*. Velká Británie, 2012. 4 (3), 246 – 251.
- WEBSTER, J.G. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. 2. vydání. New York: Wiley, 2006. ISBN 978-047-1732-877.
- WIDMAIER, E.P., RAFF, P., HERSHEL, O., STRANG, T., KEVIN, T. *Vander's Human Physiology The Mechanisms of Body Function*. New York, NY: McGraw-Hill Education, 2016. ISBN 978-1-259-29409-9.
- WINSLEY, R., MATOS, N. Overtraining and elite young athletes. *Med Sport Sci.*, 2011. 56, 97 - 105.
- WYMORE, L., REEVE, R.E., CHAPUT, C.D. No Correlation between Stroke Specialty and Rate of Shoulder Pain in NCAA Men Swimmers. *International Journal of Shoulder Surgery*, 2012. 6 (3).
- YANAI, T. HAY, JG. Shoulder impingement in front-crawl swimming: II.analysis of swimming techniques. *Medical science*, 2000. 32, 30 – 40.
- YASOJIMA, T., KIZUKA, T., NOGUCHI, H., SHIRAKI, H., MUKAI, N., MIYANAGA, Y. Differences in EMG activity in scapular plane abduction under variable arm positions and loading conditions. *Med Sci Sports Exerc.*, 2008. Ročník 40, číslo 4, strana 716 - 721. Doi: 10.1249/MSS.0b013e31816073fb.

ZÁMEČNÍK, J. *Svalová biopsie. Procedur*, 2007.

ZATSIORSKY, V., KRAEMER, W. J. *Science and practice of strength training*. Champaign 2nd ed.: Human Kinetics, 2006.

ZATSIORSKY, V., KRAEMER, W. J. *Silový trénink. Praxe a věda*. Praha: Mladá fronta, 2014.

9 Seznam příloh

Příloha č. 1 - Souhlas Etické komise

Příloha č. 2 – Vzor Informovaného souhlasu

Příloha č. 3 – Silová intervence

Příloha č. 4 – Originál dotazníku SFPS (Drake, 2010)

Příloha č. 5 – Seznam obrázků

Příloha č. 6 – Seznam tabulek

Příloha č. 7 – Seznam zkratk

Příloha 1 – Souhlas Etické komise

Příloha 2 – Vzor Informovaného souhlasu

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas k vyšetření a následně využití Vašich výsledků v rámci disertační práce na UK FTVS s názvem „Porovnání svalové aktivity vybraných svalů pletence ramenního vyšetřením EMG u plavců a vlivu silového tréninku“, prováděné v posilovně UK FTVS.

Cílem disertační práce je vyhodnocení bolesti v ramenním kloubu dotazníkovou metodou u vrcholových plavců a analýza pomocí povrchových elektrod EMG umístěných na střed svalového bříška definovaných svalů v oblasti pletence ramenního, jak velkou svalovou aktivitu při plavání vykonávají a jaký je vliv intervenčního programu silového a kardiovaskulárního tréninku na svalovou aktivitu vyšetřovaných svalů. Všichni účastníci výzkumu subjektivně ohodnotí bolest ramenního kloubu v klidu i při zátěži dotazníkovou metodou. Zúčastní se ultrazvukového vyšetření, které bude sloužit k vyloučení poškození svalů ještě před začátkem vlastního výzkumu. Na závěr budou všichni účastníci elektromyograficky vyšetřeni ve vodním prostředí, kde se bude pracovat s telemetrickým EMG nástrojem, TelemyoMini 16 od firmy Neurodata. Vyhodnocení a zpracování získaných dat bude provedeno pomocí programu MyoResearch XP Master Edition od firmy Noraxon se současným videozáznamem. Neanonymizované videozáznamy budou uchovány na heslem zajištěném počítači výzkumníka a po výzkumu budou všechny neanonymizované videozáznamy výzkumníkem smazány. Videozáznam bude přístupný pouze hlavnímu řešiteli – Mgr. Simoně Kubové, žádné videozáznamy nebudou publikovány.

Všechny provedené testy jsou neinvazivní a standardizované. Rizika prováděného testování a vyšetření nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u těchto typů testování a vyšetření.

Testování každého účastníka výzkumu proběhne v jednom až dvou dnech. Odhadovaná doba hodnocení bolesti dle dotazníku SFPS je 5 minut, ultrazvukového vyšetření je 15 minut a elektromyografického vyšetření je 10 minut. Intervenční program je v délce trvání 1 hodiny a na závěr proběhne opět 10minutové elektromyografické vyšetření. Elektromyografické vyšetření nemusí být provedeno v jeden den společně se zbylými vyšetřeními. Ultrazvukové vyšetření bude provedeno pouze jednou. Elektromyografické vyšetření bude provedeno dvakrát s odstupem jedné hodiny během jednoho dne. Intervenční program sestává a proběhne pod vedením PhDr. Radima Jebavého, Ph.D. (FTVS UK), který přizpůsobil vhodnost provedení obou tréninků všem probandům. Vytrvalostně silový trénink bude se zaměřením převážně na komplexní silová cvičení a velké svalové skupiny nemaximální intenzity horní části trupu, kardiovaskulární trénink bude mít podobu atletického tréninku s minimálním zapojení horní části trupu.

Realizace projektu je převzata do projektu Progres Q41. Výzkumná aparatura je poskytnuta navrhovaným školícím pracovištěm – katedrou fyzioterapie UK FTVS. Účastníci výzkumu nic neplatí. Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocena.

Každý účastník výzkumu prošel zátěžovým vyšetřením od sportovního lékaře v rámci plavecké reprezentace ČR financované Českým svazem plaveckých sportů a nebyla nalezena žádná výraznější patologie znemožňující provedení výzkumu. Testování se neúčastní osoby s akutním onemocněním či v úrazu a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu. Současně nesmí mít absolvovanou žádnou operaci týkající se těchto obtíží a neprodělali žádné úrazy ramenních kloubů.

Využití výsledků výzkumu mohou být přínosným materiálem nejen pro další studie, fyzioterapeuty, lékaře, sportovce, trenéry, ale mohou sloužit především jako nástroj k diagnostice příčiny bolesti v ramenním kloubu u vrcholových plavců. Disertační práce bude také sloužit jako manuál k prevenci vzniku bolesti ramenního kloubu v plavání zapříčiněné tréninkovým přetížením. Disertační práce také bude směřována jak k optimalizaci plavecké přípravy, tak k využití kompenzačního programu jako prevence vzniku bolesti v ramenním kloubu již v raném věku. Výsledky budou využity pro čistě publikační činnost. Všechna data budou zpracována v disertační práci a dále po dílčích částech publikována do odborných časopisů a článků. Získaná data budou zpracovávána a uchovávána v anonymní podobě. Obrázky ani jiná citlivá data nebudou využity. Každý účastník výzkumu bude vystupovat anonymně, případně pod přiděleným číslem a pohlavím. Účastník výzkumu bude s celkovými výsledky a závěry seznámen osobně případně elektronickou formou přes email: S.Baumrtova@seznam.cz. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení hlavního řešitele a předkladatele projektu Mgr. Simona Kubová

Podpis:.....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Mgr. Simona Kubová

Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážít všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka

Podpis:

Příloha 3 – Silová intervence

A) Vytrvalostní síla a odhody - **nadhoz z visu** 6 x (střídat techniku dřepovou a stříhovou po dvou opakováních, 40 – 50% z maxima) + medicimbal výbušně autem do země 10 x, IO 30 s, celé 5 x, tempo střední, u medicimbalu maximálně možné

B) **Dvojnásobný kruhový trénink** - 2 série, IO 15 s mezi nástupy, po dvou cvičeních 30 s, po sérii 1 min, tempo střední

a) Shyby max. počet opakování – max. počet opakování (možné použít gumu na poslední 1 - 2 opakování)

b) Poloviční bondary 1 HK: 10 – 6 x obě strany

c) Ve vzporu ležmo přitahovat jednoručky k tělu: 10 - 8 x s pravidelnou výměnou

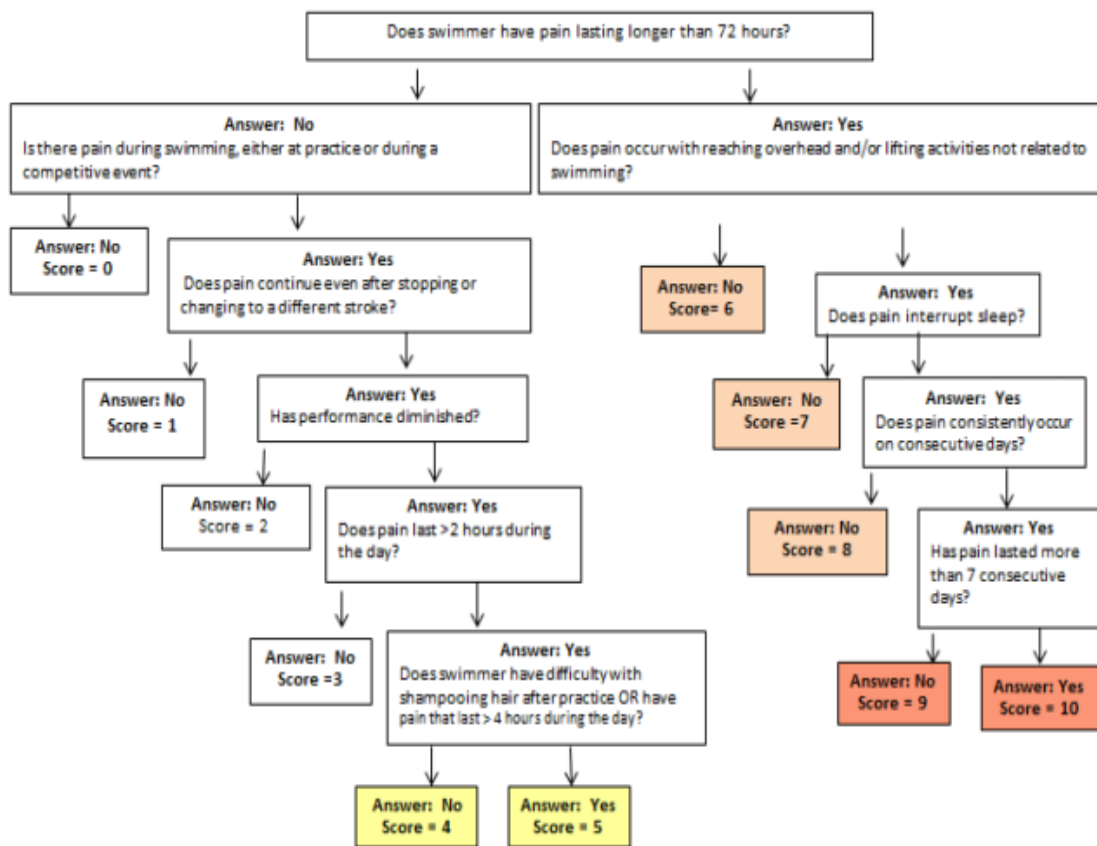
d) Rozpažky v předklonu: 12 – 8 x s opřeným čelem

e) Rotace s kotoučem 5 kg kolem hlavy: 10 - 8 x obě strany (směr změnit až po dokončení všech opakování)

f) Zdvih natažené 1 DK v lehu s oporou 1 DK o podložku: 10 – 8 x obě DK

(Jebavý, 2011; Jebavý, 2012; Jebavý, 2014).

Příloha 4 – Originál dotazníku SFPS (Drake, 2010)



Příloha 5 - Seznam obrázků

Obrázek č.1 – Popis dráhy kraulového záběru (Maglischo, 2003)

Obrázek č.2 – Limitující faktory ovlivňující výkon (Bernacíková, Kapounková, Novotný, 2011)

Obrázek č.3 – Faktory ovlivňující výkon v plavání (Bernacíková, Kapounková, Novotný, 2011)

Obrázek č. 4 – Schéma kondiční přípravy (Rejlek, 2013)

Obrázek č. 5 – VASA ergometer (Ford, 2016)

Obrázek č. 6 – Plavecký flum (Jančík, 2008)

Obrázek č.7 – Umístění povrchových elektrod u vyšetřovaného probanda

Obrázek č.8 – Záznam plavecké lokomoce a umístění EMG markerů

Příloha 6 - Seznam tabulek

Tabulka č. 1 – Charakteristika výzkumného souboru

Tabulka č.2 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 1)

Tabulka č.3 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 2)

Tabulka č.4 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 3)

Tabulka č.5 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 4)

Tabulka č.6 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 5)

Tabulka č.7 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 6)

Tabulka č.8 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 7)

Tabulka č.9 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 8)

Tabulka č.10 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 9)

Tabulka č.11 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 10)

Tabulka č.12 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 11)

Tabulka č.13 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 12)

Tabulka č.14 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 13)

Tabulka č.15 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 14)

Tabulka č.16 – Vliv silové intervence na svalovou aktivitu jednotlivých svalů (proband č. 15)

Tabulka č.17 – Zvýšení svalové aktivity jednotlivých svalů po silové intervenci

Tabulka č.18 – Výpočet Cohenova D dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Tabulka č.19 – Statistické vyhodnocení vlivu intervenčního programu pomocí Cohenova D dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Tabulka č.20 - Škála hodnocení pravděpodobnosti dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Tabulka č.21 – Statistické zpracování výsledků pro m. deltoideus anterior dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Tabulka č.22 – Statistické zpracování výsledků pro m. biceps brachii dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Tabulka č.23 – Statistické zpracování výsledků pro m. trapezius dolní část dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Tabulka č.24 – Statistické zpracování výsledků pro m. trapezius horní část dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Tabulka č.25 – Statistické zpracování výsledků pro m. infraspinatus dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Tabulka č.26 – Statistické zpracování výsledků pro m. pectoralis major část dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Tabulka č.27 – Statistické zpracování výsledků pro m. serratus anterior dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Tabulka č.28 – Statistické zpracování výsledků pro m. triceps brachii dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Tabulka č.29 – Souhrnné výsledky statistického zpracování výsledků dle Hopkinse (Hopkins et al, 2010)

Tabulka č.30 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. deltoideus anterior

Tabulka č.31 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. biceps brachii

Tabulka č.32 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. trapezius dolní část

Tabulka č.33 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. trapezius horní část

Tabulka č.34 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. infraspinatus

Tabulka č.35 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. pectoralis major

Tabulka č.36 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. serratus anterior

Tabulka č.37 – Výsledky Oneway ANOVA pro m. triceps brachii

Tabulka č.38 – Statistické vyhodnocení p-value

Tabulka č.39 – Analýza bolesti ramenního kloubu dle VAS

Tabulka č.40 – Analýza bolesti ramenního kloubu dle dotazníku SFPS

Příloha 7 - Seznam zkratk

Ag – stříbro

AgCl – chlorid stříbrný

aj. – a jiné

AP – akční potenciál

ATP – adenosintrifosfát

A-V – arteriovenózní

BMI – body mass index

cm - centimetr

CNS – centrální nervová soustava

č. – číslo

ČR – Česká republika

DK – dolní končetina

EKG - elektrokardiografie

EMG – elektromyografie

FTVS – Fakulta tělesné výchovy a sportu

h - hodina

HK – horní končetina

Hz - hertz

IO – interval odpočinku

kHz - kilohertz

kg – kilogram

km - kilometr

m - metr

m. – musculus

max. – maximální

min. - minimálně

min - minuta

mm. – musculi

MS – mistrovství světa

např. - například

MVC – maximální volní kontrakce

PEMG – polyelektromyografie

s – sekunda

SF – srdeční frekvence

SFPS - Swimmer's Functional Pain Scale

TK – tlak krve

TrP – trigger point

tzv - takzvaný

UK – Univerzita Karlova

VAS – vizuální analogová škála bolesti

W - práce

μV - mikrovolt