

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



Možnosti využití Aquaterapie pro stabilizaci ramenního pletence

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**MUDr. David Pánek, PhD.**

Vypracovala:

**Bc. Ivana Sulková**

Praha, duben 2011

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

podpis diplomanta

## Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

Poděkování

Děkuji touto cestou MUDr. Davidu Pánkovi za odborné vedení a podnětné připomínky k obsahu mé diplomové práce.

## Obsah

Abstrakt a klíčová slova.....	7
Seznam zkratek.....	9
Úvod.....	10
Teoretické podklady.....	12
Kineziologie ramenního kloubu.....	12
Skapulothorakální rytmus.....	13
Svalové smyčky.....	14
Stabilizace lopatky.....	16
Poruchy skapulothorakálního rytmu.....	17
Příčiny poruchy skapulothorakálního rytmu.....	17
Následky poruch skapulothorakálního rytmu.....	19
Specifické vlastnosti vodního prostředí.....	20
Hydrostatické síly.....	20
Hydrodynamika.....	24
Fyziologické reakce organismu .....	28
Elektromyografie.....	34
Definice.....	34
Fyziologická podstata EMG signálu.....	34
Druhy EMG.....	35
Povrchová EMG .....	36
Snímání povrchového EMG ve vodním prostředí .....	37
Faktory ovlivňující záznam EMG.....	37
Zpracování EMG signálu .....	39
Studie.....	41
Metody cvičení ve vodě.....	49
Metody Aquafitness .....	50
Relaxační metody.....	50
Metody Aquaterapie – metody terapeutické.....	51
Cvičení s Thera-bandem.....	63
Cvičení ve vodě.....	65
Nadlehčovací (vztlakové) pomůcky.....	66
Odporové pomůcky.....	68
Cíle práce a určení výzkumné otázky.....	73
Úkoly diplomové práce.....	73
Předpoklady a hypotézy.....	73
Výzkumné otázky.....	74
Praktická část.....	75
Metodika výzkumu.....	75
Plán výzkumu.....	75
Výzkumný soubor.....	76
Organizace výzkumu.....	76
Výběr svalů.....	77
Umístění a aplikace elektrod.....	78
Testy MVC.....	79
Prováděné pohyby.....	80
Sběr a analýza dat.....	83

Rozsah platnosti.....	85
Vymezení výzkumu.....	85
Omezení výzkumu.....	85
Výsledky.....	86
Diskuze.....	97
Závěr .....	100
Přílohy.....	101
Příloha 1. Vyjádření etické komise FTVS UK, Praha.....	102
Příloha 2. Informovaný souhlas.....	103
Příloha 3. Anatomie ramenního pletence.....	104
Kosti ramenního pletence.....	104
Kloubní spojení ramenního pletence.....	106
Svaly ramenního pletence.....	108
Příloha 4. Hodnoty střední amplitudy a plochy pod křivkou.....	117
Příloha 5. Zobrazení průměrné EMG křivky.....	129
Příloha 6. Porovnání aktivity sledovaných svalů během jednotlivých pohybů.....	141
Seznam použité literatury.....	143
Seznam obrázků a tabulek.....	154

## Abstrakt a klíčová slova

**Název:** Možnosti využití Aquaterapie pro stabilizaci ramenního pletence

Cílem této diplomové práce bylo poukázat na možnosti využití Aquaterapie ve fyzioterapii, především pak na možnost použití Aquaterapie pro zlepšení stabilizace ramenního pletence. Součástí práce byla studie zabývající se porovnáním aktivity svalů stabilizujících lopatku během pohybu na suchu proti odporu pružného tahu Thera-Bandu a ve vodě s použitím různých pomůcek.

Aktivita sledovaných svalů byla zaznamenána a porovnávána pomocí povrchového EMG.

Výsledky poukázaly na rovnoměrné zapojení sledovaných svalů a jejich kokontrakci během pohybů ve vodě. Současně výsledky ukázaly, že aktivita sledovaných svalů se během pohybu ve vodě a na suchu výrazně nelišila. Cvičení ve vodě, tak jak byla provedena v této studii lze považovat za efektivní cvičení ke zlepšení stabilizace lopatky.

**Klíčová slova:** Aquaterapie, cvičení ve vodě, elektromyografie, vodní EMG, stabilizace lopatky

## Abstract:

**Title:** Possibility of using Aqua Therapy for shoulder stabilization

The aim of this thesis was to refer to possibility of using Aqua Therapy in Physiotherapy, especially to possibility of using Aqua Therapy for shoulder girdle stabilization. The thesis is supplemented by pilot study, witch compare activity of scapula stabilizing muscles during movement on land with Thera-Band and in water with different equipment.

Activity of selected muscles was documented and compared using surface electromyography.

The results indicate flatter curve of selected muscles activation and their ko-contraction during movement in water condition. The results also refers to no significant differences in muscle activation in water and on dry land. Water exercise demonstrated in this study can by considered to be effective for improvement of scapular stabilization.

**Keywords:** Aqua Therapy, water exercise, electromyografy, water EMG, scapular stabilization



## Seznam zkratek

SIAS – spina iliaca anterior superior

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

HK – horní končetina

HKK – horní končetiny

VC – Vital Capacity (vitální kapacita plic)

EMG – elektromyografie,

kl. - kloub

m. - musculus

m. trap. – musculus trapezius

## Úvod

Při své práci fyzioterapeuta pracuji především s pacienty po poranění míchy. Přes různé stupně postižení a individuální zdravotní komplikace se u těchto pacientů často objevuje jeden zdravotní problém, kterým je bolestivé rameno. Zvýšené nároky, které jsou u vozíčkářů kladeny na ramenní pletenec jsou společně s poruchou skapulothorakálního rytmu nejčastější příčinou bolestivosti ramenních kloubů.

U klientů je v klidu patrné odstávání mediálního okraje lopatky od hrudní stěny a její posunutí do protrakce a elevace. Během pohybu je pak patrná porucha skapulothorakálního rytmu. Změna postavení lopatky má vliv také na postavení a dynamiku ramenního kloubu.

Již několik let se věnuji studiu metod Aquaterapie, které využívám i v rámci terapie pacientů po poranění míchy.

Během cvičení ve vodě jsem u svých pacientů pozorovala odlišný pohybový stereotyp lopatky než tomu bylo během cvičení na suchu. Z mých pozorování se zdá, že se svaly stabilizující lopatku zapojují při cvičení ve vodě v celém průběhu pohybu. Současně také dochází k přitlačení lopatky k hrudní stěně, k její retrakci a depresi, což svědčí pro koaktivaci svalů které ji stabilizují.

Dalším aspektem, který mě vede k používání cvičení ve vodě v terapii spinálních pacientů je, že ve vodním prostředí je pro tyto pacienty jednodušší udržení vzpřímeného sedu a to i pro pacienty s vysokou lézí míchy. Správné nastavení trupu pak poskytuje potřebnou kvalitní bázi pro provedení pohybu v ramenním kloubu a pro pohyb lopatky.

Při snaze o obnovení, nebo posílení stabilizace lopatky a tím i skapulothorakálního rytmu se potýkáme nejen s oslabením jednotlivých svalů, ale především s jejich špatným zapojením v průběhu pohybu horní končetiny. V terapii není problém navést jednotlivé svaly do izometrické kontrakce (specificky mířeným manuálním odporem), ani jejich aktivní posílení, ale bývá často problém aby pacienti dokázali vytvořit (udržet) koaktivaci svalů a to i během pohybu horní končetiny.

Podle mých pozorování je ve vodě vytvoření (udržení) koaktivaci svalů stabilizujících lopatku a tím stabilizace lopatky jednodušší a rychlejší.

Pacienti si mohou také správnost provedení okamžitě ověřit. Pokud provádějí cvičení bilaterálně a jedna lopatka nemá dostatečnou stabilizaci začnou se překlápět na stranu špatně provedeného pohybu.

Cvičení ve vodě jako prostředek ke zotavení a léčbě je využíváno již tisíce let a prošlo dlouhým a složitým vývojem, od starořeckých a staroegyptských lázní až po specifické metody Aquaterapie v nejmodernějších zdravotnických zařízeních současnosti.

Moderní metody Aquaterapie se v posledních letech těší stále většímu zájmu jak laické, tak odborné veřejnosti. Roste počet center která nabízejí různé druhy cvičení ve vodě a také mnoho nemocnic a rehabilitačních klinik má k dispozici bazén.

V posledních desetiletích bylo vytvořeno množství metod (např. Bad Ragaz, Watsu, Halliwick, Burdenko, AiChi a další) jejichž autoři propagují cvičení ve vodě především s cílem zefektivnit a zkrátit stávající rehabilitační péči.

Bohužel stále chybí dostatečné množství výzkumů, které by prokazatelně potvrdily pozitivní přínos cvičení ve vodě. Většina dostupných výzkumů se věnuje hodnocení pohybů dolních končetin, chůzi, nebo celkovému vlivu Aquaterapie na kardiovaskulární systém. Podle dostupné literatury, bylo provedeno jen velmi málo studií hodnotících pohyby horní končetiny ve vodním prostředí.

Svou prací bych ráda přispěla k problematice využití Aquaterapie ve fyzioterapii a pokusila se s pomocí metody vodní povrchové elektromyografie objasnit zda je aktivita svalů stabilizujících lopatku rozdílná při provedení pohybu ve vodě a na suchu.

## **Teoretické podklady**

### ***Kineziologie ramenního kloubu***

Ramenní kloub člověka prošel bouřlivým vývojem, který se zdaleka netýká jen morfologického uspořádání kloubu. Ke zcela zásadní změně došlo v oblasti neuromotorického řízení – od řízení funkce opěrné a lokomoční ke kontrole funkce mnohem složitější, diferencovanější a fragilnější – k zajištění maximálně dynamické a přitom spolehlivé základny pro manipulační funkci ruky ve volném prostoru. Jakožto vývojově mladý, je tento typ centrace ramenního kloubu fragilní a snadno narušitelný. Musí být zabezpečený dva protichůdné úkoly – co největší volnost na straně jedné a dobrá funkční stabilita a centrace kloubu při různých typech pohybových úkolů na straně druhé (Mayer, Smékal, 2005).

Klíčovou roli pro stabilizaci celého pletence hraje lopatka. Při oslabení či paréze skapulotorakálních svalů je narušena její stabilizační funkce a změněn skapulothorakální rytmus, což má za následek dysfunkci celého ramenního pletence. Nejčastěji oslabenými stabilizátory lopatek jsou tzv. dolní fixátory – m. serratus anterior, mm. rhomboidei, střední a dolní porce m. trapezius (Francová, Pavlů, Pánek, 2006).

Addukce horní končetiny patří mezi pohyby často používané při posilování tzv. dolních stabilizátorů lopatky. Velmi často se addukce horní končetiny používá především při Aquaterapii pro posílení svalů ramenního pletence, zlepšení stability lopatky a celého pletence.

Všechny svaly pletence horní končetiny ovlivňují postavení lopatky a tím i postavení ramenního kloubu. Sklon artikulační plochy kloubní jamky má zásadní význam pro pohyb paže, tzn. že i svaly ramenního kloubu, topograficky „vzdálené“ jako m. pectoralis minor nebo mm. rhomboidei, vlastně určují rozsah pohybu paže a do značné míry celé horní končetiny (Dylevský, 2009).

## Skapulothorakální rytmus

Na lopatce začíná, nebo končí 17 svalů. Tyto svaly mají dvě hlavní funkce, stabilizační funkci a dynamické nastavení glenoidální jamky během pohybů horní končetiny.

Při abdukci (elevaci) horní končetiny se pohybu účastní nejen svaly ramenního kloubu, ale také svaly kolem lopatky. Lopatka rotuje po hrudní stěně tak, že dochází k postupné horizontalizaci kloubní jamky. Od 0° do 30° probíhá pohyb v ramenním kloubu. Od 30° do 170° připadá na každých 15° pohybu ramenního kloubu vždy 5° pohybu v thorakoskapulárním spojení. Tomuto vzájemnému poměru velikosti obou pohybů se říká thorakoskapulární či skapulothorakální rytmus (Dylevský, 2009).

Posledních 10° elevace je provázeno zevní rotací pažní kosti. Z uvedeného vyplývá, že z celkových 180° elevace horní končetiny se 120° pohybu odehrává v ramenním kloubu a zbylých 60° v thorakoskapulárním skloubení. V literatuře (Kolář, 2009) je možné najít také označení skapulohumerální rytmus, které popisuje pohyb pažní kosti a lopatky. Pohyb probíhá v poměru 2 : 1, tzn. že na 90° abdukce paže připadá 60° v glenohumerálním kloubu a 30° rotace lopatky (Kolář, 2009).

Svaly mezi lopatkou a hrudníkem pracují jako funkční jednotka k zajištění rotace lopatky při pohybu horní končetiny. Koordinace mezi rotací lopatky a abdukcí horní končetiny je důležitá k nastavení optimální polohy glenoidální jamky vůči hlavici humeru. Tím se lopatka výrazně podílí i na nastavení centrovaného postavení glenohumerálního kloubu.

## Svalové smyčky

Svaly mezi lopatkou a trupem tvoří svalové smyčky, které zajišťují funkční propojení lopatky s kostrou hrudníku (žebry a obratli). Svalové smyčky jsou tvořeny svaly jdoucí od žeber na lopatku a svaly jdoucími od lopatky na obratle hrudní, nebo krční páteře. Většinou jde o dvojici svalů s podobným průběhem, které dynamicky vyvažují polohu lopatky.

Mezi lopatkou a trupem jsou čtyři jednoduché smyčky tvořící „dynamický závěs lopatky“, který zajišťuje průběžně stabilizaci i pohyb lopatky a tím i paže, která se o ni při pohybu opírá jako o oporu. Činnost jednotlivých smyček sice lze analyzovat odděleně, ale na pohybu lopatky nebo její fixaci se podílejí společně (Véle, 2006).

Svaly *m. rhomboideus* a *m. serratus anterior* tvoří smyčku provádějící abdukcí a addukcí lopatky. Při rozdílné aktivitě obou svalů vzniká nerovnováha vedoucí ke změně polohy lopatky, která se v novém postavení opět ustálí a může se i fixovat (Véle, 2006).

Při aktivaci *m. rhomboideus* je dolní úhel lopatky přitahován k páteři, horní úhel se od ní vzdaluje a glenoidální jamka se sklání šikmo dolů. Tímto mechanismem ovlivňuje aktivita *m. rhomboideus* postavení v ramenním kloubu. Při aktivaci *m. serratus anterior* se dolní úhel lopatky od páteře vzdaluje a horní úhel se k ní naopak přibližuje. Glenoidální jamka se stáčí šikmo vzhůru. Pokud dojde k nerovnováze zapojení *m. rhomboideus* a *m. serratus anterior* změní se výchozí postavení lopatky, které druhotně ovlivňující klidové postavení celého ramenního pletence.

Dochází ke změně základního postavení ramenního kloubu, pro které se vžil název decentrace, použitý původně Vojtou a jeho následovníky. Změna může být způsobena jak organickým poškozením struktury, tak i poruchou řídicího programu bez zjevné organické léze (Véle, 2006).

Pro správnou fixaci lopatky je nutná koordinovaná aktivita obou svalů, která se během pohybu mění tak, aby bylo zajištěno udržení polohy lopatky proti působení vnější síly.

Smyčku provádějící depresi a elevaci lopatky tvoří horní část m. trapezius, m. levator scapulae a dolní část m. trapezius. Tato smyčka se uplatňuje při nesení břemen na rameni a v rukou (aktivují se m. levator scapulae a m. trapezius sup) (Véle, 2006).

Další smyčku podílející se na depresi a elevaci ramene tvoří m. pectoralis minor a horní část m. trapezius. M. pectoralis minor táhne za processus coracoideus a posouvá lopatku a tím i celý ramenní pletenec dopředu a dolů.. Horní část m. trapezius provádí elevaci lopatky a celého ramenního pletence společně s m. levator scapulae. Na elevaci a depresi lopatky se tak podílejí vždy současně dvě smyčky (jedna jde zepředu dozadu a druhá zezadu dopředu), které se kříží, tím se dosahuje vyvážené regulace polohy (Véle, 2006).

Další smyčka tvořená střední částí m. trapezius a m. serratus anterior vytváří svalový pás fixující lopatku. Při současné aktivaci těchto svalů je lopatka stabilizována přitlačením k hrudní stěně.

Svalové smyčky obvykle působí koordinovaně a svojí aktivitou nastavují polohu lopatky a tím umožňují zvládnutí jednotlivých fází pohybu.

„Při změně rovnováhy v těchto smyčkách se mění konfigurace ramenního pletence. Ve hře jsou přitom obvykle i zevní rotátory obklopující ramenní kloub: m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis a m. teres minor. Změna napětí v některém z uvedených svalů změni výchozí postavení v ramenním kloubu, které se stane zdrojem potíží, vede k decentraci zhoršující asymetricky opotřebení kloubních chrupavek“ (Véle, 2006).

Z postavení lopatky, respektive z jejích odchylek je možné posoudit aktivitu jednotlivých svalů ve smyčce i funkci nervů zásobujících tyto svaly (Véle, 2006)

Lopatka a thorakoskapulární svaly jsou součástí také dlouhých svalových řetězců běžících mezi trupem a horní končetinou. Tyto dlouhé svalové smyčky se podílejí na pohybech horních končetin a přenesení síly generované trupem a dolními končetinami na horní končetinu.

## Stabilizace lopatky

Lopatka, respektive její postavení hraje klíčovou roli pro stabilizaci celého ramenního pletence. Svaly upínající se na lopatku svou aktivitou způsobují v kloubní jamce vznik reakční síly. Pokud působí tato síla, její výslednice, proti geometrickému středu povrchu kloubní jamky, je kloub stabilní. Ovšem pokud působí tato síla mimo geometrický střed a především pak pokud výslednice směřuje mimo kloubní jamku, vzniká nestabilní situace (Janura, Krobot, Míková, Janurová, 2004).

Lopatka je součástí ramenního kloubu a jejím úkolem je vytvářet dynamickou, přesto stabilní bázi pro glenohumerální kloub během různých pozic a pohybů horní končetiny. Pohyb lopatky musí být koordinovaný s pohybem humeru, tak aby osa hlavice kloubu byla udržována ve fyziologickém rozmezí během plného rozsahu pohybu v ramenním kloubu. (Kibler, McMullen, 2003)

Při oslabení či paréze skapulotorakálních svalů se mění postavení lopatky, čímž je narušena její stabilizační funkce a změněn skapulothorakální rytmus. To má za následek dysfunkci celého ramenního pletence. Lopatka se pohybuje ve třech směrech laterálně, vertikálně a rotuje. Tyto tři pohyby vždy probíhají současně.

Velice důležitá je nejen síla kontrakce jednotlivých svalů, ale především sled jejich aktivace. Pro správnou stabilizaci je důležitá kokontrakce všech svalů podílejících se na dynamické stabilizaci lopatky, to je jak svalů krátkých smyček kolem lopatky, tak dlouhých svalových smyček.



## **Poruchy skapulothorakálního rytmu**

Pokud dojde z nějakého důvodu k oslabení nebo paréze některého ze skapulothorakálních svalů je narušena její stabilizační funkce a změněn skapulothorakální rytmus, což má za následek dysfunkci celého ramenního pletence. Porucha funkce se může projevit jak v klidu, tak především při pohybu. Nejčastěji oslabenými stabilizátory lopatek jsou tzv. dolní fixátory – m. serratus anterior, mm. rhomboidei, střední a dolní porce m. trapezius.

Změna v pozici a pohybu lopatky se vyskytuje u 68 až 100 % pacientů s poraněním ramene (Kibler. McMullen, 2003).

V zahraniční literatuře je změna v pozici a pohybovém stereotypu scapuly vzhledem k hrudnímu koši nazývána scapulární dyskineze ( Kibler. McMullen, 2003).

## **Příčiny poruchy skapulothorakálního rytmu**

Porucha stabilizační funkce může být způsobena mnoha faktory. Nejčastější příčinou je změna v aktivaci svalů, nebo jejich vzájemné koordinaci na základě svalové dysbalance. Mezi další příčiny scapulární dyskinezi patří úrazy ramenního kloubu, nebo paréza nervů inervujících svaly stabilizující lopatku.

Příčiny scapulární dyskineze můžeme rozdělit do několika skupin.

1. skupina: posturální abnormality a anatomické změny

- zvětšená krční lordóza, nebo nadměrná hrudní kyfóza změni polohu scapuly a může způsobit nadměrnou protrakci a akromiální depresi
- zlomeniny, nebo změny tvaru klavikuly a akromioklavikulárního kloubu mohou také vést ke změně postavení a pohyblivosti lopatky

2. skupina: poranění nervů následkem úrazu, operace, nebo onemocnění

- nervus accesorius (XI.) způsobí ochabnutí m. trapezius
- nervus thoracicus longus (C5,6,7) způsobí ochabnutí m. serratus anterior
- nervus dorsalis scapulae (C4,5) způsobí ochabnutí m. rhomboideus

### 3. skupina: nedostatečná flexibilita svalů, nebo kloubního pouzdra

- zkrácení m. pectoralis minor, nebo krátké hlavy m. biceps humeri může způsobit protrakci lopatky tahem za processus coracoideus, zkrácení m. pectoralis major může omezit pohyb klavikuly směrem dozadu a tím ovlivnit pohyb lopatky
- zkrácení kloubního pouzdra ramenního kloubu bude mít za následek omezení pohybu v glenohumerálním kloubu a lopatka tak může být tažena do abnormální polohy jak v klidu, tak především během pohybu

### 4. skupina: svalová dysbalance nebo oslabení svalů

- oslabení svalů kolem lopatky může vést ke změně propiocepce v glenohumerálním kloubu a poruše koordinace svalů
- dlouhodobé přetěžování svalů (např. při předsunutém držení hlavy), může způsobit reciproční inhibici antagonistů a tím zvětšit svalovou dysbalanci
- nejčastěji oslabené svaly jsou m. serratus anterior, dolní a střední část m. trapezius a m. rhomboideus – tzv. dolní fixátory lopatky

### 5. skupina: porucha propiocepce

- zranění nebo operace ramenního kloubu může způsobit změnu ve vnímání polohy a pohybu mechanoreceptory v kloubním pouzdru
- dlouhodobé přetěžování nebo otok můžou také měnit propiocepci kloubu (Trnavský, Sedláčková, 2002)

## Následky poruch skapulothorakálního rytmu

Všechny pohyby horní končetiny v ramenním kloubu jsou spojeny s pohybem lopatky, porucha pohybu lopatky proto ovlivní také postavení a pohyby ramenního kloubu. Poruchy skapulothorakálního rytmu jsou proto často asociovány s dalšími poruchami ramenního pletence, vzhledem k tomu, že nedostatečná scapulární retrakce způsobí změny v postavení kostěných komponent glenohumerálního kloubu, což může vést k přetěžování ligament a vazů ramenního kloubu.

Impingement syndrom bývá těsně asociován s nedostatečnou vnější rotací lopatky při abdukci/elevaci paže a zároveň, zdánlivě paradoxně, s její nedostatečnou fixací (Mayer, Smékal, 2005). Přílišná protrakce způsobená zkrácením kloubního pouzdra, nebo svalů upínajících se na processus coracoideus se podílí na vzniku impingement syndromu, protože lopatka rotuje dolů a dopředu (Kibler, McMullen, 2003).

Také ztráta schopnosti elevovat akromion může být sekundární příčinou impingement syndromu a dalších problémů ramenního kloubu, jako je instabilita glenohumerálního kloubu, nebo zánět šlach rotátorové manžety.

Jedna z nejdůležitějších poruch v biomechanice lopatky je však ztráta jejího zapojení do funkčních kinetických řetězců. Pokud je porušena koordinace svalů stabilizujících lopatku, které jsou součástí dlouhých svalových smyček, nemůže dojít k přenosu sil generovaných dolními končetinami a trupem na horní končetinu.

## **Specifické vlastnosti vodního prostředí**

Při cvičení ve vodě je využíváno specifických fyzikálních vlastností vodního prostředí, které se výrazně liší od vlastností prostředí „na suchu“.

Porozumění těmto specifickým vlastnostem vody nám poskytuje teoretické podklady pro správné zvolení pozice ve vodě, směru pohybu a typu použitých pomůcek (Thein, Brody, 2003).

## **Hydrostatické síly**

Hydrostatické síly jsou síly, které působí v neproudící kapalině. Jsou to síly, které budou působit na tělo pacienta/klienta při zanoření do vody. Z pohledu Aquaterapie patří mezi nejdůležitější vztlaková síla, gravitační síla, hydrostatická tlaková síla.

### **Vztlaková síla**

Na všechna tělesa ponořená do kapaliny působí vztlaková síla, jejíž směr je vždy kolmo vzhůru a působí tak v opačném směru než síla gravitační. Vztlaková síla vzniká v důsledku hydrostatických tlakových sil působících na povrch tělesa v kapalině (Svoboda, 1996). Podle Archimédova zákona, jsou všechna tělesa ponořená do kapaliny nadlehčována silou rovnající se váze kapaliny tělesem vytlačené. Velikost vztlakové síly  $F_{vz}$  je přímo úměrná hustotě kapaliny a objemu ponořené části tělesa a je definována vztahem

$$F_{vz} = \rho \cdot V \cdot g$$

kde  $\rho$  je hustota vody,  $V$  objem ponořené části a  $g$  gravitační zrychlení.

Nezávisí tedy na hloubce nebo celkovém objemu kapaliny, ani na hustotě nebo hmotnosti tělesa. Vztlaková síla podporuje pohyb tělesa směrem k hladině a brání pohybu od hladiny do hloubky.

Účinky vztlakové síly jsou v Aquaterapii hojně využívány (viz. kapitola nadlehčovací pomůcky).

Při ponoření pacienta/klienta do vody bude jeho tělo nadlehčováno podle velikosti ponořené části těla.

- tělo ponořené po C7 je nadlehčováno z 90 - 92 %
- tělo ponořené po processus xiphoideus je nadlehčováno ze 65 - 75 %
- tělo ponořené po SIAS je nadlehčováno z 45 - 50 % (Maynard, 2007; Sova, 2008)

Hodnoty se mírně liší u žen a mužů. Tento rozdíl je dán odlišným umístěním těžiště, muži mají těžší horní polovinu těla a ženy dolní polovinu těla. Působení vztlačové síly umožňuje měnit zatížení DKK možné podle hloubky vody, snižuje se zatížení kloubů DKK, snižuje se působení gravitační síly na venózní krev DKK, zlepšuje tak krevní návrat z DKK. Současně se ale zhoršuje stabilita pacienta i terapeuta a snižuje proprioceptivní imput.

### **Plování těles**

Na každé těleso ponořené do kapaliny působí jednak Země tíhovou silou  $F_g$  ve směru svislém dolů, jednak kapalina vztlačovou silou  $F_{vz}$  ve směru svislém vzhůru (Svoboda, 1996). Velikost těchto sil je dána vztahem

$$F_g = \rho_t \cdot V \cdot g \qquad F_{vz} = \rho \cdot V \cdot g$$

kde  $\rho_t$  je průměrná hustota ponořené části tělesa,  $\rho$  hustota kapaliny a  $V$  objem ponořeného tělesa (Svoboda, 1996). Chování tělesa závisí na výslednici těchto sil  $F$

$$F = F_g - F_{vz}$$

Z uvedených vztahů vyplývá, že chování tělesa je dáno především poměrem mezi hustotou tělesa a hustotou kapaliny. Ostatní hodnoty (objem tělesa a gravitační zrychlení) zůstávají během celého cvičení konstantní.

## Relativní hustota

Relativní hustota je poměr mezi hustotou (měrnou hmotností) předmětu nebo látky a hustotou standardní látky. V našem případě je standardní látkou voda při teplotě 4°C a atmosférickém tlaku 1 kPa jejíž hustota je 1,0 kg/m<sup>3</sup> (Thein, Brody, 2000).

Předměty s relativní hustotou menší než voda budou plavat v závislosti na své relativní hustotě, předměty s relativní hustotou větší než voda budou klesat ke dnu a předměty s relativní hustotou stejnou jako voda se budou vznášet.

Relativní hustota lidského těla se pohybuje mezi 0,95 až 0,97 (Thein, Brody, 2000). Relativní hustota těla se však mění během nádechu a výdechu. Relativní hustota těla se vzduchem v plicích je 0,975, tělo proto bude během nádechu plavat tak, že 2,5 % objemu bude nad hladinou (Maynard, 2007). Relativní hustota lidského těla při intenzivním výdechu je 1,05 – 1,08, tělo bude proto při výdechu klesat ke dnu.

Relativní hustota lidského těla se během života mění v závislosti na měnícím se „složení“ těla. Malé děti mají méně svalové tkáně a jejich kosti nejsou plně mineralizované, relat. hustota jejich těla je 0.860, budou tedy plavat tak, že 14% objemu těla bude nad hladinou (Maynard, 2007). Ve stáří se snižuje objem svalové hmoty a hustota kostní tkáně, relativní hustota těla seniorů se snižuje na hodnotu 0.860, plavou tedy lépe než mladí lidé. Muži mají obecně více svalové hmoty plavou proto hůře než ženy. Tuková tkáň má relativní hustotu 0,9 obézní tak plavou lépe než hubení.

Protože specifická hmotnost různých tkání těla není stejná, bude síla  $F$  působit na různé části těla rozdílně. Ochablé a oteklé končetiny mají nižší relat. hustotu a budou proto lépe plavat než spastické končetiny (svalová tkáň má vyšší relat. hustotu).

Působení vztlačové síly je možné v rehabilitaci využít pro cvičení s dopomocí, cvičení v odlehčení, nebo cvičení proti odporu (Thein, Brody, 2000).

O cvičení s dopomocí jde tehdy, pokud je pohyb ve směru vzhůru k hladině. Tato cvičení jsou obvykle využívána ke zvýšení rozsahu pohybů (Thein, Brody, 2000).

Během cvičení v odlehčení jsou pohyby kolmé na směr vztlačové síly a rovnoběžné s hladinou. Typicky, končetina plave těsně pod hladinou v závislosti na hustotě končetiny a na tom, zda byla použita nadlehčovací pomůcka (Thein, Brody, 2000).

Cvičení proti odporu jsou prováděna směrem ke dnu bazénu, proti směru vztlakové síly. Při cvičení proti odporu je třeba zvážit další důležité vlastnosti cvičení. Především velikost použité nadlehčovací pomůcky a pozici těla ve vodě, která rozhoduje o typu svalové kontrakce (Thein, Brody, 2000).

Abdukce v ramenním kloubu může být cvičením s dopomocí, pokud je prováděna s malou nadlehčovací pomůckou. Pokud ale použijeme velkou nadlehčovací pomůcku a zachováme malou rychlost pohybu, výsledkem bude excentrická kontrakce adduktorů ramenního kloubu (Thein, Brody, 2000).

### **Hydrostatický tlak**

V tíhovém poli Země působí na všechny částice kapalného tělesa tíhová síla. Výsledkem tohoto působení je hydrostatická tlaková síla  $F_h$ . Hydrostatickou tlakovou silou působí kapalina na dno a na stěny nádoby a také na pevná tělesa ponořená do kapaliny. Tlak v kapalině vyvolaný hydrostatickou tlakovou silou se nazývá hydrostatický tlak  $p_h$  (Svoboda, 1996). Je dán vztahem

$$p_h = \rho \cdot h \cdot g$$

kde  $\rho$  je hustota kapaliny,  $h$  hloubka místa pod volným povrchem a  $g$  gravitační zrychlení.

Hydrostatický tlak se zvětšuje lineárně s hloubkou, zvětší se o 1 mmHg na každých 1,36 cm. Na hladině vody odpovídá tlak atmosférickému tlaku 101,3 kPa. V hloubce 1 m = 111 kPa, o 10 % větší než u hladiny, v hloubce 2 m = 121 kPa a v hloubce 10 m = 201 kPa. Hydrostatický tlak působí až na periost, tedy i na všechny ostatní měkké tkáně. Pokud pacient/klient stojí ve vodě ve svislé poloze, působí na něj hydrostatický tlak, který je největší u kotníků a nejmenší těsně u hladiny. Při hloubce vody po sternum, působí na lýtka tlak přibližně 120 g/cm<sup>2</sup>, tento tlak odpovídá pevně utaženému elastickému obvazu.

Hydrostatický tlak pomáhá zmenšovat otoky, zlepšuje žilní návrat z DKK, jeho postupný nárůst od periferie k centru (ve svislé poloze těla) byl inspirací pro kompresní punčochy (Scheadinger, 2008) a je také zodpovědný za většinu kardiovaskulárních a respiračních změn během cvičení ve vodě (Thein, Brody, 2000).

Při zanoření po krk se posilují nádechové svaly ( nádech je proti odporu), naopak hydrostatický tlak napomáhá při výdechu. Na tento fakt je třeba myslet u pacientů s VC (vital capacity) menší než 1000 ml, protože mohou mít obtíže s dýcháním. Mohou také pociťovat nepříjemný tlak na hrudníku.

## **Hydrodynamika**

Hydrodynamika se zabývá ději, které vznikají v proudící kapalině, nebo pokud se těleso pohybuje neproudící kapalinou. Jsou to síly, které budou působit na tělo, nebo jeho části při provádění pohybů. Z pohledu Aquaterapie patří mezi nejdůležitější proudění, viskozita, odpor a obtékání těles.

## **Viskozita**

Viskozita je definována jako tření mezi jednotlivými molekulami kapaliny (Thein, Brody, 2000) a je důsledkem existencí kohezivních sil mezi molekulami (Hrazdára, 1990). Viskozita je pozorovatelná pouze tehdy, pokud je kapalina v pohybu, nebo pokud je kapalinou prováděn pohyb a projeví se jako odpor kladený tomuto pohybu způsobený přilnavostí molekul k povrchu tělesa. Protože je viskozita vody vyšší než viskozita vzduchu je většina pohybů ve vodě prováděna proti odporu (Thein, Brody, 2000).

## **Proudění reálné kapaliny**

Reálné (skutečné) kapaliny nejsou na rozdíl od ideální kapaliny dokonale tekuté a zcela nestlačitelné. Při proudění reálných kapalin působí vždy proti vzájemnému posouvání částic kapaliny odporové síly vnitřního tření, které pohyb brzdí. Vrstva kapaliny, která se bezprostředně stýká se stěnou tělesa, se pohybuje v důsledku tření mezi kapalinou a stěnou tělesa nejmenší rychlostí nebo je v klidu. Po této tzv. mezní vrstvě se posouvá malou rychlostí druhá vrstva a po ní pak další a další vrstvy kapaliny s postupně větší a větší rychlostí (Svoboda, 1996).

Síly vnitřního tření se podílejí na vzniku celkového odporu prostředí, které musí těleso pohybující se ve vodě překonat.



## Obtékání těles

Jak již bylo uvedeno výše, v důsledku vnitřního tření vznikají odporové síly, které působí proti směru pohybu tělesa. Tyto síly se nazývají hydrodynamické odporové síly a fyzikální jev jejich vzniku nazýváme odpor prostředí (Svoboda, 1996).

Při malých rychlostech proudění jsou proudnice (trajektorie pohybu jednotlivých částic tekutiny) rovnoběžné a proudění nazýváme laminární. Odpor prostředí je poměrně malý a je přímo úměrný rychlosti pohybu. Při větších rychlostech pohybu se zvětšuje rozdíl tlaků před a za tělesem. Tlak před tělesem stoupá a za tělesem klesá (Thein, Brody, 2000). Za tělesem se začnou tvořit víry a vzniká proudění turbulentní (Svoboda, 1996). Vznik vírů značně zvyšuje odpor prostředí, který se zvětšuje s druhou mocninou rychlosti pohybu tělesa.

Odpor prostředí, který je kladen pohybu tělesa se skládá z několika složek, třecího odporu, tlakového odporu a indukčního odporu (Svoboda, 1996).

Třecí odpor vzniká na základě vnitřního tření částic kapaliny v mezní vrstvě obtékaného tělesa a je vyjádřen vztahem

$$F_f = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot c_f \cdot S_f \cdot v^2$$

kde  $\rho$  je hustota kapaliny,  $c_f$  součinitel třecího odporu,  $S_f$  velikost smočné plochy a  $v$  rychlost pohybu (Svoboda, 1996).

Tlakový odpor vzniká při odtržení proudu od tělesa a vzniku vírů a je vyjádřen vztahem

$$F_p = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot c_p \cdot S_p \cdot v^2$$

kde  $\rho$  je hustota kapaliny,  $c_p$  součinitel tlakového odporu,  $S_p$  příčný průřez a  $v$  rychlost pohybu (Svoboda, 1996).

Tlak před tělesem stoupá a za ním klesá, tato změna tlaku způsobí, že voda proudí z místa vyššího tlaku do místa nižšího tlaku a vytvoří za tělesem malé turbulence, tyto malé víry brání plutí tím že vytvářejí brzdou sílu.

Indukovaný odpor vzniká při obtékání těles konečné délky a je spojen se vznikem vztlaku.

Ve většině případů je výsledný odpor složený z třecího a tlakového odporu a nelze je zjistit odděleně.

Z uvedeného vyplývá, že velikost odporu prostředí je přímo úměrná hustotě, součiniteli odporu, ploše tělesa a druhé mocnině rychlosti pohybu. Součinitel pohybu je závislý na tvaru tělesa. Největší hodnotu součinitele odporu  $c = 1,33$  má dutá polokoule, jejíž dutina je obrácena proti směru proudění. Naopak nejmenší hodnotu součinitele  $c = 0,03$  má těleso proudnicového neboli aerodynamického tvaru (Svoboda, 1996).

K překonání odporu prostředí je potřeba vykonat mechanickou práci, v případě Aquaterapie, provést aktivní pohyb proti odporu. Výběr pomůcek a pozice těla ovlivňuje proudění kapaliny kolem těla. Koncept využití velké plochy pomůcek ke zvětšení turbulencí je základem pro využití rukavic, odporových pacek a dalších odporových pomůcek (Thein, Brody, 2000).

Základním klíčem k vytvoření správného cvičebního programu je požadovaný typ kontrakce (Thein, Brody, 2000). Cvičení proti odporu vody téměř vždy vyvolá koncentrickou kontrakci. Excentrické kontrakce můžeme nejjednodušeji dosáhnout při použití velké nadlehčovací pomůcky, při rychle se střídajících recipročních pohybech, kdy jsou svaly nuceny brzdit pohyb končetiny při změně směru pohybu (Thein, Brody, 2000).

Jak vyplývá z výše uvedených vzorců je odpor vody závislý na hustotě vody, rychlosti pohybu a velikosti plochy kolmé na směr pohybu. Během cvičení ve vodě je hustota vody konstantní, velikost odporu a tím i obtížnost cvičení je tedy možné měnit změnou velikosti plochy nastavené kolmo na pohyb (změnou postavení těla, nebo použitím odporových pomůcek), nebo změnou rychlosti pohybu (Thein, Brody, 2000). Pokud rychlost vzroste dvakrát, odpor se zvýší čtyřikrát to nám umožňuje zvyšovat náročnost cvičení. Zvýšení rychlosti ale současně způsobí zhoršení stability klienta ve vodě. Snížení obtížnosti cvičení můžeme dosáhnout zlepšením aerodynamiky těles, nebo zpomalením pohybu.

Při cvičení ve vodě působí na tělo klienta/pacienta také další fyzikální vlivy specifické pro vodní prostředí.

## Vliv teploty na lidský organismus

Tepelná vodivost vody, je asi 25 krát vyšší než na vzduchu. Lidské tělo se tedy ve vodě bude ochlazovat, nebo ohřívat velice rychle podle teploty vody. Specifická tepelná vodivost vody je 1, těla přibližně 0, 83 a vzduchu 0, 001. Voda kumuluje teplo tisíckrát víc než stejný objem vzduchu. Vhodná teplota vody pro Aquaterapii je obecně udávána v rozmezí 32 – 34°C, což je termoneutrální teplota (nedochází k ohřívání ani ochlazování těla). Při této teplotě dochází k lepšímu uvolnění svalstva a kloubů.

Při nižší teplotě vody i klidová poloha zvyšuje několikanásobně energetický výdej organismu tím, že termoregulace ve vodě je 3-4 krát vyšší než na suchu. Lidské tělo využívá 20 % energie pro práci, 80 % energie se přemění na teplo. Pobyt ve vodě výrazně ovlivňuje metabolismus, krevní oběh, dýchání a žlázy s vnitřní sekrecí.

Organismus reaguje na prostředí o teplotě nižší než 34-35°C (termoneutrální teplota) typickou adaptační reakcí. Na počátku vznikne pocit chladu, následovaný zúžením povrchových cév. Tělo se tak brání úniku tepla. Projevem je zblednutí kůže v důsledku sníženého periferního prokrvení. Během několika minut dojde k rozšíření kožních cév, ustoupí pocit chladu a kůže získává původní barvu. Pokud je prostředí chladnější nebo pokud nevykonáváme žádnou aktivní činnost, nepoměr mezi tvorbou a výdejem tepla má za následek trvalejší zúžení kožních cév (hlavně DKK a obličej). Zpomaluje se krevní oběh, zvyšuje se podíl odkysličené krve a spotřeba kyslíku v tkáních. Vyšší podíl redukovaného krevního barviva způsobuje tmavší odstín krve, dochází k promodráání kůže především periferie a rtů. Celkovým důsledkem je pokles tělesné teploty a vznik svalového třesu. Všechny tyto důsledky znehodnocují očekávaný pozitivní vliv cvičení ve vodě a svědčí ve prospěch použití termoneutrální teploty vody.

Při pobytu ve vodě kůže nasaje malé množství vody. Po opuštění vodního prostředí, při odpařování této vody, tělo ztrácí mnoho tepla, což může vést k nachlazení. Po cvičení ve vodě je proto důležité důkladné vysušení těla a vlasů a teplé oblečení.

## **Chemické složení vody**

Pokud je teplota vody v bazénu udržována v rozmezí 32 – 34° je někdy obtížnější udržet ji v potřebné čistotě. Do vody jsou přidávány látky pro dezinfekci (plynný chlor, chlorové vápno, nejdovaná sůl, ozón,), ty mohou u citlivých jedinců vést k podráždění sliznic dutiny ústní, dýchacích cest nebo spojivek. Je proto vhodné používat plavecké brýle a po cvičení osprchovat celé tělo.

## **Fyziologické reakce organismu**

Již pouhé ponoření do vody o termoneutrální teplotě vyvolá v těle celou řadu fyziologických reakcí.

Znalost fyziologických změn ke kterým dojde jak v klidu, tak během cvičení je správné přizpůsobení cvičebního programu (Thein, Brody, 2000)

## **Cévní systém**

Většina fyziologických změn ke kterým dojde při ponoření člověka do vody je výsledkem působení hydrostatického tlaku a zahrnuje především redistribuci krevního objemu (Thein, Brody, 2000) .

Působením hydrostatického tlaku na dolní končetiny a vlivem působení vztlakové síly je zlepšen žilní návrat z dolních končetin. Při zanoření po processus xifoideus se během 6 sekund zvýší žilní návrat o 700 ml (Schoedinger, 2008, Maynard, 2007). Hydrostatický tlak je přímo úměrný hloubce zanoření a proto při vzpřímeném stojí nejvíce působí u kotníků, směrem nahoru klesá. Působení hydrostatického tlaku má tedy stejný efekt jako kompresní punčochy.

Na základě vazodilatace se periferní odpor snižuje v teplé vodě o 30 % a naopak stoupá ve vodě studené. Tento fakt také přispívá k zlepšení reabsorbce otoků.

Hydrostatický tlak působí až na periost a tedy i na všechny měkké tkáně. Tlak působící na podkoží zvyšuje reabsorpci extracelulární tekutiny a napomáhá tak reabsorpci otoků.

Působením hydrostatického tlaku na povrch těla dojde ke zvýšení žilního návratu a zvýšení tlaku v pravé síni. Při zanoření po krk se tlak v pravé síni zvýší o 14 až 18 mm(Schoedinger, 2008) (8 to 12 mm Hg(Thein, Brody, 2000) Hg. Srdeční objem se

zvýší o 27 až 30 % (Schoedinger, 2008) (25+%) (Thein, Brody, 2000) a na základě Frankova-Starlingova zákona bude srdeční sval pracovat s větší silou. Srdeční výdej i tepový objem se zvýší, zatímco srdeční frekvence zůstává stejná (Thein, Brody, 2000). Při ponoření po krk se tepový objem se zvýší o 35%.(Schoedinger, 2008) (25+%) (Thein, Brody, 2000).

Srdeční frekvence je výrazně ovlivněna hloubkou zanoření, při zanoření po hrudník je srdeční frekvence o 8-11 tepů/min nižší než při zanoření po pás a při cvičení v hluboké vodě je srdeční frekvence o 17 tepů nižší než během odpovídajícího cvičení na suchu (Thein, Brody, 2000). Změny srdeční frekvence jsou také výrazně ovlivněny teplotou vody. Podle studie autorů Becker et al. je při cvičení ve vodě chladnější než je termoneutrální teplota srdeční frekvence průměrně o,735 tepů nižší než je klidová tepová frekvence na suchu. Při cvičení ve vodě o termoneutrální teplotě se srdeční frekvence výrazně nemění, zatímco ve vodě teplejší než 36°C se srdeční frekvence zvyšuje průměrně o 21,573 tepů za minutu. (Becker et al., 2009).

Obecně se při cvičení ve vodě doporučuje tepová frekvence o 10 % nižší než požadovaná tepová frekvence při cvičení na suchu (Schoedinger, 2008). Intenzivní kardio trénink by se měl odehrávat ve vodě o teplotě 27 – 28°C aby nedošlo k přehřátí. Běžná rehabilitační cvičení, která tolik nezatěžují kardiovaskulární systém mohou být bezpečně prováděna při teplotě vody 33-34°C. (Thein, Brody, 2000)

### **Respirační systém**

Při zanoření po krk se vitální kapacita plic snižuje průměrně o 10 %, 50-60 % tohoto snížení je způsobeno zvýšením objemu krve v hrudníku a ze 40-50 % hydrostatickým tlakem působícím na hrudník (Schoedinger, 2008).

Hydrostatický tlak působící na břišní stěnu způsobí, že se diafragma posouvá kranálně. Hrudní koš je současně stlačován a nádech se uskutečňuje proti tomuto tlaku. Hydrostatický tlak zároveň napomáhá výdechu. Celková práce dýchání se při ponoření po krk zvýší o 60 % (Sova,2008). Vzhledem k zvýšenému tepovému objemu se zlepšuje prokrvení plic. Zvýšený odpor kladený nádechu způsobí, že se dýchání účastní i horní partie plic. Během cvičení ve vodě se také zvyšuje parciální tlak kyslíku v krvi.

Hydrostatický tlak působící na hrudník ztěžuje rozvoj hrudníku a může způsobovat problémy s dýcháním pacientům se sníženou kapacitou plic, dechovými obtížemi, nebo pacientům kteří mají strach z vody (Thein, Brody, 2000).

## **Muskuloskeletální systém**

Působení vztlakové síly a hydrostatického tlaku napomáhá návratu lymfy a reabsorpci extracelulární tekutiny, tím ponoření ve vodě ve svislé poloze pomáhá redukovat otoky (Schoedinger, 2008).

Krevní zásobení svalů se zlepšuje a tím se zvyšuje přísun kyslíku do svalů a odplavování metabolitů. Díky zlepšení prokrvení, termoneutrální teplotě vody a snížené aktivitě sympatiku se zlepšuje relaxace svalů. Také dochází ke snížení spasticity na základě snížení aktivity gama systému (Schoedinger, 2008).

Působením vztlakové síly se snižuje zatížení kloubů dolních končetin a snižuje se dráždění proprioreceptorů. Snížená propriocepce má za následek snížení svalového napětí svalů v okolí kloubu, současně dochází k uvolnění měkkých tkání a tím se zlepšuje možnost mobilizace měkkých tkání a kloubů (Schoedinger, 2008).

Při vertikální poloze těla v hluboké vodě dochází vlivem gravitační síly k jemné trakci páteře, která je udržována během celého cvičení. Maynard (Maynard, 2007) ve své knize uvádí, že ve vertikální poloze dojde k prodloužení páteře průměrně o 2,5 cm. Tomu nasvědčují i výsledky studie autorů Kurutz a Bendr, kteří metodou podvodního ultrazvukového vyšetření zjistili prodloužení bederní páteře (úsek L3 – S1) u probandů mladších 40ti let při zavěšení v horizontální poloze bez použití přidané zátěže o 2,8 mm a při použití zátěže (20 – 20 N, připevněná na kotníky) o 4,45 mm (Kurutz, Bendr, 2010). Použitím vhodných nadlehčovacích pomůcek je možné tuto trakci zacílit na jednotlivé úseky páteře.

## **Vylučovací systém**

Jak už bylo uvedeno výše, během zanoření dochází k centralizaci krevního oběhu a zvýšení tepového srdečního objemu. Vzhledem k faktu, že ledviny dostávají až 25 % srdečního výdeje, dojde ke zvýšení renální cirkulace. Následkem toho dojde ke snížení aktivity systému renin-angiotenzin-aldosteron a zvýšení hladiny atrialního natriuretického faktoru na dvojnásobnou hodnotu (Schoedinger, 2008).

Následkem zvýšené renální cirkulace dojde ke zvýšení glomerulární filtrace a zvýšení produkce moči šest až sedmkrát, to vede ke zvýšenému nucení na močení během pobytu ve vodě. Vylučování sodíku a draslíku se zvýší 2-3x.

Zanoření ve vodě způsobí snížení objemu plasmy, což vede k centrální hypovolémii a následně ke snížení produkce ADH. Nebezpečí centrální hypovolémie tkví především v možnosti vzniku hypovolemického kolapsu při opuštění vody.

Působení hydrostatického tlaku a vztlakové síly napomáhá zlepšení vstřebávání extracelulární tekutiny.

Po opuštění vody se objem tekutin, který je menší než před vstupem do vody, rozdělí do původních prostor, což vyvolá relativní nedostatek tekutin. To se projeví typickou žízní po plavání a může přispět ke vzniku hypovolemického kolapsu. Studená voda zvyšuje účinek zanoření na renální systém díky zvýšené vazokonstrikci. Obava, strach, nebo jiný psychický stres ještě dále zvyšuje diurezu. Renální odezva na zanoření je také větší u seniorů a malých dětí (Schoedinger, 2008).

### **Další účinky**

Řada autorů (Sova, 2004, Schoedinger, 2008, Dull, 2002, Maynard, 2007) popisuje výrazné působení cvičení ve vodě o teplotě 34-35°C (termoneutrální teplota) na vegetativní nervový systém. Podle těchto autorů dochází ke snížení aktivity sympatiku a naopak zvýšení aktivity parasympatiku. Tuto teorii podporují i výsledky studií hodnotící vliv teploty vody na lidský organismus (Šrámek et al., 2000). Změny aktivity vegetativního nervového systému jsou především následkem působení termoneutrální teploty vody, rytmickými a plynulými pohyby, snížením sensorických vstupů (omezení vnímání gravitace, snížení vizuálních a sluchových vjemů), uklidňujícím působením vody na sluchové a exteroceptory, snížením bolestivosti a použitím specifických relaxačních technik (Schoedinger, 2008)

Díky snížení aktivity sympatiku dojde ke snížení hladiny adrenalinu a noradrenalinu, které má společně se zvýšenou aktivitou parasympatiku za následek snížení srdeční a dechové frekvence, prohloubení dechu, zvětšení periferní vazodilatace, zvýšení aktivity hladké svaloviny (zlepšení trávení), snížení aktivity příčně pruhované svaloviny, zmenšení spasticity, snížení aktivity retikulárního aktiv. Systému a zlepšení funkce imunitního systému (Schoedinger, 2008). Tyto změny vedou v krátkodobém měřítku k zlepšení rozsahu pohybu, relaxace, snížení spasticity a svalových spasmů. V dlouhodobém měřítku se projeví celkový pozitivní vliv na organismus v podobě zlepšení spánkového stereotypu, trávení, imunitní reakce organismu a snížení anxiety (Schoedinger, 2008).

## Rizikové faktory a kontraindikace

Přes všechna uváděna pozitiva je nutné brát v úvahu i rizika spojená s pobytem ve vodním prostředí.

Při cvičení ve vodě je zvýšené nebezpečí nadměrné únavy, vzhledem k tomu, že stejná intenzita pohybu ve vodě je subjektivně vnímána jako nižší aktivita než na suchu. Chlor, nebo další látky používané pro dezinfekci vody mohou také dráždit kůži a respirační systém, především u pacientů s dýchacími obtížemi. Hydrostatický tlak působící na hrudní stěnu způsobuje u pacientů s respiračními obtížemi subjektivní pocit že se nemohou nadechnout. To může vést až k záchvatům paniky (Schoedinger, 2008). Vzhledem k vyjmenovaným faktům je použití Aquaterapie kontraindikováno u pacientů se srdečním selháváním, s nestabilní anginou pectoris a u pacientů s limitovanou vitální kapacitou plic (méně než 1000 ml). Tito pacienti nejsou schopni tolerovat další snížení vitální kapacity v důsledku působení hydrostatického tlaku (Schoedinger, 2008, Sova, 2004. Maynard, 2007).

Následující seznam zahrnuje nejvýznamnější kontraindikace a faktory které je nutné před indikací Aquaterapie zvážit (Schoedinger, 2008, Sova, 2004. Maynard, 2007).

- chybějící kašlací reflex
- horečka
- vážné uroinfekce
- inkontinence
- otevřené rány
- nekontrolovaná epilepsie ( odrazy světla mohou zvýšit pravděpodobnost záchvatu
- infekční onemocnění
- citlivost, alergie na bazénové chemikálie
- krvácení do mozku
- nekontrolovaný diabetes melitus
- protržené bubínky
- závažné problémy s vylučováním - pokud pacient není schopen regulovat výdej vody



- špatná termoregulace
- špatná integrita kůže - pozor musíme dávat u pacientů užívajících steroidní medikaci, po ozařování, nebo s tenkou pokožkou
- tracheostomie
- trombóza
- roztroušená skleróza - pacienti jsou velice citliví na teplo vody
- stomie – je nutné pečlivě zakrýt a zajistit voděodolnost
- zavedení katetrů
- autonomní dysreflexie

Do horních vrstev pokožky se během pobytu ve vodě nasákne voda, kůže se tak stává měkčí a náchylnější k poranění. Po opuštění vodního prostředí dochází k odpařování této vody a většímu ochlazení organismu. Je proto nutné zabezpečit osušení a udržení pacienta v teple.

Vzhledem k náročnějšímu udržení rovnováhy ve vodě (především při provádění pohybů, nebo v proudící vodě) je vyšší nebezpečí overstimulace vestibulárního systému (Schoedinger, 2008). Proudící voda na druhou stranu stimuluje mechanoreceptory a prostřednictvím vrátkového mechanismu pomáhá s redukcí bolesti a napomáhá relaxaci.

## **Elektromyografie**

Pro posouzení funkce svalů stabilizujících lopatku jsme v naší studii použili metodu elektromyografie a to jak při pohybu na suchu, tak při pohybu ve vodě.

### **Definice**

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metoda, která je založena na snímání povrchové nebo intramuskulární svalové aktivity. Zaznamenává změnu elektrického potenciálu, ke které dochází při svalové aktivaci. (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003).

Tato aktivita může odpovídat volní nebo mimovolní svalové kontrakci. EMG aktivita během volní svalové kontrakce má vztah ke svalovému napětí sledovaného svalu (Rash).

### **Fyziologická podstata EMG signálu**

Svalová aktivity (svalová kontrakce) vzniká na základě impulsů z motorického kortexu mozku. Nervové vzruchy jsou vedeny pyramidovou drahou k buňkám předních rohů míšních, kde jsou převedeny na motoneurony buď přímo, nebo prostřednictvím interneuronů. (Ambler, 2002). Při překročení prahu dráždivosti motoneuronu vzniká signál šířící se neuritem ke skupině svalových vláken, reagujících na něj synchronním záškubem (Véle, 2006).

Skupina svalových vláken inervovaná jedním alfa motoneuronem se nazývá motorická jednotka (MJ) a je základní funkční jednotkou příčně pruhovaného svalu. Motorická jednotka pracuje rytmicky kvantovým způsobem podle zákona “vše nebo nic” a uvolněné kvantum mechanické energie je za normálních podmínek vždy stejné (Véle, 2006).

Velikost motorické jednotky je dána počtem svalových vláken inervovaných jedním alfa motoneuronem. Jedna motorická jednotka může obsahovat několik desítek (v okohybných svalech) až několik tisíc svalových vláken. Svalová vlákna jedné

motorické jednotky jsou rozptýlena ve svalu a dochází tak k tomu, že se jednotlivé motorické jednotky vzájemně překrývají (Varsik a kol., 2004 ).

K přenosu nervového vzruchu na svalové vlákno dochází prostřednictvím neuromuskulární ploténky. Vzruch probíhající nervovým vláknem provádí depolarizaci buněčné membrány svalového vlákna a projevuje se zevně akčním potenciálem motorické jednotky. Průběh akčních potenciálů lze snímat elektromyograficky a tím evidovat objektivně aktivitu motorických jednotek svalu (Véle, 2006).

Nervový vzruch šířící se z CNS dosahuje jednotlivé motorické jednotky v jiném okamžiku. Ke kontrakci motorických jednotek proto nedochází současně, ale asynchronně. Stupeň kontrakce svalu (skupiny svalů) je řízen z CNS pomocí počtu podrážděných motorických jednotek (prostorové odstupňování ) nebo pomocí frekvence vzruchů (časové odstupňování)(Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003).

Akční potenciál jedné motorické jednotky je možné detekovat jako MUAP ( motor unit action potencial). Jde o prostorovou a časovou sumaci akčních potenciálů jednotlivých vláken jedné motorické jednotky (Rash). Součtem akčních potenciálů motorických jednotek v rámci oblasti snímané jednou elektrodou (pick-up area) vzniká celkový EMG signál. Oblast snímaná jednou elektrodou téměř vždy obsahuje svalová vlákna z více než jedné motorické jednotky, protože jednotlivé motorické jednotky se ve svalu vzájemně překrývají (Rash, Varsik a kol., 2004).

## **Druhy EMG**

Podle způsobu snímání elektrické aktivity svalů rozeznáváme jehlové EMG a povrchové EMG.

U jehlového EMG jsou ke snímání elektrické aktivity svalů používány jehlové elektrody, které jsou zavedeny přímo do sledovaného svalu.

Povrchové EMG používá ke snímání elektrické aktivity elektrody povrchové, které jsou aplikovány na kůži nad sledovaným svalem.

## Povrchová EMG

Při povrchovém snímání EMG je signál výsledkem sumace akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken. Akční potenciály procházejí přes přilehlé svalové tkáně, hlavně tuk a kůži, na jejímž povrchu jsou detekovány (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003).

Povrchové elektrody jsou diskového tvaru a připevňují se pomocí oboustranného lepícího kroužku na kůži nad sledovaným svalem. Aplikace elektrod je jedním z nejdůležitějších kroků přípravné fáze měření. Musí se zajistit správné přichycení elektrod na kůži, aby nedošlo k jejich uvolnění v průběhu měření. Elektrody se upevňují na očištěnou a odmaštěnou pokožku. Mezi pokožku a povrch elektrody je nutné aplikovat vodivou pastu ke snížení impedance mezi kůží a elektrodou. Vhodné je také přelepení volných kabelů lepící páskou, tak aby se minimalizoval tah za elektrody v průběhu pohybu a zabránilo se vzniku pohybových artefaktů.

Při snímání elektrické aktivity svalů je důležité umístění elektrod na kůži a jejich vzájemná poloha. Běžně se používá bipolární konfigurace elektrod. V tomto uspořádání jsou dvě elektrody aktivní a jedna referenční. Aktivní elektrody jsou umístěny nad bříškem sledovaného svalu, zatímco referenční elektroda je umístěna nad elektricky neutrálním místem. Aktivní elektrody by měli být umístěny mezi motorickým bodem svalu a jeho úponem, nebo mezi dvěma motorickými body a rovnoběžně s podélnou osou svalu ( De Luca, 2002). Vzájemná vzdálenost aktivních elektrod nemusí být příliš velká , protože svalová vlákna jednotlivých motorických jednotek jsou náhodně rozptýlena v průřezu svalem, takže jakákoli část svalu obsahuje svalová vlákna generující sílu svalu. Vzdálenost by neměla být ani příliš malá, protože hrozí nebezpečí, že v případě pocení dojde k přemostění. Podle De Lucy, by měla být vzdálenost 1 cm ( De Luca, 2002).

Referenční elektroda by měla být umístěna co nejdál od aktivních elektrod na elektricky neutrálním místě ( např. nad kostní prominencí) ( De Luca, 2002).

## **Snímání povrchového EMG ve vodním prostředí**

Snímání EMG signálu ve vodním prostředí se v obecném přístupu neliší od běžné metodiky povrchového EMG, vyskytují se však určitá specifika, především s důrazem na správnou aplikaci elektrod na kůži (Pánek, Pavlů, Krajča, Čemusová, 2010). Také je třeba zajistit voděodolnost elektrod i použitých přístrojů. Pro snímání EMG signálu ve vodním prostředí se používají speciální povrchové bipolární elektrody, jde o diskové Ag/AgCl elektrody o průměru 5 mm, které jsou zality do umělé hmoty tak, že zůstává volná pouze centrální část, která se přikládá na kůži (Pánek, Pavlů, Krajča, Čemusová, 2010).

Elektrody se stejně jako při snímání na suchu aplikují na očištěnou, odmaštěnou pokožku za použití oboustranných lepících kroužků. K zajištění voděodolnosti se používají voděvzdorné přelepky, které brání odlepení elektrod ve vodě.

Vzhledem ke snaze redukovat možná rizika spojená s používáním elektrických přístrojů v blízkosti bazénu, je při měření ve vodě dávana přednost použití telemetrického EMG přístroje (Masumoto, Mercer, 2008). Tento přístroj používá pro přenos EMG signálu z elektrod do vlastního EMG přístroje vysílače se zesilovačem, který musí být uložen ve vodotěsném vaku. K příjmu signálu jsou určeny 2 samostatné antény. Pro příjem signálu je nutné aby přijímala alespoň jedna. Vyhodnocení a zpracování dat se děje ve vlastním EMG přístroji pomocí speciálního softwaru (Pánek, Pavlů, Krajča, Čemusová, 2010), v případě naší studi program Noraxon Myoresearch XP Master Edition.

## **Faktory ovlivňující záznam EMG**

Důležitým aspektem při snímání elektrické aktivity svalů pomocí povrchových elektrod je skutečnost, že mezi elektrodou a vlastním svalem leží tkáň, které zhoršují přenos elektrického napětí. Tloušťka těchto tkání významně ovlivňuje kvalitu záznamu. Mezi tyto tkáň patří kůže, podkožní vazivo, tuková tkáň a svaly. Ke snížení impedance mezi kůží a elektrodou se používá vodivý gel. Současně se vyhýbáme snímání aktivity svalů nad kterými je velká tloušťka tukové tkáň a hluboko uložených svalů.

V neupraveném EMG záznamu se mohou objevovat tzv. šumy, záznamy elektrické aktivity z jiného zdroje než měřeného svalu. Tato aktivita může mít různý zdroj.

- Všechna elektrická zařízení, nebo elektrická vedení generují mohou způsobovat přítomnost artefaktů v EMG záznamu. Je proto nutné umístit všechny elektrické přístroje dostatečně daleko od snímaného svalu a odfiltrovat frekvenci střídavého elektrického napětí (50Hz Evropa, 60Hz USA), pokud tak nebylo učiněno přístrojem (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003).
- Při umístění elektrod v oblasti hrudníku, může být společně s aktivitou sledovaného svalu zaznamenána EKG aktivita srdce. Před dalším zpracováním je třeba tuto aktivitu ze záznamu odfiltrovat pomocí EKG filtru..
- Pohybové artefakty, které mohou vznikat na základě pohybu volných kabelů elektrod nebo zvýšením impedance mezi kůží a elektrodou (odlepení elektrody). Těmto artefaktům je možné předcházet správnou aplikací vlastních elektrod a pečlivým připevněním kabelů elektrod ( Rash). Frekvence elektrického signálu obou těchto zdrojů artefaktů se pohybuje především v rozmezí frekvencí 0 až 20 Hz ( Rash).

Při snímání podvodního EMG je aplikace elektrod jednou ze zásadních procedur celého měření a je nutné jí věnovat zvýšenou pozornost.

- „cross-talk“ - vzhledem překrývání svalů a faktu, že elektroda snímá veškerou elektrickou aktivitu ve svém okolí, je možné, že snímaný signál bude obsahovat aktivitu nejen sledovaného svalu, ale také svalů v okolí. Naším cílem je však snímat aktivitu jen jednoho svalu. Je proto nutné správné umístěním a velikost elektrod (Pazton, Roger, 2008). O správném umístění elektrod se můžeme přesvědčit provedením svalového testu pro daný sval (Rash).

## Zpracování EMG signálu

### Zesílení signálu

Elektrická aktivita svalu snímaná povrchovými elektrodami se pohybuje v řádech mikrovoltů a je velice citlivý na vlivy z okolí. Proto musí být signál zesílen pomocí zesilovače, který je připojován co neblíže za elektrody.

### Analogově-digitální převod

Předtím než může být signál zobrazen a analyzován v počítači musí být převeden z analogové podoby do tzv. diskrétního, neboli digitálního výsledného signálu (Pánek, Pavlů, Čemusová, 2009). K převodu je používán dvanáctibitový analogově-číslíkový převodník s volitelnou vzorkovací frekvencí. Výběr optimální vzorkovací frekvence se řídí Nyquistovým teorémem, který definuje minimální vzorkovací frekvenci jako alespoň dvojnásobnou k nejvyšší frekvenci obsažené v naměřeném signálu. Tuto frekvenci je v případě povrchového EMG obvykle 5 – 500 Hz, nejvyšší obsažená frekvence je tedy 500 Hz a vzorkovací frekvence musí být alespoň 1000 Hz (Pánek, Pavlů, Čemusová, 2009 ).

### Filtrace

Během záznamu EMG aktivity svalu mohou v záznamu vznikat různé artefakty, které je třeba ze záznamu odstranit.

- odfiltrování frekvencí nižších než 10 Hz a vyšších než 500 Hz – pomocí dvoupásmového filtru
- odfiltrování EKG záznamu pomocí EKG filtru
- manuální odstranění pohybových artefaktů na základě vizuálního vyhodnocení záznamu

## **Offset**

Nativní EMG data musí být nejprve ofsetována, tak aby splňovala předpoklad, že EMG signál je střídavý signál oscilující stejnou vahou do kladných i záporných hodnot (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003).

## **Rektifikace**

Rektifikace je proces, při kterém jsou všechny záporné hodnoty přeneseny do kladných hodnot, tím dojde k vytvoření absolutních hodnot ze všech registrovaných amplitud. Záznam je tak nejen lépe čitelný, ale také je možno ho použít pro další zpracování jako je stanovení průměrné a maximální aktivity svalu.

## **Vybrání intervalu**

Z celkového záznamu EMG aktivity je pro účely experimentu nutné vybrat úsek vhodný pro další zpracování a analýzu. Tento úsek je vybírán s ohledem na zvolenou metodu zpracování a účel výzkumu. Synchronní videozáznam pořízený během experimentu, nám umožnil vybrání úseku EMG záznamu, který odpovídá jednomu pohybovému cyklu.



## **Studie**

Se vzrůstající oblibou cvičení ve vodě stoupá i množství studií věnujících se tomuto druhu cvičení.

Většina studií se však zaměřuje na zkoumání kardiorepiračních změn při cvičení ve vodě a pouze několik málo studií se zabývá sledováním svalové aktivity.

Ve studiích zkoumajících kardiorepirační změny autoři sledují jak okamžité změny během cvičení ve vodě (Whitley, Schoene, 1987, Butts et al, ) tak změny ke kterým po dlouhodobé Aquaterapii ( Takeshima et al, 2002, Nakanishi, Kimura, Yokoo, 1999, Greene et al., 2009, Day, 2007, Foley, Halbert, Hewitt, Crotty, 2003).

Výsledky těchto studií potvrdili okamžité účinky vodního prostředí na lidský organismus. Jak uvádějí autoři Nakanishi, Kimura, Yokoo ( Nakanishi, Kimura, Yokoo, 1999), došlo při cvičení ve vodě ke snížení srdeční frekvence, které autoři připisují kardiorepirační reakci organismu na působení hydrostatického tlaku. Stejně tak dochází ke snížení maximální minutové ventilace ve vodě díky působení hydrostatického tlaku na hrudník a břišní stěnu. Dýchání se stává ve vodě obtížnějším (Nakanishi, Kimura, Yokoo, 1999). Okamžité účinky na organismus zkoumali také autoři Whitley a Schoene ve své studii, ve které porovnávali srdeční frekvenci během chůze ve vodě a na suchu. Autoři zjistili, že při porovnání chůze ve vodě a na suchu, je při zachování stejné rychlosti chůze tepová frekvence během chůze ve vodě vyšší. Autoři proto považují chůzi ve vodě jako vhodnou metodu kardio cvičení pro pacienty, kteří nemohou plně zatěžovat dolní končetiny (Whitley, Schoene, 1987).

Další autoři se naopak soustředili na účinky Aquaterapie na kardiorepirační systém a fyzickou zdatnost při dlouhodobé (12 týdnů) Aquaterapii ( Takeshima et al, 2002, Greene et al., 2009)

Tyto studie prokázaly, že při dlouhodobé Aquaterapii dochází u probandů ke zvýšení VO<sub>2</sub> max, snížení srdeční frekvence, zvýšení total Lean Body Mass (celkové množství svalové hmoty)( Takeshima et al, 2002, Greene et al., 2009).

Studie se zaměřují na vliv cvičení ve vodě jak na zdravé osoby (Whitley, Schoene, 1987, Nakanishi, Kimura, Yokoo, 1999, Shono, 2001), tak na skupiny obyvatel se zvláštními požadavky na terapii, na obézní osoby (Greene et al., 2009, Wouters, 2010) seniory (Takeshima et al, 2002), pacienty s parkinsonovu chorobu (Crizzle, 2007),

pacienty s fibromyalgií (Assis et al., 2006) nebo pacienty s osteoartritidou (Day, 2007, Foley, Halbert, Hewitt, Crotty, 2003, Wyatt, Stacie, Manske, Deere, 2001). U těchto probandů byly sledovány parametry specifické pro obtíže daných probandů. Výsledky prokázaly, že u obézních probandů dochází kromě již uvedených změn VO<sub>2</sub> max a srdeční frekvence také ke snížení celkového množství tuku, zvýšení total Lean Body Mass (celkové množství svalové hmoty)(Greene et al., 2009, Wouters,2010), zmenšení obvodu pasu a současně byli tito probandi ujít během 6 minut (6 minut walk test) větší vzdálenost při stejné srdeční frekvenci a stupni námahy než na počátku terapie (Wouters,2010). U pacientů s parkinsonovou chorobou došlo během terapie k zlepšení svalové síly, vytrvalosti a délky kroku (Crizzle, 2007), u pacientů s fybromyalgií došlo ke snížení bolesti, zlepšení pohybových funkcí a celkových ukazatelů kvality života (Assis et al., 2006) a u pacientů s osteoartritidou k zmírnění bolesti, zlepšení svalové síly, zlepšení stability a vytrvalosti chůze (step test, Up and Go test) a zlepšni celkových ukazatelů kvality života (Day, 2007, Foley, Halbert, Hewitt, Crotty, 2003).

Výsledky studií také poukázaly na výrazný efekt teplé vody na snížení bolesti (Day, 2007, Wyatt, Stacie, Manske, Deere, 2001), na druhou stranu se ukázalo cvičení na suchu pro zvětšení svalové síly efektivnější (Day, 2007, Foley, Halbert, Hewitt, Crotty, 2003).

Studie autorů Di Masi a spol.(Di Masi et al., ) porovnávala jak se liší rychlost odbourávání laktátu po zátěži, pokud probandi jedou na rotopedu ve vodě a na suchu. Výsledky ukázali,že odbourávání laktátu bylo rychlejší při jízdě na rotopedu ve vodě než na suchu. Z těchto výsledků autoři usuzují na možné použití jízdy na rotopedu ve vodě jako vhodné metody k zotavení sportovců po zátěži.

Studie autorů Zamariolli a spol. (Zamariolli et al.,2008) jako jediná z námi nalezených studií zabývala přínosem Aquaterapie v post operační rehabilitaci. Autoři sledovali změny v rozsahu pohybů, svalové síle, obvodu končetiny (nárůst svalové hmoty) a velikosti otoku kolenního kloubu během devíti týdnů následujících po rekonstrukci předního křížového vazy (náhrada patelárním štěpem) a parciální menisectomii mediálního menisku. Skupina probandů cvičících ve vodě vykazovala ve všech sledovaných parametrech lepší výsledky a dřívější obnovení funkcí než kontrolní skupina probandů cvičících na suchu.

Pouze menší část z námi nalezených studií se zabývala sledováním účinků Aquaterapie na musculoskeletální systém. Často sledovanou aktivitou ve vodě je chůze, v dalších studiích autoři sledovali EMG aktivitu během izometrické nebo excentrické kontrakce.

Často diskutovanou otázkou při snímání EMG aktivity svalů ve vodě zůstává, zda je EMG aktivita svalů ve vodě a na suchu stejná.

Dřívější studie autorů Clarys a spol. (Clarys et al., 1985) a Pöyhönen a spol. (Pöyhönen et al., 1999) poukazují na rozdíl v EMG aktivitě naměřeném během MVC ve vodě a na suchu. Z výsledků obou studií však není jasné zda je nižší amplituda EMG naměřená ve vodě způsobená metodologickými omezeními, nebo fyziologickými změnami vlivem vodního prostředí. Na rozdíl od pozdějších studií autoři těchto studií při měření ve vodě nepoužili vodotěsné přelepení elektrod, ani přilepení kabelů elektrod lepící páskou, což sami uvádějí jako jedno z možných vysvětlení výsledků. Druhým hypotetickým vysvětlením je působení odlehčení na neuromuskulární systém, především na svalová vřetenka a proprioreceptory (Pöyhönen et al., 1999).

Rainoldi a spol. (Rainoldi et al. 2004) ve své studii zkoumali EMG aktivitu m. biceps brachii během izometrické aktivity (maximální volní kontrakce – MVC) a porovnávali její průběh při provedení na suchu, ve stojaté vodě, v proudící vodě a s přelepením nebo bez přelepení kabelů elektrod lepící páskou. Výsledky studie ukázaly, že bez použití pásky je amplituda signálu zaznamenané ve stojaté i proudící vodě výrazně nižší (pouze 6,7%) než při provedení na suchu, zatímco při použití pásky byly hodnoty amplitudy stejné jak ve vodě, tak na suchu. Tyto výsledky byly výrazně patrné při provedení pohybu v proudící vodě (rozvířené mícháním dřevěnou měchačkou), kdy došlo k dramatickému poklesu spektrálního obsahu signálu způsobené vznikem spektra ve frekvencích 0-20 Hz (způsobeném pohybem vody – drátů). Tato studie ukazuje na důležitost použití lepící pásky k zamezení pohybu kabelů elektrod a na fakt, že pokud jsou dodržena všechna metodická opatření, amplituda EMG signálu je při provedení na suchu a ve vodě stejná.

Podobných závěrů dosáhla i studie autorů Carvalho a spol. (Carvalho et al., 2010), která zjišťovala zda je rozdíl v amplitudě EMG signálu během maximální volní kontrakce (MVC) a submaximální volní kontrakce (50% MVC) m. biceps brachii při provedení ve vodě a na suchu a s použitím isolačního přelepení elektrod a bez něho.

Kromě křivky EMG autoři porovnávali také svalovou sílu během MVC. Výsledky ukázaly, že hodnoty naměřené síly byly v obou prostředích stejné. Amplituda EMG ve vodě bez použití přelepek byla nižší (37 – 56 %) než amplituda EMG na suchu, zatímco amplituda EMG ve vodě s přelepením byla stejná jako na suchu a amplituda na suchu s přelepením i bez přelepení byla stejná. Z výsledků této studie tak vyplývá, že přelepení má zásadní význam na získaný EMG záznam.

Stejných výsledků dosáhli ve svých studiích i další autoři.

Alberton a spol.(Alberton et al) porovnávali EMG aktivitu m. vastus lateralis při maximální volní kontrakci ve vodě a na suchu a při použití přelepení a bez něj. Zjistili, že při použití přelepení nebyl rozdíl mezi EMG aktivitou ve vodě a na suchu. Nebyl také rozdíl při použití přelepení na suchu a bez přelepení.

Pinto (Pinto, 2010) ve své studii porovnával EMG signál a sílu během MVC (flexe a extenze loketního kloubu, flexe a extenze kyčelního kloubu) u čtyřech svalů horních i dolních končetin (m. biceps brachii, m. triceps brachii., m. rectus femoris, m. biceps femoris) prokázal že nejsou žádné rozdíly mezi vodou a suchem v EMG ani síle při MVC.

Z výsledků výše uvedených studií pro náš výzkum vyplývá nezbytnost použití jak vodotěsného přelepení elektrod, tak upevnění kabelů elektrod lepící páskou, aby byla minimalizována tvorba artefaktů při snímání signálu EMG. Současně výsledky studií poukazují na fakt, že při dodržení metodických postupů by se EMG signál sledovaných svalů ve vodě a na suchu neměl výrazně lišit.

Autorem, který se výrazně věnuje problematice cvičení ve vodě je Tapani Pöyhönen, který společně se svými kolegy provedl sérii studií zkoumající vliv vodního prostředí na neuromuskulární funkci dolní končetiny.

Měření byla prováděna jak během izometrické kontrakce, tak během dynamické extenze a flexe kolenního a hlezenního kloubu. V další studii autoři zjišťovali vliv vodního prostředí na reflexní odpověď svalů. Studie ukázaly, že jak během maximální, tak během submaximální kontrakce byla amplituda EMG signálu nižší ve vodě než na suchu. Snížení EMG amplitudy bylo o 11- 17% pro m.vastus medialis a m. vastus lateralis, zatímco pro antagonistický m.biceps femoris poklesla EMG amplituda o 17 – 25%. Podobné snížení EMG aktivity ve vodě autoři zaznamenali také u plantárních flexorů. Co se týče reflexů, studie poukázaly na snížení H-reflexu a reflexu Achilovy

šlachy ve vodním prostředí. Při porovnávání svalové funkce během izolované extenze (115 - 0°) a flexe (0 - 115°) v kolenním kloubu ve stojaté vodě autoři zjistili, že aktivita quadricepsu byla vysoká v preaktivační fázi pohybu a poté klesala v průběhu celého pohybu, zatímco aktivita hamstringů byla v průběhu celé extenze malá. Během flexe pak byla aktivita svalů obrácená.

Při více opakováních byla maximální hodnota aktivity m. quadricepsu během začátku extenze, v dalším průběhu extenze pak aktivita klesala a od 70° byla nízká až do plné extenze, během změny směru pohybu do flexe a začala opět stoupat od 40° s maximem aktivity na konci pohybu. Aktivita hamstringů naopak začala od 80° stoupat s maximem během změny směru pohybu a těsně před ní. Během flexe aktivita hamstringů od 40° klesala až do plné extenze.

Autoři vysvětlují nárůst aktivity m. quadriceps na počátku extenze pomocí Water Mass Konceptu. Práce svalu se spotřebovává na překonání odporu vody a k uvedení vody do pohybu. Tento pohyb udržuje končetinu v pohybu do extenze, tím se vysvětluje pokles aktivity agonistů v dalším průběhu extenze.

Na konci pohybu je nutné zpomalení pohybující se končetiny a brzká aktivace svalů ke změně směru pohybu, to odpovídá brzké excentrické aktivaci hamstringů a m. quadriceps působících jako antagonisté. Po změně směru pohybu musí končetina překonat odpor způsobený proudící vodou. To vysvětluje brzkou zvýšenou aktivitu agonistů. Při použití HydroBoot byl průběhem křivek aktivity m. quadriceps a hamstringů během opakované extenze a flexe podobný a odpovídal křivkám zjištěným v předchozím experimentu. Při použití HydroBoot však křivky dosahovaly vyšších hodnot.

Součástí série studií byla také klinická studie zkoumající efekt 10ti týdnů Aquaterapie na svalovou sílu, EMG hodnoty a objem svalové hmoty. Výsledky ukázaly, že došlo ke zlepšení svalové síly jak během izometrické, tak během excentrické kontrakce. Došlo také ke zlepšení hodnot EMG (jako ukazatele svalové aktivity) během maximální izometrické extenze a flexe a k nárůstu svalové hmoty.

Na základě výsledků klinické studie autoři doporučují cvičení ve vodě jako vhodné pro zlepšení nervosvalových funkcí u zdravých jedinců, i u jedinců, kteří mají limitované možnosti cvičení na suchu.

Pouze malá část dostupných studií, které porovnávají EMG aktivitu svalů během pohybu ve vodě a na suchu se zabývá zkoumáním aktivity svalů ramenního pletence.

Kolektiv autorů z biomechanické laboratoře v Inglewood v Kalifornii provedl během let 1991, 1992 a 1993 několik studií ve kterých sledovali zapojení svalů bolestivého a nebolestivého ramene u závodních plavců během různých plaveckých způsobů (Scavazzo et al. 1991, Perry et al. 1992, Pink et al. 1993). Jejich cílem bylo zjistit zda se liší EMG aktivita svalů ramenního pletence u bolestivého a nebolestivého ramene.

Ve všech třech studiích autoři sledovali EMG aktivitu dvanácti svalů, nebo částí svalů ramenního pletence ( přední a střední část m. deltoideus, m. infraspinatus, m. subscapularis, horní část m. trapezius, mm. rhomboidei, m. serratus anterior) během různých plaveckých stylů – kraul, znak, motýlek. Výsledky těchto studií prokázali výrazné rozdíly v aktivaci svalů ramenního pletence na straně bolestivého ramene u všech plaveckých stylů. Přesto že aktivace svalů se různila podle plaveckého stylu, ve všech třech studiích byly patrné velké rozdíly v aktivaci m. subscapularis, horní část m. trapezius, mm. rhombidei a m. serratus anterior na straně bolestivého ramene (Scavazzo et al. 1991, Perry et al. 1992, Pink et al. 1993).

V další studii autoři (Kelly et al., 2000) zkoumali vliv rychlosti pohybu na EMG aktivitu svalů ramenního pletence. Byla zaznamenávána EMG aktivita 6ti svalů, nebo částí svalů ramenního kloubu (m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis, přední, střední a zadní část deltového svalu) během elevace v rovině lopatky s neutrální rotací v ramenním kloubu. Pohyb byl prováděn ve vodě a na suchu třemi různými rychlostmi (30, 45 a 90°/s). Studie prokázala, že při pohybu ve vodě rychlostí 30 a 45°/s je amplituda normalizovaného EMG signálu sledovaných svalů nižší než při stejném pohybu na suchu. Při pohybu větší rychlostí (90°/s) byla amplituda normalizovaného EMG signálu stejná ve vodě i na suchu. Autoři výsledky vysvětlují působením vztlakové síly na horní končetinu. Při nízkých rychlostech napomáhá působení vztlakové síly pohybu končetiny směrem k hladině, zatímco při vyšší rychlosti dochází ke zvýšení odporu vody, který eliminuje působení vztlakové síly na končetinu.

Fujisawa, Suenaga a Minami (Fujisawa, Suenaga, Minami, 1998) ve své studii porovnávali EMG aktivitu devíti svalů, nebo jejich částí (m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis, clavikulární a kostální část m. pectoralis major, přední, střední a zadní část m. deltoideus a m. latissimus dorsi) zdravého ramene u 8 probandů. Ti prováděli isometrické cvičení v devíti různých pozicích v ramenním kloubu (30, 60 a 90° flexe a abdukce, maximální zevní rotace, středním postavení a maximální vnitřní rotace při 0° abdukci) ve vodě a na suchu. Výsledky studie ukázaly nižší EMG aktivitu všech svalů během všech cvičení ve vodě v porovnání se stejnými cviky na suchu. Nejpatrnější byl pokles m. supraspinatus při 90° abdukce, kde byl pokles aktivity z 22.3 +/- 15.8 % při provedení na suchu na 3.9 +/- 3.3% při provedení ve vodě.

Autoři Pavlů, Pánek (Pavlů, Pánek, 2008) ve své studii zkoumali EMG aktivitu vybraných svalů ramenního pletence a sled jejich zapojení při abdukci v ramenním kloubu prováděné proti odporu pružného tahu a proti odporu vodního prostředí. Probandi prováděli pohyb ve vodním prostředí s pomůckou Aquafins.

Výsledky poukázali nejen na odlišnou úroveň aktivace vybraných svalů na suchu a ve vodě, ale i na odlišný timing zapojení. Až na m. latissimus dorsi byla aktivita svalů při pohybu ve vodě nižší než během pohybu na suchu. Výsledky rovněž naznačují že během pohybu na suchu se více zapojovala rychlá svalová vlákna, zatímco ve vodním prostředí se více zapojovala pomalá svalová vlákna.

V roce 1996 byla v rámci magisterské práce autorů Becker, Erlandson, Hemmesch a Redfield (Becker, Erlandson, Hemmesch, Redfield, 1996) provedena studie porovnávací EMG aktivitu m. serratus anterior během cvičení v lehu na břicho ve vodě a na suchu. Výsledky této studie ale nebyly bohužel nikdy zveřejněny v odborné literatuře.

Často zkoumanou oblastí studií porovnávací EMG aktivitu svalů ve vodě a na suchu se zabývá zkoumáním svalové aktivity během chůze (Chevutschi, Lansel, Vaast, Thevenon, 2007, Barela, Stalf, Duarte, 2006, Masumoto et al. 2004). Množství těchto studií stoupá v závislosti se vzrůstající oblibou aerodního cvičení ve vodě.

Chevutschi, Lansel, Vaast a Thevenon ve své studii porovnávali stupeň aktivace svalů (m. rectus femoris, m. soleus a kontralaterální erectores spinae) během chůze ve vodě po úroveň pupíku a na suchu. Probandi byli vyzváni aby zvolili rychlost chůze, která je

jim pohodlná. Výsledky ukázaly větší aktivitu mm. erectores spinae, větší aktivitu m. soleus a stejná nebo větší aktivitu m. rectus femoris při chůzi ve vodě. Současně ale byla rychlost a délka kroku ve vodě menší (60 a 25%).

Barela, Stalf, Duarte (Barela, Stalf, Duarte, 2006) porovnávali EMG aktivitu svalů během chůze v mělké vodě ( po processus xifoideus) a na suchu. Probandi byli opět vyzváni aby kráčeli pohodlnou rychlostí. Autoři kromě EMG aktivity svalů dolních končetin a trupu ( m. tibialis anterior, mediální hlava m. gastrocnemius, m. vastus lateralis, dlouhá a krátká hlava m. biceps femoris, m. tensor fascie latae, m. rectus abdominis, mm. erectores spinae v úrovni L1) sledovali ještě parametry krokového cyklu, kinetické ( vertikální a předozadní ground reaction force) a kinematické ( kloubní a segmentální úhlové nastavení) parametry. Výsledky ukázali, že EMG aktivita během chůze na suchu vykazuje výrazná maxima (nasvědčuje fázické aktivitě) zatímco během chůze ve vodě je průběh EMG aktivity plošší (nasvědčuje tonické aktivitě). Výsledky si autoři vysvětlují pomalou rychlostí pohybu ve vodě a neustálou potřebou svalové aktivity k překonání odporu vody. Současně vyslovili myšlenku, že relativní snížení váhy těla( způsobený vztlakovou silou), které snížilo zatížení a propulzní pohyby během chůze ve vodě se také podílely na vzniku tonické aktivity během chůze ve vodě.

Studie autorů Masumoto a spol. (Masumoto et al. 2004) zkoumá vliv použití protiproudu během chůze ve vodě na aktivitu svalů. Porovnávala svalovou aktivitu svalů DK a trupu (m. gluteus med., m. rectus femoris, m. vastus lateralis, dlouhá hlava m. biceps femoris, m. tibialis anterior, laterální hlava m. gastrocnemius, m. rectus abdominis, a paraspinálních svalů) během chůze na suchu a chůze ve vodě hluboké po úroveň hrudníku na podvodním chodícím pásu bez zapnutého protiproudu a se zapnutým protiproudem. Rychlost chůze stanovili autoři tak, aby probandi dosahovali stejné srdeční frekvence. Výsledky ukázali, že EMG aktivita svalů vyjádřená v % MVC byla během chůze ve vodě (s i bez protiproudu) nižší než při chůzi na suchu při stejné srdeční frekvenci.

EMG aktivita svalů vyjádřená v % MVC během chůze ve vodě s protiproudem byla větší než během chůze ve vodě bez protiproudu.



## **Metody cvičení ve vodě**

Využití vodního prostředí pro léčbu, nebo zmírnění obtíží je známo již tisíce let. Prameny ukazují, že již ve starém Egyptě bylo využíváno vodního prostředí pro léčbu některých onemocnění. V Indii se používaly vodní lázně pro snížení horečky již v 15. století před naším letopočtem a ve starém Řecku a Římě existoval propracovaný systém lázní. Lázně nesloužili jen k očištění, ale také jako prostředí pro zotavení a léčbu válečných zranění. Po období úpadku lázeňství i hygieny obecně během středověku, se od 18. století začalo rozvíjet využívání koupelí jako součásti léčebné péče. Tento rozvoj byl spojen především s využitím termálních pramenů (Maynard, 2007). Na začátku 20. století se začali objevovat první metody využívající cvičení ve vodě jako součást rehabilitační péče a během posledních několika desetiletí pak došlo k výraznému rozvoji Aquaterapie (cvičení ve vodě) jako součásti uceleného rehabilitačního programu.

Cvičení ve vodě se v dnešní době těší stále vzrůstajícímu zájmu jak laické, tak odborné veřejnosti. Zatímco u nás se můžeme s cvičením ve vodě setkat převážně v lázních a rehabilitačních ústavech, ve formě skupinového cvičení, v západní Evropě a USA jde o velmi rozšířený druh cvičení, je běžnou součástí fyzioterapie a využívá velké množství metod. Některé metody jsou používány již desítky let a prošly dlouhým vývojem. Další metody jsou nové a svědčí o prudkém rozvoji této oblasti. Především v posledních několika letech se začalo objevovat mnoho nových konceptů cvičení ve vodě v oblasti fitness i terapie. Celá řada metod, které byly původně používané při cvičení na suchu se přesouvá do vody a využívá pozitivních účinků vodního prostředí na lidský organismus.

Obecně můžeme metody cvičení ve vodě rozdělit do čtyřech skupin: Aquafitness, čistě relaxační metody, cvičení s použitím trenažerů a cvičebních strojů a metody Aquaterapie (Pietrusik, 2010).

## **Metody Aquafitness**

V posledních několika letech dochází k velkému rozvoji Aquafitness. Metody cvičení původně určené pro cvičení na suchu se přesouvají do vody a využívají pozitivního působení vody na lidský organismus (Pietrusik, 2010).

Popis jednotlivých metod Aquafitness přesahuje rámec této práce, uvádím proto jen jejich stručný přehled.

Aqua aerobic – cvičení vycházející z aerobiku a využívající vztlkové činky a odporové pomůcky (rukavice, packy, destičky).

Aqua running – cvičení v hluboké vodě s využitím vest simulující běh.

Aqua jumping – cvičení na malých trampolínách umístěných na dně bazénu.

Aqua powerstick – cvičení využívající pomůcku podobnou pěnové nudli doplněnou na koncích o úchyty.

Aqua Nordic walking - cvičení vycházející z Nordic walkingu.

Aqua dancing – cvičení využívající prvky tance.

Aqua kick boxing – cvičení vycházející z asijských bojových umění

## **Relaxační metody**

Velké oblibě se těší zejména metody určené k relaxaci, uvolnění svalů a zmírnění bolesti. Především při provedení ve vodě termoneutrální (34 – 35°C) nebo teplejší dochází ke snížení svalového napětí, snížení zatížení kloubů a celkové relaxaci klienta.

Mezi relaxační metody patří zejména podvodní masáže. A to jak manuální masáže prováděné ve vodním prostředí, tak podvodní masáže proudem vody. Do této skupiny můžeme zařadit také masáže ve vířivých vanách, kde dochází k masáži proudem vody nebo vzduchu, ale také metodu Watsu (viz metody Aquaterapie).

## **Metody cvičení s použitím trenažerů a cvičebních strojů**

Většina těchto cvičení vychází z obdobného cvičení na suchu. Probíhá formou skupinového cvičení, kdy instruktor na kraji bazénu předcvičuje a dává instrukce k jednotlivým cvikům. Speciální trenažery a posilovací stroje využívají odpor vody ke zvýšení náročnosti cvičení, na druhou stranu využívají působení vztlakové síly a tím odlehčení kloubů.

Hydro cycling, cvičení na speciálních podvodních rotopedech (Aqua rider – Obr. 21).

Hydro walking, skupinové cvičení na běhacích pásech (Obr. 22 )

Hydro fit, Uni fit – cvičení na posilovacích strojích využívajících odporu vody (Obr. 20).

Cvičení proti odporu pružných tahů využívají gumová lanka a stuhy upevněné na stěně bazénu, nebo pás s gumovými lanky upevněný přímo na těle klienta.

## **Metody Aquaterapie – metody terapeutické**

Metody Aquaterapie můžeme podle provedení rozdělit na metody pasivní a metody aktivní. Některé koncepty obsahují jak cvičení pasivní, tak cvičení aktivní.

Mezi čistě pasivní metody se řadí především metoda Watsu a od ní odvozené metody WaterDance (Wassertanzen), Healing dance, Jahara, a Aquathernatives. Dále do této skupiny patří všechny metody podvodních masáží, mobilizační techniky a techniky měkkých tkání.

Do skupiny aktivních metod patří analytické cvičení s využitím různých pomůcek i cvičení bez pomůcek, spinální stabilizace, Back Hab, Ai Chi, Ai Chi Ne, Unpredictable Command Technique, Halliwick Metod, Facilitovaná chůze.

Na rozhraní těchto dvou skupin je Bad Ragaz Ring metod obsahující jak cvičení pasivní tak aktivní.

## Pasivní metody

### Watsu

Metodu Watsu vytvořil v osmdesátých letech minulého století Herold Dull v Harbin Hot Springs v Severní Kalifornii na základě Zen Shiatsu a vlastních zkušeností z terapie klientů v termálních bazénech. Harold Dull studoval v Japonsku u zakladatele Zen Shiatsu Shizuto Masunaga a po návratu do USA dále studoval s nejvýznamnějšími mistry Zen Shiatsu v Americe (Reuho Yamada a Wataru Ohash). Během své práce v Harbin Hot Springs začal v roce 1980 aplikovat Zen Shiatsu v bazénech s teplou vodou. Současně vytvořil také metodu Tantsu, soubor relaxačních a protahovacích technik na suchu.

Metoda vychází z principů Zen Shiatsu a kombinuje pomalé plynulé pasivní pohyby, tlak v místě akupresurních bodů a relaxační působení teplé vody. Pracuje se systémem meridián a čaker. Pasivní protahování je v Orientu považováno za terapii starší než akupresura (Dull, 2008). Dochází k uvolnění blokády v průběhu meridián a umožní se tak plynulému proudění energie Chi. Meridiány se přibližují k povrchu těla, čímž se stávají lépe přístupné pro ošetření akupresurních bodů. (Dull, 2008). Protahování svalů, zvýšení flexibility a zvětšení rozsahu pohybů je ještě umocněno při přenesení terapie pro teplou vodu.

Watsu je metoda výhradně pasivní a vyžaduje naprostou relaxaci pacienta, který může mít během terapie zavřené oči. Celé tělo je udržováno v plynulém pohybu, každý pohyb přechází v pohyb následující. Tím se snižuje odpor tkání, který vzniká pokud jsou jednotlivé části těla protahovány izolovaně (Dull, 2008).

Ve fyzioterapii se metoda používá především k relaxaci, protahování, snížení svalového napětí a spasticity (Scheadinger, 2008). Dalšími hlavními přínosy této metody jsou uvolnění energetických drah, tolerance většího protahování a manipulace měkkých tkání než na suchu, trakce páteře, snížení svalového tonu, bolesti a stresu, zlepšení rozsahu pohybů, dýchání a držení těla (Dull, 2010)

Terapeut (giver) v širokém stojí rozkročném s pokrčenými koleny a rovnými zády. Postoj má být uvolněný a pohyb vychází z pánve. Klient splývá na zádech v jedné z pozic podle prováděného pohybu. Pozicí rozumíme postavení jaké zaujímá pacient (receiver) vzhledem k terapeutovi. Základní pozicí je tzv. 1. pozice, kdy terapeut stojí u

boku klienta, jednou horní končetinou (flektovanou v loketním kloubu do 90°) podpírá hlavu klienta a druhou HK podpírá DKK nebo pánev klienta. Mezi další pozice patří pozice kdy terapeut stojí za hlavou klienta, která spočívá na jeho rameni a pozice kdy je klient ve vertikální poloze. Terapeut (giver) pohybuje pacientem (receiver) uvolněně, rytmicky a plynule vodou v koordinaci s rytmem dechu. Postupně zvětšuje rozsah pohybů a intenzitu protažení.

V tomto konceptu se z pomůcek používají pouze nadlehčovací pásy na DKK.

Koncept je rozdělen do několika stupňů.

Prvním stupněm je Transition flow – sekvence. V tomto stupni je přesně dané pořadí cviků, které na sebe plynule navazují. Důraz je kladen na přesné provedení a udržení správného postavení hlavy pacienta.

Dalším stupněm je Expanded flow. V tomto stupni je doplněna základní sekvence o další složitější pohyby. V některých pozicích se přidává stimulace akupresurních bodů a měkké techniky. Zvětšuje se také rozsah pohybů a intenzita protažení.

Nejvyšším stupněm je Free flow, kde není přesné pořadí pohybů, terapeut volí pohyby podle potřeb klienta a následuje tendence k pohybu vytvářené jeho tělem. Vzhledem k individuálnímu přístupu je každá terapie Watsu unikátní (Dull, 2010).

V klinické praxi se často setkáváme s pojmem Adapted Watsu. Tento pojem vznikl s rozšířením Watsu do klinické praxe. Během využití pro fyzioterapii není používána celá sekvence, ale volí se cviky s ohledem na specifické obtíže pacienta (Scheidinger, 2008 ).

Od metody Watsu byly za posledních 30 let odvozeny další metody vycházející ze stejných principů.

## **Metoda Jahara**

Tato metoda byla vytvořena Mariem Jahara, brazilským Místrem Shiatsu a instruktorem metody Watsu. Metoda vychází z principů Watsu, ale přidává využití pěnových nuditelů a dalších nadlehčovacích pomůcek (límeců, plováků a dalších nadlehčovacích pomůcek)

Použití pěnové nudle umožňuje uvolnění jedné ruky a tím větší možnosti variability pohybů a jejich rozsahu. Společně s modifikací pohybů metody Watsu, umožňuje využití této metody i pro pacienty s těžším tělesným postižením (Scheidinger, 2008, Sova, 2008).

## **Healing dance (Alexandrova technika)**

Tato metoda byla vytvořena Alexanderem Georgem, který v devadesátých letech úzce spolupracoval s Haroldem Dullem v Harbor Hot Springs. V roce 1993 studoval u Arjany Brunschwiler metodu WaterDance. Alexander George vytvořil metodu na základě vlastních zkušeností s baletní choreografií, Trager terapií (psychophysical integration therapy), Watsu a WaterDance. Koncept klade důraz na uvědomnění si pohybu, plynulost provedení a psychologický aspekt terapie (Alexander, 2010).

## **WaterDance (Wassertanzen)**

Metodu vytvořili v roce 1987 Arjana Brunschwiler a Aman Schoter v Německu. Metoda kombinuje pomalé plynulé pohyby s úplným zanořením pacienta pod vodní hladinu. Při provedení pohybuje terapeut pacientem a postupně jej zanořuje pod hladinu v závislosti na rytmu dechu. Koncept využívá prvky masáže, Aikida, delfínovitě a hadovitě pohyby a prvky tance.

K přínosům metody patří zlepšení relaxace, redukce stresu, snížení svalového napětí a protažení (Sova, 2004).

Mezi pasivní techniky řadíme také všechny **metody masáží, měkkých technik a mobilizační techniky.**

Tyto techniky, původně využívané při terapii na suchu, byly přesunuty do vody, kde využívají účinků vodního prostředí na organismus.

Pouhé ponoření pacienta do vody o teplotě 34-36°C (doporučená teplota pro Aquaterapii) způsobí snížení svalového tonu, zvětšení rozsahu pohybů, celkovou relaxaci, zvýšení cirkulace, zlepšení odplavování odpadních látek a zlepšení metabolismu. Tyto účinky jsou využívány a dále prohlubovány metodami manuální terapie (Schoedinger, 2008).

Základní polohou je většinou poloha vleže na zádech s použitím plovacích pomůcek. Obecně je možno použít jakoukoliv polohu v které se pacient bude cítit příjemně. Vlastní provedení je obdobné jako při provedení na suchu. Kromě „klasické“ masáže, při které je přímý kontakt ruky s tělem pacienta, je možné použít jemnou masáž

proudem vody. Ten je vytvářen pohybem rukou pod, nebo vedle části těla kterou chceme masírovat.

Cílem terapie je normalizace svalového tonu, zvětšení rozsahu pohybů, celková relaxace, zlepšení prokrvení a odplavování odpadních látek, zmenšení otoků, snížení bolestivosti (Schoedinger, 2008, Sova, 2008).

## **Bad Ragaz Ring Method**

Tento koncept obsahuje jak pasivní tak i aktivní cvičení.

V roce 1238 byl v blízkosti města Pfäfers ve Švýcarsku objeven termální pramen a mniši z blízkého kláštera začali spouštět nemocné s potížemi s pohybovým aparátem do úzkého kaňonu ve velkých koších, nemocní zůstávali ve vodě 6 -7 dní. Od roku 1630 byla voda z pramene svedena dřevěnými koryty do města Bad Ragaz, kdy byli vytvořeny termální lázně. Mezi roky 1869 až 1943 došlo k největšímu rozvoji koupelí a od roku 1954 zde začalo fungovat zdravotní zařízení využívající termální vodu k léčbě pacientů. Pacienti cvičili vleže na dřevěných deskách ponořených ve vodě (Fettig, 2002). V 50tých letech minulého století byla ve Wildbad v německu vytvořena technika využívající nadlehčovacích pomůcek kruhového tvaru. Tato technika byla přenesena do lázní v Bad Ragaz a v roce 1957 se tradiční koupele začali kombinovat s použitím nadlehčovacích pomůcek a vznikla Horizontal Ring Method (Fettig, 2002).

Během 60tých let na podkladě prací Margaret Knott a Dorothy Voss začala Bridget Davis aplikovala principy PNF ve vodě.

Ve spolupráci s dalšími terapeuty (Beatrice Egger a James McMillan ) vznikla nová Bad Ragaz Ring Method, která byla oficiálně registrována v roce 1967 (Fettig, 2002 ).

Jedná se o metodu svalové re-edukace, která využívá fyzikálních vlastností vody (vztlaková síla, metacentrum, hydrostatický tlak, viskozita, turbulence, odpor) k dosažení maximálního terapeutického účinku.

Používají se nadlehčovací pomůcky kruhového tvaru a límec, které zajišťují horizontální polohu pacienta a umožňují volný pohyb ve všech rovinách. Koncept obsahuje postup od cvičení pasivního, cvičení s dopomocí až po cvičení aktivní a proti odporu. Při cvičení se využívají principy PNF (Fettig, 2002, Fettig 2007, Mitchell, Ogden, 2002, Mitchell, 2007).

Použití metody je velice široké. Přínosy pasivního cvičení v tomto konceptu jsou relaxace, redukce svalového tonu a spasmů, protažení, trakce páteře a zvětšení rozsahu pohybů. Při aktivním cvičení se terapie zaměřuje především na svalovou re-edukaci, posilování svalů, zlepšení stability trupu a přípravu na zatížení DKK.

Výchozí polohou pro toto cvičení je horizontální poloha na zádech, ve které je pacient udržován pomocí nadlehčovacích pomůcek. Pro tuto metodu se používají kroužky z pěnové hmoty, které se umísťují na končetiny (bérce, předloktí) a do oblasti pánve a límec který udržuje hlavu v prodloužení páteře. Umístění kroužků je velice důležité a musí udržovat trup pacienta v neutrálním postavení (Fettig, 2002, Fettig 2007).

Cvičení je pasivní, nebo aktivní. Pasivní cvičení, kdy terapeut pohybuje pacientem ve vodě, slouží k relaxaci a protažení. Aktivní cvičení se dále dělí na cvičení izometrické, izotonické a izokinetické. Při izometrickém cvičení pacient drží danou pozici trupu nebo končetiny, zatímco jím terapeut pohybuje. Při izotonickém cvičení pacient provádí pohyb proti odporu vody, velikost zátěže je dána rychlostí s jakou terapeut pohybuje pacientem. Při izokinetickém cvičení se terapeut nepohybuje a slouží jako opěrný bod pro pacientův pohyb. Velikost zátěže je regulována rychlostí jakou pacient daný pohyb provádí (Fettig, 2002, Fettig 2007).

Při použití metody propioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) ve vodním prostředí musíme počítat s určitými odlišnostmi. Ne všechny techniky PNF je možné ve vodním prostředí použít a některé je třeba přizpůsobit. Tento fakt ovšem nesnižuje účinnost ani adekvátnost použití této metody ve vodním prostředí (Mitchell, Ogden, 2002). Pokud je technika PNF prováděna ve vodním prostředí, může terapeut využít nadlehčení těla působením vztlakové síly, které může eliminovat až 90% gravitace (Mitchell, Ogden, 2002).

Použití PNF techniky na suchu i ve vodě facilituje re-edukaci pohybů trupu a končetin, včetně správného časového průběhu a zapojení svalů. Využitím specifických vlastností vodního prostředí může být dosaženo eliminace, nebo výrazného snížení kompenzačních pohybů vznikajících na suchu při překonávání gravitace. To umožňuje další ulhčení procesu re-edukace motorických dovedností (Mitchell, Ogden, 2002).



## Halliwickova metoda

V roce 1949 vytvořil James McMillan v Anglii metodu, která byla původně určena pro výuku plavání tělesně i mentálně postižených dětí z v Halliwick School for Crippled Girls (název školy dal jméno i celé metodě). S postupem času našla tato metoda uplatnění také v rehabilitaci.

James Mc Millan při tvorbě této metody využil prvky z různých vědních oborů, biomechaniky kapalin, neurofyzologie, psychologie, pedagogiky i sociologie. Na základě poznatků z těchto oborů, spolupráce s britskými a švýcarskými zdravotnickými pracovníky a pod vlivem Bobath konceptu vznikla metoda využívající hru pro edukativní a terapeutické cíle (Sova, 2004)

Koncept následuje desetibodový program, který začíná zvykáním si na vodní prostředí. Klienti se seznamují s vodním prostředím a jeho vlastnostmi. Učí se důvěře k terapeutovi, k vodě a ve své vlastní schopnosti. V dalších bodech programu se cvičení zaměřuje na získání a udržení stability ve vodě, dále pak na schopnosti rovnovážnou pozici změnit a opět se do ní vrátit. Posledním bodem je výuka základních plaveckých stylů (Sova, 2004).

S každým plavcem pracuje jeden terapeut/instruktor. Nepoužívají se pomůcky a na rozdíl od ostatních metod Aquaterapie, cvičení probíhá ve vodě o teplotě 24-26°C (běžný plavecký bazén). Cílem této metody je integrace pacientů s postižením, redukce bolesti a spasticity, zvětšení rozsahu pohybů, protažení, zlepšení rovnováhy a stabilizace trupu a v neposlední řadě naučit pacienty s postižením plavat bez dopomoci pomůcek nebo další osoby a umožnit jim tak samostatný pohyb ve vodním prostředí. Během cvičení je důraz kladen na schopnost, ne na hendikep a především u dětí probíhá cvičení formou her (Sova, 2004) .

## **Burdenko Metod**

Metodu vyvinul Igor N. Burdenko, ruský lékař žijící v Nové Anglii v USA, získal titul Ph.D. ve sportovním lékařství a M.S. ve Physical Education.

V roce 1984 v USA založil The Burdenko Water and Sports Therapy Institute. A v roce 2007 dostal doktor Burdenko ocenění od AEA (Aquatic Exercise Association) za celoživotní přínos (Global Award Lifetime Achievement)

Metoda kombinuje cvičení ve vodě a na suchu a vychází z principů holistického přístupu v rehabilitaci a tréninku. Zaměřuje se na celé tělo, ne jen na jeho postiženou část. Cvičí se ve všech směrech, ve všech rovinách a různými rychlostmi (co nejpomaleji, až co nejrychleji). Je nutné aby pacient cvičil doma (domácí program cvičení na suchu).

Základním postavením při cvičení ve vodě je vertikální pozice v hluboké vodě (pac. nedosáhne na dno). K udržení pozice se používají aquapásky, nebo plovací vesty. Na začátku je cvičení zaměřeno na udržení rovnováhy ve vertikální pozici, následně se přidávají pohyby HKK, později DKK. Rozvíjí se šest základních kvalit pohybu: rovnováha, koordinace, flexibilita, vytrvalost, rychlost a síla. Používá se množství pomůcek: pásky, vesty, činky, límce, nudle, a další. Cvičí se v různých hloubkách vody od velmi hluboké až po mělčinu. Hlavními cíli terapie je zlepšení rovnováhy, stabilizace trupu, zvětšení vytrvalosti, flexibility, rychlosti a svalové síly (Sova, 2004).

Před každým cvičením je pacient vyšetřen a nejdříve se nacvičuje správné držení těla ve vertikální poloze. Cvičí se v hluboké i mělké vodě, ve stoji, v sedu i horizontální poloze. Cvičení zahrnuje i prvky plavání a chůze.

## **Metoda BackHab**

Metodu vyvinula ve Spojených státech fyzioterapeutka Ruth Sova, Prezidentka ATRI(Aquatic Therapy & Rehab Institute) původně jako cvičení pro pacienty s bolestmi zad. Metoda používá různé modifikace chůze ve vodě k dosažení optimální koaktivace svalstva trupu a posílení hlubokých svalů stabilizujících páteř. Cvičení je skupinové a hloubka vody se řídí podle zvoleného cíle. Důraz je kladen na správné držení těla a koordinaci během celého cvičení. Využívá se cvičení v představě, tzv. Heavy Koncept, kdy je pacient vyzván, aby si představil, že je jeho dolní končetina tak těžká, že ji

nemůže zvednout. Podle autorky Ruth Sova dochází při této představě k aktivaci svalů stabilizujících trup a pletencové klouby.

Cílem terapie je zlepšení stability trupu, koordinace, rovnováhy, zvětšení rozsahu pohybů a redukce bolesti (Sova, 2004).

## **Ai Chi**

Metodu vytvořil Jun Konno na začátku devadesátých let v Jokohamě v Japonsku. Při cvičení se provádějí pomalé plynulé pohyby v maximálním rozsahu v kombinaci s prohloubeným dýcháním. Metoda obsahuje prvky Tai Chi, Shiatsu a Qigongu. Cvičení je z počátku skupinové, kdy terapeut na břehu demonstruje pohyby. Později, při zvládnutí základních pohybů, mohou pacienti cvičit samostatně. Nepoužívají se žádné pomůcky, nejvhodnější je bazén s hloubkou vody po úroveň axil a teplotou vody 34-36 °C.

Výchozím postavením pro celé cvičení je stoj s širokou bazí (nohy nejméně na šířku ramen) a mírně flektovanými koleny. Po celou dobu cvičení musí mít pacient ramena pod hladinou. Pohyby se provádí pomalu, v maximálním možném rozsahu, s důrazem na uvědomování si pohybu. Nikdy se necvičí přes bolest. Začíná se od pohybů HKK v malém rozsahu, postupně se rozsah zvětšuje a přidává se přenášení váhy, rotace trupu a na závěr otočky se zvednutím DKK ze dna. Po zvládnutí pohybů se nacvičuje jejich koordinace s dechem. Důraz je kladen na správné vzpřímené držení těla, pomalé nenásilné provedení pohybů a dýchání.

Cílem terapie je zvýšení flexibility a rozsahu pohybů, zlepšení metabolismu, cirkulace krve, cirkulace energie podél akupresurních meridián. Zlepšení funkce jater a ledvin, redukce stresu, nespavosti, agrese a únavy. Zlepšení vnímání pohybu a prohloubení dýchání (Sova, 2004).

## **Ai Chi Ne („Ne“ znamená japonsky dva)**

Tato metoda vznikla jako modifikace a rozšíření metody Ai Chi. Cvičení vychází ze stejných principů, ale cvičí se v párech, terapeut-pacient, což umožňuje přímý kontakt terapeuta s pacientem a možnost korekce prováděného cvičení. Metoda je vhodná především pro pacienty s problémy s rovnováhou, s koordinací pohybů, nebo ty, kteří se bojí vodního prostředí. Je možno ji použít i pro pacienty, kteří nezvládnou metodu Ai Chi, např. Parkinsonici, pac. po CMP a geriatřiční pacienti.

Základním postojem je široký stoj rozkročný s mírně flektovanými koleny. Dvojice stojí čelem k sobě, kolena se mohou dotýkat (zvyšuje se stabilita stoje pacienta), drží se za ruce. Jednotlivé cviky provádějí buď zrcadlově, nebo recipročně. Po celo dobu terapie zůstává kontakt HKK.

Cílem terapie je zlepšení rovnováhy a koordinace pohybů, nácvik přenášení váhy, příprava na zatěžování DKK, zvětšení rozsahu pohybů, protažení zkrácených svalů, relaxace, zlepšení vnímání pohybů a prohloubené dýchání (Sova, 2004).

## **Metoda nepředvídatelných pokynů (Unpredictable Command Technique)**

David Ogdenem, fyzioterapeutem z Phonixu vytvořil tuto metodu s cílem rozvíjet rehabilitační cvičení a přibližovat ho k pohybům každodenního života.

Během většiny cvičení pacienti provádějí jeden pohyb, na který plně soustředí. V každodenním životě je ale třeba vykonávat dva i více pohybů současně a navíc se soustředit na další činnost. Cvičení je většinou skupinové, pacienti stojí ve vodě jejíž hloubka je dána požadovanou úrovní obtížnosti (čím hlubší, tím obtížnější). Terapeut vydává pokyny, které jsou řazeny naprosto náhodně, tak aby nebylo možno se připravit na následující pokyn. Začíná se pokyny pro pohyb DKK, později se přidávají pokyny pro pohyb HKK a trupu. Během celého cvičení je kladen důraz na vzpřímené držení trupu.

Cílem terapie je zlepšení stabilizace trupu, rovnováhy, koordinace pohybů, posílení především DKK, zlepšení uvědomování si vlastního těla (Sova, 2004).

## **Spinální stabilizace**

Nejedná se o metodu jako takovou, ale spíše o prvky různých metodik, jejichž hlavním cílem je posílení stabilizace trupu. Stabilizace trupu v tomto konceptu je chápána jako schopnost udržet páteř v neutrálním postavení i během pohybu končetin. Pohyb musí vždy vycházet z centra.

Během cvičení jsou postupně zvyšovány nároky na stabilizaci trupu a pacient je tak nucen více zapojovat stabilizační svalstvo trupu. Pacient při cvičení sedí, klečí, nebo stojí na plavecké pomůcce. Lze použít Wonderboard (Obr. 7), klasickou plovací destičku, nudli, balanční sedlo (Obr. 8) a další pomůcky. Je kladen důraz na vzpřímené držení těla během celého cvičení. Začíná se pohyby HKK v malém rozsahu, který se postupně zvětšuje a přidávají se i pohyby DKK.

Cílem terapie je zlepšení stabilizace trupu, zlepšení rovnováhy, koordinace svalstva trupu a posílení m. transversus abdominis a mm. multifidii (Sova, 2004).

## **Technika Facilitované chůze**

Technika vychází z principů Body Weight Support Training (návik lokomoce s odlehčením) a využívá stimulace Central Patterns generators - CPGs (bodů, jejichž stimulace vyvolá generalizovanou pohybovou odpověď)( Sova, 2008)

Hmotnost, kterou nesou DKK se dá ve vodě regulovat hloubkou ponoření pacienta, bez potřeby použití složitých technických pomůcek. Při ponoření po úroveň krku, nesou DKK pouze 10% tělesné váhy a je tak možno začít s návikem lokomoce daleko dříve, než by tomu bylo na suchu. Stimulace určitých bodů na těla pacienta (CPGs) vyvolá pohybovou reakci nezávislou na vůli pacienta, kterou je možno použít k reedukaci pohybu (Sova, 2008).

Terapie je individuální. Nejprve se nacvičuje stoj, udržení rovnováhy, přenášení váhy a přenesení váhy se zvednutím kolene. Když je pacient schopen udržet rovnováhu ve stoji, stimulací CPGs (v glut. medius pro stojnou DK a na SIAS pro kročnou DK) se vyvolává střídavě flexe v kyčelním kloubu jedné DK a extenze druhé DK a nacvičuje se chůze dopředu, dozadu i do stran. Pro terapii je potřebný dostatečný rozsah pohybů, především plná extenze v kyčelních a kolenních kloubech. Při stoji a kroku je nutné

zamknutí kolene stojné DK. Postupně se snižuje opora o HKK.

Hlavním cílem terapie je posílení svalstva trupu, nácvik stoje a lokomoce a zlepšení rovnováhy.

## **Metoda Fabricaping**

Tuto metodu tvoří cvičení se šátky a stuhami, které umožní lepší vykreslení dráhy pohybu. Hlavním přínosem metody je lepší uvědomění pohybu a větší motivace pacienta ke cvičení.

Do vodního prostředí jsou přenášeny i metody které vznikly původně jako cvičení na suchu. Využívají specifických vlastností vodního prostředí pro rozšíření a zlepšení účinků daných metod. Mezi tyto metody patří Feldenkraisova metoda, Pilates, Joga

Množství metod používaných neustále narůstá a je ukazatelem rozvoje Aquaterapie a jeho vzrůstající obliby.

## Cvičení s Thera-bandem

Thera-band patří mezi pomůcky fyzioterapeutů hojně využívané, jehož použití je velmi široké. Cvičení proti pružnému tahu Thera-bandu je součástí některých ucelených terapeutických konceptů a přínos tohoto cvičení byl zdokumentován řadou studií.

Thera-band je cvičební pomůcky vyrobená z přírodního latexu, který klade odpor pokud je protahován. Thera-band je vyráběn v různých typech, podle pružnosti (odporu který kladou protahování), které jsou odlišeny barvou (viz. Tab. 1)

Thera-Band® Color	Resistance Level	Workout level
Tan	Extra Thin	Beginner
Yellow	Thin	Beginner
Red	Medium	Beginner/Inter
Green	Heavy	Intermediate
Blue	Extra Heavy	Intermediate//
Black	Special Heavy	Advanced
Silver	Super Heavy	Advanced Plus
Gold*	Max	Advanced Plus

Tab. 1) Rozdělení Therabandů dle náročnosti cvičení

Převzato z : [www.thera-band.com](http://www.thera-band.com)

Velikost odporu je také závislá na velikosti protažení. Při protahování se odpor, který klade Thera-band prováděnému pohybu lineárně zvětšuje, na začátku pohybu je menší než na jeho konci (viz Tab. 2)

Pružný odpor může být měřen v kilogramech (librách) a je závislý na procentu protažení z původní délky. Nezávisí tedy na původní délce Thera-bandu, ale pouze na míře protažení.

### Resistance in Kilograms

	Yellow	Red	Green	Blue	Black	Silver	Gold
25%	0.5	0.7	0.9	1.3	1.6	2.3	3.6
50%	0.8	1.2	1.5	2.1	2.9	3.9	6.3
75%	1.1	1.5	1.9	2.7	3.7	5.0	8.2
100%	1.3	1.8	2.3	3.2	4.4	6.0	9.8
125%	1.5	2.0	2.6	3.7	5.0	6.9	11.2
150%	1.8	2.2	3.0	4.1	5.6	7.8	12.5
175%	2.0	2.5	3.3	4.6	6.1	8.6	13.8
200%	2.2	2.7	3.6	5.0	6.7	9.5	15.2
225%	2.4	2.9	4.0	5.5	7.4	10.5	16.6
250%	2.6	3.2	4.4	6.0	8.0	11.5	18.2

Tab. 2) *Odpor kladený Therabandem v závislosti na jeho protažení*

*Převzato z: [www.thera-band.com](http://www.thera-band.com)*

Odpor který Thera-band klade pohybu nelze regulovat jinak, než použitím jiného druhu Thera-bandu.

Při addukci proti pružnému tahu je vytvářena koncentrická kontrakce svalstva, zatímco při pohybu zpět do výchozí polohy, abdukci, vzniká kontrakce excentrická. Je nutné pohyb brzdit.



## **Cvičení ve vodě**

Vodní prostředí se svými fyzikálními vlastnostmi výrazně liší od prostředí mimo vodu. Působení gravitační síly je redukováno působením vztlakové síly, která působí v opačném směru. Naopak, výrazně se zvyšuje odpor prostředí, který se stává určujícím aspektem při cvičení ve vodě. Odpor je kladen pohybu ve všech směrech. Pokud je fyzioterapeutický program správně sestaven, možné využít specifických vlastností vody k dosažení terapeutických cílů. Na druhou stranu, ty samé vlastnosti vodního prostředí mohou být příčinou kontraindikace použití Aquaterapie (Masumoto, 2008)

Při cvičení ve vodním prostředí je využíváno specifických vlastností tohoto prostředí, které se výrazně liší od podmínek při provádění pohybu „na suchu“. Na těleso ve vodním prostředí působí mnoho vlivů které ovlivňují jeho chování. V naší studii jsme využili působení dvou základních fyzikálních veličin vodního prostředí, vztlakové síly a hydrodynamického odporu.

Z definice vztlakové síly podle Archimédova zákona vyplývá, že velikost vztlakové síly je přímo úměrná hustotě kapaliny, objemu ponořené části tělesa a tíhovému zrychlení. Nezávisí na hloubce nebo celkovém objemu kapaliny, ani na hustotě nebo hmotnosti tělesa a směřuje vždy proti směru tíhové síly, tedy vzhůru. Vzhledem k tomu, že se ani jedna z veličin určujících velikost vztlakové síly během pohybu nemění, je velikost vztlakové síly během celého rozsahu pohybu stejná.

Pro cvičení ve vodě s využitím vztlakových pomůcek (pomůcky vyrobené z materiálu o malé relativní hmotnosti) je důležité si uvědomit, že při pohybu směrem ke dnu je nutné překonávat vztlakovou sílu, zatímco při pohybu směrem k hladině vztlaková síla prováděnému pohybu napomáhá.

Při cvičení s odporovými pomůckami (pomůcky s velkou plochou) je využíváno další fyzikální veličiny a tou je hydrodynamický odpor. Ten je definován jako odpor prostředí, který musí těleso pohybující se ve vodě překonávat. Hydrodynamický odpor je závislý na tvaru tělesa a přímo úměrný rychlosti pohybu. Pokud je tedy rychlost pohybu tělesa v celém průběhu stejná, je i odpor kladený tomuto pohybu v celém průběhu pohybu stejný. Změna odporu je možná změnou rychlosti pohybu, nebo změnou tvaru tělesa a to nám umožňuje regulovat obtížnost cvičení.

V naší studii bylo použito jak nadlehčovacích (vztlakových) pomůcek (Aqua činka), tak pomůcek odporových (pomůcka Aqua-fin).

## **Nadlehčovací (vztlakové) pomůcky**

Závislosti síly působící na těleso na její relativní hustotě je využíváno u nadlehčovacích (vztlakových) pomůcek.

Tyto pomůcky mají menší relativní hustotu než voda a ve vodním prostředí proto plavou na hladině. Pomůcky mohou být vyrobeny z materiálu o velice nízké relativní hustotě, nebo jsou duté naplněné vzduchem. K ponoření pomůcky pod hladinu a jeho pohyb směrem ke dnu je nutné překonat sílu  $F$  (výslednicí vztlakové a gravitační síly). Vzhledem k velice malé hmotnosti těchto pomůcek, je pro jejich chování určující vztlaková síla. Při pohybu směrem ke dnu je nutné vztlakovou sílu překonávat, zatímco při pohybu směrem k hladině vztlaková síla prováděnému pohybu napomáhá. Pokud se pomůcka pohybuje celou dobu pod vodní hladinou, zůstává velikost vztlakové síly po celou dobu konstantní. Velikost síly, která je nutná k překonání vztlakové síly je tak po celou dobu prováděného pohybu stejná.

Nadlehčovací pomůcky se používají v Aquaterapii ke třem hlavním účelům: udržení polohy klienta, posilování a stabilizační cvičení.

Podle zvolené metody je třeba udržet horizontální, nebo vertikální polohu klienta. Při cvičení v horizontální poloze je důležité především udržení správné pozice hlavy a krční páteře. K tomuto účelu jsou používány nafukovací nebo pěnové límce (Obr. 1), nejlépe doplněné fixačním páskem kolem hrudníku. Pro zajištění polohy těla a DKK se nejčastěji používají pěnové nudle a hranoly, aquaterapeutické nadlehčovací pásy (obr. 3 a 4) a u metody Bad Ragaz pěnové kruhy, nebo nadlehčovací pásy na suchý zip (obr. 2).

Obr. 1) Nadlehčovací límec



Obr. 2) Nadlehčovací pásy



Převzato z: [www.kiefer.com](http://www.kiefer.com)

K udržení vertikální pozice klienta jsou využívány vesty a pásy.



Obr. 3) a 4) Nadlehčovací pásy

Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)

Pro posilování mohou být použity opět pěnové nudle a hranoly, nebo pěnové činky (obr. 5 a 6).



Obr. 5) a 6) Pěnové činky

převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)

Pro stabilizační cvičení se využívají pěnové desky na kterých klient sedí, klečí, nebo stojí (obr. 7 a 8). Využití je možné také plavecké destičky.



Obr. 7) Wonderboard – balanční deska

Převzato z: [www.kieffer.com](http://www.kieffer.com)



Obr. 8) balanční sedlo

## Odporové pomůcky

Odpor, který klade kapalina pohybu je využíváno u tzv. odporových pomůcek.

Odporové pomůcky jsou pomůcky s velkou plochou, při pohybu jim voda klade velký odpor. Odporové pomůcky můžeme podle konstrukce rozdělit do dvou skupin

- pomůcky „prostorové“, jsou konstruovány tak, aby kladly stejný odpor v jakémkoli směru
- pomůcky „ploché“, jsou to desky, jejichž plocha je mnohonásobně větší než tloušťka

Obě skupiny pomůcek mají svoje přednosti a specifické použití. Prostorové pomůcky umožňují cvičit proti stejnému odporu (se stejnou obtížností) ve všech směrech. Kladou stejný odpor pohybu ve všech rovinách (flexe/extenze, abdukce/addukce, rotace).

Ploché pomůcky kladou maximální odpor pohybu, pokud je pomůcka nastavena svojí největší plochou kolmo na směr pohybu. Pomůcky umožňují měnit obtížnost cvičení natáčením pomůcky v různých úhlech ke směru pohybu (mění se velikost plochy).

Odporové pomůcky jsou určeny především k posilování.

Mezi pomůcky „ploché“ můžeme řadit odporové ploutve Aquafins s rovnými lamelami (obr. 9), odporové ploutve s lomenými lamelami (obr. 10), plavecké packy, odporové rukavice (obr.11)

a pomůcky s nastavitelným odporem (obr. 12). Některé odporové pomůcky se upevňují na DKK a jsou využívány při chůzi v mělké (obr. 13), nebo hluboké vodě (obr. 14).



*Obr. 9) Odporové ploutve Aua-fins s rovnými lamelami*

*Převzato z: [www.thera-band.com](http://www.thera-band.com)*



*Obr. 10) Odporové ploutve s lomenými lamelami*

*Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)*



*Obr. 11) odporové rukavice*

*Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)*



*Obr. 12) odporová pomůcka s nastavitelným odporem*



Obr. 13) Odporové ploutve pro dolní končetiny



Obr. 14) Odporové pomůcky pro chůzi nebo běh v hluboké vodě

Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)

„Prostorové“ pomůcky nejsou v České Republice ještě příliš známé a do této skupiny patří Hydrotones (obr. 15), Aqua Bells (obr. 16 a 17) (pomůcky navržené speciálně pro použití PNF principů ve vodním prostředí) a Aquafins u kterých jsou lamely umístěny po obvodu pásu (obr. 18).



Obr. 15) Hydrotones

Převzato z: [hydro-tone.com](http://hydro-tone.com)



Obr. 16) a 17) Aqua Bells





*Obr. 18) Aqua-fins s prostorově uspořádanými lamelami*

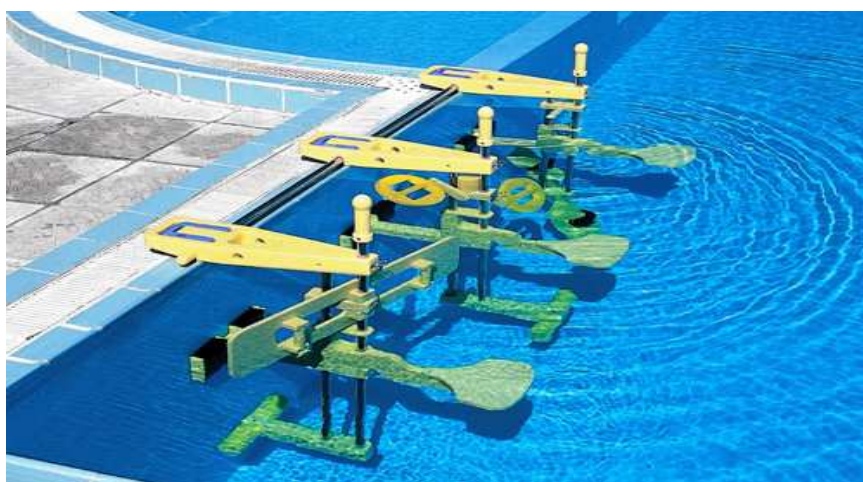
*Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)*

Ve vodním prostředí jsou pro posilování používány také závaží (obr. 19), pomůcky využívající pružného tahu a řada cvičebního nářadí a strojů speciálně vyvinutých pro použití ve vodě ( obr. 20 - 23).



*Obr. 19) sada pískových závaží*

*Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)*



*Obr. 20) posilovací stroje využívající odporu vody*

*Převzato z: [www.peraqua.com](http://www.peraqua.com)*



*Obr. 21) podvodní rotoped pás*

*Převzato z: [www.swimex.com](http://www.swimex.com)*



*Obr. 22) podvodní běhací*

*Převzato z: [www.recreonics.com](http://www.recreonics.com)*



*Obr. 23) kombinovaný posilovací stroj využívající odporu vody*

*Převzato z: [www.pooltherapy.com](http://www.pooltherapy.com)*



## Cíle práce a určení výzkumné otázky

Cílem mé diplomové práce bylo zjistit, jak se liší aktivita svalů stabilizujících lopatku, nebo jejich částí (horní část m.trapezius, střední část m.trapezius, dolní část m.trapezius a m. serratus anterior) při cvičení ve vodě a na suchu a zda je zapojení svalů během pohybů ve vodě pro stabilizaci lopatky výhodnější než během pohybu na suchu.

K záznamu elektrické aktivity svalů stabilizujících lopatku byla použita metoda vodní povrchové EMG ( Water Surface EMG – WaS EMG) a k vyhodnocení záznamu byl použit program Noraxon MyoResearch XP Master Edition. Výsledky jsou znázorněny v tabulkách a grafech programu MS Excel.

## Úkoly diplomové práce

- Zjištění elektrické aktivity svalů stabilizujících lopatku při pohybu na suchu a ve vodě.
- Porovnání elektrické aktivity svalů stabilizujících lopatku při pohybu s elektrickou aktivitou svalů při maximální volní kontrakci.
- Vzájemné porovnání elektrické aktivity svalů stabilizujících lopatku při pohybu na suchu proti odporu pružného tahu Thera-bandu a ve vodě při použití vztlakové činky a odporové ploutve.
- Porovnání průběhu aktivity svalů stabilizujících lopatku při pohybu na suchu proti odporu pružného tahu Thera-bandu a ve vodě při použití vztlakové činky a odporové ploutve.

## Předpoklady a hypotézy

- Předpokládám, že se svalová aktivita ve vodě nebude výrazněji lišit od svalové aktivity na suchu.
- Předpokládám, že sledované svaly budou pracovat v koaktivaci
- Předpokládám, že sledované svaly se budou ve vodě zapojovat rovnoměrně v celém průběhu pohybu.
- Předpokládám, že se zlepší stabilizace lopatky během pohybu HK.

## **Výzkumné otázky**

- Jaká bude průměrná EMG aktivita svalů stabilizujících lopatku během jednotlivých pohybů na suchu a ve vodě?
- Jaký bude průběh aktivity svalů ve vodě a na suchu?
- Bude současná aktivita svalů více patrná během pohybu ve vodě?

## **Praktická část**

### ***Metodika výzkumu***

V praktické části diplomové práce bylo provedeno měření na třech probandech (zdravé ženy, ve věku 25 let,  $\pm 1$ ). Byla snímána elektrická aktivita svalů stabilizujících lopatku, nebo jejich částí (horní část m.trapezius, střední část m.trapezius, dolní část m.trapezius a m. serratus anterior) pomocí přístroje Noraxon určeném pro snímání EMG aktivity svalů na suchu i ve vodě. Na měření navazovalo zpracování shromážděných dat a prezentace výsledků.

### **Plán výzkumu**

Součástí diplomové práce bylo provedení výzkumu, ve kterém byla zkoumána svalová aktivita svalů stabilizujících lopatku, nebo jejich částí (horní část m.trapezius, střední část m.trapezius, dolní část m.trapezius a m. serratus anterior). Výzkum byl zpracován formou experimentální studie.

Vlastní měření probíhalo v nově vybudované Pedagogicko-výzkumné laboratoři katedry plaveckých sportů v suterénu Fakulty tělesné výchovy a sportu UK Praha. Součástí laboratoře je bazén o velikosti 6 x 3 m a hloubce 1,2 m. Jedna stěna bazénu je tvořena průhledným materiálem, což umožňuje sledovat prováděný pohyb i od vodní hladinou a pořídít jeho videozáznam.

Současně se snímáním EMG aktivity svalů 8 kanálovým telemetrickým EMG přístrojem Noraxon/Neurodata, určeným pro snímání EMG aktivity svalů na suchu i ve vodě, byl pořízen synchronní videozáznam jak při cvičení ve vodě, tak na suchu. Byli také pořízeny fotografie dokumentující umístění elektrod na těle probanda.

## Výzkumný soubor

Měření bylo provedeno na třech zdravých probandech, ženách, ve věku 24 – 25 let. Probandi jsou studentky fyzioterapie na FTVS UK Praha, které se přihlásily do výzkumu dobrovolně na základě ústní informace.

Při výběru probandů byla věnována pozornost anamnéze. Do výzkumu byli zařazeni jen jedinci, kteří nemají v anamnéze žádné úrazy ani žádná onemocnění pravé horní končetiny, krční nebo hrudní páteře. V době výzkumu také ani jeden z probandů neuváděl žádné akutní bolesti ramenních kloubů ani žádné další akutní obtíže, nebo onemocnění.

Probandi se zúčastnili studie dobrovolně a byli seznámeni se všemi možnými riziky. Dále byli seznámeni s faktem, že s cílem zachovat maximální anonymitu nebudou v diplomové práci uvedena osobní data, tzn. celé jméno a příjmení, rodné číslo a identifikující podrobnosti.

Probandi souhlasili s uveřejněním výsledků studie a také s uveřejněním videozáznamů a fotografií pořízených během měření, které však byly pořízeny s ohledem na zachování maximální anonymity a případné identifikační znaky byly zneviditelněny a svůj souhlas vyjádřili podpisem informovaného souhlasu.

## Organizace výzkumu

Na začátku výzkumu byly probandovi aplikovány elektrody povrchového EMG nad svaly stabilizující lopatku (horní část m. trapezius, střední část m. trapezius, dolní část m. trapezius a m. serratus anterior) (viz. Kapitola Výběr svalů) podle metodiky pro snímání vodního povrchového EMG, jak byla uvedena v článku Metodika snímání povrchového EMG ve vodním prostředí (Pánek a kol., 2009). Velká pozornost byla věnována pečlivému přelepení elektrod vodotěsnými přelepky a uchycení volných kabelů, aby nedošlo k odlepení elektrod při měření ve vodě. (viz. kapitola Umístění a aplikace elektrod)

Nejprve byly provedeny testy pro stanovení maximální volní kontrakce pro jednotlivé svaly v pozicích dle Jandova svalového testu (Janda et al., 2004). Během

testů maximální volní kontrakce byla zaznamenávána aktivita sledovaných svalů a tento záznam byl použit při dalším vyhodnocování výsledků. (viz kapitola Testy MVC).

V první části vlastního měření byla snímána elektrická aktivita svalů stabilizujících lopatku při pohybech horní končetiny na suchu proti odporu pružného tahu Thera-bandu.

V druhé části měření byla snímána elektrická aktivita sledovaných svalů při pohybech horní končetiny ve vodě při použití odporové ploutve Aqua-fins a vztlakové činky. (viz. Kapitola Provádění pohyby)

Elektrická aktivita sledovaných svalů byla snímána pomocí čtyř párů povrchových elektrod upevněných nad sledovanými svaly. Pro záznam elektrické aktivity byl použit 8kanálový telemetrický EMG přístroj Noraxon/Neurodata, následně pak byl záznam zobrazen v počítači a zpracován pomocí software MyoResearche XP Master edition od firmy Noraxon (viz. Kapitola Sběr a analýza dat).

Současně se záznamem EMG aktivity byl pořízen synchronní videozáznam, který byl nezbytný pro přesné vyhodnocení EMG signálu v závislosti na jednotlivých fázích prováděného pohybu.

## **Výběr svalů**

Jak je uvedeno v kapitole Anatomie a kineziologie ramenního pletence, na stabilizaci lopatky se podílí řada svalů a další pohyb lopatky přímo, nebo nepřímo ovlivňují. Hlavními svaly kontrolujícími pohyby lopatky jsou m. serratus anterior, všechny části m. trapezius, mm. rhomboidei a m. levator scapulae. M. serratus anterior, mm. rhomboidei, střední a dolní porce m. trapezius - tzv. dolní fixátory jsou také nejčastěji oslabenými stabilizátory lopatek (Francová, Pavlů, Pánek, 2006).

Oslabení dolních fixátorů je jednou z nejčastějších příčin poruchy thorakoskapulárního rytmu a podílí se i na vzniku dalších funkčních poruch v oblasti ramenního pletence.

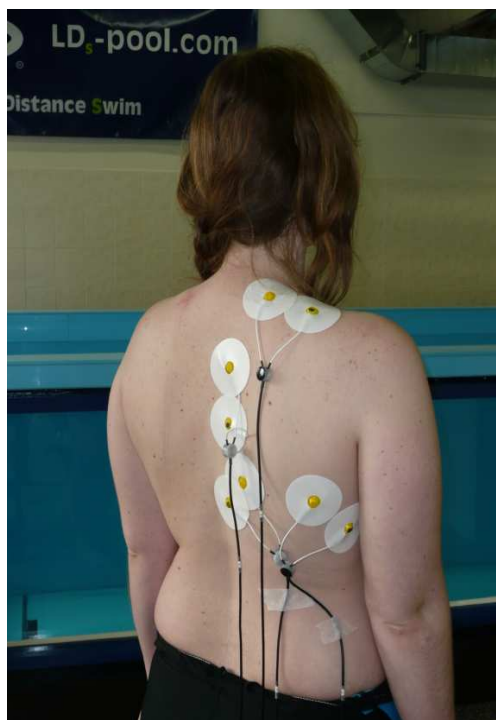
Vzhledem k výše uvedeným faktům, jejich funkci a povrchovému uložení byly v našem experimentu pro snímání EMG aktivity zvoleny m. serratus anterior, horní část m. trapezius, střední část m. trapezius a dolní část m. trapezius.

## Umístění a aplikace elektrod

K měření byly použity speciální bipolární elektrody, které byly aplikovány na očištěnou, odmaštěnou pokožku za použití oboustranných lepících kroužků. Pro snížení impedance mezi kůží a elektrodou byl použit vodivý gel. K zajištění vodotěsnosti byli použity voděodolné přelepky, které brání odlepení elektrod ve vodě (metodika WaS-EMG dle Pánek, Pavlů 2008). Volné kabely vedoucí od elektrod byly přilepeny lepící páskou tak, aby se minimalizoval jejich pohyb během měření.

Během všech měření byla snímána EMG aktivita svalů pravého ramenního pletence – horní části m. trapezius, střední části m. trapezius, dolní části m. trapezius a m. serratus anterior.

Elektrody byly umístěny tak, aby jejich spojnice byla rovnoběžná s průběhem vláken svalů.



*Obr. 24) Umístění elektrod pro snímání EMG*

Elektrody snímající EMG aktivitu horní části m. trapezius byly umístěny na spojnici trnového výběžku obratle C7 a processus coracoideus. Byly symetricky od středu této spojnice, tak že jejich vzdálenost byla 5 cm (Obr. 24).

Elektrody snímající EMG aktivitu střední části m. trapezius byly umístěny na spojnici po stranách vodorovné úsečkou spojující processus spinalis Th6 a margo medialis scapulae, tak aby jejich vzdálenost byla 5 cm. Vzhledem k velikosti elektrod a podmínce zachování jejich minimální vzdálenosti, nebylo možné umístit elektrody paralelně s průběhem vláken svalu (Obr. 24).

Elektrody snímající EMG aktivitu dolní části m. trapezius byly umístěny symetricky od poloviny vodorovné úsečky spojující dolní úhel lopatky s páteří (Obr. 24). Vzdálenost elektrod byla 5 cm a jejich spojnice byla paralelní s průběhem vláken.

Vzdálenost 5 cm mezi elektrodami byla nutná vzhledem k voděodolným přelepším, tak aby nedošlo k jejich překrývání. To by mohlo vést k jejich odlepení během měření ve vodě.

Referenční elektroda byla umístěna nad karpálními kůstkami levé horní končetiny.

## Testy MVC

V první fázi měření byla zaznamenána elektrická aktivita sledovaných svalů při izometrické kontrakci v polohách odpovídajících svalovému testu dle Jandy (Janda et al., 2004). Tato aktivita byla označena jako hodnota MVC (maximal voluntary contraction). V poloze stanovené svalovým testem pro daný sval probandi prováděli maximální izometrickou kontrakci proti odporu kladeném vyšetřujícím. Ze záznamu pořízeném během této izometrické kontrakce byl vybrán úsek nejméně 3 sekundy dlouhý a průměrná EMG aktivita během tohoto úseku byla stanovena jako MVC pro daný sval.

Elektrická aktivita sledovaných svalů během pohybu na suchu a ve vodě byla vyjádřena v procentech MVC.

## Prováděné pohyby

Elektrická aktivita svalů byla zaznamenávána během aktivní addukce a následné abdukce v ramenním kloubu pravé horní končetiny ve frontální rovině nejprve na suchu proti odporu pružného tahu Thera-bandu a dále ve vodě z použitím vztlakové činky, ve vodě s použitím odporové ploutve Aqua-fins a ve vodě s použitím odporové ploutve Aqua-fins s její přetáčením v průběhu pohybu.

Výchozí polohou u všech prováděných pohybů byl vzpřímený stoj s 90° abdukci ramenního kloubu. Proband byl vyzván aby provedl opakovanou addukci/abdukci (90°-0°-90°) ve frontální rovině. Pohyby byly vždy prováděny úhlovou rychlostí 22,5°/s. Ke stanovení a dodržení rychlosti během pohybů byl použit metronom a hlasité počítání, kdy vyšetřující odpočítával 4 sekundy pro dosažení 0° addukce a 4 sekundy pro návrat do výchozí polohy – 90° abdukce. Každý pohyb byl zopakován 10 x a mezi jednotlivými měřeními byla přestávka nejméně 5 minut.

Při měření na suchu byla zaznamenávána EMG aktivita sledovaných svalů během aktivní addukce/abdukce v ramenním kloubu proti odporu pružného tahu Thera-Bandu červené barvy. Thera-Band byl upevněn nad úroveň hlavy probanda tak, aby ve výchozí poloze byl svislý a byl v nulovém protažení (Obr. 25). Proband byl vyzván aby provedl addukci natažené horní končetiny s Thera-Bandem ve frontální rovině do 0° a následně navázal abdukci ve frontální rovině zpět do 90° (obr. 26).

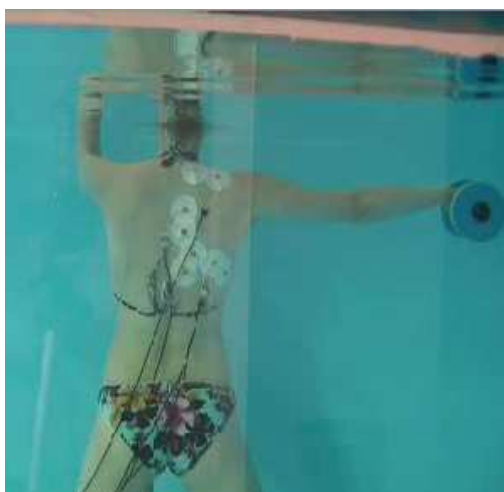


*Obr. 25) a 26) pohyb proti odporu pružného tahu Thera-bandu*



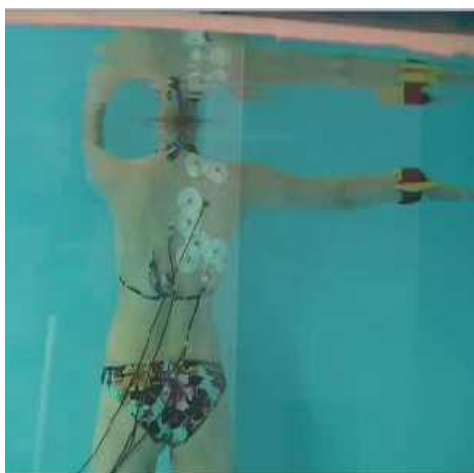
Ve druhé části měření byla zaznamenávána EMG aktivita sledovaných svalů během aktivní addukce/abdukce ( $90^{\circ}$ -  $0^{\circ}$ -  $90^{\circ}$ ) v ramenním kloubu ve vodním prostředí. Probandi zaujali výchozí polohu (vzpřímený stoj) v bazénku tak, aby hladina vody dosahovala úrovně hrtanové chrupavky.

Při provedení pohybu s využitím vztlakové činky byl proband vyzván, aby uchopil činku tak, aby její podélná osa byla během celého pohybu kolmá na směr pohybu. S činkou pak proband provedl addukci z  $90^{\circ}$  do  $0^{\circ}$  a abdukci zpět do  $90^{\circ}$  (obr. 27 a 28).



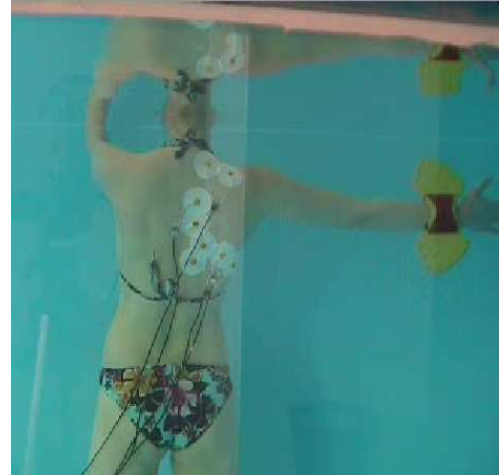
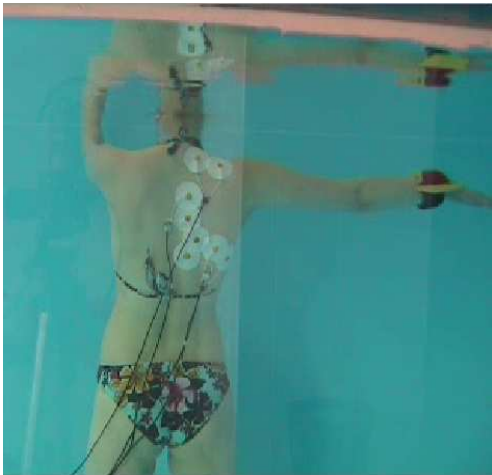
*Obr. 27) a 28) pohyb s využitím vztlakové činky*

Při použití pomůcky Aqua-fin (odporové ploutve), byla tato pomůcka připevněna v oblasti zápěstí prave horní končetiny tak, aby její plocha byla rovnoběžná s plochou dlaně. Proband byl vyzván aby udržel plochu ploutve kolmou na směr pohybu v celém jeho rozsah. Proband opět opakoval addukci  $90 - 0^{\circ}$  a abdukci  $0 - 90^{\circ}$  ve frontální rovině (obr. 29 a 30).



*Obr. 29) a 30) pohyb s využitím odporové ploutve Aqua-fins*

Při posledním měření byl proband vyzván aby udržel plochu odporové ploutve kolmou na směr pohybu během celé addukce od  $90 - 0^\circ$ . V  $0^\circ$  addukce proband přetočil ruku do neutrálního postavení, plocha pomůcky Aqua-fins (a jeho dlaň) tak byla rovnoběžná se směrem pohybu . Toto nastavení odporové ploutve proband udržel během celé abdukce  $0 - 90^\circ$  . Proband opět opakoval addukci  $90 - 0^\circ$  a abdukci  $0 - 90^\circ$  ve frontální rovině (obr. 31 a 32).



*Obr. 31) a 32) pohyb s využitím odporové ploutve Aqua-fins a jejím přetáčením v průběhu pohybu*

## **Sběr a analýza dat**

EMG aktivita sledovaných svalů byla snímána pomocí čtyř párů povrchových elektrod upevněných nad sledovanými svaly. Signál z elektrod byl zesílen v zesilovači spojeném s elektrodami prostřednictvím kabelů. Zesilovač je součástí vysílače, který byl uložen ve voděodolném vaku a slouží k telemetrickému přenosu signálu do vlastního EMG přístroje Noraxon/Neurodata. Nativní EMG signál byl upraven filtry s pásmovou propustností 5 – 500 Hz a převeden do digitalizované podoby dvanáctibitovým analogově-číslicovým převodníkem. Vzorkovací frekvence byla na základě 1500 Hz Nyquistova teorému stanovena na 1500 Hz (Pánek, Pavlů, Čemusová, 2009).

Digitalizovaný EMG signál byl zobrazen v počítači v programu MyoResearche XP Master edition od firmy Noraxon a dále upravován.

Nejprve byl EMG signálu offsetován a následně plně rektifikován. Současně z něj byl odfiltrován EKG záznam pomocí EKG filtru.

Takto upravený záznam byl použit k jednotlivým analýzám.

### **Stanovení MVC**

Pro potřeby normalizace EMG signálu během jednotlivých pohybů bylo třeba zjistit hodnotu EMG během MVC, která bude v dalším vyhodnocování použita jako referenční hodnota (100%).

V poloze stanovené svalovým testem pro daný sval probandi prováděli maximální izometrickou kontrakci proti odporu kladeném vyšetřujícím. Tento záznam byl upraven (jak bylo popsáno výše) a byl z něj vybrán úsek nejméně 3 sekundy dlouhý. Průměrná EMG aktivita během tohoto úseku byla stanovena jako MVC pro daný sval. Elektrická aktivita sledovaných svalů během pohybu na suchu a ve vodě pak byla vyjádřena v procentech MVC.

## **Výpočet střední amplitudy a plochy pod křivkou**

Z upraveného záznamu EMG aktivity během jednotlivých pohybů byl za pomoci synchronizovaného videozáznamu manuálně vybrán úsek odpovídající jednomu pohybovému cyklu. Tento úsek byl ještě rozdělen na dvě části, tak aby každá jeho část odpovídala jedné fázi pohybu (addukce, abdukce). Tyto části pak byly analyzovány každá zvlášť. K hodnocení EMG aktivity sledovaných svalů byly použity parametry střední amplituda a především plocha pod křivkou, která více vypovídá o vykonané práci svalu.

Plocha pod křivkou vyjadřuje celkovou plochu pod křivkou plně rektifikovaného EMG signálu analyzovaného úseku. Hodnoty průměrné amplitudy a plochy pod křivkou jednotlivých pohybů a jejich fází byly zaneseny do tabulek a znázorněny pomocí sloupcových grafů.

## **Hodnocení průběhu EMG aktivity během pohybu**

Z upraveného záznamu EMG aktivity sledovaných svalů během každého pohybu byl na základě videozáznamu manuálně vybrán úsek odpovídající třem pohybovým cyklům. V tomto úseku byl manuálně označen vždy začátek první fáze (addukce) pohybového cyklu a její konec, který byl současně začátkem druhé fáze (abdukce) pohybového cyklu a naopak. Takto připravený záznam byl analyzován pomocí analýzy Average Activation Patterns programu MyoResearche XP Master edition.

Tato analýza vypočítává průměrnou EMG křivku ze všech úseků, které byly v záznamu označeny a ukazuje ji v časovém oknu odpovídajícím 0-100% pohybového cyklu. Červená oblast znázorňuje standardní odchylku. Červená svislá osa rozděluje křivku na dvě fáze pohybu, v našem případě addukci a abdukci. Takto získané EMG křivky jednotlivých pohybů byly hodnoceny a porovnávány vizuálně.

## ***Rozsah platnosti***

### **Vymezení výzkumu**

Vzhledem k náročnosti provedení, bylo měření provedeno pouze na třech probandech. Tento vzorek je natolik malý, že není možné získané výsledky statisticky zpracovat ani je zobecňovat.

Výsledky jsou platné vždy jen pro daného probanda za daných podmínek. Mohou však naznačovat některé obecné znaky.

### **Omezení výzkumu**

Hlavní omezení výzkumu vyplývá z náročnosti provedení vodního povrchového EMG. Předpokladem správného snímání EMG aktivity je zajištění voděodolné aplikace elektrod a správného přenosu signálu telemetrického snímače.

Další nepřesnosti mohou vzniknout nepřesným umístěním elektrod. (více: Pánek, et al., 2010).

## Výsledky

Během experimentu byla snímána elektromyografická aktivita horní části m. trapezius, střední části m. trapezius, dolní části m. trapezius a m. serratus anterior.

Vzhledem k technickým obtížím během měření se nepodařilo zaznamenat u všech pohybů aktivitu m. serratus anterior. Obtíže byly způsobeny předchozím poškozením elektrody. Proto nebylo možné vyhodnotit a porovnat záznam aktivity m. serratus anterior a tento záznam byl u všech probandů ze studie vyloučen.

### Stanovení MVC

Aby bylo možné porovnání aktivity sledovaných svalů během jednotlivých pohybů i mezi různými probandy, byly zjištěny hodnoty střední amplitudy a plochy pod křivkou během MVC, které byly použity jako referenční hodnoty (100%).

#### Proband 1.

<i>Sledovaný sval</i>	<i>Průměrná střední amplituda [<math>\mu</math>V]</i>	<i>Průměrná plocha pod křivkou [<math>\mu</math>V*s]</i>
Horní část m. trap.	67,3	211,6
Střední část m.trap.	672,9	2259,7
Dolní část m.trap.	851,7	2869,7

Tab. 3) hodnoty střední amplitudy a plochy pod křivkou během MVC, proband 1.

#### Proband 2.

<i>Sledovaný sval</i>	<i>Průměrná střední amplituda [<math>\mu</math>V]</i>	<i>Průměrná plocha pod křivkou [<math>\mu</math>V*s]</i>
Horní část m.trap.	111	420,1
Střední část m.trap.	640,4	3186,9
Dolní část m.trap.	580	1636,4

Tab. 4) hodnoty střední amplitudy a plochy pod křivkou během MVC, proband 2.

**Proband 3.**

<i>Sledovaný sval</i>	<i>Průměrná střední amplituda [<math>\mu</math>V]</i>	<i>Průměrná plocha pod křivkou [<math>\mu</math>V*s]</i>
Horní část m.trap.	162,6	794,1
Střední část m.trap.	791,4	2437,9
Dolní část m.trap.	466,3	1606,5

*Tab. 5) hodnoty střední amplitudy a plochy pod křivkou během MVC, proband 3*

## Porovnání aktivity sledovaných svalů

K hodnocení EMG aktivity sledovaných svalů byl použit parametr plocha pod křivkou. Tento parametr odpovídá vykonané práci během zvolené části analyzovaného úseku a vypovídá o aktivitě hodnoceného svalu během dané části pohybu.

Plocha pod křivkou vyjadřuje celkovou plochu pod křivkou plně rektifikovaného EMG signálu analyzovaného úseku.

### Proband 1.

<b>Thera-band</b>	Addukce [%MVC]	Abdukce [%MVC]
horní část m. trap.	25,99	29,35
střední část m. trap.	8,53	6,14
dolní část m. trap.	5,73	2,97
<b>Činka</b>		
	plocha pod křivkou	plocha pod křivkou
horní část m. trap.	18,52	18,24
střední část m. trap.	4,42	3,32
dolní část m. trap.	2,87	3,46
<b>Ploutev</b>		
	plocha pod křivkou	plocha pod křivkou
horní část m. trap.	15,64	31,29
střední část m. trap.	4,32	5,85
dolní část m. trap.	2,85	3,21
<b>Ploutev přetáčení</b>		
	plocha pod křivkou	plocha pod křivkou
horní část m. trap.	20,56	31,9
střední část m. trap.	9,61	13,88
dolní část m. trap.	16,96	19,14

Tab. 6) aktivita sledovaných svalů v % MVC během addukce a abdukce jednotlivých pohybů s použitím různých pomůcek, proband 1.

U tohoto probanda byla patrná vysoká aktivita horní části m. trapezius během všech pohybů na „suchu“ i ve vodě, která svědčí o jeho nadměrném zapojování během pohybů v ramenním kloubu a tendenci probanda k přetěžování této části m. trapezius.

Během pohybu proti pružnému tahu Thera-bandu byla patrná vysoká aktivita horní části m. trapezius, která se ještě zvýšila během abdukce (nárůst o 3,36 % MVC). Aktivita střední části m. trapezius mírně klesla (o 2,39 % MVC) během abdukce oproti addukci, současně také klesla aktivita dolní části m. trapezius téměř na polovinu.



Během pohybu s využitím vztlakové činky byla aktivita horní části m. trapezius téměř o třetinu nižší oproti aktivitě během pohybu s Thera-bandem (o 7,46 % MVC při addukci a o 11,11 % MVC při abdukci) a během addukce a abdukce se změnila jen velmi málo (pokles o 0,29 % MVC). Aktivita střední části m. trapezius a dolní části m. trapezius se během addukce a abdukce lišila jen nepatrně (střední část pokles o 1,1 % MVC, dolní část nárůstu o 0,56 % MVC).

Během pohybu s použitím odporové ploutve je patrný především velký nárůst aktivity horní části m. trapezius během abdukce oproti addukci (o 15,65 % MVC). Toto navýšení lze vysvětlit charakterem pohybu, kdy během abdukce musí proband překonat odpor vody, dochází tak ke koncentrické kontrakci abduktorů ram. kl.. Aktivita střední a dolní části m. trapezius se výrazně nemění.

Podobné avšak menší navýšení aktivity horní části m. trapezius je možné vidět i během pohybu s použitím odporové ploutve a jejím přetáčením, kde je nárůst aktivity horní části m. trapezius během abdukce 11,34 % MVC. Stejně jako v předchozím případě je nárůst způsoben větší aktivací svalu během abdukce horní končetiny proti odporu vodního prostředí. Odpor který musí proband překonat je závislý na velikosti plochy kolmé na směr pohybu. Vzhledem k tomu, že u tohoto pohybu je ale plocha kolmá na směr pohybu menší, je i nárůst aktivity menší.

Během pohybu s použitím ploutve a jejím přetáčením je také patrná zvýšená aktivita střední části m. trapezius (9,61% MVC během addukce), která během abdukce ještě stoupá (nárůst o 4,27 % MVC). Vzhledem k tomu, že je takový nárůst patrný jen při pohybu s použitím ploutve a jejím přetáčením, lze hypotetizovat, že je způsoben zevní rotací paže na začátku abdukce (přetočení ploutve rovnoběžně se směrem pohybu).

Vysoké hodnoty aktivity dolní části m. trapezius během pohybu s použitím odporové ploutve a jejím přetáčením nalezené u tohoto probanda (addukce 16,96 % MVC, abdukce 19,14 % MVC) jsou v rozporu s charakterem pohybu, kde bychom očekávali spíše pokles aktivity během abdukce, stejně jako je tomu u pohybu s použitím odporové ploutve, ale bez přetáčení. Tyto hodnoty jsou také v rozporu s nálezem u dalších probandů. Možným vysvětlením je nekvalitním záznamem z elektrody snímající aktivitu dolní části m. trapezius během tohoto pohybu.

## Proband 2.

<b>Thera-band</b>	addukce [%MVC]	abdukce [%MVC]
horní část m. trap.	13,9	23,11
střední část m. trap.	4,03	5,24
dolní část m. trap.	10,44	8,65

<b>Činka</b>	plocha pod křivkou	plocha pod křivkou
horní část m. trap.	9,81	10,83
střední část m. trap.	1,63	1,35
dolní část m. trap.	12,86	8,14

<b>Ploutev</b>	plocha pod křivkou	plocha pod křivkou
horní část m. trap.	7,31	12,07
střední část m. trap.	0,88	0,92
dolní část m. trap.	7,85	4,11

<b>Ploutev přetáčení</b>	plocha pod křivkou	plocha pod křivkou
horní část m. trap.	5,81	17,88
střední část m. trap.	0,92	1,56
dolní část m. trap.	7,1	4,86

Tab. 7) aktivita sledovaných svalů v % MVC během addukce a abdukce jednotlivých pohybů s použitím různých pomůcek, proband 2.

U tohoto probanda je během pohybu s Thera-Bandem patrná vysoká aktivita horní části m. trapezius a její další nárůst během abdukce (addukce 13,9 % MVC, abdukce 23,11 % MVC), která byla nejvyšší ze všech měřených pohybů.

Aktivita střední části m. trapezius byl mírně vyšší než během ostatních pohybů (addukce 4,03 % MVC, abdukce 5,24 % MVC) během addukce a abdukce se však výrazně nelišila (nárůst o 1,21 % MVC). Došlo však k výraznému poklesu aktivity dolní části m. trapezius během abdukce (o 9,21 % MVC).

Během pohybu s použitím vztlakové činky výsledky vykazují rovnoměrný průběh aktivity horní části m. trapezius (nárůst o 1,02 % MVC). Aktivita střední části m. trapezius byla během tohoto pohybu malá a nevykazovala velké změny během abdukce proti addukci (nárůst o 0,28 % MVC). Aktivita dolní části byla během tohoto pohybu nejvyšší (addukce 12,8 % MVC, abdukce 8,14 % MVC).

Během pohybu s použitím odporové ploutve je patrný velký nárůst aktivity horní části m. trapezius během abdukce oproti addukci (o 5,39 % MVC). Aktivita střední části m. trapezius byla nízká a výrazně se neměnila (addukce 0,88, abdukce 0,92 % MVC), zatímco aktivita a dolní části m. trapezius klesla během abdukce o 3,74 % MVC.

Během pohybu s použitím ploutve a jejím přetáčením je také patrné navýšení aktivity horní části m. trapezius na více jak trojnásobek, na rozdíl od probanda 1. je ale u tohoto probanda nárůst větší (o 12,07 % MVC) při pohybu s použitím ploutve a jejím přetáčením. Stejně jako u předchozího pohybu byla aktivita střední části m. trapezius nízká a výrazně se neměnila (addukce 0,92 % MVC, abdukce 1,56 % MVC) a aktivita a dolní části m. trapezius mírně klesla během abdukce (o 2,24 % MVC).

### Proband 3.

<b>Thera-Band</b>	addukce [%MVC]	abdukce [%MVC]
horní část m. trap.	8,36	13,71
střední část m. trap.	8,47	7,2
dolní část m. trap.	27,96	12,49

<b>Činka</b>	plocha pod křivkou	plocha pod křivkou
horní část m. trap.	5,65	8,27
střední část m. trap.	7,85	8,38
dolní část m. trap.	15,68	15,69

<b>Ploutev</b>	plocha pod křivkou	plocha pod křivkou
horní část m. trap.	5,24	15,4
střední část m. trap.	7,15	9,82
dolní část m. trap.	12,92	12

<b>Ploutev přetáčení</b>	plocha pod křivkou	plocha pod křivkou
horní část m. trap.	6,7	12,76
střední část m. trap.	9,7	23,29
dolní část m. trap.	0	0

Tab. 8) aktivita sledovaných svalů v % MVC během addukce a abdukce jednotlivých pohybů s použitím různých pomůcek, proband 3.

U tohoto probanda je během pohybu s Thera-Bandem patrná vysoká aktivita horní části m. trapezius během abdukce (13,5 % MVC) a její navýšení oproti addukci o 5,35 % MVC.

Aktivita střední části m. trapezius byla na stejné úrovni jako během ostatních pohybů a výrazně se nelišila během addukce a abdukce (pokles o 1,27 % MVC). Došlo však k výraznému poklesu aktivity dolní části m. trapezius během abdukce (o 15,47 % MVC) proti addukci, která byla během addukce nejvyšší ze všech měřených pohybů (27,96 % MVC).

Během pohybu s použitím vztakové činky výsledky vykazují nárůst aktivity horní části m. trapezius o 2,62 % MVC, přes tento nárůst byla aktivita horní části m. trapezius během abdukce nejnižší ze všech měřených pohybů. Aktivita střední části m. trapezius byla na stejné úrovni jako během ostatních pohybů a nevykazovala velké změny během abdukce proti addukci (nárůst o 0,53 % MVC). Aktivita dolní části byla během tohoto pohybu nejvyšší poměrně vysoká (addukce 15,68 15,69 % MVC, abdukce

15,69 % MVC) v průběhu pohybu ale měla rovnoměrný průběh.

Během pohybu s použitím odporové ploutve je patrný velký nárůst aktivity horní části m. trapezius během abdukce oproti addukci (o 10,16 % MVC). Aktivita střední části m. trapezius byla na stejné úrovni jako během ostatních pohybů a vykazovala mírný pokles (o 2,67 % MVC), stejně jako aktivita a dolní části m. trapezius klesla během abdukce o 0,92 % MVC.

Během pohybu s použitím ploutve a jejím přetáčením je opět patrné navýšení aktivity horní části m. trapezius, které je menší (o 6,06 % MVC) než při pohybu s použitím ploutve bez jejího přetáčení. Tento výsledek koresponduje s výsledkem nalezeným u probanda 1..

Aktivita střední části m. trapezius dosahovala během abdukce výrazně vyšších hodnot (23,29 % MVC). Tento výsledek je opět v souladu s výsledkem probanda 1., kde byla také nalezena zvýšená aktivita střední části m. trapezius během tohoto pohybu. Opět může být nárůst aktivity střední části m. trapezius vysvětlen zevní rotací paže na začátku abdukce (přetočení ploutve rovnoběžně se směrem pohybu).

### **Porovnání aktivity sledovaných svalů během jednotlivých pohybů**

Hodnoty aktivity sledovaných svalů během všech pohybů a jejich jednotlivých částí byli pro větší přehlednost a možnost jejich porovnání zaneseny do sloupcových grafů (Příloha 6.).

Z grafů aktivity sledovaných svalů během jednotlivých pohybů je u všech probandů možné vidět, že se aktivita během pohybů ve vodě výrazně nelišila od aktivity během pohybu na suchu. Není zde tedy patrná závislost svalové aktivity na prostředí, ale na druhu použité pomůcky.

## **Hodnocení průběhu EMG aktivity během pohybu**

Pomocí analýzy Average Activation Patterns programu MyoResearche XP Master edition byly vypočteny průměrné EMG křivky jednoho pohybového cyklu všech pohybů na suchu i ve vodě. Křivky byly znázorněny pomocí grafů v příloze 5. Červená oblast znázorňuje standardní odchylku. Červená svíslá osa rozděluje křivku na dvě fáze pohybu, v našem případě addukci a abdukci. Takto získané EMG křivky jednotlivých pohybů byly hodnoceny a porovnávány vizuálně.

### **Proband 1.**

Ze znázornění průběhu aktivity sledovaných svalů během pohybu s Thera-bandem (Obr. 33) je patrný mírný pokles aktivity horní části m. trapezius na počátku pohybu, v dalším průběhu pohybu je aktivita nízká a mírně stoupá až v průběhu druhé poloviny abdukce. Aktivita střední části m. trapezius vykazuje pokles aktivity v průběhu celé addukce s minimem v oblasti přechodu do druhé fáze pohybu a následný nárůst aktivity v druhé polovině abdukce. Aktivita dolní části m. trapezius vykazuje pokles aktivity během celé addukce s mírným navýšením během změny směru pohybu, dalším poklesem aktivity v průběhu celé abdukce až na mírný nárůst před koncem pohybu.

Na záznamu aktivity sledovaných svalů během pohybu s činkou (Obr. 34) můžeme vidět rovnoměrný průběh aktivity horní části m. trapezius během celého pohybu. Rovněž průběh aktivity střední části je rovnoměrný bez výrazných oscilací. Průběh aktivity dolní části m. trapezius je také rovnoměrný, vykazuje však mírné oscilace.

Aktivita horní části m. trapezius během pohybu s ploutví (Obr. 35) má rovnoměrný průběh s mírným nárůstem v druhé polovině abdukce. Aktivita střední části m. trapezius je na počátku addukce vysoká, následně klesá s minimem před změnou směru pohybu a opět narůstá během abdukce s mírným poklesem před koncem pohybu. Průběh aktivity dolní části m. trapezius je rovnoměrný pouze s malými oscilacemi.

Během pohybu s ploutví a jejím přetáčením (Obr. 36) vidíme rovnoměrný průběh aktivity horní části m. trapezius. Aktivita střední části m. trapezius je rovnoměrná během addukce, během první poloviny abdukce mírně stoupá a v druhé polovině

abdukce opět klesá. Průběh dolní části m. trapezius je také rovnoměrný, jsou zde však patrné menší oscilace a velká směrodatná odchylka během addukce.

## **Proband 2.**

Během pohybu na suchu proti odporu pružného tahu Thera-Bandu (Obr. 37) aktivita horní části m. trapezius mírně klesá v průběhu addukce s minimem v druhé polovině addukce, na které navazuje nárůst aktivity během celé abdukce, s mírným poklesem před koncem pohybu. Aktivita střední části m. trapezius výrazně klesá během první poloviny addukce, následně zůstává nízká během změny směru pohybu a výrazně stoupá během celé abdukce. Aktivita dolní části m. trapezius na začátku addukce mírně klesá, od poloviny addukce vzrůstá s maximem těsně před změnou směru pohybu. Následně klesá během první poloviny abdukce a opět vzrůstá během druhé poloviny abdukce.

Na průběhu svalové aktivity během pohybu ve vodě se vztlakovou činkou (Obr. 38) můžeme pozorovat rovnoměrný průběh aktivity horní části m. trapezius s nárůstem v druhé polovině abdukce. Také průběh aktivity střední části m. trapezius je rovnoměrný s mírným nárůstem aktivity před koncem pohybu. Aktivita dolní části m. trapezius vykazuje nárůst v první polovině addukce s následným prudkým poklesem v druhé polovině addukce a rovnoměrným průběhem během abdukce.

Průběh svalové aktivity během pohybu ve vodě s ploutví (Obr. 39) vykazuje rovnoměrný průběh aktivity horní části m. trapezius s nárůstem v druhé polovině abdukce a rovnoměrný průběh aktivity střední části m. trapezius. Aktivita dolní části m. trapezius vykazuje pozvolný nárůst v první polovině addukce s následným poklesem během druhé poloviny addukce a na začátku abdukce, následovaným rovnoměrným průběhem s mírnými oscilacemi.

Během pohybu ve vodě s ploutví a jejím přetáčením (Obr. 40) vidíme rovnoměrný průběh aktivity horní části m. trapezius během addukce a mírný nárůst aktivity během abdukce. Průběh aktivity střední části m. trapezius vykazuje téměř rovnoměrný průběh. Průběh aktivity dolní části m. trapezius vykazuje nárůst aktivity během addukce s maximem před změnou směru pohybu, následným poklesem během první poloviny abdukce a rovnoměrný průběh během druhé poloviny abdukce.

### **Proband 3.**

Z průběhu svalové aktivity během pohybu s Thera-Bandem (Obr. 41) je patrný rovnoměrný průběh aktivity horní části m. trapezius s nárůstem během změny směru pohybu a rovnoměrný průběh aktivity střední části m. trapezius s mírným nárůstem v druhé polovině abdukce. Aktivita dolní části m. trapezius vykazuje výrazný nárůst během addukce s maximem před změnou směru pohybu a následným poklesem během první poloviny abdukce. V konečné části pohybu je ještě patrné malé navýšení aktivity.

Průběh svalové aktivity během pohybu s činkou (Obr. 42) vykazuje rovnoměrný průběh aktivity horní části m. trapezius a rovnoměrný průběh aktivity střední části m. trapezius s mírným navýšením v druhé části abdukce. Průběh aktivity dolní části m. trapezius vykazuje nárůst aktivity během addukce s maximem před změnou směru pohybu, následný pozvolný pokles aktivity během abdukce.

Na průběhu svalové aktivity během pohybu s ploutví (Obr. 43) můžeme pozorovat rovnoměrný průběh aktivity horní části m. trapezius s mírným nárůstem během abdukce. Průběh aktivity střední části vykazuje rovnoměrnou aktivitu během addukce a pozvolný nárůst aktivity během abdukce. Aktivita dolní části m. trapezius je v první polovině addukce rovnoměrná, následně mírně vzrůstá s maximem před změnou směru pohybu, dále pak aktivita v první polovině abdukce klesá a znovu stoupá v druhé polovině abdukce s mírným poklesem těsně před koncem pohybu.

Aktivita horní části m. trapezius je během pohybu s ploutví a jejím přetáčením (Obr. 44) rovnoměrná během celého pohybu. Aktivita střední části vykazuje pokles v první polovině addukce, následný nárůst v druhé polovině addukce a rovnoměrný průběh během abdukce. Aktivitu dolní části m. trapezius nebylo možné vzhledem k technickým problémům hodnotit.



## Diskuze

Z výsledků naší studie je patrný především velký inter-individuální rozdíl v aktivitě svalů jak během pohybu na suchu proti odporu pružného tahu, tak během všech pohybů ve vodě. Není proto možné výsledky zobecňovat a hodnotit námi zkoumaný vzorek jako celek.

Z výsledků je možné vypožorovat, že každý proband vykazuje určitou tendenci zapojovat během pohybů některé svaly více než jiné. Zvýšená aktivita jednoho svalu během všech pohybů tak může naznačovat tendenci k přetěžování daného svalu.

Získané výsledky hodnocení aktivity sledovaných svalů ukazují, že se aktivita při provedení pohybu na suchu výrazně nelišila od aktivity sledovaných svalů během provedení pohybu ve vodním prostředí. Rozdíl v aktivitě sledovaných svalů tak nezávisel na prostředí v kterém byl prováděn, ale na pomůcce, která byla pro provedení pohybu zvolena. Tyto výsledky jsou v souladu s výsledky studií, které prokázaly, že při dodržení všech metodických opatření je svalová aktivita ve vodním prostředí a na suchu stejná (Alberton et al., Carvalho et al, 2010, Pinto, 2010).

Porovnáním EMG aktivity sledovaných svalů se tak podařilo potvrdit jednu z hypotéz diplomové práce a to ,že se svalová aktivita zaznamenaná během pohybu ve vodním prostředí a na suchu výrazně neliší. Určujícím kritériem pro svalovou aktivitu během jednotlivých pohybů v naší studii nebylo prostředí v kterém se pohyb odehrával, ale pomůcka, která byla během pohybu použita.

Pokud jde o hodnocení svalové aktivity při provedení pohybu s jednotlivými pomůckami poukazují výsledky na zvýšenou aktivitu horní části m. trapezius během pohybu s Thera-Bandem u všech probandů. Dále patrné navýšení aktivity horní části m. trapezius během abdukce při pohybu s Thera-Bandem, což je v rozporu s naším očekáváním. Během pohybu do abdukce je horní končetina tažena zpět do výchozí polohy tahem napnutého Thera-bandu. Proband je proto nucen pohyb do abdukce brzdit, což předpokládá koncentrickou kontrakci adduktorů ramenního kloubu. Proto

jsme předpokládal, že aktivita horní části m. trapezius bude během abdukce s Thera-Bandem malá.

Střední část m. trapezius vykazovala během většiny pohybů malou aktivitu, výjimkou byl pohyb s použitím odporové ploutve a jejím přetáčením u dvou probandů kde byla zaznamenána jeho větší aktivita. Možným vysvětlením je zvýšená aktivita tohoto svalu při přetočení ploutve, které je spojeno se zevní rotací horní končetiny.

Aktivita dolní část m. trapezius opět ukazuje na velké inter-individuální rozdíly aktivity jednotlivých svalů. Proband 1. nejvíce aktivoval dolní část m. trapezius během pohyb s použitím odporové ploutve a jejím přetáčením, proband 2. aktivoval tento sval více během pohybu s Thera-Bandem stejně jako proband 3.

Z uvedených výsledků je patrný nejen inter-individuální rozdíl v aktivaci svalů mezi probandy, ale také velký rozdíl v aktivaci svalů během stejného pohybu s různými pomůckami u jednoho probanda. Toto zjištění koresponduje se zjištěním studie autorů autorů Pavlů, Pánek (Pavlů, Pánek, 2008), kteří vyjádřili domněnku, že vodní prostředí je natolik odlišné, že vede k aktivaci zcela odlišných vzorců než na suchu. Tuto domněnku potvrzují i další výsledky naší studie vycházející z hodnocení průběhu aktivity během jednotlivých pohybů.

Srovnání naší studie s dalšími studii se jeví velmi problematicky. Studie které zkoumali pohyb horní končetiny ve vodním prostředí nepoužívali (až na výjimku kterou je studia autorů Pavlů, Pánek (Pavlů, Pánek, 2008)) během experimentu žádné pomůcky. Autoři studií využívající pomůcky se soustředily na zkoumání svalů dolních končetin a jejich výsledky jsou proto pro nás těžko porovnatelné.

Z výsledků hodnocení průběhu aktivity během jednotlivých pohybů je možné vidět odlišný průběh během pohybu na suchu proti odporu Thera-bandu a ve vodě s použitím různých pomůcek.

Během pohybu na suchu proti odporu pružného tahu Thera-Bandu vykazuje aktivita sledovaných svalů velké výkyvy v průběhu pohybu, které byly patrné u všech probandů především v aktivitě dolní části m. trapezius. Současně bylo u jednoho z probandů (proband 2.) pozorováno zapojení horní a střední části m. trapezius v antagonismu k dolní části m. trapezius.

Při pohybu ve vodním prostředí s využitím vztlakové činky byla u všech probandů pozorována pro všechny částí m. trapezius aktivita sice rovnoměrnější než při pohybu

na suchu, ale u dvou probandů (proband 2.+ proband 3.) s nárůstem aktivace dolní části m. trapezius během addukce. Tento nárůst je pravděpodobně způsoben zvýšeným odporem který musí horní končetina překonat během addukce. Tento odpor je způsoben vlivem vztlakové síly působící jak na končetinu samotnou, tak na vztlakovou činku. Během abdukce je působením vztlakové síly činka tlačena zpět na hladinu, což nevyžaduje další aktivaci, ale pouze aktivaci potřebnou k brzdění pohybu.

Výsledky experimentu ve vodním prostředí s využitím vztlakové činky není bohužel možno porovnat s výsledky dalších studií, protože podle dostupné literatury nebyla ještě provedena žádná studie která by zkoumala aktivaci svalů při použití této pomůcky. Naše závěry se proto opírají pouze o teoretické znalosti fyzikálních zákonitostí vodního prostředí.

Z výsledků experimentu s použitím odporové ploutve je opět patrný rovnoměrný průběh horní a střední části m. trapezius. Aktivita dolní části m. trapezius u probanda 1. vykazuje nárůst aktivity na začátku a na konci pohybu, zatímco u dalších dvou probandů (proband 2.+ proband 3.) je nárůst během addukce a rovnoměrný průběh během abdukce.

Výsledky experimentu s použitím odporové ploutve a jejím přetáčením je opět patrný rovnoměrný, nebo mírně zvlněný průběh aktivity horní a střední části m. trapezius. U jednoho probanda (proband 1.) byl rovnoměrný průběh i aktivity dolní části m. trapezius. U druhého probanda (proband 2.) byl nárůst aktivity dolní části m. trapezius během addukce, který zasahoval do abdukce a rovnoměrný průběh v druhé polovině abdukce.

Výsledky získané porovnáním průběhu EMG křivky jednotlivých svalů během pohybů na suchu a ve vodě podporují další z vyslovených hypotéz. Průběh EMG aktivity a tedy i zapojení svalů stabilizujících lopatku se zdá ve vodním prostředí rovnoměrnější než během pohybu na suchu proti odporu Thera-Bandu. Současně také byla během pohybu ve vodě patrná kokontrakce sledovaných svalů.

## Závěr

Cílem mé diplomové práce bylo pomocí povrchového EMG objasnit jakým způsobem se liší aktivita svalů stabilizujících lopatku, nebo jejich částí (horní část m. trapezius, střední část m. trapezius, dolní část m. trapezius a m. serratus anterior) ve dvou odlišných prostředích a porovnání nakolik se tato aktivita liší při provedení pohybů s různými pomůckami. Také jsem chtěla objasnit, zda má pozorování získaná během práce s klienty ve vodě mají reálný podklad prokazatelný pomocí povrchové elektromyografie.

Z výsledků naší studie vyplývá, že pohyby ve vodním prostředí, tak jak byly provedeny v této studii, vedou k rovnoměrnému zapojení sledovaných svalů během pohybu a k jejich kokontrakci. Na základě těchto poznatků, se provedené pohyby jeví jako vhodné cvičení k aktivaci a posílení svalů stabilizujících lopatku, které podle našich předpokladů povede ke zlepšení stabilizace lopatky a tím i k obnovení správného skapulothorakální rytmu. Tato zjištění potvrzují má pozorování, ke kterým jsem došla během práce s klienty v bazénu. Vzhledem k výsledkům studie můžeme považovat Aquaterapii za efektivní metodu fyzioterapie při snaze zlepšit funkci svalů stabilizujících lopatku.

Provedená studie zkoumala okamžitý efekt cvičení ve vodě na sledované svaly. Pro potvrzení požadovaných účinků cvičení ve vodě na svaly stabilizující lopatku je však nutné sledovat dlouhodobé výsledky cvičení ve vodě, které by potvrdili, zda opakování těchto cvičení povede na základě zlepšení stabilizace lopatky k obnově správného skapulothorakální rytmu. Toto zjištění by se mělo stát předmětem dalšího zkoumání.

Vzhledem ke stoupající oblibě Aquaterapie považuji za velice důležité aby byly na problematiku cvičení ve vodě zaměřeny další studie, který by detailněji zkoumaly vliv vodního prostředí na provádění komplexních pohybů. Naše studie byla zpracována jako malý příspěvek do této stále se rozrůstající problematiky.

Především v dnešní době, kdy je kladen důraz na vědecké podložení metod používaných ve fyzioterapii, spatřuji ve snímání EMG ve vodním prostředí velký přínos pro rozvoj Aquaterapie jako součásti uceleného rehabilitačního procesu.

## **Přílohy**

Příloha 1. Vyjádření etické komise FTVS UK, Praha

Příloha 2. Informovaný souhlas

Příloha 3. Anatomie ramenního pletence

Příloha 4. Hodnoty střední amplitudy a plochy pod křivkou

Příloha 5. Zobrazení průměrné EMG křivky

Příloha 6. Porovnání aktivity sledovaných svalů během jednotlivých pohybů

***Příloha 1. Vyjádření etické komise FTVS UK, Praha***

**Nahradit originálem vyjádření etické komise**

## **Příloha 2. Informovaný souhlas**

Informovaný souhlas:

Já ....., souhlasím s použitím záznamu z EMG měření, kterého jsem se účastnila 1.4. 2010 v pedagogicko - výzkumné laboratoři katedry vodních sportů na FTVS v Praze, za účelem zpracování diplomové práce. Diplomovou práci zpracuje Ivana Sulková, studentka II. ročníku navazujícího magisterského studia na katedře Fyzioterapie FTVS UK v Praze.

Potvrzuji, že jsem se měření účastnila dobrovolně a byla jsem seznámena se všemi možnými riziky.

Dále jsem byla seznámena s tím, že s cílem zachovat maximální anonymitu nebudou v diplomové práci uvedena osobní data, tzn. celé jméno a příjmení, rodné číslo a identifikující podrobnosti.

Souhlasím s uveřejněním videozáznamů a fotografií pořízených během měření, které však budou pořízeny s cílem zachovat maximální anonymitu a případné identifikační znaky budou zneviditelněny.

Také souhlasím s případným uveřejněním výsledků v odborné literatuře, při zachování maximální anonymity.

V Praze dne .....

.....

podpis

### **Příloha 3. Anatomie ramenního pletence**

Pletenec ramenní je jedním z nejsložitějších a nejkompexnějších kloubů celého těla. Ramenní pletence obou horních končetin tvoří neúplný a horizontálně uložený prstenec kostí, který vpředu uzavírá hrudní kost.

Kostěné segmenty pletence jsou spojené jen dvěma „pravými“ klouby, ale specifická úprava připojení lopatky k hrudní stěně a tzv. subakromiální spojení znamená vznik dalších pohyblivých spojů. Nejde však o klouby – pouze klíční kost artikuluje s osovým skeletem. Tím se sice dále zvyšuje pohyblivost celé končetiny, ale zároveň to znamená přetížení celého závěsu a značné zvýšení nároků na svalový korzet pletence (Dylevský, 2009).

Ramenní pletenec je tvořen tzv. pasivní a aktivní komponentou.

Pasivní komponentou pletence horní končetiny jsou kosti, jejich spoje a vazivový aparát zpevňující tato spojení. Aktivní komponentou jsou svaly.

### **Kosti ramenního pletence**

#### **Clavicula - klíční kost**

Klíční kost je 12 –17 cm dlouhá, esovitě prohnutá kost uložena povrchově v podkoží nad prvním žebrem. Konec artikulující s manubrium sterni je ztlustělý a prohnutý dopředu. Vazivová chrupavka pokrývající kloubní plošku sternální konec natolik rozšiřuje, že klíční kost vyčnívá nad okraj hrudní kosti a okraj chrupavky je tak hmatný. Akromiální konec je plochý prohnutý dozadu a oválnou kloubní ploškou artikuluje s processus acromialis scapulae. Na spodní straně zevní části klíční kosti je drsnatina, na kterou se upíná komplex fixačních vazů spojujících klíční kost s lopatkou.

Klíční kost je distanční kost, tzn. že vymezuje vzdálenost hrudní kosti a volné horní končetiny. Zvětšuje tak možný rozsah pohybu horní končetiny, ale zároveň přenáší na hrudní kost tlak a nárazy působící na horní končetinu. Proto se i při nepřímém násilí láme – nejčastěji na hranici zevní a střední třetiny (úpony vazů) (Dylevský, 2009).



Přestože jsou spojení klíční kosti s lopatkou poměrně malá a pohyby ke kterým v nich dochází malého rozsahu, jsou důležitá pro správnou funkci celého ramenního pletence. Často dochází ke vzniku funkčních poruch. Při vzpažení rotuje klíční kost dozadu, při zapažení dozadu (Dylevský, 2009).

### **Scapula - lopatka**

Lopatka je plochá trojúhelníková kost, naléhající na zadní stranu hrudníku v rozsahu 2. – 7. žebra. Zadní stranu lopatky rozděluje spina scapulae na dvě části a vybíhá dopředu v acromion, který artikuluje s klíční kostí. Druhým výběžkem lopatky je processus coracoideus vybíhající dopředu.

V základní poloze je horní úhel lopatky ve výši 2. a dolním úhlem ve výši 7. žebra. (Do této polohy uvedeme lopatku tak, že položíme dlaň ruky na šíji.)(Dylevský, 2009)

Mediální okraj lopatky leží 5 – 6 cm od linie proložené spinózními výběžky obratlů a dolní úhel je od této linie vzdálen 7 cm.

Sama lopatka může vykonávat posuvné a otáčivé pohyby.

Posuvné pohyby lopatky směřují buď nahoru – elevace ( $55^\circ$ ), nebo dolů – deprese ( $5^\circ$ ), zevně – abdukce, protrakce (cca  $10^\circ$ ) nebo směrem k páteři, navnitř – addukce, retrakce (cca  $10^\circ$ ).

Rotační pohyby lopatky mění polohu dolního úhlu lopatky a sklon kloubní jamky. Při antevertzi – pohyb dolního úhlu lopatky zevně (od páteře) – je rozsah rotace asi  $30^\circ$ , při retrovertzi – pohyb směrem k páteři – je rozsah rotace obdobný. Sklon roviny kloubní jamky se při rotacích mění, a to až o  $50^\circ$ .

Pohybové možnosti lopatky jsou dány nejen jejím svalovým závěsem, ale i pohyblivostí akromioklavikulárního a sternoklavikulárního kloubu (Dylevský, 2009).

### **Humerus – pažní kost**

Pažní kost je typická dlouhá kost, artikulující svým proximálním koncem s lopatkou a distálním koncem s radiem a ulnou. Proximální konec tvoří caput humeri, jehož okraj lemuje colum anatomicum. Ventrálně a laterálně od colum anatomicum jsou tuberculum majus et minus, výběžky sloužící k úponu svalů. Od tuberculum majus

vybíhá distálně crista tuberculi majoris a od tuberculus minus crista tuberculi minorit. Mezi těmito cristami je sulcus intertubercularis ve kterém probíhá šlacha dlouhé hlavy m. biceps brachii.

## **Kloubní spojení ramenního pletence**

Kloubní spojení pletence zajišťují tři pravé klouby a dvě tzv. funkční spojení - thorakoskapulární a subakromiální.

### **Art. Humeri**

Art. Humeri je kulovitý poměrně volný kloub spojující proximální konec humeru s lopatkou. Kloubní jamka je mělká a pokrývá pouze malou část plochy hlavice. Na okraji je kloubní jamka doplněna o labrum glenoidale, vazivový lem, který zvětšuje její plochu asi o 1/3. Přesto se hlavice opírá o jamku jen čtvrtinou až třetinou své plochy, zbytek je v kontaktu s kloubním pouzdem (Dylevský, 2009).

Kloubní pouzdro je uzpůsobeno tak, aby umožňovalo co největší rozsah pohybů. Upíná se na okraj kloubní jamky a na anatomický krček humeru. Je volné a především na spodní straně nařasené. Kloubní pouzdro zesilují vazy a šlachy svalů začínajících na lopatce. Lig. glenohumeralia probíhají těsně pod synoviální výstelkou a lig. Coracohumerale, silný vazivový pruh, probíhá na horní straně kloubu a je jakýmsi závěsem hlavice pažní kosti (Dylevský, 2009).

Vzhledem k mělké jamce a volnému kloubnímu pouzdru, je stabilita kloubu zajišťována především svaly.

### **Art. Acromioclavicularis**

Akromioklavikulární kloub spojuje zevní konec klíční kosti s akromionem. Kloubní plochy jsou ploché, oválného tvaru. Přestože si tvary kloubních ploch v podstatě odpovídají, je v kloubu často malý a plochý discus articularis.

Kloubní pouzdro je krátké, tuhé a je na horní straně zesíleno vazem- lig. acromioclavulare. Dalším vazem, který má funkční vztah k akromioklavikulárnímu kloubu je lig. coracoclavulare. Tento vaz spojuje processus coracoideus se spodní

plochou klíční kosti. Je tvořen dvěma částmi, přední (mediální) lig. trapezoideum a zadní (laterální) lig. conoideum. Tento vaz tvoří strop tzv. subakromiálního prostoru. Tento prostor zahrnuje i subakromiální a subdeltoidální burzy (často spolu komunikují a asi v 30% komunikují i s kloubem) a burzu subkorakoidální.

Čisté pohyby v akromioklavikulárním kloubu jsou pouze minimální posuny, značně omezené popsány vazy. Klíční kost se s lopatkou pohybuje jako funkční celek. Především vaz mezi klíční kostí a zobcovitým výběžkem lopatky značně omezuje akromiální konec klíční kosti a při zlomeninách vyvolává dislokaci zevní třetiny klíčku.

Nadpažek, který je součástí akromioklavikulárního kloubu, je značně přetíženou partií lopatky. Podobně je zatížen i proc. coracoideus lopatky. Stabilizaci a zpevnění systému obou výběžků vystavených tahu řady svalů zajišťuje 1,5 cm silný vaz – lig. coracoacromiale. Vaz přemostuje hlavici pažní kosti a při abdukci v ramenním kloubu se do jeho předního okraje opírá velký hrbolek pažní kosti. Vaz zastavuje abdukci ramenním kloubu – zastavuje upažení. Lig. coracoacromiale také není součástí žádného kloubu. Mezi vazem a pouzdrem ramenního kloubu je asi 0,5 cm vysoká štěrbina, ve které probíhají šlachy některých rotátorů ramenního kloubu.

### **Art. Sternoclavicularis**

Sternoklavikulární kloub spojuje mediální konec klíční kosti s manubrium sterni. Kloubní plošky mají sedlovitý tvar a vzájemně si tvarově neodpovídají. Je mezi nimi vložen diskus, který je po obvodu spojen s kloubním pouzdem a rozděluje kloub na dvě dutiny a vytváří ze sternoklavikulárního kloubu malý kulový kloub. Kloubní pouzdro je krátké, tuhé a zpevňují ho silné vazy vpředu a vzadu, lig. sternoclaviculare anterius et posterius.

V kloubu jsou možné pohyby všemi směry, ale jen ve velmi malém rozsahu. Intrartikulární disk pohlcuje drobné nárazy přenášené z klíční kosti na hrudní kost. Sternoklavikulární kloub v podstatě plní funkci stabilizátoru v řetězci kostěných segmentů pažního pletence.

## **Thorakoskopulární spojení**

Thorakoskopulární spojení není pravý kloub, ale funkční spojení lopatky s hrudní stěnou ve kterém pohybovou i stabilizační funkci hrají svaly pletence. Mezi přední plochou lopatky a hrudní stěnou je řídké vmezeřené vazivo, které umožňuje klouzavý pohyb lopatky.

Rovina lopatky svírá s frontální rovinou úhel 30°. Tato rovina je totožná s rovinou fyziologické abdukce v glenohumerálním kloubu. Zároveň je lopatka odchýlena od svislé osy a mírně nakloněna dopředu. Klavikula svírá s frontální rovinou úhel 30° a mezi klavikulou a lopatkou je tak úhel 60°. Tento úhel se může měnit podle pohybů ramenního pletence.

## **Subakromiální skloubení**

Subakromiální skloubení je klinický název pro řídké vazivo a burzy (subdeltoidea et subakromialis) vyplňující prostor mezi spodní plochou nadpažku, úpony svalů tzv. rotátorové manžety ramenního kloubu, kloubním pouzdrům ramenního kloubu a spodní plochou deltového svalu.

O „kloubu“ se hovoří proto, že především oba tíhové vřetky umožňují pohyb mezi deltovým svalem, kloubním pouzdrům a úpony svalů. Funkčně je tzv. subakromiální kloub součástí ramenního kloubu.

## **Svaly ramenního pletence**

Aktivní komponentou pletence horní končetiny jsou svaly působící především na nejpohyblivější článek pletence – na lopatku. Jde o svaly nejen různého původu, ale i o svaly přicházející z různých krajín (Dylevský, 2009).

Ze zádové krajiny jde tzv. spinohumerální svalový systém: m. trapezius, m. rhomboideus major et minor, a z oblasti krku m. levator scapulae. Z hrudní krajiny přicházejí tzv. thorakohumerální svaly: m. pectoralis minor, m. subclavius a m. serratus anterior.

## **Spinohumerální svalový systém**

### **M. trapezius**

M. trapezius je plochý trojúhelníkový sval, u kterého podle průběhu vláken rozlišujeme tři části.

Začátek: linea nuchae suprema et superior, protuberantia occipitalis externa ossis occipitalis a od přilehlé části ossis occipitalis a procesi spinosi C2 - Th12

Úpon: svalové snopce se sbíhají směrem k rameni a vytvářejí tři části svalu.

- sestupná část (pars descendens) se upíná na zevní konec klíční kosti,
- střední část (pars transversa) probíhá horizontálně a upíná se na spina scapulae.
- vzestupná část (pars ascendens) probíhá vzestupně a upíná se na začátek spina scapulae.

Funkce: Sval ovládá pohyby lopatky, kterou současně při kontrakci všech svalových složek přitlačuje k hrudní stěně a fixuje ji. Každý jednotlivý úsek svalu je schopen pracovat jako by šlo o samostatnou hlavu.

Pars descendens táhne lopatku nahoru a mediálně, elevuje ramenní pletenec, extenduje hlavu proti šíji a rotuje ji kontralaterálně.

Pars transversa addukuje lopatku a přitlačuje ji k hrudní stěně, současně posouvá rameno dozadu.

Pars ascendens provádí depresi lopatky a depresi ramene.

Současná kontrakce vzestupné a sestupné části svalu rotuje jamku ramenního kloubu nahoru a umožňuje vzpažení končetiny.

Při fixované horní končetině extendují sestupné svalové snopce hlavu. Při oboustranné akci celého svalu dojde k vypnutí hrudníku. Pokud se při fixované horní končetině kontrahují vzestupné snopce (vis na hrazdě nebo vzpor na bradlech), táhne sval celý trup vzhůru (Dylevský, 2009).

Současná kontrakce všech tří částí táhne lopatku dolů a mediálně, rotuje lopatku nahoru o 20°, hraje malou roli při abdukci, ale velkou roli při nošení břemen na rameni. Současně působí proti poklesu HK(a tím dolní luxaci) a odstávání lopatky od hrudníku.

M. trapezius je aktivován i na konci forsírovaného výdechu.

Funkční porucha trapézového svalu velmi významně ovlivňuje držení hlavy i držení celé horní poloviny těla (Dylevský,2009).

Jeho aktivita má vliv na držení těla, protože je zapojen do několika funkčních řetězců propojujících segmentovanou osu krční a hrudní páteře s hlavou a s horními končetinami. Jako celek lopatku fixuje(Véle,2006 ).

Inervace: N. accessorius a větve z plexus cervicalis.

### **M. rhomboideus minor**

M. rhomboideus minor je malý, úzký sval, který často splývá s velkým rhombickým svalem.

Začátek: začíná od processu spinosi C6 a C7

Úpon: probíhá laterokaudálně a upíná se na margo medialis scapulae

Funkce: addukuje lopatku, táhne ji mediokaudálně

Inervace: n. dorsalis scapulae

### **M. rhomboideus major**

Je plochý sval tvaru kosočtverce.

Začátek: processu spinosi Th1 - Th4.

Úpon: margo medialis scapulae

Funkce: stejná jako u m. rhomboideus minor. Přitahuje lopatku směrem k páteři a se současnou rotací lopatky, jejíž dolní úhel stáčí mediálně a fixuje ho proti žebrům. Glenoidální jamka se tak stáčí směrem dolů. Při poruše rhombických svalů se lopatka stáčí dolním úhlem laterálně a dolní úhel odstává od hrudní stěny.

Inervace: n. dorsalis scapulae.

### **M. levator scapulae**

M. levator scapulae je dlouhý štíhlý sval, který probíhá šikmo dolů a mediálně od krční páteře k hornímu úhlu lopatky.

Začátek: tuberculum posterius atlantis, processus transversus C2-4.

Úpon: angulus superior scapulae,

Funkce: táhne horní úhel lopatky nahoru a mediálně o 2 - 3 cm, tím rotuje dolů kloubní jamku. Současně zpevňuje ramenní pletenec a působí při nesení břemen. Při fixované lopatce uklání krční páteř (Dylevský, 2009). Sval je často přetěžován při nošení břemen v ruce – zvláště jeho úpon na lopatce, bývá často bolestivý spolu s úpony na krční páteři.

Inervace: n. dorsalis scapulae.

## **Thorakohumerální svalový systém**

### **M. pectoralis minor**

M. pectoralis je trojúhelníkový, plochý sval uložený pod velkým prsním svalem na přední ploše hrudníku.

Začátek: 3.- 5. žebro, asi 1 – 2 cm zevně od chrupavek.

Úpon: proc. coracoideus.

Funkce: Táhne lopatku a tím celý pletenec dolů a vpřed. Glenoidální jamka se stáčí směrem dolů a dolní úhel lopatky se vzdaluje od hrudní stěny. Při fixované lopatce zdvihá žebra a je proto pomocným vdechovým svalem.

Inervace: nn. Pectorales

### **M. subclavius**

M. subclavius je malý sval běžící paralelně mezi klíční kostí a prvním žebrem.

Začátek: dolní plocha klíční kosti.

Úpon: první žebro (u žebních chrupavek).

Funkce: Přitažením klíční kosti k prvnímu žebru vtlačuje m. subclavius klíček do jamky

a fixuje sternoklavikulární kloub, chrání tím nervově cévní svazek (Dylevský,2009). Sval také táhne klíční kost, a tím celý pletenec, směrem dolů a podílí se na stabilizaci sternoklavikulárního kloubu.

Inervace: n. Subclavius.

### **M. serratus anterior**

M. serratus anterior je velký, plochý sval na boční straně hrudníku.

Začátek: devět kraniálních žeber, dolní okraj svalu se zasouvá mezi snopce m. obliquus externus abdominis.

Úpon: sval jde po boční a zadní ploše hrudníku a upíná se na margo medialis scapulae

Funkce: Horní, horizontální část táhne lopatku 12 – 15 cm dopředu a laterálně a brání jí v pohybu zpět při tlačení břemen nebo kliku. Pokud je tato část oslabena, dochází při kliku odstávání lopatky od hrudní stěny.

Dolní část jde šikmo a dolů, sklápí lopatku nahoru tím, že táhne dolní úhel laterálně a kloubní jamka se tak stáčí nahoru. Je aktivní během flexe a abdukce HK a během nošení břemen, pokud je HK abdukována více jak 30°. Přitahuje lopatku k hrudníku, táhne ji zevně (zvláště dolní úhel lopatky), čímž obrací kloubní jamku nahoru. Napomáhá tak předpažení a vzpažení (elevaci) horní končetiny nad horizontálu, které by bez vytočení lopatky nebylo možné. Podílí se na abdukci paže, umožňuje vzpažení, fixuje a stáčí lopatku dolním úhlem laterálně. Horní část zvedá horní úhel lopatky, střední část je antagonistou transverzálních snopců m. trapezius a dolní část umožňuje vzpažení nad horizontálu.(Véle, 2009). Při vyřazení svalu (obvykle porucha inervace) se dolní úhel lopatky stáčí mediálně a odstává křídlovitě od hrudní stěny („scapula alata“) a pohyb horní končetiny je značně omezen, vážně vzpažení nad horizontálu. Je-li lopatka fixována, zdvihá kontrahovaný sval žebra – je pomocným svalem.

Inervace: n. thoracicus longus

Mezi další svaly začínající nebo upínající se na lopatku patří svaly tzv. rotátorové manžety a svaly které spojují lopatku s volnou částí horní končetiny ( m. teres major et minor, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis, m. coracobrachialis, m. deltoideus, m. biceps brachii a dlouhá hlava m. triceps brachii)



### **M. teres major**

M. teres major je vřetenovitý sval uložený v dolní třetině lopatky.

Začátek: zadní plocha angulus inferior scapulae a přilehlý úsek margo lateralis

Úpon: sval probíhá ventromediálně a z ventrální strany kříží šlachu dlouhé hlavy m. triceps brachii a upíná se na crista tuberculi minoris humeri.

Funkce: addukce, extenze a vnitřní rotace paže.

Inervace: N. Subscapularis

### **M. teres minor**

M. teres minor leží těsně pod m. teres major a má obdobný průběh, ale na rozdíl od něj kříží šlachu dlouhé hlavy m. triceps brachii z dorzální strany.

Začátek: horní dvě třetiny margo lateralis scapulae

Úpon: dolní faseta tuberculum majus humeri

Funkce: zevní rotace humeru

Inervace: N. Axillaris

### **M. supraspinatus**

M. supraspinatus je plochá sval, který leží na zadní straně lopatky nad spina scapulae

Začátek: fossa supraspinata scapulae

Úpon: horní faseta tuberculum majus humeri

Funkce: abdukce ramenního kloubu

Inervace: N. suprascapularis

Iniciuje abdukci paže do 90° a je pomocným rotátorem paže, fixuje hlavici humeru v glenoidální jamce a tím přispívá ke stabilitě ramenního kloubu

### **M. infraspinatus**

M. infraspinatus je plochý trojúhelníkový sval ležící na zadní straně lopatky pod spina scapulae.

Začátek: fossa infraspinata scapulae

Úpon: střední faseta tuberculum majus humeri, šlacha se upíná do dorzální strany kloubního pouzdra a tím ho zpevňuje.

Funkce: zevní rotace paže a pomocná addukce.

Šlachy m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor a m. Subscapularis které se upínají na tuberculum majus a tuberculum minus humeri tvoří tzv. rotátorovou manžetu, která hraje zásadní roli při stabilizaci ramenního kloubu a brání jeho subluxaci. Přetížení manžety při různých, především sportovních pohybových aktivitách (hod oštěpem, tenis apod.), vede k poškození svalových úponů, k bolesti ramena a k omezení všech pohybů s rotační složkou (Dylevský, 2009).

Inervace: N. Suprascapularis

### **M. subscapularis**

M. subscapularis je plochý trojúhelníkový sval ležící na spodní ploše lopatky.

Začátek: facies costalis scapulae

Úpon: tuberculum minus humeri, šlacha srůstá s přední stranou kloubního pouzdra.

Funkce: addukce a vnitřní rotace paže, podporuje flexi a abdukci paže

Inervace: N. Musculocutaneus.

### **M. deltoideus**

M. deltoideus je plochý sval kryjící glenohumerální kloub. Podle začátku snopců rozlišujeme tři části: pars clavicularis, pars acromialis a pars spinalis.

Začátek: zevní třetina klíční kosti, akromion, zevní 2/3 spina scapulae

Úpon: tuberositas deltoidea humeri

Funkce: pars clavicularis provádí flexi, abdukci a vnitřní rotaci paže, pars acromialis

paži abdukuje a pars spinalis provádí extenzia zevní rotaci. M. Deltoideus svým napětím vtlačuje hlavici humeru do glenoidální jamky a tím se podílí na stabilizaci ramenního kloubu.

Inervace: N. Axillaris

### **M. coracobrachialis**

M. coracobrachialis patří mezi svaly paže, ale vzhledem ke svému začátku na proc. coracoideus se podílí na pohybech v ramenním kloubu.

Začátek: proc. coracoideus scapulae

Úpon: humerus, nad polovinou délky v pokračování crista tuberculi minoris humeri

Funkce: flexe a addukce paže, podporuje vnitřní a zevní rotaci paže.

Inervace: N. Musculocutaneus

### **M. biceps brachii**

Stejně jako m. coracobrachialis je řazen do skupiny svalů paže. Obě hlavy svalu však začínají na lopatce a výrazně ovlivňují pohyby ramenního kloubu.

Začátek: caput longum – dlouhou šlachou na tuberculum supraglenoidale scapulae, caput breve – proc. coracoideus

Úpon: obě hlavy svalu spojují a upínají se mohutnou šlachou na tuberositas radii a prostřednictvím aponeurosis musclic bicipitis brachii do povrchové předloketní fascie na ulnární straně

Funkce: supinuje pronované předloktí a supinované předloktí flektuje, v ramenním kloubu dlouhá hlava napomáhá abdukci a krátká hlava addukci paže.

Inervace: N. Musculocutaneus.

### **M. triceps brachii**

Na lopatce také začíná caput longum m. triceps brachii (tuberculum infraglenoidale scapulae). Sval však pohyby lopatky výrazně neovlivňuje.

## **Funkční anatomie pletence**

Kosti obou ramenních pletenců tvoří otevřený prstenec, který je k osovému skeletu připojen jen prostřednictvím dvou art. sternocostales. Na rozdíl od poměrně pevného pánevního pletence, který nese váhu celé horní poloviny těla, ramenní pletence je uzpůsoben tak, aby umožnil co největší rozsah pohybu.

Současně musí odolávat tahovému i tlakovému zatížení, které je však ve fyziologických hodnotách schopen absorbovat.

Pohyb pletence je tedy vždy komplexní a jakýkoliv pohyb lopatky je vždy spojen s pohybem klíční kosti. Např. při abdukci a flexi paže rotuje klíček podél své dlouhé osy – přední plochou dozadu atd.

Ve stavbě pletence horní končetiny se řeší základní, ale zároveň kontradiktorní situace: zajištění velké mobility, ale zároveň maximální stability končetiny (Dylevský, 2009).

Ideální zabezpečení stability pletence horní končetiny sice neexistuje, ale přijatelný stupeň řešení byl nalezen v charakteristice pohybu lopatky. Pohyb paže vyvolává změnu polohy kloubní jamky ramenního kloubu, tj. lopatky v jejím vztahu k hrudní stěně. Klíční kost přitom hraje roli vzpěry, která tyto polohy vymezuje. Při pohybu pletence se jamka ramenního kloubu pohybuje po obvodu kruhu, jehož rádius je dán délkou klíční kosti. Vnitřní okraj lopatky vykonává delší dráhu pohybu.

Z toho vyplývá, že vzájemná poloha klíčku a lopatky podléhá změnám, jejichž rozsah určuje tuhost akromioklavikulárního spoje. Tato tuhost limituje mobilitu horní končetiny.

Další omezující moment také vyplývá z pohybu lopatky. Rotace lopatky a s ní spojená horizontalizace jamky vede k horizontalizaci průběhu řady svalů upínajících se na lopatku. Tah prostorově takto orientovaných svalů také představuje významný fixační moment při stabilizaci systému pletence (Dylevský, 2009).

Horní končetiny jsou svojí funkcí sice mnohem méně vázány na osový systém těla než dolní končetiny, přesto se neobejdou bez jeho základní stability, která teprve umožňuje cílenou manipulaci.

## Příloha 4. Hodnoty střední amplitudy a plochy pod křivkou

### Proband 1.

**Tabulky MVC** - hodnoty střední amplitudy (Averaged Mean Amplitude) a plochy pod křivkou (Averaged Area) během maximální volní kontrakce (Maximal Voluntary Contraction) sledovaných svalů

#### Horní část m. trapezius [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	67.3 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	241.8 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	53.2 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	0.7 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	211.6 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	760.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	167.4 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	2.2 $\pm$ 0.0

#### Střední část m. trapezius [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	46.7 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	672.9 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	413.9 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	0.8 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	156.8 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	2259.7 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	1390.0 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	2.6 $\pm$ 0.0

#### Dolní část m. trapezius [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	43.2 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	502.5 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	851.7 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	0.9 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	145.4 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	1693.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	2869.7 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	2.9 $\pm$ 0.0

**Tabulky Pohyby** - hodnoty střední amplitudy (Averaged Mean Amplitude) a plochy pod křivkou (Averaged Area) během pohybů na suchu a ve vodě s jednotlivými pomůckami (Thera-Band, Činka, Ploutev, Ploutev s přetáčením)

### Thera-Band add [ $\mu\text{V}$ ]

**Averaged Mean Amplitude of All Periods**

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	12.9 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	45.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	38.6 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	1.0 $\pm$ 0.0

**Averaged Area of All Periods**

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	55.0 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	192.8 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	164.3 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	4.2 $\pm$ 0.0

[% MVC]	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	19,17	25,99
Střední trap.	6,73	8,53
Dolní trap.	4,53	5,73

### Thera-Band abd [ $\mu\text{V}$ ]

**Averaged Mean Amplitude of All Periods**

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	16.5 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	37.0 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	22.7 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	1.0 $\pm$ 0.0

**Averaged Area of All Periods**

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	62.1 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	138.8 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	85.3 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	3.7 $\pm$ 0.0

[% MVC]	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	24,52	29,35
Střední trap.	5,5	6,14
Dolní trap.	2,67	2,97

### Činka add [ $\mu\text{V}$ ]

**Averaged Mean Amplitude of All Periods**

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	9.1 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	23.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	19.2 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	1.0 $\pm$ 0.0

**Averaged Area of All Periods**

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	39.2 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	99.8 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	82.3 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	4.4 $\pm$ 0.0

[%MVC]	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	13,67	18,53
Střední trap.	3,46	4,42
Dolní trap.	2,25	2,87

### Činka abd [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP, $\mu\text{V}$	9.9 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	19.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	25.6 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	1.0 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP, $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	38.6 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	75.0 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	99.3 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	4.0 $\pm$ 0.0

[%MVC]

průměrná amplituda

průměrná plocha pod křivkou

Horní trap.	14,71	18,24
Střední trap.	2,87	3,32
Dolní trap.	4,4	3,46

### Ploutev add [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP, $\mu\text{V}$	8.3 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	24.4 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	20.4 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	1.0 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP, $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	33.1 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	97.6 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	81.8 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	4.1 $\pm$ 0.0

[%MVC]

průměrná amplituda

průměrná plocha pod křivkou

Horní trap.	12,33	15,64
Střední trap.	3,63	4,32
Dolní trap.	3,13	2,85

### Ploutev abd [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP, $\mu\text{V}$	16.5 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	33.1 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	23.0 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	1.1 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP, $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	66.2 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	132.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	92.0 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	4.2 $\pm$ 0.0

[%MVC]

průměrná amplituda

průměrná plocha pod křivkou

Horní trap.	24,52	31,29
Střední trap.	4,92	5,85
Dolní trap.	2,7	3,21

### Ploutev přetáčení add [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP, $\mu\text{V}$	10.9 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	54.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	121.6 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	30.5 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP, $\mu\text{V}^*\text{s}$	43.5 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	217.1 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	486.6 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	122.1 $\pm$ 0.0

[%MVC]

průměrná amplituda

průměrná plocha pod křivkou

	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	16,2	20,56
Střední trap.	8,07	9,61
Dolní trap.	14,28	16,96

### Ploutev přetáčení abd [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP, $\mu\text{V}$	16.9 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	78.4 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	137.3 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	27.0 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP, $\mu\text{V}^*\text{s}$	67.5 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	313.6 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	549.2 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	108.0 $\pm$ 0.0

[%MVC]

průměrná amplituda

průměrná plocha pod křivkou

	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	25,11	31,9
Střední trap.	11,65	13,88
Dolní trap.	16,12	19,14



## Proband 2.

**Tabulky MVC** - hodnoty střední amplitudy (Averaged Mean Amplitude) a plochy pod křivkou (Averaged Area) během maximální volní kontrakce (Maximal Voluntary Contraction) sledovaných svalů

### Horní část m. trapezius [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	111.0 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	82.9 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	29.3 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	117.0 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	420.1 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	313.6 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	110.9 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	442.7 $\pm$ 0.0

### Střední část m. trapezius [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	41.5 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	640.4 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	366.6 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	99.8 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	206.5 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	3186.9 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	1824.1 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	496.8 $\pm$ 0.0

### Dolní část m. trapezius [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	29.2 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	531.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	580.0 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	71.5 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	82.3 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	1498.9 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	1636.4 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	201.7 $\pm$ 0.0

**Tabulky Pohyby** - hodnoty střední amplitudy (Averaged Mean Amplitude) a plochy pod křivkou (Averaged Area) během pohybů na suchu a ve vodě s jednotlivými pomůckami (Thera-Band, Činka, Ploutev, Ploutev s přetáčením)

### Thera-Band add [ $\mu\text{V}$ ]

**Averaged Mean Amplitude of All Periods**

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	13.8 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	30.4 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	40.5 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	27.4 $\pm$ 0.0

**Averaged Area of All Periods**

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	58.4 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	128.4 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	170.9 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	115.7 $\pm$ 0.0

[% MVC]	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	12,43	13,9
Střední trap.	4,75	4,03
Dolní trap.	6,98	10,44

### Thera-Band abd [ $\mu\text{V}$ ]

**Averaged Mean Amplitude of All Periods**

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	25.7 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	44.1 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	37.4 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	27.9 $\pm$ 0.0

**Averaged Area of All Periods**

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	97.1 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	167.0 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	141.5 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	105.6 $\pm$ 0.0

[%MVC]	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	23,15	23,11
Střední trap.	6,89	5,24
Dolní trap.	6,45	8,65

### Činka add [ $\mu\text{V}$ ]

**Averaged Mean Amplitude of All Periods**

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	9.0 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	11.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	46.1 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	518.1 $\pm$ 0.0

**Averaged Area of All Periods**

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	41.2 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	51.8 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	210.5 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	2363.5 $\pm$ 0.0

[%MVC]	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	8,11	9,81
Střední trap.	1,76	1,63
Dolní trap.	7,95	12,86

### Činka abd [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	13.9 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	13.1 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	40.7 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	287.4 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	45.5 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	43.0 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	133.2 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	940.1 $\pm$ 0.0

[%MVC]

průměrná amplituda

průměrná plocha pod křivkou

Horní trap.	12,52	10,83
Střední trap.	2,05	1,35
Dolní trap.	7,02	8,14

### Ploutev add [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	7.7 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	7.0 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	32.2 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	0.7 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	30.7 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	28.1 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	128.4 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	2.8 $\pm$ 0.0

[%MVC]

průměrná amplituda

průměrná plocha pod křivkou

Horní trap.	6,94	7,31
Střední trap.	1,09	0,88
Dolní trap.	5,55	7,85

### Ploutev abd [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	12.7 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	7.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	16.8 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	0.7 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	50.7 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	29.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	67.3 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	2.8 $\pm$ 0.0

[%MVC]

průměrná amplituda

průměrná plocha pod křivkou

Horní trap.	11,44	12,07
Střední trap.	1,14	0,92
Dolní trap.	2,9	4,11

### Ploutev přetáčení add [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	7.8 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	9.0 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	35.9 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	0.7 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	25.4 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	29.2 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	116.2 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	2.3 $\pm$ 0.0

[%MVC]	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	7,03	5,81
Střední trap.	1,41	0,92
Dolní trap.	6,19	7,1

### Ploutev přetáčení abd [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	20.0 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	13.2 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	21.2 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	0.7 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	75.1 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	49.6 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	79.6 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	2.6 $\pm$ 0.0

[%MVC]	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	18,02	17,88
Střední trap.	2,06	1,56
Dolní trap.	3,66	4,86

### Proband 3.

**Tabulky MVC** - hodnoty střední amplitudy (Averaged Mean Amplitude) a plochy pod křivkou (Averaged Area) během maximální volní kontrakce (Maximal Voluntary Contraction) sledovaných svalů

#### Horní část m. trapezius [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	162.6 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	89.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	50.0 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	0.9 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	794.1 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	436.0 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	244.2 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	4.4 $\pm$ 0.0

#### Střední část m. trapezius [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	53.4 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	791.4 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	263.7 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	0.8 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	164.5 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	2437.9 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	812.5 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	2.5 $\pm$ 0.0

#### Dolní část m. trapezius [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	27.1 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	563.1 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	466.3 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	156.2 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}\cdot\text{s}$	93.4 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	1940.0 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	1606.5 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	538.1 $\pm$ 0.0

**Tabulky Pohyby** - hodnoty střední amplitudy (Averaged Mean Amplitude) a plochy pod křivkou (Averaged Area) během pohybů na suchu a ve vodě s jednotlivými pomůckami (Thera-Band, Činka, Ploutev, Ploutev s přetáčením)

### Thera-Band add [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	20.5 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	63.5 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	138.1 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	138.1 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	66.6 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	206.6 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	449.1 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	449.2 $\pm$ 0.0

[% MVC]	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	12,61	8,39
Střední trap.	8,02	8,47
Dolní trap.	29,61	27,96

### Thera-Band abd [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	25.6 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	41.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	47.2 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	59.3 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	108.9 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	175.5 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	200.6 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	252.1 $\pm$ 0.0

[% MVC]	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	15,74	13,71
Střední trap.	5,22	7,2
Dolní trap.	10,12	12,49

### Činka add [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	12.8 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	54.7 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	72.0 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	0.9 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	44.9 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	191.4 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	252.0 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	3.2 $\pm$ 0.0

[% MVC]	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	7,87	5,65
Střední trap.	6,91	7,85
Dolní trap.	15,44	15,68

### Činka abd [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	14.6 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	45.4 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	56.0 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	0.8 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	65.7 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	204.4 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	252.0 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	3.6 $\pm$ 0.0

[%MVC]

průměrná amplituda

průměrná plocha pod křivkou

	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	8,98	8,27
Střední trap.	5,74	8,38
Dolní trap.	12,01	15,69

### Plutev add [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	11.9 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	49.9 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	59.4 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	1.1 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	41.6 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	174.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	207.5 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	3.8 $\pm$ 0.0

[% MVC]

průměrná amplituda

průměrná plocha pod křivkou

	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	7,32	5,24
Střední trap.	6,31	7,15
Dolní trap.	12,74	12,92

### Plutev abd [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	35.0 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	68.4 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	55.1 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	4.7 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	122.3 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	239.3 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	192.7 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	16.4 $\pm$ 0.0

[% MVC]

průměrná amplituda

průměrná plocha pod křivkou

	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	21,53	15,4
Střední trap.	8,64	9,82
Dolní trap.	11,82	12

### Ploutev přetáčení add [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	15.2 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	67.5 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	0.6 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	0.7 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	53.2 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	236.4 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	1.9 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	2.4 $\pm$ 0.0

[% MVC]	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	9,35	6,7
Střední trap.	8,53	9,7
Dolní trap.		

### Ploutev přetáčení abd [ $\mu\text{V}$ ]

Averaged Mean Amplitude of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}$	25.3 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	141.9 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	0.5 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	0.7 $\pm$ 0.0

Averaged Area of All Periods

Channel	
RT UPPER TRAP., $\mu\text{V}^*\text{s}$	101.3 $\pm$ 0.0
RT MIDDLE TRAP.	567.8 $\pm$ 0.0
RT LOWER TRAP.	2.0 $\pm$ 0.0
SERATTUS ANT.	2.8 $\pm$ 0.0

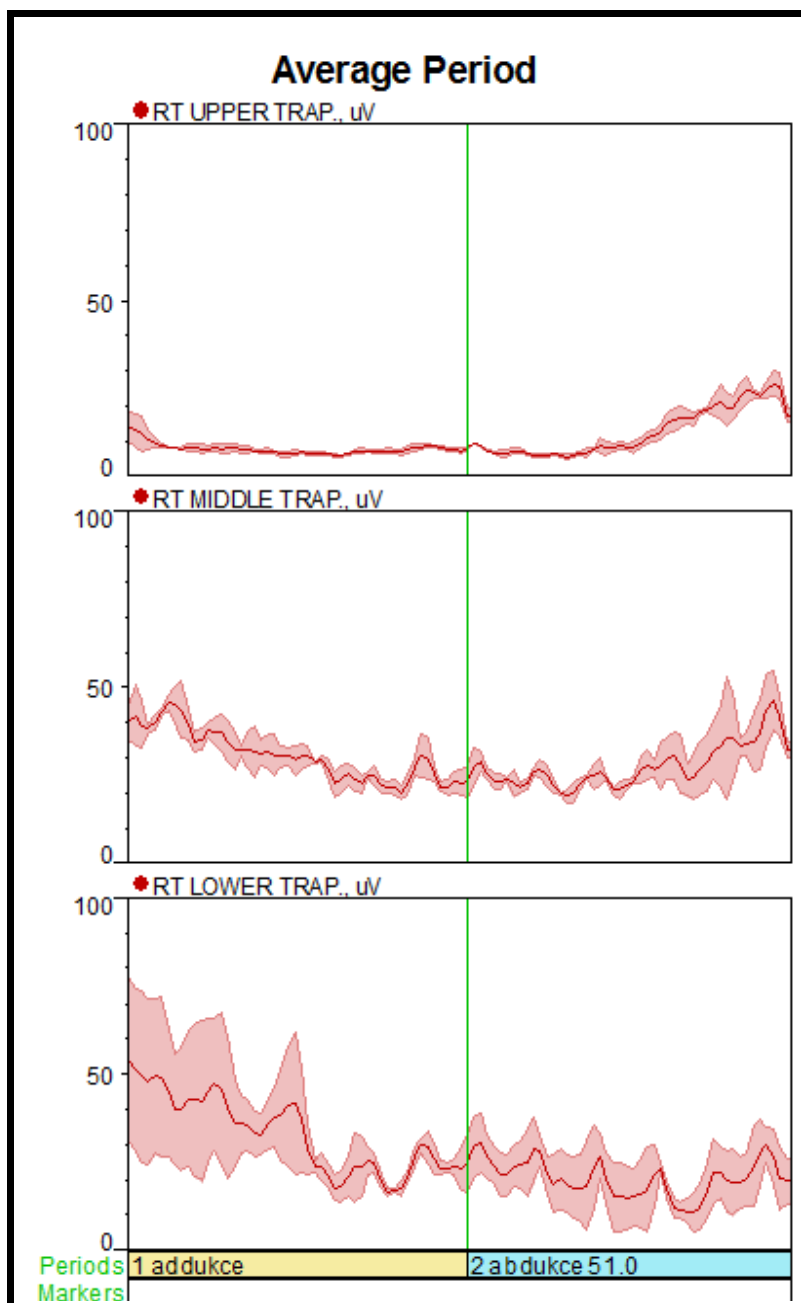
[% MVC]	průměrná amplituda	průměrná plocha pod křivkou
Horní trap.	15,55	12,76
Střední trap.	17,93	23,29
Dolní trap.		



## Příloha 5. Zobrazení průměrné EMG křivky

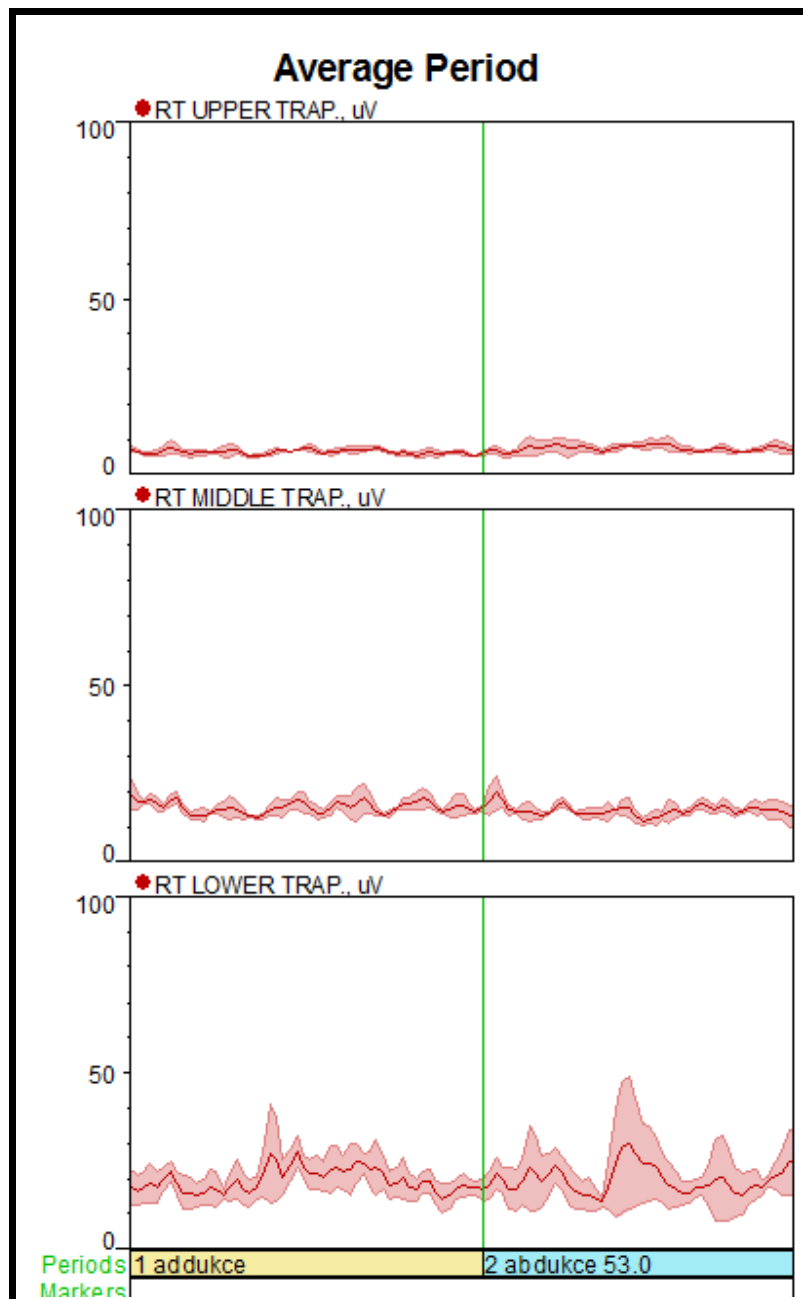
### Proband 1.

Pohyb na suchu proti odporu pružného tahu Thera-Bandu



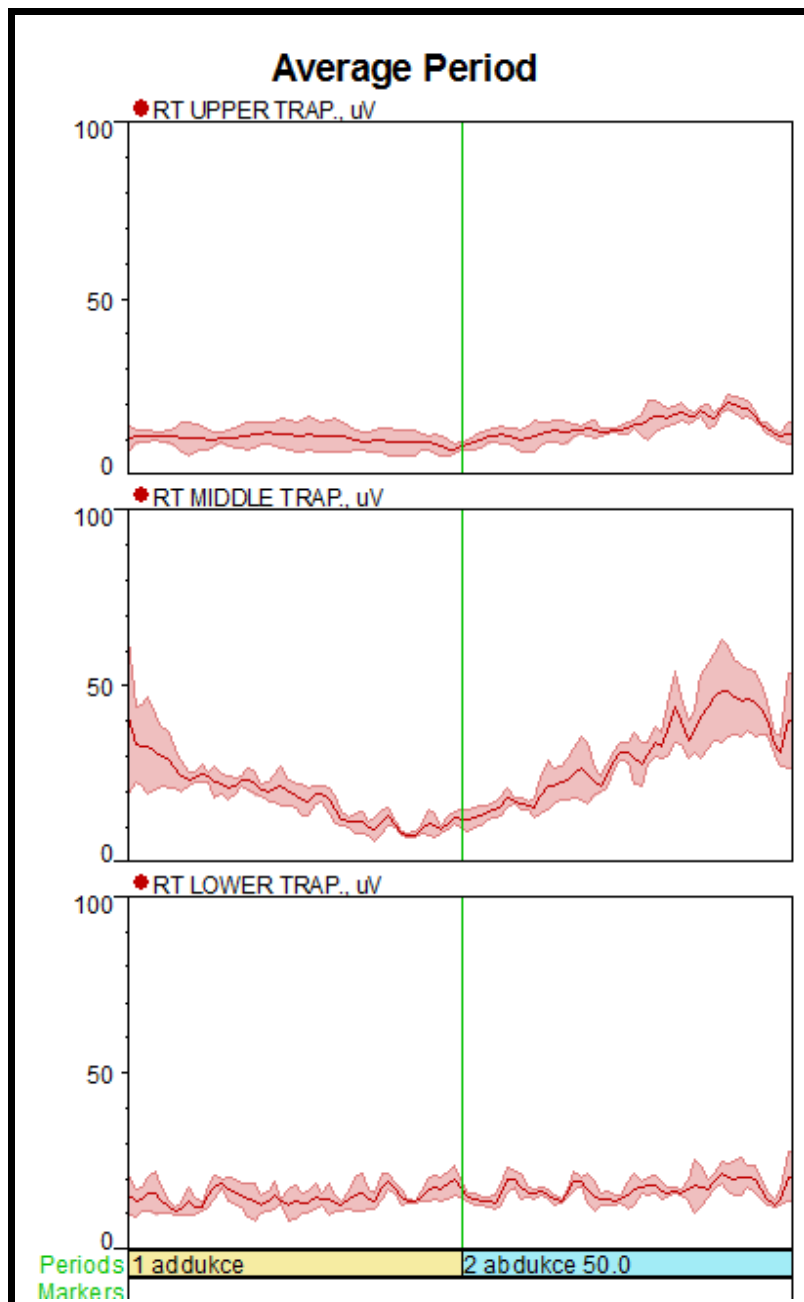
Obr. 33) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu na suchu s použitím Thera-Bandu proband 1.

Pohyb ve vodě s využitím vztlakové činky



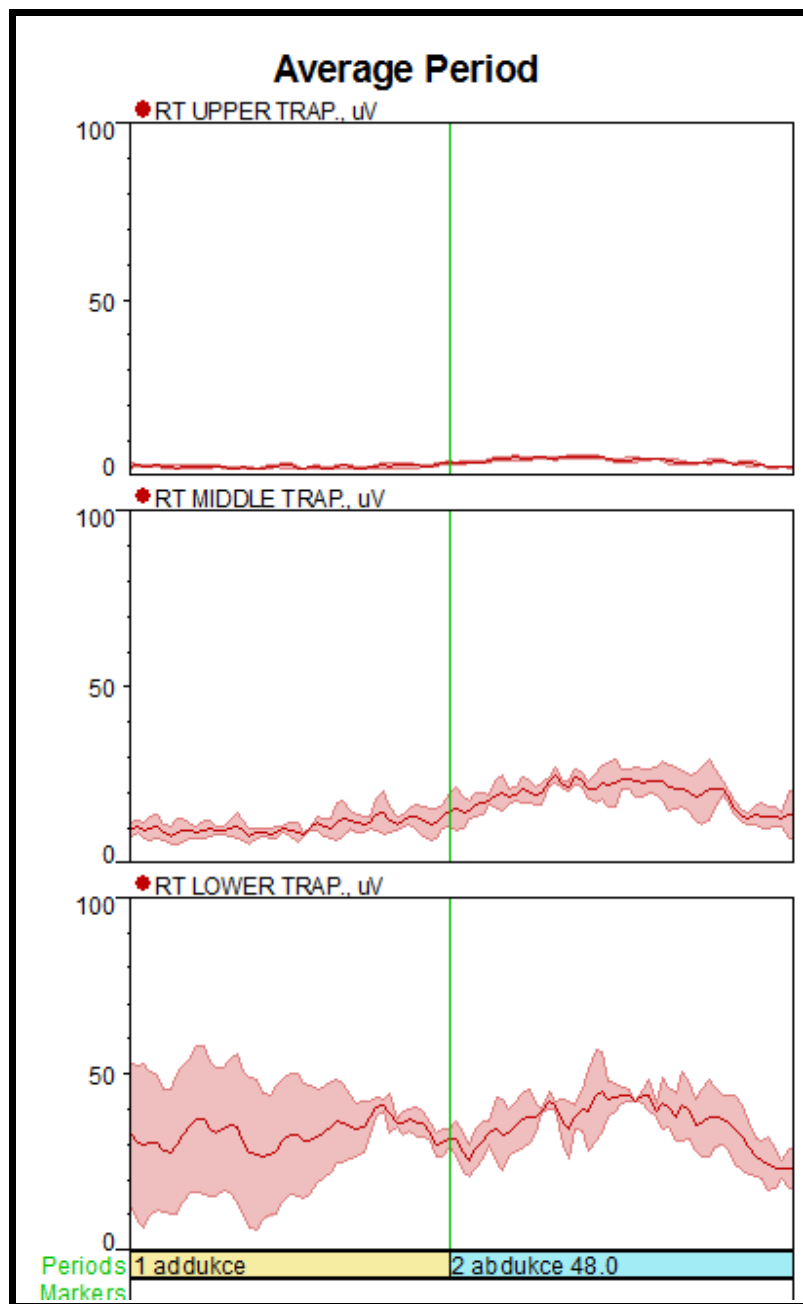
Obr. 34) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s použitím vztlakové činky, proband 1.

Pohyb ve vodě s využitím odporové ploutve



Obr. 35) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s využitím odporové ploutve, proband 1.

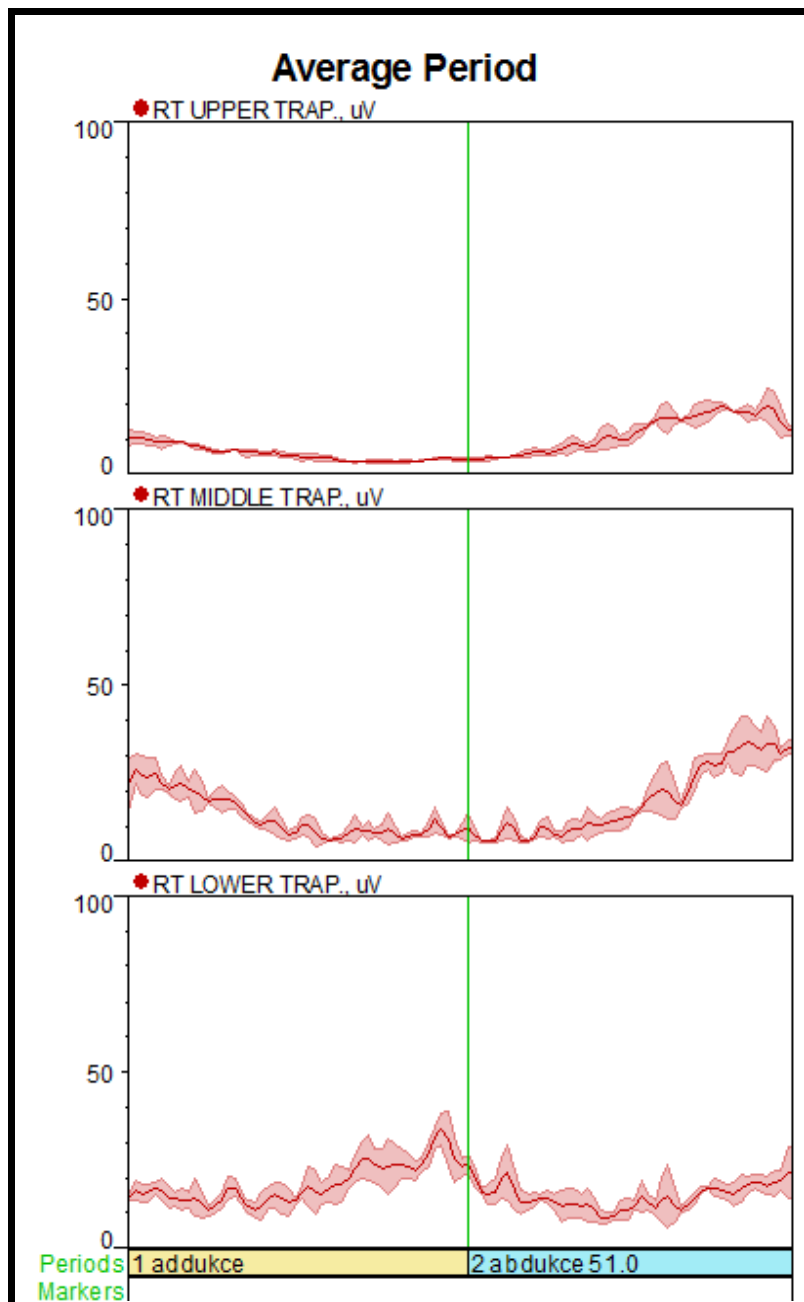
Pohyb ve vodě s využitím odporové ploutve a jejím přetáčením



Obr. 36) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s využitím odporové ploutve a jejím přetáčením, proband 1.

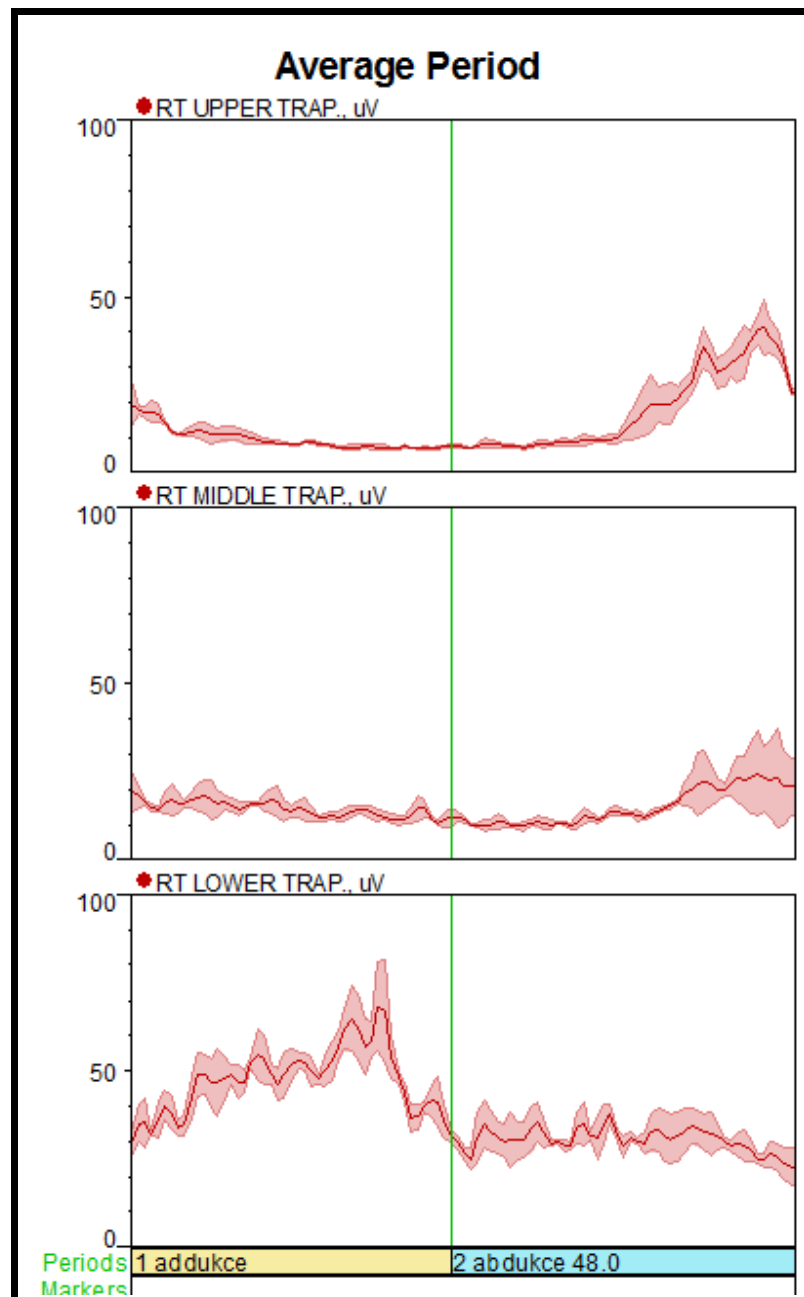
## Proband 2.

Pohyb na suchu proti odporu pružného tahu Thera-Bandu



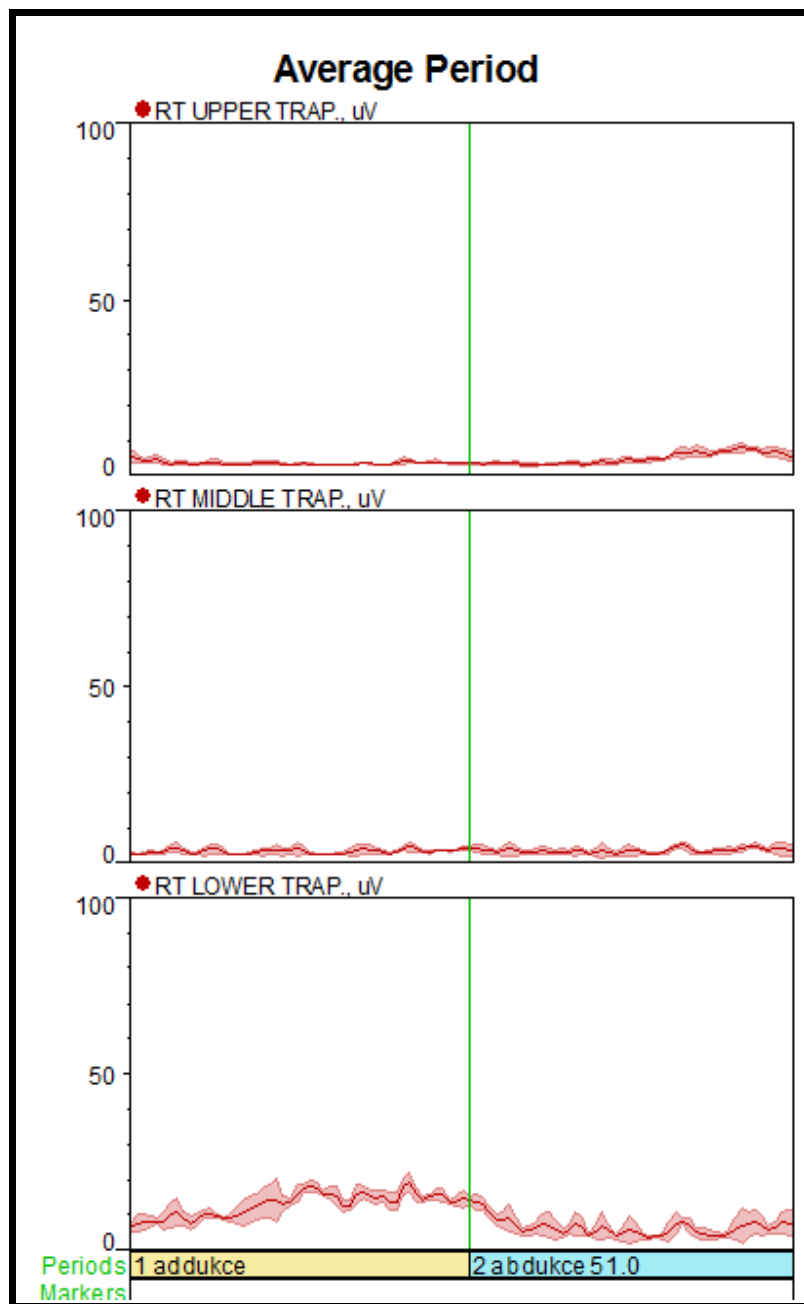
Obr. 37) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu na suchu s použitím Thera-Bandu, proband 2.

Pohyb ve vodě s využitím vztlakové činky



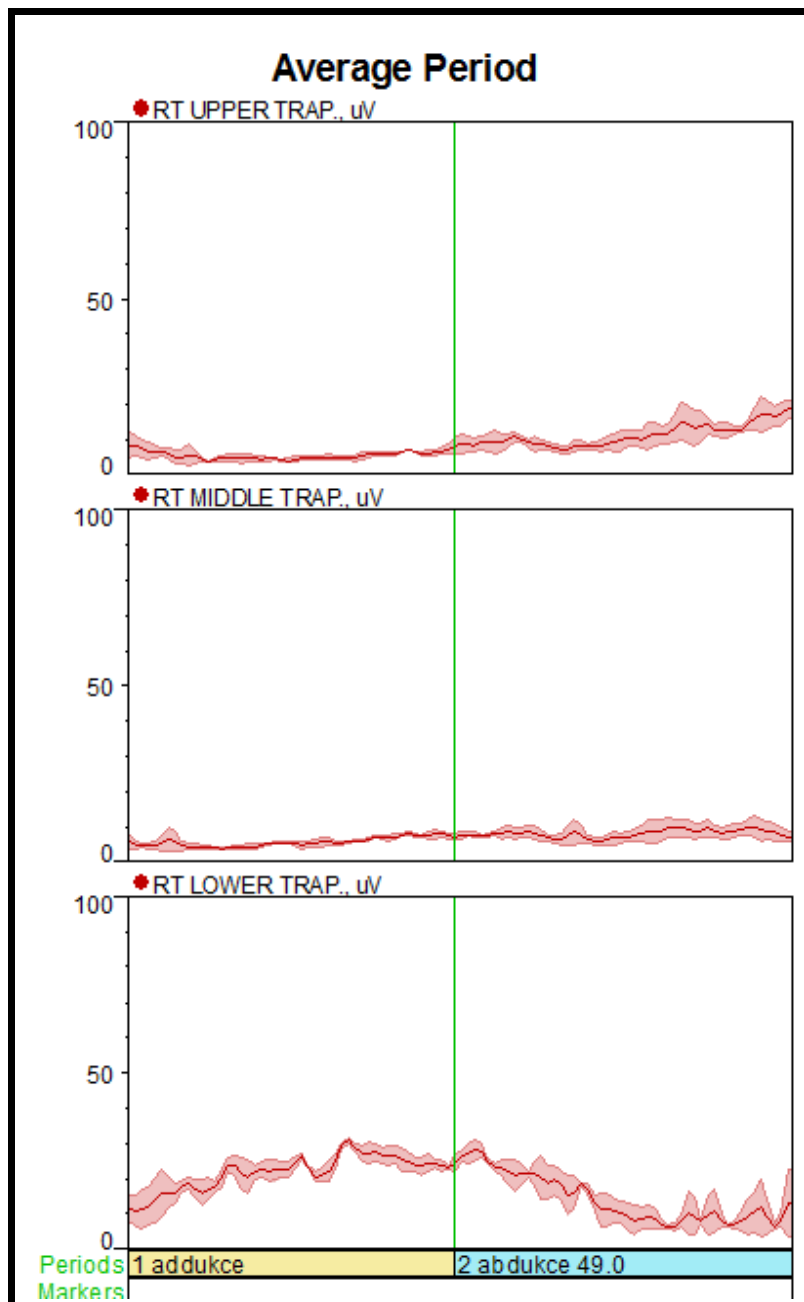
Obr. 38) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s použitím vztlakové činky, proband 2.

Pohyb ve vodě s využitím odporové ploutve



Obr. 39) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s použitím odporové ploutve, proband 2.

Pohyb ve vodě s využitím odporové ploutve a jejím přetáčením

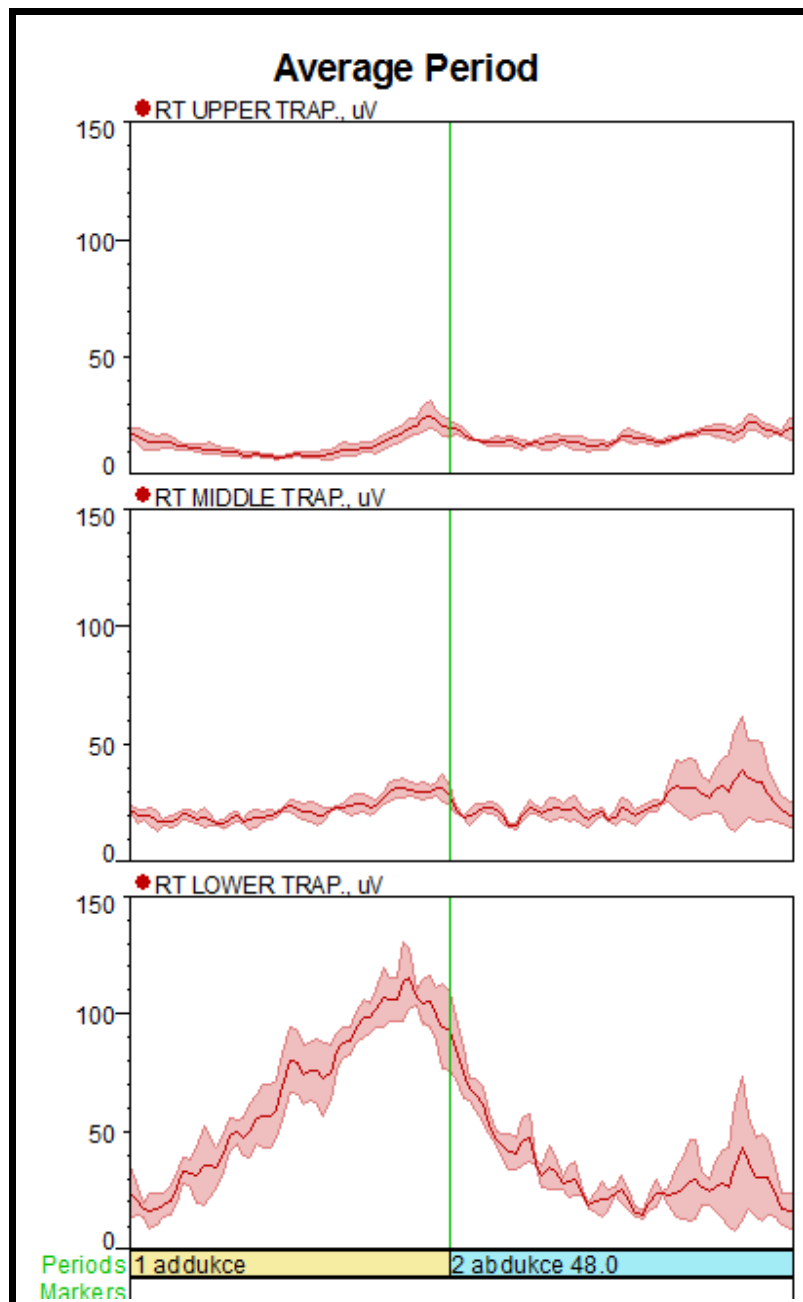


Obr. 40) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s využitím odporové ploutve a jejím přetáčením, proband 2.



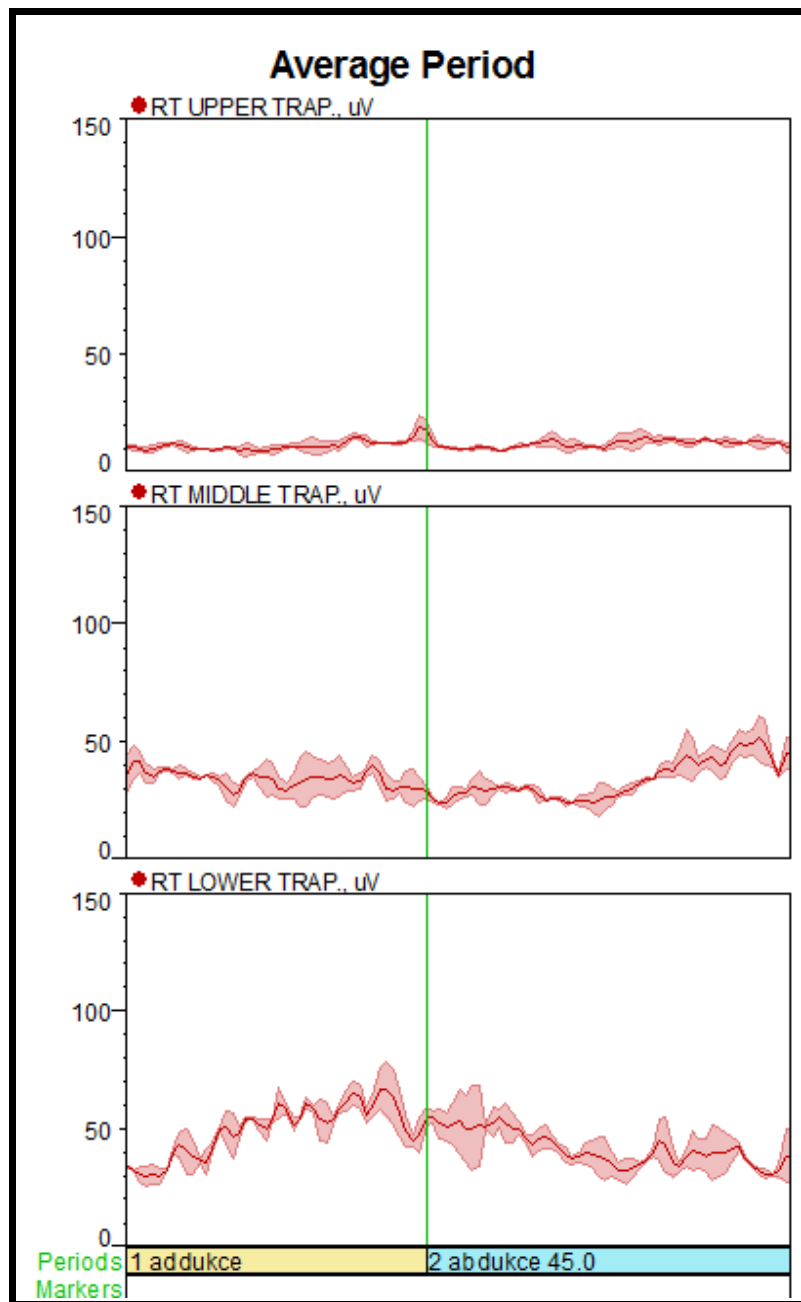
### Proband 3.

Pohyb na suchu proti odporu pružného tahu Thera-Bandu



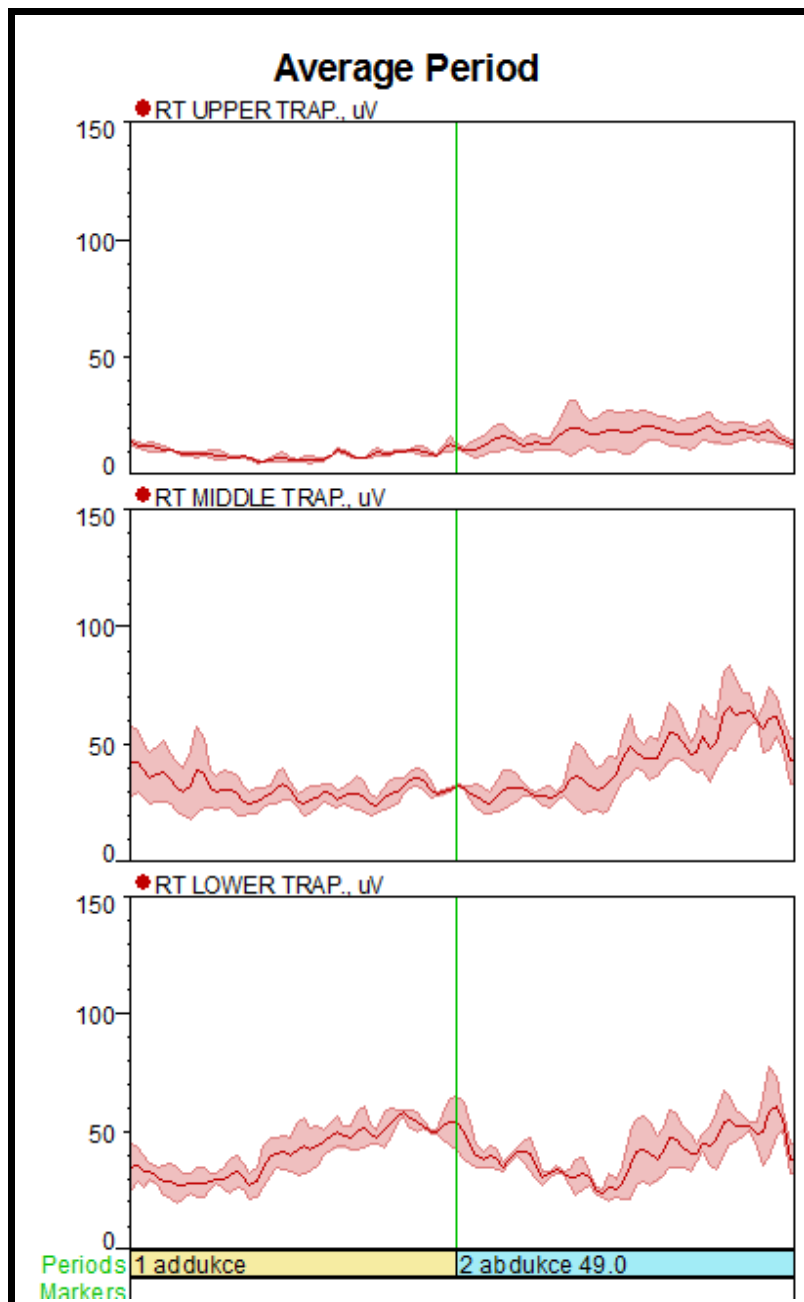
Obr. 41) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu na suchu proti odporu pružného tahu Thera-Bandu, proband 3

Pohyb ve vodě s využitím vztlakové činky



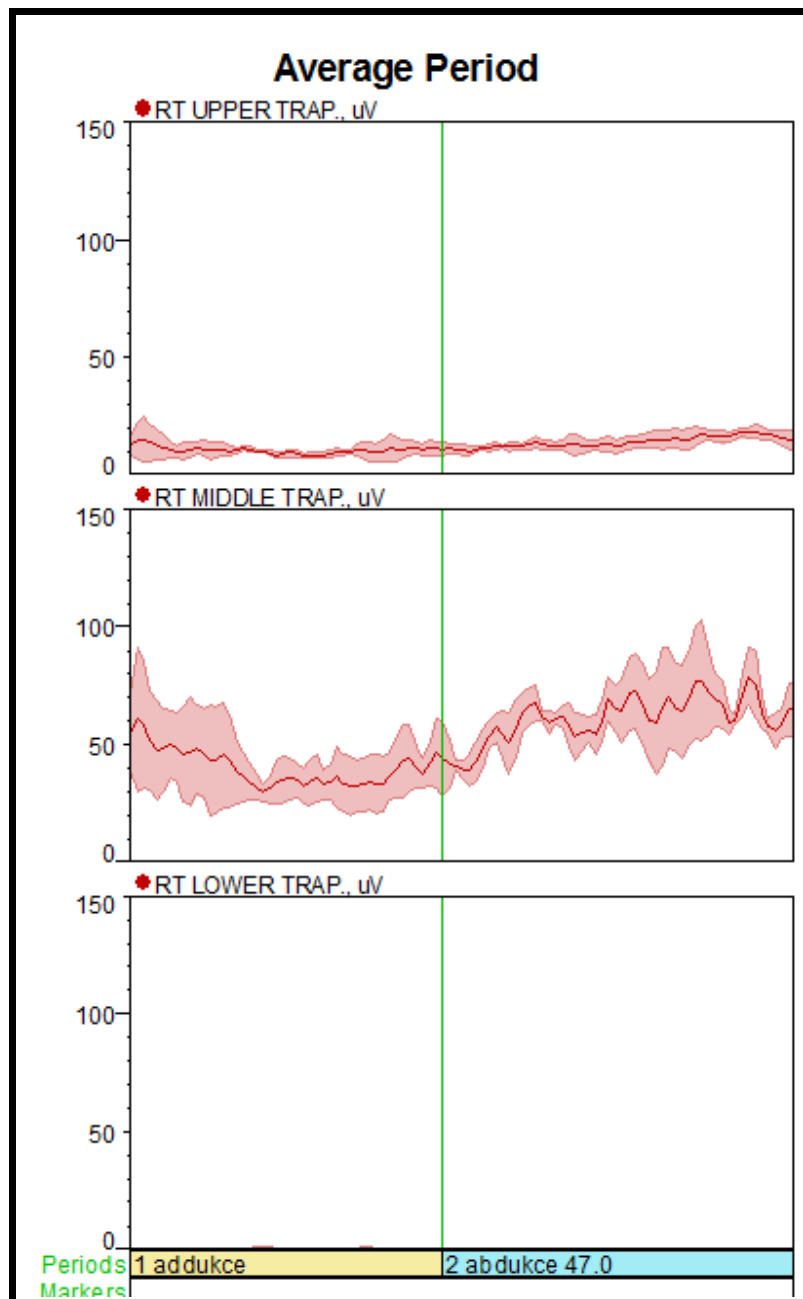
Obr. 42) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s použitím vztlakové činky, proband 3.

Pohyb ve vodě s využitím odporové ploutve



Obr. 43) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s využitím odporové ploutve, proband 3.

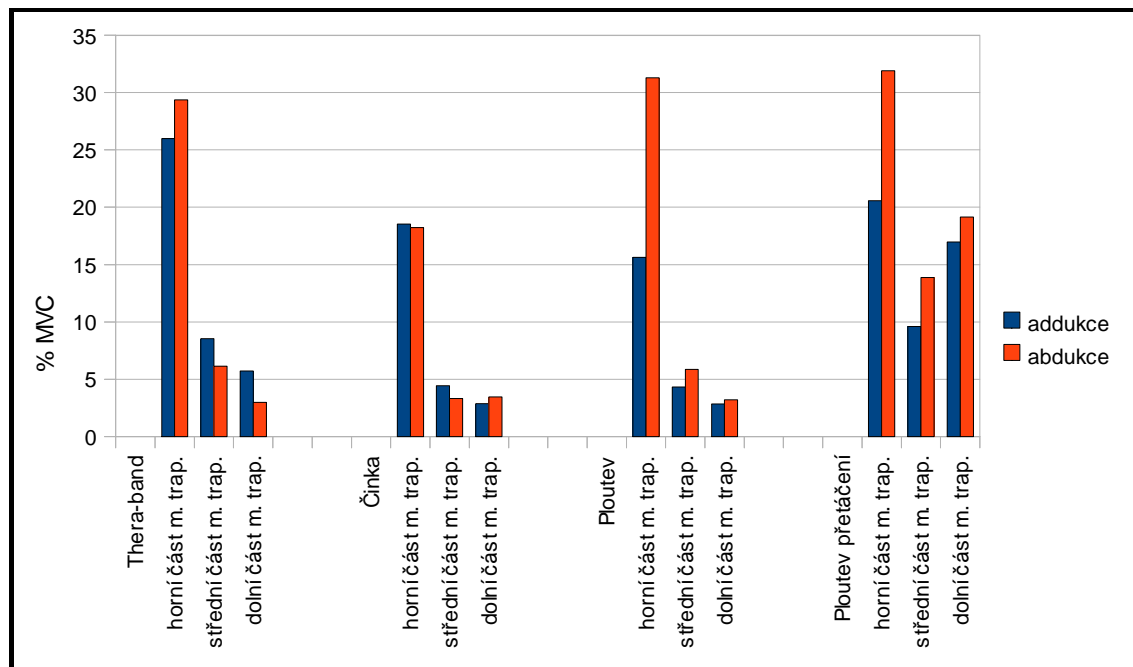
Pohyb ve vodě s využitím odporové ploutve a jejím přetáčením



Obr. 44) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s využitím odporové ploutve a jejím přetáčením, proband 3.

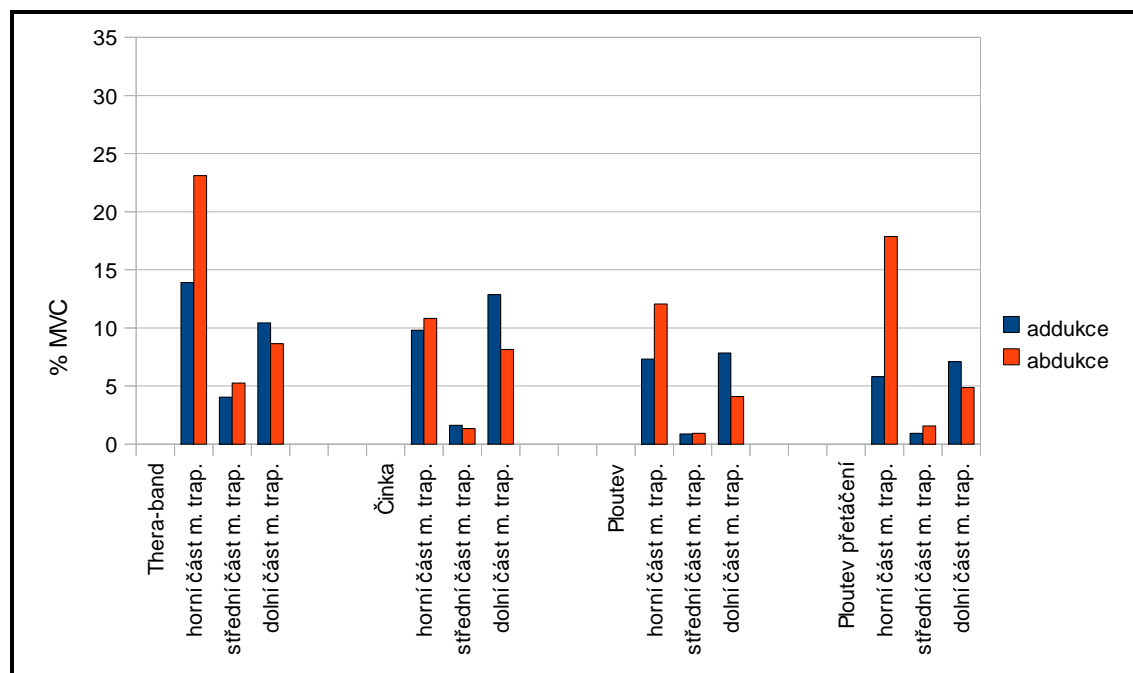
## Příloha 6. Porovnání aktivity sledovaných svalů během jednotlivých pohybů.

### Proband 1.



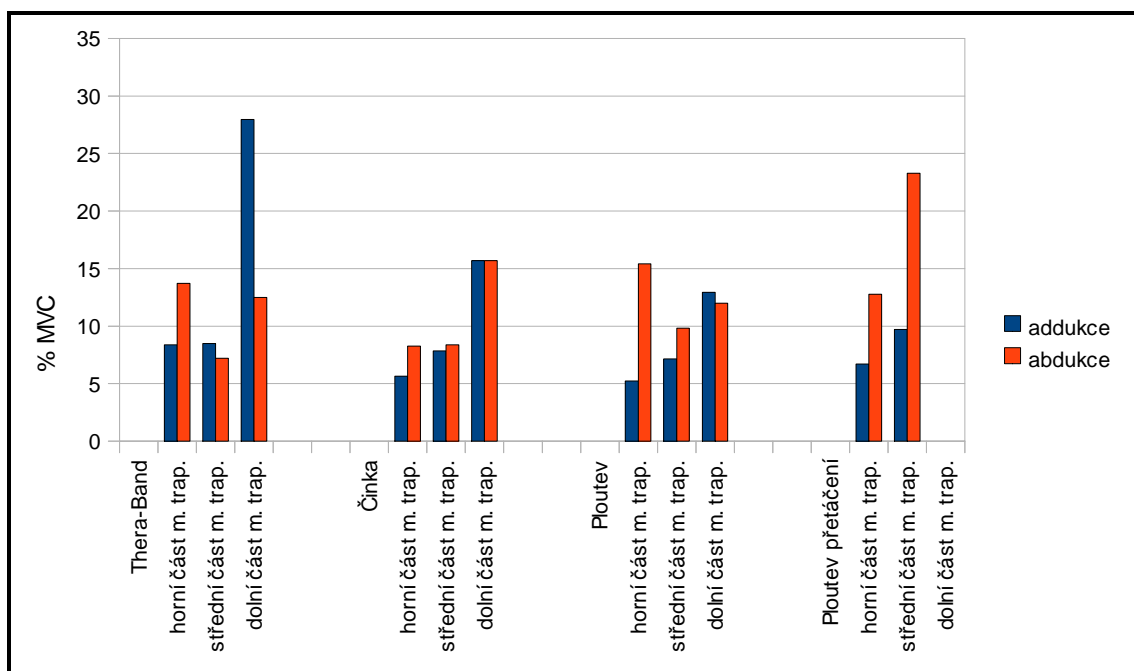
Obr. 45) aktivita sledovaných svalů během jednotlivých pohybů v % MVC, proband 1

### Proband 2.



Obr. 46) aktivita sledovaných svalů během jednotlivých pohybů v % MVC, proband 2.

### Proband 3.



Obr. 47) aktivita sledovaných svalů během jednotlivých pohybů v % MVC, proband 3.

## Seznam použité literatury

- 1) AMBLER, Z. *Neurologie pro studenty lékařství*. Praha: Karolinum, 2002.  
ISBN 80-246-0080-3
- 2) ASSIS, M.R. A Randomized Controlled Trial of Deep Water Running: Clinical Effectiveness of Aquatic Exercise to Treat Fibromyalgia. *Arthritis and Rheumatism*, 2006, roč. 55, č. 1.,  
s. 57 – 65.  
dostupné na: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/art.21693/full>
- 3) BARELA, A.M.F., STOLF, S.F., DUARTE, M. Biomechanical characteristics of adult walking in shallow water and on land. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2006, č. 16,  
s. 250–256.
- 4) BECKER, B.E. Aquatic Therapy: Scientific Foundations and Clinical Rehabilitation Applications. *PM&R*, 2009, č. 1, 859-872.
- 5) BECKER, B.E et al. Biophysiologic Effects of Warm Water Immersion. *Internation Journal of Aquatic Researche and Educations*, 2009, č. 1, s. 24-37.
- 6) BĚLKOVÁ, T. *Zdravotní a léčebné plavání*. Praha: Karlova Univerzita, 1994.  
ISBN 80-7066-990-X
- 7) CARVALHO, R.G. Et al. Analysis of various conditions in order to measure electromyography of isometric contraction in water and on air. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2010, roč. 20, č. 5, s. 988 – 993.
- 8) CRIZZLE, A.M. Water exercise for individuals with Parkinson´s Disease: A Pilot Study. *Aquatic Therapy Journal*, 2007, roč. 9, č. 2, s. 22 – 26.
- 9) ČECHOVSKÁ, I. *Aqua-fitness*. Praha: Grada Publishing, 2003.  
ISBN 80-247-0462-5

- 10) ČECHOVSKÁ, I., MILER, T. *Plavání*. Praha: Grada Publishing, 2001.  
ISBN 80-247-9049-1
- 11) ČEMUSOVÁ, J. *Demonstrace – klinická praxe II.- Syndrom bolestivého ramene*, ústní zdělení, 2009, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Praha
- 12) DAY, A. Aquaticphysical therapy for hip and knee osteoarthritis. *Physical Therapy*, 2007, č. 1  
dostupné z:  
<http://www.thefreelibrary.com/Aquatic+physical+therapy+for+hip+and+knee+osteoarthritis%3a+results+of...-a0157267508>
- 13) DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2009  
ISBN 978-80-247-3240-4
- 14) DULL, H. *Watsu – Freeing Body in Water*. 4. vydání. Middletown, CA, USA: WatsuPublishing, 2008. ISBN 978-1-60585-371-0
- 15) FETTIG, J.M. *Bad Ragaz Ring Method*. 2. vydání. Jackson, WY, USA: Therapeutic Aquatics, Inc, 2002. ISBN 1-889959-97-9
- 16) FOLEY, A.; HALBERT, J.; HEWITT, T.; CROTTY, M. Does hydrotherapy improve strength and physical function in patients with osteoarthritis. *Annual of Rheumatoid Disease*, 2003, č. 62, s. 1162–1167
- 17) FUJISAWA, H.; SUENAGA, N.; MINAMI, A. Electromyographic study during isometric exercise of the shoulder in head-out water immersion. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1998, roč. 7, č. 5, s. 491 – 494
- 18) GREENE, N.P., et al. Comparative Efficacy of Water and Land Treadmill Training for Overweight or Obese Adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2009, roč. 9, č. 41



- 19) HAYES, K.; CALLANAN, M.; WALTON, J. Shoulder Instability: Management and Rehabilitation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 2002, roč. 32, č. 10, s. 1 – 13
- 20) HOLLANDER, P. A *Biomechanics and medicine in swimming*. Illinois: Human Kinetics, 1983. ISBN 0-931250-50-1
- 21) HRAZDÍRA, I. *Biofyzika*. Praha: Avicenum, 1990, s. 92-93. ISBN 80-201-0046-6
- 22) CHEVUTTSCHI, A.; LENSEL, G.; VAASTU, D.; THEVENON, A. An Electromyographic Study of Human Gait both in Water and on Dry Land. *Journal of Physiological Anthropology*, 2007, č. 26, s. 467– 473
- 23) JANDA, V. et al. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN 80-247-0722-5
- 24) JANURA, M.; MÍKOVÁ, M.; KROBOT, A.; Janurová, E. Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a Fyzikální lékařství*, 2004, č. 1, s. 33 – 39
- 25) JASAN, L. *Fyzikální zákonitosti plaveckého prostředí*. Praha: Fakulta tělesné výchovy a sportu UK, 1996.
- 26) KAMALAKKANNAM, K., et al. Effect of aquatic training with and without weight on selected physiological variables among volleyball players. *Indian Journal of Science and Technology*, May 2010, roč. 3, č. 5.
- 27) KAPANDJI, A. I. *The Physiology of the Joints*. 6. vydání. United Kingdom: Churchill Livingstone Elsevier, 2007, str. 36 – 69. ISBN-13: 9780443103506, ISBN-10: 044310350X

- 28) KELLY, B.T.; ROSKIN, L.A.; KIRKENDALL, D.T.; SPEER, K.P. Shoulder Muscle Activation During Aquatic and Dry Land Exercise in Non-impaired subjects. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2000, č. 30(4), s. 204-210.
- 29) KIBLER, W. B.; McMULLEN, J. Scapular Dyskinesis and Its Relation to Shoulder Pain. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 2003, č. 11, s. 142-151.  
dostupné na:  
[http://scottsevinsky.com/pt/reference/shoulder/aaos\\_scapular\\_dyskinesis.pdf](http://scottsevinsky.com/pt/reference/shoulder/aaos_scapular_dyskinesis.pdf)
- 30) KOLÁŘ, P.; et al. Rehabilitace v klinické praxi. Praha : Galén, 2009.  
ISBN 978-80-7262-657-1
- 31) KOURY, J. M. *Aquatic Therapy Programming: guidelines for orthopaedic rehabilitation*. Champaign: Human Kinetics, 1996. ISBN 0-87322-971-1
- 32) KURUTZ, M.; BENDER, T. Weightbath hydrotraction treatment application, biomechanics and clinical effects. *Journal of Multidisciplinary Healthcare*, 2010, č. 3, s. 19 – 27.
- 33) LUND, H. A Randomized controlled trial of Aquatic and Land- based Exercise in patients with Osteoarthritis. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 2008, č. 40, s. 137–144.
- 34) LEPORE, M.; GAYLE, G.W. *Adapted Aquatics Programming*. Champaign: Human Kinetics, 1998. ISBN 0-88011-695-1
- 35) MARINHO, D.A.; REIS, V.M.; SILVA, A.J; BRAGADAL, J.A. Physiological assessment of head-out aquatic exercises in healthy subjects: A qualitative review. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2009, č. 8, s. 179-189.

- 36) DI MASI, F. Is blood lactate removal during water immersed cycling faster than during cycling on land? *Journal of Sports Science and Medicine*, 2007, č. 6, s. 188 – 192.
- 37) MASUMOTO, K., et al. Electromyographic Analysis of Walking in Water in Healthy Humans. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 2004, č. 23, s. 119–127.
- 38) MASUMOTO, K.; MERCER, J.A. Biomechanics of Human Locomotion in Water: An Electromyographic Analysis. *Exercise Sport Science Review*, 2008, č. 36, s. 160 – 169.
- 39) MAYER, M.; SMÉKAL, D. Syndrom bolestivého a dysfunkčního ramene: Role krátkých depresorů hlavice humeru. *Rehabilitace a Fyzikální lékařství*, 2005, č. 2, s. 68 – 71.
- 40) MAYNARD, M. *Foundation Hydrotherapy*, Manorhamilton, Ireland: Welbeing CPD Ltd., 2007.
- 41) Mc CABE, R. B.; ORISHIMO, K.F.; Mc HUGH; M.P., NICHOLAS, S.J. Surface Electromyographic Analysis of Lower Trapezius Muscle during exercises performed below ninety degrees of shoulder elevation in healthy subjects. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 2007, roč. 2, č. 1.
- 42) Mc MAHON, P.J.; JOBE, F.W.; PINK, M.M. Comparative electromyographic analysis of shoulder muscles during planar motion: Anterior glenohumeral instability versus normal. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 1996, roč. 5, č. 2, s. 118 – 123.
- 43) MITCHELL, T.; OGDEN, O. *Applications of PNF Patterns in the Aquatic Setting*. Austin, TX, USA: Aquatic Ms. Fit Ltd., 2002.
- 44) NAKANISHI, Y.; KIMURA, T.; YOKOO, Y. Maximal Physiological Responses to Deep Water Running at Thermoneutral Temperature. *Applied Human Science*, 1999, roč. 18, č. 2, s. 31 – 35.

- 45) NOVÁK, J. Zdravotnická problematika plavání. Praha: Československý svaz tělesné výchovy, 1989.
- 46) PÁNEK, D.; PAVLŮ, D.; ČEMUSOVÁ, J. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, č. 4, s. 177 – 180.
- 47) PÁNEK, D.; PAVLŮ, D.; KRAJČA, V.; ČEMUSOVÁ, J. Metodika snímání povrchového EMG ve vodním prostředí, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2010, č. 1, s. 21 - 25.
- 48) PAVLŮ, D.; PÁNEK, D. EMG – analýza vybraných svalů horní končetiny při pohybu ve vodním prostředí a pohybu proti odporu elastického tahu. *Rehabilitace a Fyzikální lékařství*, 2008, č. 4, s. 167 – 173.
- 49) PAYTON, C.J.; ROGER, M.B. *Biomechanical of Movement in Sport and Exercise*. The British Association of Sport and Exercise Science Guidelines. Oxon, 2008. ISBN: 978-0-415-43469-0
- 50) PERRY, J. et al. The painfull shoulder during back stroke. *Clinical journal of sport medicine*, 1992, roč. 2, č. 1, 21 – 26.
- 51) PIETRUSIK, K. *Aquafitnes – yesterday and now*. ústní zdělení, 2010, International Conference, Watsu – 30 years of continuing development in clinics (rehabilitation). SPAs and sport, Wielky Geboczek, Polsko.
- 52) PINK, M. et al. The painful shoulder during the butterfly stroke. *Clinical Orthopeadic and Related Researche*, 1993, č. 288, 60 – 72.
- 53) PINTO, S. S. et al. Electromyographic signal and force comparisons during maximal voluntary isometric contraction in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, 2010, č. 110, s. 1075 – 1082.

- 54) PÖYHÖNEN, T. et al. Human isometric force production and electromyogram activity of knee extensor muscles in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, 1999, č. 80, s. 52 – 56.
- 55) PÖYHÖNEN, T. et al. Electromyographic and kinematic analysis of therapeutic knee exercises under water. *Clinical Biomechanics*, 2001, č. 16, s. 496 – 504.
- 56) PÖYHÖNEN, T. et al. Neuromuscular function During therapeutic knee exercise under water and on dry land. *Arch Physical Med Rehabil*, 2001, č. 82, s. 1446 – 1452.
- 57) POŽGAYOVÁ, Š. Využití EMG pro porovnání techniky přenosu paže v plaveckém způsobu kraul, Praha, 2008. 69 s. Diplomová práce na UK FTVS. Vedoucí diplomové práce: Daniel Jurák
- 58) PRENTICE, W.E. *Rehabilitation techniques in sport medicine*. Boston: WCB/McGraw-Hill, 1994, ISBN 0-8016-7675-4
- 59) REINOLD, M. Electromyographic Analysis of the Rotator Cuff and Deltoid Musculature During Common Shoulder External Rotation Exercises. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, červenec 2004, roč. 34, č. 7, s.385 – 394.
- 60) SCAVAZZO, M.L et al. The painful shoulder during freestyle swimming, *American Journal of Sport Medicine*, 1991, č. 6, 577 – 582.
- 61) SHEA, E. J. *Swimming for seniors*, Champaign: Human Kinetics, 1989. ISBN 0-88011-271-9
- 62) SHONO, T. et al. Physiological Responses to Water-Walking in Middle Aged Woman. *Journal of Physiological Anthropology*, 2001, roč. 20, č. 2, s. 119 – 123.
- 63) SCHOEDINGER, P. 3-days Hands-on Aquatic Training. Dallas, TX, USA: A.R.N. Ltd., 2008. (studijní materiál k odbornému kurzu 3-days Hands-on Aquatic Training, Dallas, TX, USA, 2008)

- 64) SRDEČNÁ, H.; SRDEČNÝ, M. *Zdravotní tělesná výchova XII., plavání-cvičení pro páteř*. Praha: Onyx, 2002.
- 65) SOVA, R. *Introduction to Aquatic Therapy and Rehab*. Washington, WI, USA: DSL, Ltd., Port, 2008. (studijní materiál k Aquatic Therapy Symposium, Fort Myers, FL, USA, 2008)
- 66) SULKOVÁ, I. *Využití plavání a cvičení ve vodě v terapii pacientů s bolestmi v kříži*. Praha, 2005. 51 s. Diplomová práce na 3. LF UK. Vedoucí diplomové práce Alena Herbenová.
- 67) ŠRÁMEK, P. et al. Human physiological responses to immersion into water of different temperatures. *European Journal of Applied Physiology*, 2000, č. 81, s. 436-442.
- 68) TAPANI, P., et al. Neuromuscular Function During Therapeutic Knee Exercise Under Water and on Dry Land. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001, č. 82.
- 69) TAKESHIMA, N. Water based exercise improves health-related aspects of fitness in older women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2002, roč. 34, č. 3, s. 544 – 551.
- 70) THEIN, J.M.; BRODY, L.T. Aquatic-Based Rehabilitation and Training for the Shoulder. *Journal of Athletic Training*, 2000, roč. 3, č. 35, s. 382-389.
- 71) TRNAVSKÝ, K. et al., *Syndrom bolestivého ramene*, kapitola: DVOŘÁK, V., *Nestabilita ramenního kloubu (sportovní rameno)*, 1.vydání. Praha: Galén, 2002, s. 115 – 122.  
ISBN 80-7262-170-X,
- 72) TROJAN, S. et al. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 1999. ISBN 80-7169-788-5

- 73) VARSÍK, P. ; ČERMÁČEK, J., et al. Neurologická propedeutika, Základy vyšetřovania a diagnostiky v neurológii. Bratislava: S+S Typografik, 2004. ISBN 80-968663-5-4
- 74) VÉLE, F. *Kineziologie, Přehled klinické kineziologie a potokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vydání. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9
- 75) WAYTT, F.B., MILAM, S., MANSKE, R.C., DEERE, R. The Effects of Aquatic and Traditional Exercise Programs on Persons With Knee Osteoarthritis, *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2001, roč. 3, č. 15, s. 337-340
- 76) WHITING, W. Ch. *Biomechanics of musculoskeletal injury, The Upper Limb*. 2. vydání, Champaign: Human Kinetics, 2008, str. 209 – 213. ISBN-13: 978-0-7360-5442-3, ISBN-10: 0-7360-5442-3
- 77) WHITLEY, J.D.; SCHOENE, L. Comparison of Heart Rate Responses Water Walking versus Treadmill Walking. *Physical Therapy*, 1987 roč. 67, č. 10, s. 1501-1504.
- 78) WOUTERS, E.J.M. Effects of Aquajogging in Obese Adults: A Pilot Study, *Journal of Obesity*, 2010, Article ID 231074, 7 stran.  
dostupné na: <http://www.hindawi.com/journals/jobes/2010/231074.html>
- 79) ZAMARIOLLI, A.; PEZALATO, A.; MIELI, E.; SHIMANO, A.C. The significance of water rehabilitation in patients with anterior cruciate ligament reconstruction, *Physiotherapy*, 2008, roč. 16, č. 2, s. 3 – 6.  
dostupné na:  
<http://versita.metapress.com/content/946572ut44152104/fulltext.pdf>

Internetové zdroje:

- 80) ALBERTON, L.M. et al. Electromyographic activity alternations during isometric actions performed in water and on dry land, [online] [cit. 2011-04-28]  
dostupné na: [http://www.miotec.com.br/pdf/ISEK2008\\_0340.pdf](http://www.miotec.com.br/pdf/ISEK2008_0340.pdf)
- 81) Resistance Band & Tubing, Instruction Manual, 4. vydání, The Hygenic Corporation, Akron, USA [online] [cit. 2011-04-28].  
Dostupné z: [http://www.thera-band.com/UserFiles/File/Resistance\\_Band-Tubing\\_Instruction\\_Manual.pdf](http://www.thera-band.com/UserFiles/File/Resistance_Band-Tubing_Instruction_Manual.pdf)
- 82) De LUCA, C. J. Surface Electromyography: Detection and Recording *DelSys Incorporated* [online] 1996, [cit. 2011-04-28]  
Dostupné z: [http://www.delsys.com/Attachments\\_pdf/WP\\_SEMGintro.pdf](http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf)
- 83) De LUCA, C. J. The use of Surface Electromyography in Biomechanics. *The International Society for Biomechanics*, [online] 1993 [cit. 2010-08-11]  
Dostupné z: <http://www.ortegaalfredo.googlepages.com/Biomechanics.pdf>
- 84) RASH, G.S Electromyography Fundamentals [online], [cit. 2011-04-28]  
Dostupné z: <http://myweb.wvu.edu/~chalmers/EMGfundamentals.pdf>
- 85) EHLER, E. Současné trendy v EMG [online]. [cit. 2011-04-28]  
Dostupné z:  
[http://www.solen.sk/index.php?page=pdf\\_view&pdf\\_id=3034&magazine\\_id=3](http://www.solen.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=3034&magazine_id=3)
- 86) KONRAD, P. The ABC of EMG, A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography, Version 1.0, Noraxon, Ltd. [online]. April 2005 [cit. 2011-04-28]  
Dostupné z: <http://www.noraxon.com/emg/index.php3>



87) SCHLOSSER, CH. E. Scapulothoracic Joint Pathology [online]. April 2005 [cit. 2011-04-28]

Dostupné z: <http://emedicine.medscape.com/article/1261716>

## Seznam obrázků a tabulek

### Seznam obrázků:

- Obr. 1) Nadlehčovací límec - Převzato z: [www.kiefer.com](http://www.kiefer.com)
- Obr. 2) Nadlehčovací pásy - Převzato z: [www.kiefer.com](http://www.kiefer.com)
- Obr. 3) Nadlehčovací pás AquaJogger - Převzato z: [www.kiefer.com](http://www.kiefer.com)
- Obr. 4) Nadlehčovací pás Hydr-Tone - Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)
- Obr. 5) a 6) Pěnové činky - Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)
- Obr. 7) Wonderboard – balanční deska - Převzato z: [www.kiefer.com](http://www.kiefer.com)
- Obr. 8) Balanční sedlo - Převzato z: [www.kiefer.com](http://www.kiefer.com)
- Obr. 9) Odporové ploutve Aqua-fin s rovnými lamelami - Převzato z: [www.thera-band.com](http://www.thera-band.com)
- Obr. 10) Odporové ploutve s lomenými lamelami - Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)
- Obr. 11) Odporové rukavice - Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)
- Obr. 12) Odporová pomůcka s nastavitelným odporem - Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)
- Obr. 13) Odporové ploutve pro dolní končetiny - Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)
- Obr. 14) Odporové pomůcky pro chůzi nebo běh v hluboké vodě - Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)
- Obr. 15) Hydrotones - Převzato z: [hydro-tone.com](http://hydro-tone.com)
- Obr. 16) a 17) Aqua Bells - Převzato z: [hydro-tone.com](http://hydro-tone.com)
- Obr. 18) Aqua-fins s prostorově uspořádanými lamelami - Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)
- Obr. 19) Sada pískových závaží - Převzato z: [www.aqua-gear.com](http://www.aqua-gear.com)
- Obr. 20) Posilovací stroje využívající odporu vody - Převzato z: [www.peraqua.com](http://www.peraqua.com)
- Obr. 21) podvodní rotoped Aqua rider - Převzato z: [www.swimex.com](http://www.swimex.com)
- Obr. 22) podvodní běhací pás - Převzato z: [www.recreonics.com](http://www.recreonics.com)
- Obr. 23) kombinovaný posilovací stroj využívající odporu vody Převzato z: [www.pooltherapy.com](http://www.pooltherapy.com)
- Obr. 24) Umístění elektrod pro snímání EMG
- Obr. 25) a 26) pohyb proti odporu pružného tahu Thera- bandu
- Obr. 27) a 28) pohyb s využitím vztlakové činky
- Obr. 29) a 30) pohyb s využitím odporové ploutve Aqua-fins
- Obr. 31) a 32) pohyb s využitím odporové ploutve Aqua-fins a jejím přetáčením v průběhu pohybu

- Obr. 33) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu na suchu s použitím Thera-Bandu, proband 1.
- Obr. 34) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s použitím vztlakové činky, proband 1.
- Obr. 35) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s využitím odporové ploutve  
proband 1.
- Obr. 36) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s využitím odporové ploutve a jejím přetáčením, proband 1.
- Obr. 37) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu na suchu s použitím Thera-Bandu, proband 2.
- Obr. 38) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s použitím vztlakové činky, proband 2.
- Obr. 39) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s použitím odporové ploutve, proband 2.
- Obr. 40) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s využitím odporové ploutve a jejím přetáčením, proband 2.
- Obr. 41) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu na suchu proti odporu pružného tahu Thera-Bandu, proband 3.
- Obr. 42) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s použitím vztlakové činky, proband 3.
- Obr. 43) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s využitím odporové ploutve, proband 3.
- Obr. 44) znázornění průměrné EMG křivky během pohybu ve vodě s využitím odporové ploutve  
a jejím přetáčením, proband 3.
- Obr. 45) aktivita sledovaných svalů během jednotlivých pohybů v % MVC, proband 1.
- Obr. 46) aktivita sledovaných svalů během jednotlivých pohybů v % MVC, proband 2.
- Obr. 47) aktivita sledovaných svalů během jednotlivých pohybů v % MVC, proband 3.

## Seznam tabulek:

Tab. 1) Rozdělení Thera-bandů dle náročnosti cvičení - Převzato z : [www.thera-band.com](http://www.thera-band.com)

Tab. 2) Odpor kladený Thera-Bandem v závislosti na jeho protažení - Převzato z : [www.thera-band.com](http://www.thera-band.com)

Tab. 3) hodnoty střední amplitudy a plochy pod křivkou během MVC u proband 1.

Tab. 4) hodnoty střední amplitudy a plochy pod křivkou během MVC u proband 2.

Tab. 5) hodnoty střední amplitudy a plochy pod křivkou během MVC u proband 3.

Tab. 6) aktivita sledovaných svalů v % MVC během addukce a abdukce jednotlivých pohybů s použitím různých pomůcek, proband 1.

Tab. 7) aktivita sledovaných svalů v % MVC během addukce a abdukce jednotlivých pohybů s použitím různých pomůcek, proband 2.

Tab. 8) aktivita sledovaných svalů v % MVC během addukce a abdukce jednotlivých pohybů s použitím různých pomůcek, proband 3