

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



**Hodnocení EMG aktivity svalů v oblasti pletence pažního při
cvičení s Thera-Bandem ve vodním prostředí a na suchu**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Vypracovala:

Bc. Dita Holländerová

Praha, červen 2011

Abstrakt

Název:

Hodnocení EMG aktivity svalů v oblasti pletence pažního při cvičení s Thera-Bandem ve vodním prostředí a na suchu.

Cíl práce:

Hlavním cílem této diplomové práce bylo porovnat stupeň svalové aktivity horní části m. trapezius a dalších vybraných svalů ve vodním prostředí a na suchu a dané hodnoty porovnat. Dále zjistit, zda se aktivuje m. trapezius horní část ve vodním prostředí později než na suchu, oproti ostatním vybraným svalům.

Metoda:

Jedná se o případovou studii, kde je analyzován a poté hodnocen stupeň svalové aktivity a počátek aktivace horních vláken m. trapezius a dalších vybraných svalů, při provedení abdukce v ramenním kloubu ve dvou prostředích s využitím odporu pružného tahu (žlutý Thera-Band). Jako objektivizační metoda byla zvolena povrchová elektromyografie. Pro zajištění nastavení stejných výchozích podmínek pro obě prostředí bylo měření provedeno v pozici vsedě na stejné židli ve vodě i na suchu. Do výzkumného souboru byly zařazeny 4 ženy.

Výsledky:

Stupeň svalové aktivity m. trapezius horní část se ve vodním prostředí výrazně snížil. Nepotvrdilo se, že by se m. trapezius horní část ve vodě aktivoval později než na suchu. Timing vybraných svalů byl ve vodním prostředí individuální.

Klíčová slova:

m. trapezius horní část, povrchová elektromyografie, podvodní EMG, vodní prostředí

Abstract

Title:

Evaluation of EMG Activity of the Shoulder Girdle Muscles during Exercises with Thera-Band in Aquatic Environment and on Land.

Objective:

The main goal of this thesis is to determine a degree of muscle activity of upper trapezius muscle and other selected muscles in the aquatic environment and on land and to compare the values. Furthermore, to determine whether the upper trapezius muscle activates in the aquatic environment later than on land, compared to other selected muscles.

Methods:

This is the case of study, where the degree of muscle activity and the onset of activation of the upper trapezius muscle and other selected muscle is analyzed and then evaluated during shoulder abduction in two different environments using elastic resistance strength (yellow Thera-Band). As an objectification method surface electromyography had been chosen. To ensure the same set of initial conditions the abduction was performed in sitting position. The same chair was used in water and on land. Four female participants part in the experiment.

Findings:

The degree of muscle activity of upper trapezius muscle in the aquatic environment significantly decreased. It wasn't confirmed, that the upper trapezius muscle has been activated later in water than on land. Timing of selected muscles in aquatic environment is individual.

Keywords:

Upper Trapezius Muscle, Surface Electromyography, Underwater EMG, Water Environment

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Hodnocení EMG aktivity svalů v oblasti pletence pažního při cvičení s Thera-Bandem ve vodním prostředí a na suchu“ vypracovala samostatně pod vedením Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc. a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu na konci práce.

Nemám závažný důvod proti užití této práce ve smyslu §60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne

.....

Dita Holländerová

.....

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala své vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc. za její odborné vedení, věcné rady a za čas, který mi věnovala. Dále bych také poděkovala MUDr. Davidu Pánkovi, PhD. za pomoc při měření praktické části, Mgr. Danielu Jurákovi za zajištění podmínek v plavecké laboratoři a PhDr. Evě Tlapákové, CSc. za doporučení při řešení odporu vody.

Evidenční list knihovny

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:

OBSAH

Seznam zkratk:	9
1. ÚVOD	10
2. TEORETICKÁ ČÁST PRÁCE	12
2.1. Posturální vady a svalové dysbalance	12
2.2. Kineziologie ramene	13
2.3. Kinematika pletence ramenního při abdukci	13
2.4. Pohybový stereotyp abdukce v ramenním kloubu	14
2.5. M. trapezius jako celek	15
2.6. Horní část m. trapézius	16
2.7. Spoušťové body v horní části m. trapezius	17
2.8. Elektromyografie	18
2.8.1. Povrchová elektromyografie	19
2.8.2. Polyelektromyografie	19
2.8.3. Elektrody: dělení a umístění	19
2.8.4. Zpracování EMG signálu	20
2.9. Aktivace svalu	21
2.10. EMG ve vodním prostředí – podvodní EMG	23
2.11. Přehled literatury zabývající snímáním EMG ve vodním prostředí	24
2.11.1. Práce zabývající se problematikou snímání EMG ve vodním prostředí	24
2.11.2. Práce zabývající se metodikou snímání EMG ve vodním prostředí	25
2.11.3. Práce zabývající se svalovou aktivitou na DKK ve vodním prostředí	26
2.11.4. Práce zabývající se svalovou aktivitou na HKK ve vodním prostředí	27
2.12. Voda a její fyzikální vlastnosti	29
2.13. Pružné tahy	31
3. CÍL, ÚKOLY PRÁCE, ŘEŠENÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY	32
3.1. Cíl studie	32
3.2. Úkoly práce	32
3.3. Řešené otázky	33
3.4. Hypotézy	33
4. METODY A POSTUP ŘEŠENÍ	33
4.1. Charakter výzkumu	33

4.2.	Použité metody a přístroje	33
4.3.	Výzkumný soubor	34
4.4.	Průběh měření - Polyelektromyografické vyšetření	35
4.4.1.	Poloha probanda a provedení pohybu	36
4.4.2.	Navinutí Thera-Bandu	37
4.4.3.	Teplota vody	38
4.4.4.	Odpor vody	38
4.5.	Sběr dat	39
4.6.	Analýza dat	39
5.	VÝSLEDKY	43
5.1.	Hodnocení stupně svalové aktivity	43
5.2.	Hodnocení Timingu	45
5.3.	Shrnutí výsledků	50
6.	DISKUZE	52
7.	ZÁVĚR	56

Seznam zkratk:

EMG – elektromyografie

RTG – rentgen

m. – musculus (sval)

lig. – ligamentum (vaz)

art. – articulatio (kloub, skloubení)

TP – trigger point (spoušťový bod)

AP – akční potenciál

MVC – maximální volní kontrakce

1. ÚVOD

Využití vodního prostředí k pohybové aktivitě je v dnešní době stále více časté. Existují různé druhy komerčního využití, jako je např. aqua aerobic zaměřený na zvýšení fyzické kondice; aqua fitness využívající různých pomůcek ke cvičení; ale i například aqua kick box obsahující kopy, údery a jejich kombinace proti odporu vody; nebo dokonce aqua dance kombinující různé taneční prvky pro zlepšení udržení rovnováhy. Všechny tyto odvětví pohybu upozorňují na příznivé účinky vodního prostředí na pohybový aparát. Již méně se setkáme s ověřením těchto tvrzení za pomoci některé z objektivizačních metod.

Voda jako prostředí pro cvičení v posledních několika desetiletích pronikla i do fyzioterapeutických cvičebních programů. Zejména se snahou přinést pacientovi výhodnější cvičební podmínky. Avšak vzduch a voda jsou dvě naprosto odlišná prostředí, která mají svá specifika hlavně v oblasti fyzikálních vlastností, a proto je třeba je při cvičení zohlednit. Zejména proto, se v poslední době začaly objevovat práce snažící se objektivizovat vliv vodního prostředí na pohybový aparát. Mezi ně se řadí například studie využívající povrchovou elektromyografii. Tato práce by tedy měla na již publikované experimenty navazovat.

Úkolem obecné části je shrnout v teoretické rovině kineziologii a kinematiku v oblasti pletence ramenního při abdukci v ramenním kloubu a zároveň jeho pohybový stereotyp. Dále pak objasnit funkční patologie m. trapezius horní část a zaměřit se na povrchovou elektromyografii a zpracování elektromyografického signálu. Ale zejména sepsat obecný přehled prací, zabývajících se podvodním EMG. Jak metodikou snímání, tak svalovou aktivitou ve vodním prostředí.

Úkolem praktické části mé práce je navržení metodiky, postupu řešení experimentu a provedení experimentu, jehož hlavním cílem je zjištění stupně svalové aktivity m. trapezius horní část ve vodním prostředí při cvičení s Thera-Bandem a porovnání stupně svalové aktivity při téže cvičení na suchu. Dále budeme porovnávat stupeň svalové aktivity m. trapezius horní část oproti dalším vybraným svalům pletence pažního, pro zjištění jakým poměrem se mění jeho aktivita vůči těmto svalům. Také chceme zjistit, zda se aktivuje m. trapezius horní část ve vodním prostředí

později než na suchu, oproti ostatním vybraným svalům. Proto se zaměříme na vyhodnocení timingu těchto svalů v obou prostředích a jejich porovnání.

2. TEORETICKÁ ČÁST PRÁCE

2.1. Posturální vady a svalové dysbalance

Posturální vady jsou v dnešní době v úzké souvislosti se změněným životním stylem. Ubývá pohybových aktivit, které navíc nejsou rovnoměrně rozděleny po celý den, týden a hlavně chybí pohybová pestrost. (Janda, 2001) Pohyb je stále silněji ovlivněn sociálním prostředím, ve kterém je usměřován (stimulován či tlumen), nebo dokonce nahrazován jinými podněty (televize, počítač). Setkáváme se pak na jedné straně s nedostatkem pohybové aktivity, pohybovou chudostí a s nadměrným udržováním statických poloh („sedící populace“), a na straně druhé s jednostranným sportovním zatížením až přetížením (Bursová, 2005). Hovoříme tedy o pohybové chudosti, poněvadž jsme nuceni strávit většinu dne v posturálně nepříznivé poloze vsedě. Přetěžujeme tudíž stále stejné kloubní struktury a stejné svalové skupiny (Janda, 2001). Tato neadekvátní pohybová aktivita je jedním ze spouštěcích faktorů vedoucích k nevyhnutelnému poškození organismu. Tedy vzniku funkčních (svalová dysbalance) a později strukturálních vad hybného systému (Bursová, 2005).

Svalovou dysbalancí se zabýval již prof. Vladimír Janda. Tento zájem ho vedl k testování jeho pacientů pomocí povrchové EMG. Tyto informace prokázaly vzory svalové kontrakce ve vztahu k určitým pohybům končetin. V roce 1979 popsal horní a dolní zkřížený syndrom a vrstvý syndrom (Moore, 2004).

Jedním ze svalů, o kterých hovořil prof. Janda je musculus trapezius. Při přítomnosti horního zkříženého syndromu lze nalézt v oblasti pletence ramenního zkrácená horní vlákna m. trapezius. U vrstvého syndromu nacházíme hypertrofickou vrstvu v oblasti m. trapezius v jeho horní části. Toto je způsobeno zejména proto, že se tento sval řadí mezi tonické svaly. Ty jsou z pohledu ontogenetického vývoje posturální svalové funkce starší a mají větší tendenci k hyperaktivitě (nadměrnému zapojování do pohybových programů), k hypertonii (nadměrnému zvyšování klidového napětí) a ke zkracování (Kolář, 2009; Kabelíková, 1997).

Aktivitu horních vláken m. trapezius si můžeme ověřit například na stereotypu abdukce v ramenním kloubu. Pohybové stereotypy jsou do značné míry individuální a vytváří se během ontogeneze. V ideálním případě by ale měly umožnit co nejekonomičtější pohyb. Tedy takový, aby vyžadoval co nejnižší energetické nároky (Lewit, 2003).

2.2. Kineziologie ramene

Horní končetiny byly vývojově uvolněny z kvadrupedální lokomoce pro komunikaci a manipulaci. Zejména z tohoto důvodu je horní končetina mnohem méně svázána s funkcí osového orgánu, než končetina dolní a má větší rozsah pohybu. Tento rozsah pohybu je zajišťován díky pohybové volnosti ramenního kloubu, avšak pro takovýto stupeň volnosti je nutno považovat ho spíše za komplex několika kloubů, který dohromady vytváří pletenec ramenní. Tento komplex je horizontálně uložený prsteneček kostí, spojený jen dvěma pravými klouby. A patří do něj: art. acromioclaviculare, art. sternoclaviculare, art. glenohumerale a thoracoskopulární spojení. Ramenní kloub je po narození sice založen sféricky stejně jako kloub kyčelní, ale na počátku motorické ontogeneze nemá všechny stupně volnosti tohoto typu kloubu. Stupně volnosti se vyvíjejí teprve v průběhu motorického dozrávání (Véle, 2007; Dylevský 2009).

2.3. Kinematika pletence ramenního při abdukci

Abdukce je tradičně definována jako rotace humeru ve frontální rovině okolo osy orientované v antero-posteriorním směru. Normální, zdravý jedinec má rozsah pohybu do abdukce v glenohumerálním kloubu až okolo 120 stupňů. Abdukci v glenohumerálním kloubu přirozeně provází zevní rotace. Ta umožňuje aby se tuberculum majus humeri dostal za akromion, a tím se zabránilo přetížení v oblasti subakromiálního prostoru, zejména šlachy m. supraspinatus.

Kinematika kloubu pro abdukci zahrnuje otáčení hlavice humeru kolem své osy vzhůru, zatímco se posouvá dolů. K otáčení a posunu dochází v průběhu, nebo blízko podélného průměru fossa glenoidale.

Abdukční pohyb hlavice humeru je při abdukci horní končetiny zajišťován ramenním kloubem jen asi do 30 stupňů. Mezi 30 – 170 stupni se pohyb odehrává ve spojení pohybu lopatky, hrudníku a ramenního kloubu. Poměr velikosti ve všech třech spojích nazýváme skapulohumerální rytmus. Je to charakteristický mechanismus pro pletenec ramenní a jeho pohyb do elevace ve frontální rovině. Ten se odehrává pro každých 15 stupňů abdukce 10 stupni v ramenním kloubu a 5 stupni ve spojích lopatky. Při rotačních pohybech lopatky se mění jak poloha dolního úhlu lopatky, tak sklon kloubní jamky. Při antevertzi i retrovertzi je rozsah rotace asi 30 stupňů. Sklon kloubní jamky se při rotacích mění až o 50 stupňů. Pohyb lopatky po hrudníku se odehrává ve

skapulothorakálním spojení, dále jsou pohybové možnosti lopatky dány pohyblivostí v akromioklavikulárním a sternoklavikulárním kloubu a jejím svalovým závěsem.

Při abdukci do 90 stupňů je každých 10 stupňů abdukce spojeno se 4 stupni elevace laterální části klíčku. Ta se odehrává především ve sternoklavikulárním kloubu. Dále je pohyb lopatky po hrudní stěně spojen s abdukci lopatky vůči klíční kosti v akromioklavikulárním kloubu. Tahem ligamenta coracoclaviculare rotuje klíček podél své podélné osy. Rotační pohyb klíčku začíná mezi 80 – 90 stupni abdukce horní končetiny. Aby bylo možno dosáhnout plného rozsahu pohybu, pohybuje se rotace mezi 45 – 50 stupni (Véle, 2007; Vilímek, 2006; Neumann, 2010; Dylevský 2009).

Několik prací analyzuje pohyby v ramenním kloubu např.: Yoshizaki (2009) se zabýval skapulohumerálním rytmem v porovnání dominantní a nedominantní horní končetiny pomocí 3D analýzy pohybu. Byl zkoumán vliv rychlosti pohybu na poměr pohybu mezi glenohumerálním a skapulothorakálním skloubení při provedení abdukce (Michiels, 1995). Pomocí 3D videogrammetrie byla analyzována kinematika lopatky a skapulohumerální rytmus u zdravých jedinců a jaký má na ně vliv zatížení (Forte, 2009). Byla provedena elektromagnetická analýza pohybu při sledování hrudníku, klavikuly, lopatky a humeru, při opakované abdukci ve skapulární rovině¹ a sledovány pohyby v akromioklavikulárním kloubu (Teece, 2008). Starší studie využívaly RTG parametrů pro hodnocení pohybů ramene, včetně pohybů lopatky, glenohumerálního kloubu, skapulothorakálního spojení (Freedman, 1966; Norman, 1976).

2.4. Pohybový stereotyp abdukce v ramenním kloubu

Při tomto stereotypu se sleduje zejména souhra mezi m. deltoideus, horními vlákny m. trapezius, dolní fixátory lopatky, mm. rhomboideí, střední a dolní částí m. trapezius, m. serratus anterior a m. quadratus lumborum jako stabilizační sval trupu. Za dobrý stereotyp se považuje, pokud pohyb začíná jen v ramenním kloubu a to abduktorovou skupinou svalů (zejm. m. supraspinatus a m. deltoideus). Siločáry m. deltoideus pars medialis a m. supraspinatus jsou během abdukce ramene podobné. Oba svaly jsou aktivovány na počátku elevace a dosahují svého maxima okolo 90 stupňů abdukce. Během abdukce pomáhají oba svaly stabilizovat hlavici humeru. Zatímco aktivace horních vláken m. trapezius působí pouze stabilizačně (Haladová,

¹ 30-40° anteriorně vůči frontální rovině, kdy je popisováno optimální napětí m. deltoideus a m. supraspinatus a nedochází ke zkratu kapsuly glenohumerálního kloubu.

2005; Neumann, 2010). Můžeme nalézt práce zabývající se svalovou aktivitou v oblasti ramene a trupu při plavání (Nuber, 1986); aktivitou rotátorové manžety během golfového švihy (Jobe, 1986); házení a nadhazování (Jobe, 1983). Zabývající se aktivitou m. supraspinatus a m. deltoideus při různých typech cvičení (Reinold, 2007). Nebo například hodnotící pohyby lopatky v souvislosti s aktivací horní a dolní části m. trapezius, m. levator scapulae a m. serratus anterior při elevaci humeru ve skapulární rovině, při statických pozicích 0-90-140 stupňů (Ludewig, 1996).

V literatuře zabývající se kineziologií ramene je abdukce rozdělena do tří fází. První fázi od 0° - 90° zajišťují m. supraspinatus a m. deltoideus. Ještě přesněji ji můžeme rozdělit na pohyb do 45°, kdy je nejvíce činný m. supraspinatus a m. deltoideus vtlačuje hlavici do kloubu jamky. A od 45° - 90° již převládá aktivita m. deltoideus. Druhou fázi od 90°-150° zajišťují m. trapezius a m. serratus anterior. Třetí fáze je v rozmezí od 150°-180° a je jí dosaženo aktivací spinálních svalů. Tedy trupové svaly se svými dlouhými smyčkami, což vede ke zvýšení bederní lordózy a úklonu (Kapanji, 1982; Véle, 2007).

Ovšem vzhledem k vlastnostem horních vláken m. trapezius velmi často nalézáme přestavbu tohoto stereotypu. Při pohybu pozorujeme, že abdukce nejprve začíná elevací celého pletence ramenního, tedy kinetickou aktivací horních vláken trapézového svalu a také m. levator scapulae. Současně nedochází k dostatečné stabilizaci lopatky a tím dochází k nadměrné rotaci. Lopatka tedy není dostatečně přitíštěna k hrudníku a vzniká scapula alata (Haladová, 2005).

2.5. M. trapezius jako celek

Je široký a relativně plochý sval, začínající na protuberencia occipitalis externa, linea nuchalis superior, lig. nuchae a trnových výběžcích krčních a hrudních obratlů až po trn. Th12 včetně. Upíná se odlišně v jednotlivých úsecích.

1.1.*kraniální snopce* se upínají na spina scapulae, akromion a na zevní konec klavikuly;

1.2.*příčné snopce* se upínají na spina scapulae;

1.3.*kaudální snopce* se upínají zdola na spina scapulae, od vnitřního okraje až po tuberculum deltoideum (Čihák, 2001).

M. trapezius je spíše než jeden sval skupina několika samostatných funkčních celků integrovaných do společného plošného útvaru. Propojuje vzájemně temeno hlavy

se šíjí a hrudní páteří a tuto centrální pohybovou osu propojuje se skapulou (acromion, spina scapulae) a klavikulou (Véle, 2007).

- *Horní část svalu:* elevuje ramenní pletenec s lopatkou, extenduje hlavu proti šíjí a rotuje hlavu k odvrácené straně.
- *Střední část svalu:* provádí addukci lopatek a pohyb pletence dozadu.
- *Dolní část svalu:* provádí depresi lopatky a pletence.

Kontrakce všech skupin přitlačuje lopatku k hrudníku, zpevňuje ramenní pletenec při nesení těžšího břemene.

Ve své horní části působí jako synergista m. sternocleidomastoideus, střední a dolní partie mají vliv na postavení lopatky a pažního pletence. Ze svalů spojujících šíjí s ramenním pletencem je právě m. trapezius spolu s m. levator scapulae nejvíce zatěžován, protože nese váhu celé horní končetiny. Porucha funkce m. trapezius tedy velmi ovlivňuje postavení šíje, ale i postavení celého pletence ramenního a jeho funkce má vliv na základní držení hlavy a horní poloviny těla. Sám sval představuje složitý a rozsáhlý funkční řetězec propojující segmentovanou pohybovou osu krční a hrudní páteře včetně hlavy s horními končetinami (Véle, 2007).

2.6. Horní část m. trapezius

U mnoha lidí můžeme najít hypertonická horní vlákna musculus trapezius (McAtee, 2007).

Horní vlákna m. trapezius musí pracovat konstantně, aby udržely hlavu, krk a úroveň očí vertikálně. Normální minimální antigravitační funkce horních vláken trapézového svalu je přetížena jakoukoliv pozicí či aktivitou, ve které m. trapezius pomáhá nést váhu paží po delší dobu. Například: telefonování, nebo sezení na židli bez opěrek pro ruce, (zejména, pokud jsou horní končetiny vrozeně kratší), držení rukou ve vyšších pozicích k dosažení na klávesnici umístěnou ve vyšší poloze, nebo jakékoliv práce, kdy jsou ruce položeny v klíně bez opory ramen. Horní vlákna m. trapezius mohou být ve zvýšeném napětí díky zřejmému tramu, ale častěji jsou ve zvýšeném napětí chronickým zraněním díky přetížení, nebo mikrotraumatem, které nemusí být tak zřejmé. Takové zranění může být způsobené nošením šperků, těsnými ramínky od podprsenky držící větší poprsí, nebo těžkým batohem, či kabátem. Také to může být způsobené trvalým zatížením navyklou elevací ramen jako projev úzkosti, nebo jiného emocionálního stresu, případně během dlouhého telefonního hovoru, nebo

dlouhodobějším otočením hlavy k jedné straně (např. při rozhovoru s člověkem sedícím po boku druhého, nebo při spaní).

Další možností, která vede k přetížení je nestejná délka dolních končetin, nebo malé „hemipelvis“ (asymetrii těla). Asymetrie končetin naklání pánev laterálně, což ohýbá páteř do funkční skoliózy a postupně, způsobuje pokles jednoho ramene. Tím dochází ke klopení osy pletence ramenního a následnému přetížení m. trapezius (Travell, 1999).

Pokud jsou vlákna horní části trapézového svalu v příliš velkém napětí, mohou způsobovat bolesti hlavy a bolest krční páteře. Také díky tomu mohou vznikat významné spoušťové body (McAtee, 2007).

2.7. Spoušťové body v horní části m. trapezius

V horní části m. trapezius je častý výskyt trigger pointů - tzn. spoušťových bodů. A velmi často je to přehlížená příčina vzniku temporální bolesti hlavy. V této oblasti nalézáme nejčastěji 2 myofaciální trigger pointy (viz. obrázek č. 1 a 2).



Obrázek .č. 1: TP1 (Travell, 1983 [www])



Obrázek. č. 2.: TP2 (Travell, 1983 [www])

TP1

- bolest jdoucí stejnostranně po šíji posterolaterálně k processus mastoideus (tensní bolest šíje)
- prudká bolest do temporální oblasti hlavy, za orbitu a do zaúhlení mandibuly. Někdy bolest v oblasti occiputu a v dolních molárech, zřídka do oblasti ucha, kdy se jedná o povrchovou bolest.

- při bolesti v rameni je m. trapezius horní část často postižen spolu s m. supraspinatus, m. infraspinatus a m. levator scapulae.

TP2

Trigger point palpujeme více posteriorně a kaudálně ve volné části horního trapézového svalu - obvykle sledujeme pouze bolest šíje (více posteriorně), bez bolestí hlavy.

Při přítomnosti spoušťových bodů nalézáme především přenesenou bolest. Můžou se objevit pocity závratí a vertiga, a to zejména při podráždění TP (Travell, 1999).

Bylo zmíněno, že se hyperaktivní svaly častou aktivitou dále posilují, a tím se prohlubuje svalová nerovnováha a upevňují se nesprávné, nefyziologické pohybové programy (Kabelíková, 1997). Vzhledem k dnešnímu sedavému způsobu života a stále častější práci u počítačů, se velmi často setkáváme s přetížením v oblasti horní části trapézového svalu. A tím i se zdravotními problémy vycházejícími z této oblasti.

2.8. Elektromyografie

První elektromyograf sestrojil Herbert Jasper v roce 1944. Po druhé světové válce se stala součástí neurologického vyšetření přístrojová metoda elektromyografie (EMG). Největší rozvoj však zaznamenala až s vývojem počítačové techniky v posledních desetiletích. Jde o záznam elektrických potenciálů z příčně pruhovaných kosterních svalů. Tyto potenciály se snímají, zesilují a pak se zobrazují, nebo zapisují. Pokud je sval zdravý, nevytváří v klidu (při úplném uvolnění) žádné elektrické potenciály. Ty se objevují pouze při volní kontrakci, během reflexní odpovědi, anebo následkem elektrického podráždění příslušného nervu, který daný sval zásobuje (Trojan, 2005; Pánek, 2009).

Akční potenciál vzniká jako odpověď na podráždění a umožňuje vedení a šíření impulzu. Za normálních okolností je vnitřek buňky záporně nabitý oproti svému okolí. Přestoupí-li depolarizační vzruch potenciál na úrovni prahu, vyvolá otevření kanálů Na^+ . Kladně nabité ionty proudí do buňky, což vede k vyrovnání nábojů na obou stranách a postupnému rozvoji akčního potenciálu. Pokud je sval volně aktivován, šíří se AP až k předním rohům míšním, kde je předán motoneuronům a dále až

k jednotlivým svalovým vláknům, kde se šíří po jejich membránách (Vokurka, 2007; Otáhal 1999).

2.8.1. Povrchová elektromyografie

Elektromyografie patří mezi elektrofyziologické techniky. Může se provádět buď jehlovou elektrodou, nebo povrchovou. Jehlové elektrody se nejvíce využívá v neurologii k zjištění, zda má patologické chování svalu původ ve svalu samotném, nebo v nervovém aparátu inervující sval (Kolář, 2009). Proto nás v souvislosti s touto prací zajímá spíše povrchová elektromyografie.

Při použití povrchové elektromyografie se na svalová břívka sledovaných svalů lepí elektrody, které snímají elektrickou aktivitu pod nimi ležících svalových vláken. Obvykle se využívá elektrod z vodivého materiálu Ag/AgCl. Ty se fixují na odmaštěnou kůži. Tohoto vyšetření se nevyužívá pro zjištění akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek, ale k zaznamenání aktivity z více motorických jednotek najednou. Důvodem je, že se zachycují potenciály z větší plochy. Pomocí počítače se takto monitorují amplitudy jednotlivých svalových porcí a časové relace jejich nástupu (Kristofič, 2007; Vilánek, 2007).

2.8.2. Polyelektromyografie

Polyelektromyografie je typ elektromyografie, kdy jsou zaznamenávány současně potenciály několika svalů. Využívá se obvykle povrchových elektrod. Zajímají nás zde vzájemné časové vztahy mezi činnostmi několika svalů. Touto metodou hodnotíme tak zvané svalové vzorce, jak se projevují při jednotlivých pohybech, např. chůze, ale také při léčebné tělesné výchově nebo pracovních činnostech. Polyelektromyografie umožní nesprávné vzorce rozpoznat a přecvičovat je na vzorce správné. Proto se často používá v rehabilitačním lékařství nebo ve sportovní medicíně (Trojan, 2005).

2.8.3. Elektrody: dělení a umístění

Máme takzvané registrační elektrody, stimulační elektrody a zemní elektrody.

1. Registrační elektrody, jsou vlastní aktivní elektrody, snímající elektrickou aktivitu svalu.
2. Stimulační elektrody jsou speciálně uzpůsobené pro vyvolání stimulace.
3. Zemní elektrody se používá jako nulový referenční bod pro zesilovače EMG a jako zkratovací obvod pro rušivé proudy z napájecí sítě.

Pro určení aktivace svalu pomocí EMG je důležité, aby EMG signál vznikl jen ze zkoumaného svalu, nikoliv ze svalů sousedních. Elektrody by tedy měly být umístěny mezi motorický bod a šlachu, nebo mezi dva motorické body a podél podélné střednice svalu. Podélná osa elektrody by měla být vyrovnána paralelně k délce svalových vláken. Rozsah výběru svalu nemusí být velký, protože motorické jednotky svalových vláken jsou rozloženy v průběhu téměř celého příčného průřezu svalem. Proto není nezbytné překrýt velkou část svalu povrchovou elektrodou, abychom získali reprezentativní vzorek EMG signálu pro určitou část motorických jednotek.

Pro to, aby zemní elektroda plnila svůj účel, by měla být umístěná na co nejvíce elektricky neutrální tkáni (řekněme na kostěném výběžku) (Otáhal 1999; de Luca, 2002; Deuschel, 1999).

2.8.4. Zpracování EMG signálu

Ke zpracování signálu se obecně využívá filtrace, rektifikace a vyhlazení amplitudy EMG.

1. *Filtrace*: je odfiltrování frekvencí nižších než 20Hz a vyšších než 500Hz, toto se provádí pomocí dvoupásmového filtru. A dále je nutné odfiltrovat frekvenci střídavého napětí, pokud již tato frekvence není odfiltrována hardwarově. V Evropě je tato frekvence 50 Hz. Filtrace je důležitá ze dvou důvodů. Za prvé k potlačení artefaktů, za druhé s ohledem na zvolení minimální nutné vzorkovací frekvence.
2. *Rektifikace*: je úprava EMG signálu, kdy je negativní fáze EMG signálu přehozena do hodnot kladných. A tím je získána absolutní hodnota ze všech registrovaných amplitud.
3. *Vyhlazení amplitudy*: kdy se vypustí z křivky ostré hroty, např. zprůměrováním hodnot amplitudy v určité velikosti okna, která závisí na potřebách experimentátora (Rodová, 2001; Otáhal, 1999; Pánek, 2009).

Abychom mohly porovnat výsledky mezi různými objekty či svaly, musíme normalizovat amplitudu EMG. Obvykle se provádí normalizace vzhledem k MVC (maximální volní kontrakci). Při maximální kontrakci fyziologicky dostáváme interferenční vzorec, ten je charakterizovaný překrýváním elektrické aktivity jednotlivými motorickými jednotkami. MVC se detekuje při totožném umístění elektrod jako při EMG ze zkoumaného pohybu. Proto se stejným způsobem zpracovává. Po zpracování zaznamenáme největší naměřenou hodnotu. MVC získáváme ze tří po sobě jdoucích maximálních izometrických kontrakcí, z nichž posléze vybíráme nejvyšší hodnoty. Mezi jednotlivými kontrakcemi potřebná doba odpočinku minimálně 2 minuty pro regeneraci. Je nutné normalizovat EMG při hodnotách menších než 80% MVC, nad touto hladinou EMG signál a síla neposkytují vhodný referenční bod (Otáhal, 1999).

2.9. Aktivace svalu

Pokud chceme určit správně aktivaci svalu, není ani tak důležité zda provádíme kontrakci izometrickou, nebo izotonickou, ale zda přijímaný signál přichází pouze ze zkoumaného svalu. Přeslech (tedy příjem signálu z okolních svalů) můžeme nejlépe eliminovat správným umístěním elektrod. Důležitým faktorem je také časové zpoždění, které vzniká mezi svalovou aktivací z měřeného svalu a svalovou aktivací zaznamenanou EMG. Toto zpoždění mezi silou a zaznamenaných signálem závisí na několika faktorech: tkáni šlachy, vlastnostech svalu, rychlosti zapojení dynamiky svalu a typu svalových vláken. Pokud je EMG snímáno ze svalu s převahou pomalých oxidačních vláken, vykazuje větší zpoždění mezi elektromyografickým signálem a silou, než při snímání svalu s převahou rychlých, glykolytických vláken.

Typy svalových vláken

U člověka existují základní typy svalových vláken. Typ I., typ II., který dále rozdělujeme na II.a , a II.b, a typ III.

- **Typ I. – SO** (slow oxidative) jsou velmi tenká, bohatě kapilarizovaná „červená“ vlákna. Jsou označována jako pomalá s vysokým obsahem myoglobinu. Uplatňují se buď při statických, nebo pomalých pohybech – tzn. polohové funkce, vytrvalostní zátěž při nižší intenzitě. Vyznačují se vysokou oxidační kapacitou a pomalou unavitelností.

- **Typ II.a – FOG** (fast oxidative glycolytic) jsou středně silná, kapilarizovaná, „rychlá červená“ vlákna, označovaná jako rychlá oxidační glykolytická. Mají střední oxidační a vysokou glykolytickou kapacitu. Vyznačují se rychlou kontrakcí při středně rychlé unavitelnosti. Uplatňují se při středně rychlých až rychlých pohybech, nebo silových pohybech. Jsou provázeny aerobním i anaerobním způsobem úhrady energie
- **Typ II.b – FG** (fat glykogenic) jsou velmi silná a málo kapilarizovaná vlákna, označovaná jako „rychlá bílá“ glykolytická. Mají nízkou oxidační a nejvyšší glykolytickou kapacitu. Kontrahují se velmi rychle, ale taktéž jsou rychle unavitelná. Uplatňují se zejména při maximálním silovém pohybu s převahou anaerobního metabolismu.
- **Typ III.** jsou takzvaná „přechodná vlákna“ nediferenciovaná vlákna, jejichž funkční charakteristika není známa. Pravděpodobně je zdrojem předchozích tří typů vláken.

Pokud chceme rozlišit jednotlivé typy vláken, je potřeba provést histochemickou reakci ATP, nebo NADH s pomocí speciální techniky nukleární magnetické rezonance. V reakci na NADH tetrazolium reduktázu se vlákna typu I. zobrazí jako tmavá a vlákna typu II. jako světlá. V reakci na ATP-ázu se vlákna barví opačně. Vlákna typu I. se barví světle, vlákna typu II. tmavě. Při různém pH se odliší podtypy vláken II.a, II.b.. Další možností by byl odběr vzorku svalové tkáně punkční jehlou.

Každý sval obsahuje jak vlákna fyzická, tak tonická, ale podíl zastoupení jednotlivých typů svalových vláken je individuální a je dán geneticky. Obecně jsou známi svalové skupiny s převahou jednotlivých typů. Posturální svaly patří do svalové skupiny s převahou tonických svalových vláken. U šíjových svalů – tedy i u m. trapezius – horní část, by měla převládat pomalá svalová vlákna. Avšak rozhodující je typ inervace vláken. Dle tabulky 7.3 (Dylevský, 2007) je poměr vláken v m. trapezius: typ I.SO – 53,7%, typ II.a FOG – 46,3% (Dylevský, 2007; Jančík, 2006; Otáhal, 1999).

2.10. EMG ve vodním prostředí – podvodní EMG

Ve vodním prostředí dochází ke změnám v působení gravitace na lidské tělo a také dochází ke změně chování svalů i celých pohybových vzorců, proto představuje snímání povrchového EMG ve vodním prostředí poměrně zajímavou oblast výzkumu. Proto se v poslední době začaly objevovat výzkumné práce zabývající se touto oblastí (Pánek, 2010; Masumoto, 2008; Veneziano, 2006; Rainoldi, 2003; Carvalho, 2010; Masumoto, 2004; Pöyhönen, 1999; etc.). Podvodní EMG vychází z klasického snímání povrchového EMG. Měření ve vodním prostředí má ale svá specifika, která se musí respektovat.

- Diskové elektrody se připevňují na dobře očištěnou a odmaštěnou kůži pomocí vodivé pasty.
- Je nutné správné upevnění elektrod, aby nedocházelo k odmočení a tím k zeslabení a rušení elektrického signálu (kontaktní impedance nesmí přesáhnout 5 kOhmů ani poklesnout pod 500 Ohmů).
- Umístění elektrod: Vzdálenost mezi dvěma elektrodami je podle De Lucy 1cm. Tato doporučená vzdálenost nejde ve vodním prostředí dodržet vzhledem k nutnosti přelepu elektrody voděodolnou páskou.
- Velmi důležité je také upevnění vodotěsného vaku na tělo a vstup do bazénu, tak aby nedošlo k vytržení elektrody ze zesilovače, popřípadě k odlepení elektrody.

Ke snímání podvodního EMG je tedy potřeba speciálního vybavení. Mezi toto vybavení patří:

1. Voděvzdorný vak na EMG zesilovač s vysílačem.
2. Speciální bipolární elektrody, včetně oboustranně lepících štítků nutných k pevnému přilepení elektrod na kůži.
3. Krycí, voděvzdorné přelepky, které se umístí přes elektrody tak, aby bránily odmočení a následnému uvolnění elektrod ve vodě.
4. Silikonová směs, které se využívá pro utěsnění kabelů v drážkách těsnící gumy připojené k voděvzdornému vaku.

Vlastní zpracování EMG signálu a hodnocení výsledků se příliš neliší od klasického zpracování povrchové EMG. Pouze s tím, že u vyhodnocování EMG signálu

z vodního prostředí je třeba věnovat větší pozornost při vyhodnocování artefaktů, které jsou zde častější (Pánek, 2010).

2.11. Přehled literatury zabývající snímáním EMG ve vodním prostředí

2.11.1. Práce zabývající se problematikou snímání EMG ve vodním prostředí

Existuje několik prací, zabývajících se problematikou snímání povrchového EMG ve vodním prostředí. Jsou zde rozebírány přípravné fáze měření, aplikace elektrod na kůži, připevnění vodotěsného vaku na kůži a vstup do bazénu. Zejména aplikaci elektrod je obzvláště třeba věnovat pozornost, neboť při nedostatečném krytí voděvzdornými přelepky může dojít k odmočení a ztrátě elektrického signálu. I ve vodním prostředí platí, že se elektrody aplikují na řádně odmaštěnou a očištěnou kůži. Velmi důležité je také správné umístění, ale zejména utěsnění voděvzdorného vaku s EMG vysílačem. Je zde totiž nutné zamezit pronikání vody i místem pro kabely elektrod. Ty se vkládají do speciálně předpřipravených gumových drážek a zabezpečují se silikonovou směsí. Dalším kritickým místem může být samotný vstup do bazénu, který je potřeba zajistit tak, aby nedošlo k odlepení nebo odtržení elektrod (Pánek, 2010). Z technických parametrů bylo hodnoceno, zda je za potřebí celotělový voděodolný oblek, nebo zda je výhodnější aplikace elektrod s voděodolnou páskou a pěnovým polštářkem. Využití celotělového voděodolného obleku by se mohlo zdát výhodnější, než upevňování každé elektrody zvlášť, a to i z časového hlediska. Ovšem jednou z velkých nevýhod je, že oblek musí přesně sedět každému jedinci. Tudíž finanční náročnost je poměrně vysoká. Další nevýhodou je, že kabely elektrod musí vycházet otvorem obleku pro krk, což je potencionální místo pro průnik vody. A nakonec není úplně jasné, zda oblek neomezuje dynamické pohyby probanda. Z těchto důvodů je podle Masumota výhodnější aplikace elektrod s voděodolnou páskou.

Dále bylo řešeno, zda je vhodné provádět normalizaci EMG záznamu dle MVC naměřené ve vodním prostředí. Studie doporučuje, že by měly být všechny EMG data normalizována podle měření na suchu, protože převážná většina předešlých studií prováděla normalizaci EMG záznamu naměřeného ve vodním prostředí podle MVC na

suchu (Masumoto, 2008). Další studie zabývající se měřením MVC ve vodním prostředí a na suchu, se účastnilo 12 probandů a elektrody byly umístěny na m. quadriceps femoris vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius caput medialis. Testování maximální volní kontrakce bylo použito k ověření integrity signálu povrchového EMG. Pro každý sval se MVC testování skládalo ze dvou 5-sec. maximálních kontrakcí, které byly odděleny asi 30 vteřinami odpočinku. Po skončení testování na suchu bylo provedeno stejné testování pod vodou. Z výsledků vychází, že nebyl nalezen žádný významný rozdíl mezi hodnotami naměřenými na suchu a pod vodou. Tudíž se autoři domnívají, že integrita signálu povrchového EMG byla zachována i pod vodou. A doporučují pro další ověření stejný postup (Silvers, 2011).

V další studii byla řešena problematika rozdílu mezi telemetrickým měřením a připojením přes kabel. Bylo zjištěno, že ve výsledcích naměřených hodnot EMG není žádný rozdíl, zda použijeme telemetrické měření, nebo připojení přes kabel. Avšak vzhledem k tomu, že využití telemetrického systému je vzhledem k manipulaci se zařízením méně obtížné, studie vede k závěru, že pro měření svalové aktivity ve vodním prostředí je výhodnější využití telemetrického systému (Clarys, 1985).

2.11.2. Práce zabývající se metodikou snímání EMG ve vodním prostředí

Z metodiky výzkumu byly hodnoceny faktory jako míra ponoření probanda. V této studii byla ponořena pouze horní končetina, na rozdíl od jiných prací (např. Rainoldi, 2004; Dietz, 1996) a ve výsledcích nebylo zjištěno snížení EMG amplitudy. Autoři proto navrhují, že částečné ponoření těla nestačí na změny v EMG amplitudě a je proto třeba ponoření celého těla (Veneziano, 2006). Otázkou míry ponoření probanda se ve své práci podrobně zabýval Dietz (1996). Kdy na 10 probandech zkoumal posturální stabilitu a upravoval míru ponoření, dále výsledky hodnotil pomocí EMG. Míra ponoření byla stanovena po L2, Th4 a C7, EMG bylo snímáno z horní i dolní končetiny. Zjistil, že se zvyšujícím se ponořením lineárně klesá amplituda EMG u m. gastrocnemius avšak u m. tibialis anterior byl efekt slabší. Pro m. biceps femoris a m. rectus femoris nebyl zjištěn výrazný rozdíl.

Dále byla stanovena nejvýhodnější teplota vody (29-32 °C) tak, aby nenastala změna aktivity svalů ve vodním prostředí oproti prostředí na suchu (Veneziano, 2006).

Da Silva Carvalho doporučuje, aby teplota vody byla v rozmezí 32 °C (+- 1 °C), abychom se vyhnuli snížení EMG amplitudy, protože přenos tepla ve vodě je větší; snížení teploty vody by vedlo ke snížení teploty svalu, což může způsobit snížení rychlosti řízení svalových vláken, čili ke snížení EMG amplitudy (Da Silva Carvalho, 2010).

Otázkou ovlivnění aktivity svalů voděodolnou páskou na suchu se zabýval Da Silva Carvalho (2010) i Veneziano, (2006) Avšak autoři se neshodli, dřívější studie tvrdí na základě měření, že dochází k ovlivnění svalů, pozdější studie k těmto výsledkům nedošla.

Na isometrické kontrakci m. biceps brachii byla hodnocena amplituda nahrávaného signálu EMG, která korespondovala, nebo byla maximálně o 5-10% menší ve vodním prostředí oproti prostředí na suchu. A byla zkoumána nutnost použití voděodolné pásky při měření, bez které byla ve vodním prostředí silně ovlivněna amplituda, vodivost a pohybem vody (Rainoldi, 2004).

2.11.3. Práce zabývající se svalovou aktivitou na DKK ve vodním prostředí

Povrchová elektromyografie (EMG) je využívána ve vodním prostředí u prací pro zhodnocení svalové aktivity. Tyto práce se zabývají především chůzí, či aktivitou svalů na dolních končetinách. Například byla řešena otázka: jaká je svalová aktivita při chůzi na běhacím pásu ve vodním prostředí a na suchu. A jaký je rozdíl při použití vodního proudu a bez něj. Studie byla provedena na 6 probandech, kteří chodili na běhacím pásu na suchu a ve vodním prostředí, ponořených po processus xiphoideus. Ve vodním prostředí navíc hodnotili svalovou aktivitu bez a s využitím protiproudu vody. Výsledky studie ukazují, že svalová aktivita byla významně nižší při chůzi ve vodním prostředí, oproti chůzi na suchu. A zároveň byla vyšší s využitím protiproudu, než bez něj (Masumoto, 2004).

Také byla měřena aktivita svalů na dolních končetinách během maximální a submaximální volní isometrické kontrakce (MVC). Tato studie zjistila, že se u jednotlivých svalů pod vodou EMG amplituda výrazně snížila při maximální i submaximální kontrakci. Nicméně, u isometrické kontrakce měření vykazovaly podobné hodnoty v obou prostředích (Pöyhönen, 1999).

Pöyhönen (2001) dále hodnotil svalovou aktivitu m. quadriceps femoris a m. biceps femoris při flexi a extenzi kolene na suchu a ve vodním prostředí. Ve vodním prostředí navíc s využitím „Hydro Boot²“ a bez ní. Studie se účastnilo 18 osob, bez zdravotních obtíží. Výsledky podvodního EMG ukazovaly časný pokles v koncentrické aktivitě agonistů se současnou aktivitou antagonistů bez „Hydro Boot“. Při měření ve vodním prostředí na boso a s odporovou pomůckou byli probandi posazeni na židli, tak aby byli ponořeni po střed sternu. Ve výsledcích byly EMG amplitudy podobné v obou případech. Autoři se domnívají, že velikost EMG amplitudy s využitím a bez využití pomůcky byla podobná zejména díky vztahu „síla-rychlost“ svalové kontrakce. Ale bylo upozorováno, že pokud se sval chová jako agonista, je aktivní přibližně v prvních 50 – 60% rozsahu pohybu. Pokud se chová jako antagonist, je aktivní přibližně v posledních 50 – 60% rozsahu pohybu. Zatímco na suchu je agonista aktivní po celou dobu pohybu a antagonist vykazuje pouze malou aktivitu.

Několik prací se zaměřilo na ovlivnění svalové aktivity při zvolení různých rychlostí pohybu. Miyoshi (2004) ve své studii pracoval s 15 probandy ponořenými po úroveň axily. Na suchu spolu s narůstající rychlostí chůze narůstala i aktivita m. gastrocnemius medialis. Ve vodním prostředí narůstala aktivita i m. biceps femoris. Celkově byl pozorován nárůst svalové aktivity při narůstající rychlosti pohybu (chůze) ve vodním prostředí.

2.11.4. Práce zabývající se svalovou aktivitou na HKK ve vodním prostředí

Pomocí podvodního EMG byly hodnoceny i svaly v oblasti pletence ramenního při různých pohybech. Některé studie byly zaměřeny na plavání, např. hodnocení svalové aktivity při kraulu – vnitřním záběru, zevním záběru a spodním záběru. Na 9 probandech byla pomocí povrchové elektromyografie aktivita z m. biceps brachii, m. triceps brachii a m. flexor carpi ulnaris. Nejvyšší svalová aktivita byla hodnocena při vnitřním záběru. M. biceps brachii a m. brachioradialis se jako první aktivovali při iniciaci pohybu. Excentrická práce a koaktivace byla nejvíce pozorována opět při vnitřním záběru (Rouard, 1995).

² Je odporová pomůcka pro dolní končetiny využívaná ve vodním prostředí. Podle výrobců pro zkvalitnění cvičení ve vodním prostředí. Využívaná atlety, fyzioterapeuty i lékaři. Viz. <http://www.hydrotone.com/hydroboot.html>

Dále byl hodnocen sled aktivace svalů při abdukci v ramenním kloubu proti odporu pružného tahu na suchu a ve vodním prostředí a na hodnocení aktivity svalů. Tato pilotní studie se zaměřila na m. serratus anterior, m. infraspinatus a m. latissimus dorzi. Pružného tahu bylo docíleno na suchu pomocí Thera-Bandu červené barvy a ve vodním prostředí s využitím pomůcky Aquafin³. Jedná se o případovou studii měřenou na jednom probandovi, který prováděl aktivně abdukci v ramenním kloubu nejprve na suchu a poté ve vodním prostředí. Byla hodnocena aktivace svalů při pohybu a dále porovnáván timing jednotlivých svalů v obou prostředích. Z hodnocených EMG výsledků vyplývá, že jako první se na suchu aktivoval m. serratus anterior, poté m. infraspinatus a jako poslední m. latissimus dorzi. Ve vodním prostředí došlo ke změně a jako první se aktivoval m. latissimus dorzi, poté m. serratus anterior a jako poslední m. infraspinatus. Při porovnání aktivity svalů bylo shledáno, že ve vodním prostředí byla vyšší aktivita m. latissimus dorzi, naopak na suchu převládala aktivita m. serratus anterior a m. infraspinatus. Z práce vyplývá, že se ve vodním prostředí při abdukci paže mění jak timing, tak aktivace daných svalů (Pavlů, 2008).

Další výzkum byl zaměřen na porovnání aktivity rotátorové manžety a synergistů ramene, během cvičení prováděného na suchu a ve vodě. Výzkum se účastnilo 6 probandů. Ve vodním prostředí byli ponořeni po úroveň krku. V obou prostředích prováděli abdukci v ramenním kloubu rychlostí 30°/s, 45°/s a 90°/s. Výzkum prokázal, že pokud zvolená rychlost pohybu odpovídá 30° a 45°/s je aktivita svalů (m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis, přední, střední a zadní část m. deltoideus) menší ve vodě než na suchu. Při 90°/s se výrazně zvýšila svalová aktivita, zejm. m. subscapularis. U ostatních svalů nebyl nalezen výrazný rozdíl (Kelly, 2000).

V další z prací zabývajících se měřením na horní končetině bylo měřeno 8 probandů během izometrického cvičení ve vodě a na suchu. Byla hodnocena svalová aktivita m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis, m. pectoralis major, m. deltoideus a m. latissimus dorsi. Svalová aktivita byla hodnocena při udržení ramene v 9 různých statických polohách: 30°, 60°, 90° flexe v ramenním kloubu, 30°, 60°, 90° abdukce v ramenním kloubu, maximální vnitřní rotace, zevní rotace a střední postavení při 0° abdukci v ramenním kloubu. Bylo zjištěno, že svalová aktivita výrazně poklesla ve vodním prostředí oproti prostředí na suchu. Autoři navrhují, že léčebný program ve

³ Odporová pomůcka ve tvaru ploutvičky pro horní končetinu. Viz.: http://www.hpms.com/THERA_BAND_Aquafins_Aquatic_Exercise_Kit_p/hyg-40048.htm

vodě je po poranění ramene tedy vhodný. Avšak vzhledem k tomu, že terapie je obvykle dynamického charakteru, bylo by ještě třeba studii doplnit měřením snímajícím pohyb (Fujisawa, 1998).

Můžeme nalézt i práce popisující využití vodního prostředí pro cvičení po traumatických stavech ramene. Tyto práce však obvykle popisují pouze fyzikální vlastnosti vody, ale nejsou podloženy žádným měřením (Thein, 2000).

Tímto jsem shrnula některé z výzkumů, které se zabývají snímáním povrchového EMG, a které hodnotí svalovou aktivitu ve vodním prostředí. Tato technika je relativně nová a proto okruh výzkumů, zabývajících se touto problematikou není příliš široký. Je uvedeno, že vodní prostředí je vhodné pro cvičební programy, avšak výzkumů zabývajících se aktivitou svalů v oblasti pletence ramenního ve vodním prostředí je doposud málo.

2.12. Voda a její fyzikální vlastnosti

Hydrostatický vztlak

Vztlak je síla, jejíž velikost je dána objemem ponořeného tělesa a působí v geometrickém středu těla proti gravitaci. Tedy čím menší je hmotnost a větší objem těla, tím větší je jeho vztlak. Vzhledem k tomu, že hustota těla a vody je přibližně stejná, je nadnášení těla ovlivněno nádechem a výdechem. Začneme-li nadechovat, zvětšujeme objem těla, snižujeme jeho hustotu a tělo je nadnášeno. Hydrostatického vztlaku může být využito v rehabilitaci jako pomoci, podpory nebo odporu. K „asistovanému cvičení“ dochází, pokud je pohyb prováděn směrem vzhůru k hladině vody. Tato cvičení jsou běžně používána pro zvýšení pohybu. Například, když umožníme pasivní nadnášení paže směrem k povrchu. Cvičení za podpory vody probíhá, pokud je kolmé k síle vztlaku a tedy paralelní na dno bazénu. Typicky, když je končetina nadnášena těsně pod hladinou vody. Např. horizontální abdukce a addukce v ramenním kloubu. Cvičení s využitím odporu vody se provádí směrem k dolní části bazénu, přímo proti směru síly vztlaku (Čechovská, 2008; Thein, 2000).

Odpor prostředí

Odpor prostředí působí proti směru pohybu. Odpor, který vzniká při pohybu, roste s druhou mocninou rychlosti. Odpor prostředí je dán několika činiteli.

1. *třecí odpor* se vytváří mezi tělem cvičeného a proudící vodou. Velikost tohoto odporu je ovlivněna povrchem, tvarem a plochou těla.
2. *tvarový odpor* těla, tedy záleží na tvaru, ploše průmětu těla do roviny kolmé na směr pohybu, hustotě vody a rychlosti pohybu. Např. nejmenší tvarový součinitel odporu má těleso ve tvaru kapky (Čechovská, 2008).

Hydrostatický tlak

Hydrostatický tlak je tlak, který vzniká v kapalině její tíhou. Je závislý přímo úměrně na hloubce v kapalině, hustotě kapaliny a na gravitaci a působí rovnoměrně na celý povrch ponořeného tělesa. Jako takový může být hydrostatický tlak využíván v rehabilitaci ke redukci výpotku, nebo ke cvičení poraněné končetiny bez nárůstu výpotku.

Viskozita

Viskozita je definována jako tření, ke kterému dochází mezi jednotlivými molekulami kapaliny. Viskozitu zaznamenáme při pohybu v kapalině, kdy způsobuje odpor vůči pohybu. Tento odpor je způsobený, protože molekuly kapaliny ulpívají na povrchu těla. Protože voda je více viskózní než vzduch, většina pohybu ve vodě je prováděna proti odporu bez ohledu na vztlak. Viskozita tedy poskytuje nejčastější formu cvičení se zátěží.

Dynamika tekutin

Existují dva typy proudění vody: laminární proudění a turbulentní proudění. Laminární proudění, je definované jako plynulý tok molekul vody. Má malý odpor, protože molekuly vody proudí ve stejném směru a rychlosti. Turbulentní tok vzniká, když do laminárního toku vstoupí nějaké těleso a způsobí tak odraz molekul vody ve všech směrech. Turbulentní proudění může být vidět jako bíle zbarvená voda a vzduchové bublinky přímo na kůži. Když se tělo, nebo jeho část pohybuje ve vodě. Turbulentní proudění vytváří odpor, kterého se může využít v rehabilitaci (Thein, 2000).

2.13. Pružné tahy

Pružných tahů je velmi často využíváno pro posilování a ve fyzioterapii mají poměrně velkou indikační šíři. Původně se začali využívat ve Spojených státech amerických od 70. let 20. století. Pomůcky charakteristické pružným tahem jsou nejčastěji gumové pásy, které jsou obvykle vyrobeny z čistého latexu. Tento materiál má velmi dobré elastické vlastnosti, díky nimž je při cvičení kladen odpor. V rámci cvičení s pružnými tahy můžeme pracovat s excentrickou, koncentrickou i izometrickou svalovou kontrakcí a to jak pro jednotlivé svaly, tak i v globálních vzorcích. Mezi pomůcky využívající pružných tahů se řadí Thera-Band®. Thera-Band je cvičební pomůcka dostupná v 8 barvách, přičemž každá barva určuje míru odporu. Délka může být různá v závislosti na cíli použití, obvykle se využívá 1m-3,5m. Při volbě barvy - tedy odporu se řídíme aktuálním stavem klienta. Obecně lze ale říci, že pro začátečníky je třeba volit velmi slabý Thera-band (bílý) nebo slabý (žlutý). Po zvládnutí cviků, nebo pokud chceme navýšit odpor, můžeme volit další typ Thera-Bandu: červený, zelený, modrý, černý, stříbrný a zlatý. (Seřazeno dle navýšení odporu) Poslední tři typy kladou velmi silný odpor a volí se s cílem silového tréninku. Jeden z prvních ucelených systémů cvičení s touto pomůckou rozpracoval Alois Brügger a také Thera-Band Akademie (USA). Využití pružných tahů se však v dnešní době nalézá téměř ve všech klinických oborech. Pro správnou aplikaci pružného tahu je třeba volit polohu klienta a připevnění na tělo tak, aby směr tahu odpovídal vzhledem k danému svaly. A tím bylo zajištěno působení cíleně na danou oblast, nebo sval (Pavlů 2003; Pavlů, 2004; Pavlů, 2008; Pavlů, 2009).

3. CÍL, ÚKOLY PRÁCE, ŘEŠENÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

3.1. Cíl studie

Jak je uvedeno v teoretické části mé práce, velká část naší populace má obtíže spojené s hyperaktivitou horních vláken trapézového svalu. Tuto hyperaktivitu nadále podporují nevhodné pohybové stereotypy a dnešní životní styl. I ve fyzioterapeutických ambulancích se často setkáváme s obtížným ovlivněním této hyperaktivity při cvičení s pacienty. Je proto na místě zjistit, zda by změna prostředí alespoň částečně nepomohla vyřešit tento problém. Bylo zmíněno, že vodní prostředí je vhodné pro cvičební programy, avšak z výzkumů zabývajících se aktivitou svalů v oblasti pletence ramenního ve vodním prostředí je doposud málo.

Otázka stupně svalové aktivity se v podstatě zabývá tím, jaký podíl práce, či úsilí vykonávají některé svaly při různých cvičeních, či úkolech. Tento druh hodnocení je důležitý k přípravě tréninku, nebo léčby (Konrad, 2005).

Hlavním cílem této diplomové práce je tedy zjistit jaký je stupeň svalové aktivity horní části trapézového svalu a dalších vybraných svalů ve vodním prostředí a na suchu a dané hodnoty porovnat. Dále zjistit, zda se aktivuje m. trapezius horní část ve vodním prostředí později než na suchu, oproti ostatním vybraným svalům. Budu tak porovnávat timing vybraných svalů ve vodním prostředí a na suchu.

3.2. Úkoly práce:

1. Zpracovat literaturu a přehled článku zabývající se EMG, podvodní EMG, kineziologií ramenního kloubu a aktivitou horních vláken trapézového svalu.
2. Stanovit měřené svaly vzhledem ke kineziologii ramenního kloubu.
3. Zajistit technické vybavení a materiál potřebný pro provedení experimentu.
4. Najít vhodné probandy.
5. Provést experiment, na jehož základě budou pořízeny záznamy EMG na suchu a ve vodním prostředí.
6. Stanovit stupeň svalové aktivity ve vodním prostředí a na suchu.
7. Zpracovat výsledky.
8. Stanovit závěr a diskuzi.

3.3. Řešené otázky:

- Řešená otázka č. 1: Je stupeň aktivity vybraných svalů a zejména m. trapezius horní část menší při cvičení ve vodním prostředí než na suchu?
- Řešená otázka č. 2: Aktivuje se m. trapezius horní část ve vodním prostředí později než na suchu, oproti ostatním vybraným svalům?

3.4. Hypotézy:

- Hypotéza č. 1: Předpokládám, že je stupeň svalové aktivity vybraných svalů, zejména m. trapezius horní část, nižší ve vodním prostředí než na suchu.
- Hypotéza č. 2: Předpokládám, že se m. trapezius horní část aktivuje ve vodním prostředí později než na suchu.

4. METODY A POSTUP ŘEŠENÍ

4.1. Charakter výzkumu

V mé práci je využit výzkum charakteru případové studie, kde je analyzován a poté hodnocen stupeň svalové aktivity a počátek aktivace horních vláken m. trapezius a dalších vybraných svalů, při provedení abdukce v ramenním kloubu ve dvou prostředích s využitím odporu pružného tahu.

4.2. Použité metody a přístroje

V rámci měření byl prováděn aktivně pohyb v ramenním kloubu do abdukce proti odporu pružného tahu (viz. kapitola 2.13 a 4.4.2), a to s využitím Thera-Bandu® žluté barvy. Tento typ byl zvolen vzhledem k slabému odporu, který se volí pro začátečníky.

Pro zatížení probandů ve vodním prostředí byl použit potápěcí pás, na kterém byly připevněny 4 závaží, každé o hmotnosti 5kg.

K pořízení dat byly použity následující přístroje:

1. povrchový, telemetrický EMG přístroj TelemetryMini 16 od výrobce Neurodata (byly použity 3 párové elektrody a jedna zemnicí elektroda, vzorkovací frekvence stanovena na 1500 Hz);
2. kamera Canon MVX300;
3. běžný notebook.

Pro zajištění elektrod jsme se řídili podle vypracované metodiky zmíněné v kapitole 2.11.1 (Pánek, 2010). Zesilovač byl ponechán mimo vodní prostředí, kvůli usnadnění manipulace s elektrodami.

Data byla zpracována pomocí originálního softwaru MyoResearch XP Master Edition.

4.3. Výzkumný soubor

Měření bylo provedeno na 4 probandech. Jednalo se o záměrně vybrané ženy ve věku 24 let \pm 1 rok, které představují vzorek běžné, zdravé populace. Při jejich výběru byla věnována pozornost anamnéze, ve které nebyly shledány žádné úrazy ani žádná onemocnění s dopadem na pohybový aparát. Základní vzorek tvořily 3 studentky fyzioterapie – žádná závodně nesportuje. A jedna studentka pedagogiky hrající závodně lakros. Všechny mají pravostrannou dominanci a byly toho času bez zdravotních komplikací, které by jim bránily účasti na měření. Probandky se studie účastnily dobrovolně a souhlasily s prezentováním výsledků v mé práci. Zároveň podepsaly informovaný souhlas, při němž byly seznámeny s průběhem měření. Informovaný souhlas je přiložen v mé práci (viz. příloha č. 2).

Požadavky na váhu a výšku stanoveny nebyly a jsou zaznamenány v následující tabulce.

Tabulka 1 - antropometrické údaje probandek

	Probandka č. 1	Probandka č. 2	Probandka č. 3	Probandka č. 4
výška	173 cm	163 cm	168 cm	175 cm
hmotnost	58 kg	63 kg	50 kg	75 kg
věk	24 let	25 let	24 let	24 let

Projekt byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy (viz. příloha č. 1).

4.4. Průběh měření - Polyelektromyografické vyšetření

Všechna měření proběhla v jeden den. Pro polyelektromyografické vyšetření byl použit telemetrický EMG přístroj TelemyoMini 16 od výrobce Neurodata. Pro snímání dat EMG signálu ve vodním prostředí byly použity speciální povrchové bipolární elektrody. Jsou to diskové elektrody Ag/AgCl, které mají průměr 5mm. Jsou zality do umělé hmoty tak, aby zůstala volná pouze část, která se přikládá na kůži. K experimentu byli dále použity 2 nové, pružné pásy značky Thera-Band, jeden do vodního prostředí, jeden na suchu.

Elektrody jsme připevnili na dobře odmaštěnou a očištěnou kůži Na předem určené svaly. Tuto přípravu jsme provedli pomocí lihobenzinu. Na disk elektrody jsme přilepili oboustrannou lepící pásku a na elektrody aplikovali vodivou pastu. Poté jsme elektrodu přelepili speciální krycí přelepku. Vzdálenost elektrod tedy byla určena dle velikosti těchto přelepek a velikosti svalového břicha. Dále bylo tělo elektrody přelepeno kobercovou páskou, aby se minimalizovala možnost průniku vody. Kobercovou páskou byly také připevněny kabely, aby se omezilo ovlivnění EMG signálu jejich pohybem (viz. obrázek č. 3).



Obrázek č. 3 – Připevnění elektrod

Byly použity 3 párové elektrody. Pro svou práci jsem tyto elektrody umístila na: horní vlákna m. trapezius, m. deltoideus mediální část a dolní vlákna m. trapezius. Sledování aktivity m. deltoideus bylo zvoleno jako kontrola probíhajícího pohybu horní končetiny, dále pak byl vybrán pro jeho povrchové uložení a zejména proto, že je jedním ze dvou hlavních svalů účastnících se při abdukci v ramenním kloubu.

M. trapezius – dolní část, byl vybrán jako antagonist a m. trapezius – horní část. Všechny elektrody byly připevněny na střední linii svalového bříška a jejich přesná lokace je zde zaznamenána. Zemní elektroda byla umístěna na sternu. Elektrody pro horní vlákna m. trapezius byly umístěny uprostřed linie spojující processus spinosus C7 a akromion. Podle Cescon (2008) odpovídá toto umístění průměrné inervační zóně pro horní část m. trapezius. M. deltoideus je rozdělován na tři anatomické části. Jako hlavní abduktor je označována jeho mediální (akromiální) část. Elektrody tedy byly umístěny na střed svalového bříška mezi akromion a tuberositas deltoidea. Elektrody pro dolní vlákna m. trapezius – dolní část byly umístěny uprostřed transverzální linie spojující dolní úhel lopatky a páteř.

Elektrody byly pro měření na suchu i ve vodním prostředí přilepeny jedenkrát, aby bylo dodrženo snímání ze stejných svalových vláken. Avšak zesilovač nebyl uložen ve voděodolném vaku, jak je uvedeno ve dříve zmíněné metodice Snímání povrchové EMG ve vodním prostředí (Pánek, 2010), ale byl udržován mimo bazén. Tento postup jsme zvolili na základě technických obtíží s některými elektrodami před začátkem měření.

V úvodu měření bylo na suchu provedeno vyšetření MVC pro všechny měřené svaly za použití definovaných pozic dle Jandova svalového testu, každá z probandek byla požádána aby provedla 3 maximální volní kontrakce. Maximální kontrakce byla vždy kratší než 5 vteřin s odpočinkovou periodou 2 minut mezi nimi.

V rámci měření byl prováděn aktivně pohyb v ramenním kloubu do abdukce (přesný popis abdukce viz. kapitola 4.4.1. poloha probanda a provedení pohybu) proti odporu pružného tahu, a to s využitím Thera-Bandu® žluté barvy. Tento typ byl zvolen vzhledem k slabému odporu, který se volí pro začátečníky. Vzhledem k indikaci pacientů při běžném cvičení v ambulancích, byly i zde probandky poučeny o nutnosti kontroly pohybu v ramenním kloubu tak, aby při abdukci nedocházelo k elevaci ramene. Měření bylo nejprve prováděno na suchu a poté ve vodě. Tento sled měření je nutné dodržovat zejména proto, pokud by došlo při pohybu k odlepení elektrody, neboť její opětovná aplikace na vlhkou pokožku je nemožná.

4.4.1. Poloha probanda a provedení pohybu

Výchozí poloha: měření se provádělo v korigovaném sedě. 90° flexe v koleních a kyčelních kloubech. DKK na šířku pánve, plosky položeny na zemi. Horní končetina

v addukci (připážená k tělu), loketní kloub v extenzi, předloktí v supinaci. Viz. obrázek č. 4. Poloha probanda byla při obou typech měření stejná. Při měření v bazénu byly probandky vybaveny pásem pro potápění, aby bylo možné udržet výchozí polohu. Nejvýhodnější se jevila aplikace pásu v oblasti pod pasem, s umístěním závaží na horní části stehen.

Provedení pohybu: Abdukce v ramenním kloubu byla prováděna u každého probanda pravou horní končetinou, která byla zároveň dominantní. Pohyb byl prováděn do 90° vždy směrem za palec, rychlostí 30°/s jak ve vodním prostředí tak na suchu. Pro ověření správného provádění pohybu v dané rychlosti byl použit elektronický metronom. Před vlastním měřením si každý proband 3x vyzkoušel provedení pohybu dle metronomu v obou prostředích. Poloha probanda byla při obou typech měření stejná. Míra ponoření probanda byla cca. do polovina krční páteře.



Obrázek č. 4 - Poloha probanda a provedení pohybu na suchu a ve vodním prostředí

4.4.2. Navinutí Thera-Bandu

Thera-Band je položen v dlani 15 cm od svého konce, dlaň je otočena vzhůru, předloktí je v supinaci (viz. obrázek č. 5). Pohyb rukou směrem k tělu pod Thera-Bandem. Horní vrstva Thera-Bandu fixuje spodní. Na druhém konci Thera-Bandu proband sedí. Při měření v bazénu musel být druhý konec Thera-Bandu uvázan k židli, neboť zafixování sedem ve vodním prostředí nestačilo. Thera-Band je v lehkém tahu a neznemožňuje provedení pohybu.

Pozn.: ve fyzioterapii obvykle neklademe odpor přes dva a více kloubů při provádění terapie. Avšak pro provedení definovaného pohybu a pro možnost opakování tohoto měření se zdá tato aplikace Thera-Bandu nejjednodušší.



Obrázek č. 5 - umístění Thera-Bandu

4.4.3. Teplota vody

Teplota vody v bazénu se pohybovala okolo 32°C (±0,5°C) tak, aby se nezměnila aktivita svalů ve vodním prostředí oproti prostředí na suchu. Abychom se vyhnuli snížení EMG amplitudy, protože přenos tepla ve vodě je větší; snížení teploty vody by vedlo ke snížení teploty svalu a mohlo by tak dojít ke snížení EMG amplitudy. Teplota vzduchu se pohybovala okolo 28°C (±0,5°C).

4.4.4. Odpor vody

Vzhledem k tomu, že zkoumáme aktivitu horních vláken trapézového svalu ve velmi specifickém prostředí, dalo by se uvažovat o možnosti vyrovnání odporu ve vodním prostředí pro horní končetinu tak, aby odpovídal odporu na suchu. V tomto případě by nás zajímaly veličiny související s pohybem v daném prostředí, a to veličiny dynamické – odpor prostředí tvarový a třecí. Obecný vzorec pro odpor prostředí zní:

$$F = \frac{c \cdot S \cdot v^2 \rho}{2}$$

, kdy F = odpor prostředí, v = rychlost pohybujícího se tělesa, ρ = hustota prostředí. Pro tvarový odpor je c = tvarový součinitel, závisí na tvaru pohybujícího se předmětu. A S = příčný průřez předmětu (v našem případě např. dlaně). Pro třecí odpor

je c = třecí koeficient a záleží na kvalitě povrchu. S = celkový povrch obtékaného tělesa (v našem případě paže). Dále by bylo třeba určit vzhledem k rychlosti pohybu, zda bude proudění (obtékání tělesa) turbulentní, či laminární. A samozřejmě zjistit, zda je znám c – tedy třecí koeficient pro kůži. Celkový odpor prostředí je potom dán součtem tvarového a třecího odporu. V našem případě bychom poté stanovili modul pružnosti Thera-Bandu a podle vypočítaného odporu bychom volili míru odporu ve vodním prostředí. Cílem této práce je ale stanovit, zda je pro cvičení výhodnější změna prostředí ze suchého na podvodní. A to se všemi vlastnostmi vody i při zachování stejné cvičební pomůcky. Vyrovnáním odporu se proto při našem měření nezabýváme, avšak tento odstavec může být základem pro další typy měření ve vodním prostředí.

4.5. Sběr dat

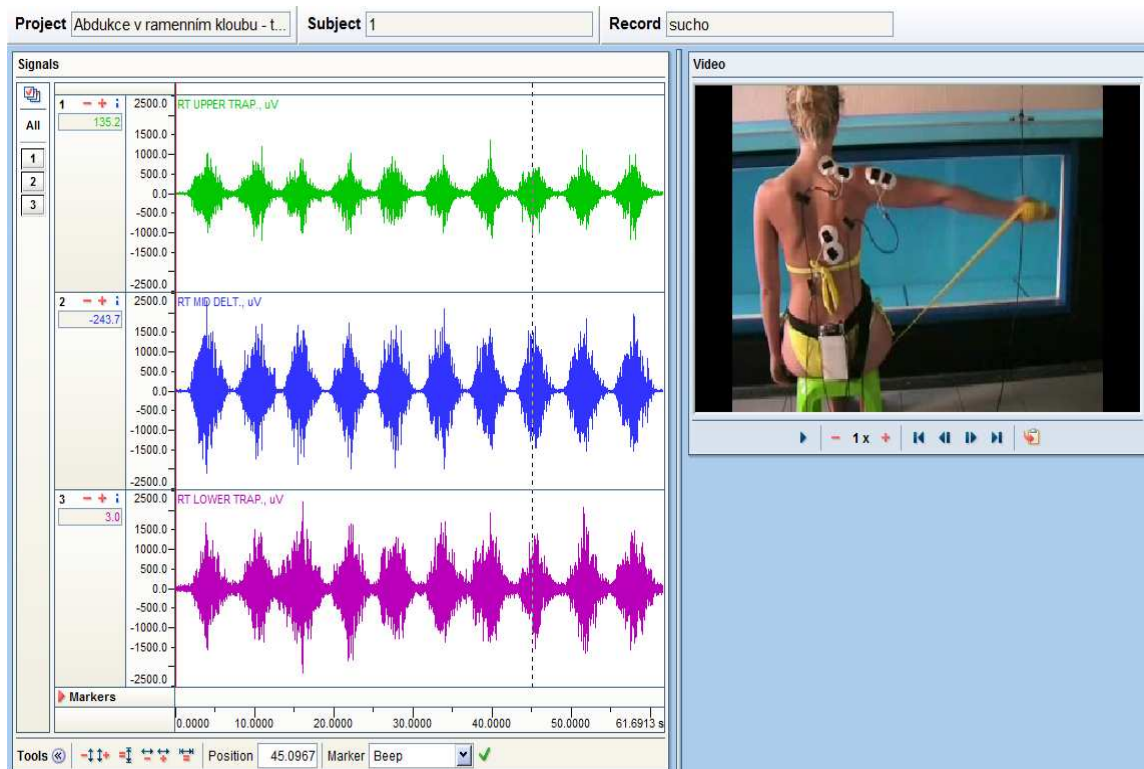
Podklady pro teoretickou část mé práce byly pořízeny na základě databáze Národní lékařské knihovny a knihovny FTVS. Dále na základě internetový vyhledávačů odborných článků – zejména pomocí PubMed a Science Direct. Citace jsou uvedeny dle citační normy ČSN ISO 690 a ČSN ISO 690-2.

Data k teoretické části mé práce byla pořízena pomocí povrchového telemetrického EMG přístroje, byla nahrána do počítače se softwarem firmy Neurodata. Digitální videokamerou Canon MVX300 byl pořízen videozáznam abdukce v ramenním kloubu (viz. 4.4.1).

4.6. Analýza dat

Data byla zpracovávána v originálním programu MyoResearch XP Master Edition.

Program umožňuje synchronní snímání EMG signálu a nahrávání videa. Pohyb tak mohl být při vyhodnocování kontrolován i vizuálně (obrázek č. 6).



Obrázek č. 6 - Ukázka nativního EMG záznamu s videem

Obrázek ukazuje neupravený EMG záznam horních vláken m. trapezius (zelená), středních vláken m. deltoideus (modrá) a dolní vlákna m. trapezius (fialová). Svislá přerušovaná čára zachycuje pohyb pravé horní končetiny v čase, odpovídající video záznamu.

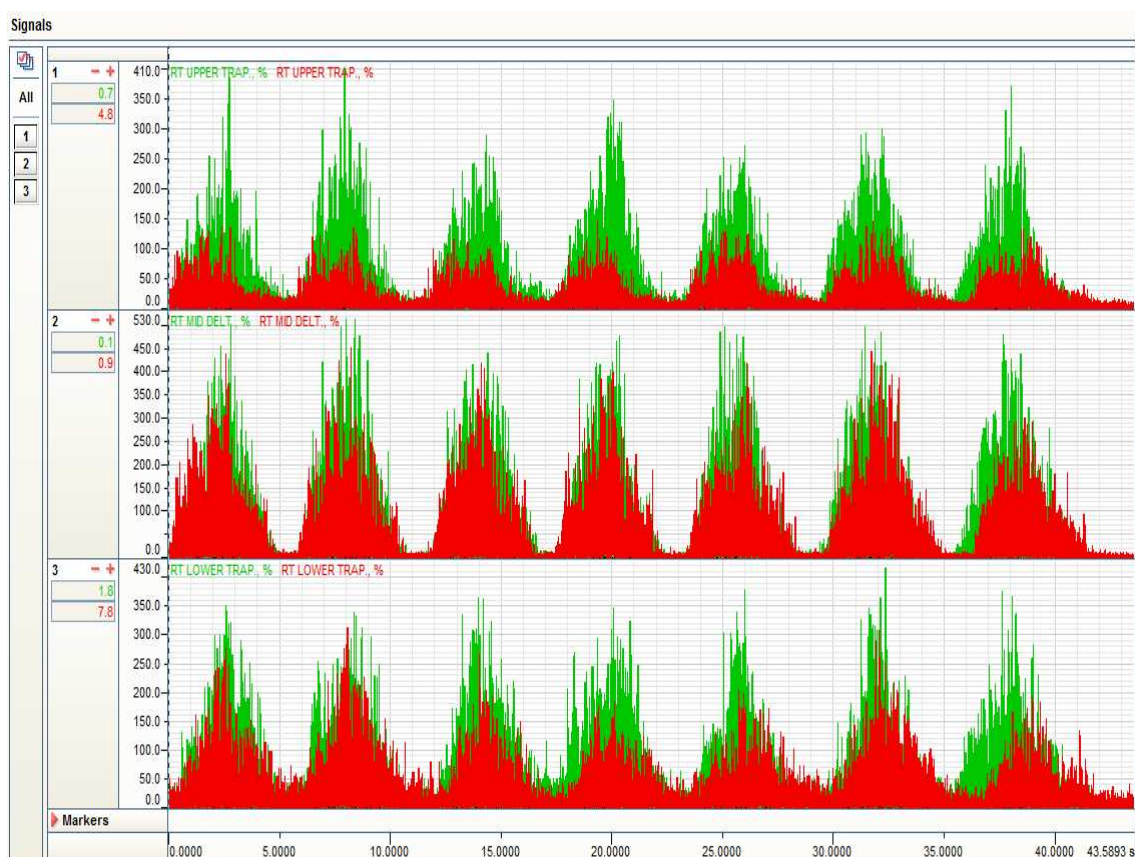
Při opakovaném pohybu by se měla hodnotit vždy stejná perioda (cyklus) pohybu. Podle Huga (2011) bylo prokázáno, že 6-10 cyklů je dostatečný počet opakování k vytvoření reprezentativního vzoru. V našem případě jeden cyklus tvoří abdukci v ramenním kloubu do 90°. Pohyb je prováděn rychlostí 30°/s, takže jeden cyklus trvá 6 vteřin.

Nejprve tedy bylo vybráno 7 po sobě jdoucích cyklů v každém záznamu. Teprve poté byly křivky upravovány a hodnoceny.

Na otázku zhodnocení stupně svalové aktivity nelze odpovědět na originální mikrovoltové stupnici, protože originální elektrická aktivita svalu je ovlivněna lokální detekcí, která se může výrazně lišit. Proto je nutné přepočítat referenční hodnoty na procenta, pomocí výpočtu plochy pod křivkou. K přepočtu je zapotřebí maximální EMG signál, tedy MVC. Plocha pod křivkou je přímo závislá na přesném stanovení doby trvání analyzovaného pohybu a je tedy uváděna v jednotkách $\mu V \cdot s$ (Konrad, 2005).

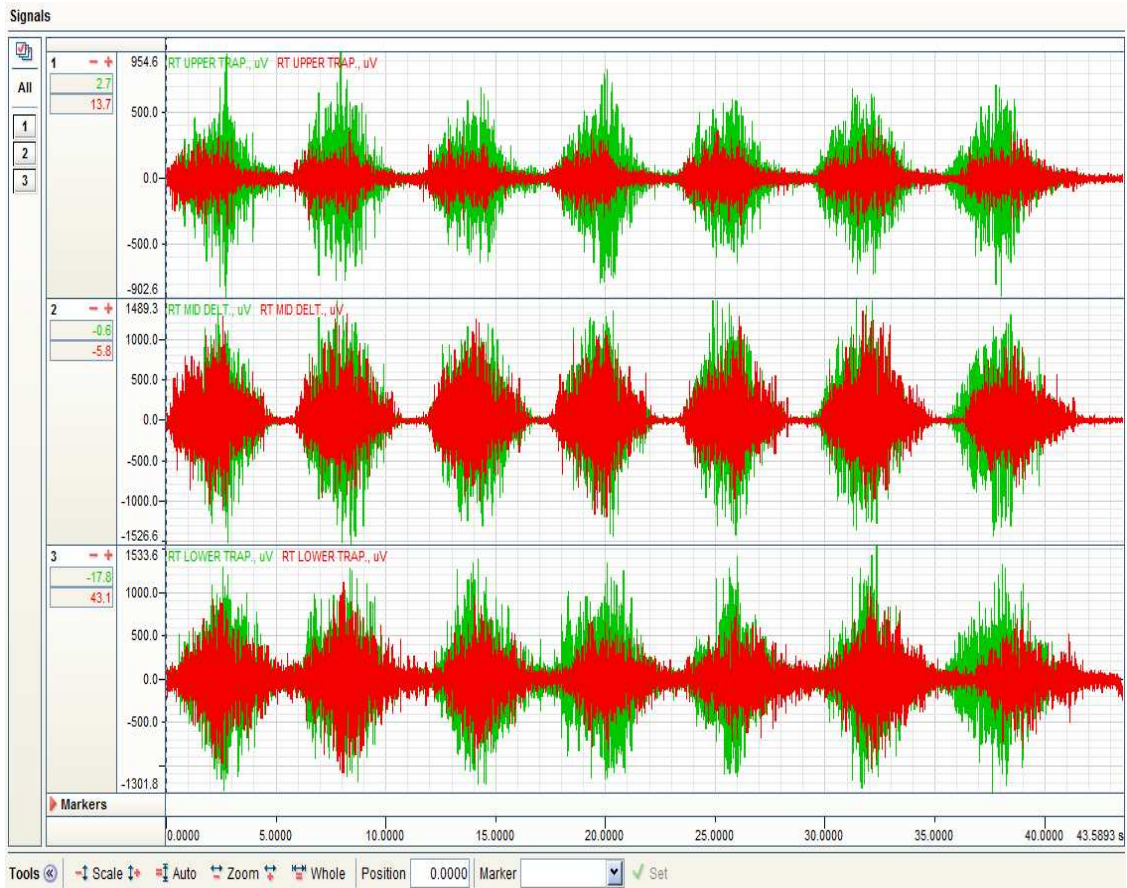
Pro samotné zhodnocení stupně svalové aktivity byly křivky nejprve filtrovány. Pro odstranění frekvencí nižších než 20Hz a vyšších než 500Hz byla použita funkce bandpass filtering. Dále byl signál upraven pomocí rektifikace (převodění negativní fáze EMG signálu do hodnot kladných). Takto upravené křivky byly normalizovány vzhledem k MVC (maximální volní kontrakci). Podle Huga (2011) je obvykle prahová hodnota EMG stanovena mezi 15% - 25% maximální EMG. V tomto případě byla hranice aktivity svalu stanovena na 20% peaku, trvající minimálně 0,25 s.. Takto upravené EMG záznamy byly použity pro výpočet plochy pod křivkou.

Hug (2011) dále uvádí, že pro zhodnocení timingu není potřeba EMG záznam normalizovat. Záznam stejných sedmi cyklů byl tedy pro tyto potřeby pouze filtrován, dle předešlých kritérií. Pro zhodnocení timingu byla použita funkce Standard Timing Analysis, výsledky této analýzy byly dále kontrolovány pomocí video záznamu vizuálně.



Obrázek č. 7 - Ukázka upravené křivky pro zhodnocení stupně svalové aktivity (Standard Analysis - porovnání)

Červeně je zobrazena abdukce v ramenním kloubu ve vodním prostředí, zeleně na suchu. Svislá osa zobrazuje elektrickou aktivitu svalu v μV , podélná osa znázorňuje čas, ve kterém byly jednotlivé cykly pohyby provedeny v sekundách.



Obrázek č. 8 - Ukázka EMG záznamu pro zhodnocení timingu (Standard Timing Analysis - porovnání)

Červeně je zobrazena abdukce v ramenním kloubu ve vodním prostředí, zeleně na suchu. Svislá osa zobrazuje elektrickou aktivitu svalu v μV , podélná osa znázorňuje čas, ve kterém byly jednotlivé cykly pohyby provedeny v sekundách.

5. VÝSLEDKY

Studovaný pohyb byl vykonáván proti pružnému odporu Thera-Bandu ve dvou různých prostředích, ve vodě a na suchu. Byl charakterizován rychlostí pohybu danou za pomoci metronomu a sledován díky přesnému umístění elektrod (viz. kapitola 4.4).

Zejména jsme se soustředili na hodnocení stupně svalové aktivity m. trapezius horní část a to jak v porovnání s ostatními svaly, tak mezi vodním prostředím a suchem.

Do mé práce byly zařazeny 4 probandky. Žádná nemusela být vyloučena z vyhodnocení a výsledky byly stanoveny na základě všech záznamů. Avšak probandky č. 1, 2 a 3 tvoří základní skupinu pro hodnocení. Probandka č. 4 se liší od výzkumného souboru povoláním a sportovní aktivitou, což podle výsledků výrazně ovlivňuje jak stupeň svalové aktivity, tak timing. EMG záznamy jsou umístěny v příloze č. 4.

5.1. Hodnocení stupně svalové aktivity

Stupeň svalové aktivity byl hodnocen ve vztahu k MVC. Výsledky z hodnocení stupně svalové aktivity ukazují, že svalová aktivita ve vodním prostředí je u všech zkoumaných svalů nižší než na suchu. U probandky č. 1, 2 a 3 je stupeň aktivity pro:

- m. deltoideus – střední část nižší přibližně o 20%,
- m. trapezius dolní část přibližně o 30%.
- m. trapezius horní část - kdy došlo k nejvýraznějšímu rozdílu, přibližně k 50% snížení stupně svalové aktivity.

U probandky č. 4 došlo také ke snížení svalové aktivity, ovšem procentuální rozdíl se pohyboval v mnohem vyšších hodnotách.

- m. deltoideus – střední část přibližně o 50% méně,
- m. trapezius dolní část přibližně o 45% méně,
- m. trapezius horní část opět došlo k nejvýraznějšímu rozdílu, snížení stupně svalové aktivity zde dosáhlo 90%.

Přesné hodnoty jsou v následující tabulce. Grafická znázornění vypočítaných ploch pod křivkou jsou uvedeny v příloze č. 4

stupeň svalové aktivity			
proband č.1			
	voda	sucho	voda vs. sucho
m. trapezius - horní část	654.3	1520.8	o 57% méně
m. deltoideus - pars medialis	1638.0	2046.9	o 19% méně
m. trapezius - dolní část	1309.9	2086.7	o 37% méně

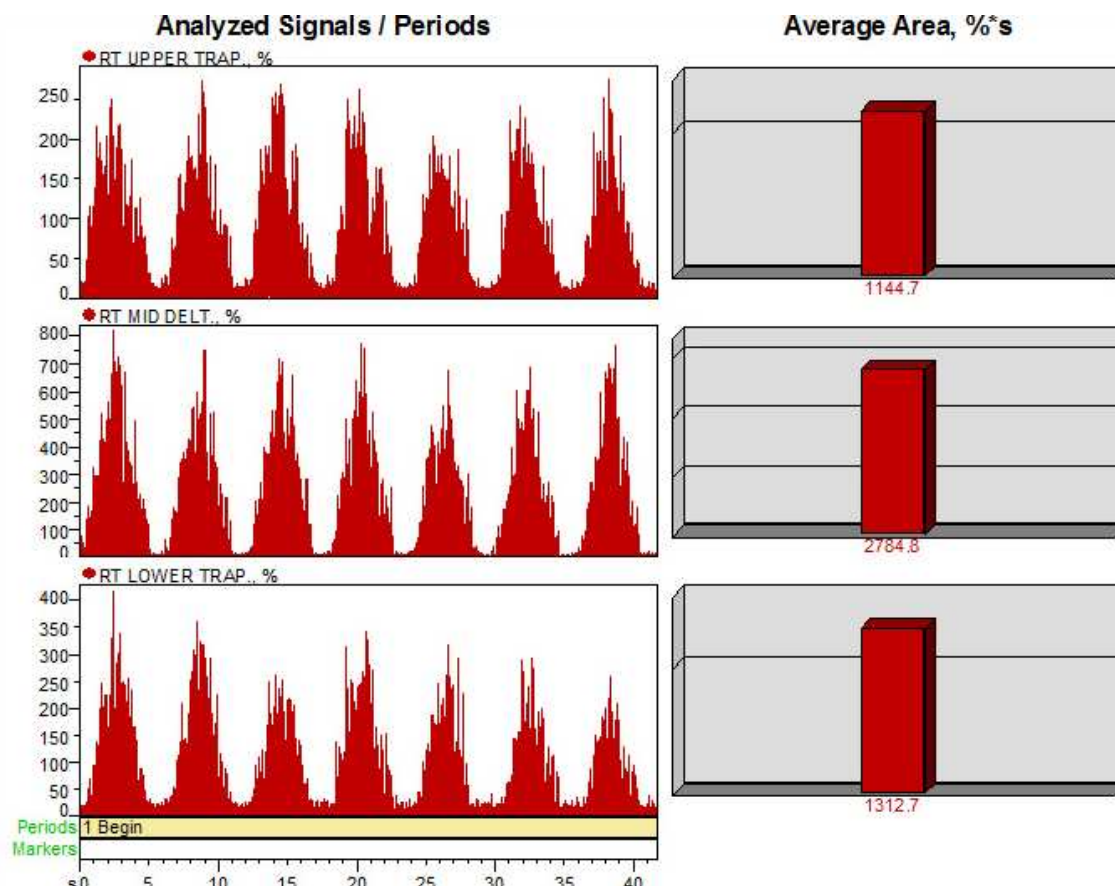
proband č.2			
	voda	sucho	voda vs. sucho
m. trapezius - horní část	1621.9	3409.2	o 53% méně
m. deltoideus - pars medialis	1184.4	1487.6	o 20% méně
m. trapezius - dolní část	1213.2	1688.6	o 28% méně

proband č.3			
	voda	sucho	voda vs. sucho
m. trapezius - horní část	1144.7	2179.2	o 47% méně
m. deltoideus - pars medialis	3614.1	2784.8	o 22% méně
m. trapezius - dolní část	1839.9	1312.7	o 29% méně

proband č.4			
	voda	sucho	voda vs. sucho
m. trapezius - horní část	93.8	941.5	o 90% méně
m. deltoideus - pars medialis	259.0	517.6	o 50% méně
m. trapezius - dolní část	625.8	1134.5	o 45% méně

Tabulka 2 stupeň svalové aktivity

Hodnoty jsou uvedeny v jednotkách $\mu\text{V}\cdot\text{s}$. První sloupec zachycuje hodnoty naměřené ve vodním prostředí, druhý sloupec na suchu a třetí sloupec procentuální rozdíl voda versus suchu.



Obrázek č. 9 - Ukázka výpočtu plochy pod křivkou v grafu

5.2. Hodnocení Timingu

Pro zhodnocení timingu byla hranice aktivity svalu stanovena opět na 20% peaku, trvající minimálně 0,25 s.

Hodnocení timingu na suchu

U probandek č. 1, 2 a 3 se ukazuje, že timing svalů na suchu při cvičení s Thera - Bandem odpovídá tomu, jak je popsán stereotyp abdukce v ramenním kloubu v literatuře viz. kapitola 2.4. Jako první se při pohybu zapojuje m. deltoideus – střední část, dále se zapojí m. trapezius horní část a jako poslední se do pohybu přidává m. trapezius dolní část.

Ačkoliv byly všechny probandky před započítáním měření poučeny o nutnosti kontroly pohybu v ramenním kloubu tak, aby při abdukci nedocházelo k elevaci ramene, bylo u probandky č. 4 potřeba toto upozornění v průběhu měření opakovat. Timing svalů se v tomto případě od ostatních probandek liší, ukázal se zde vliv

individuálního motorického stereotypu. Jako první se do pohybu zapojuje m. trapezius dolní část, dále se zapojí m. deltoideus střední část a nakonec m. trapezius horní část.

Pravděpodobnou příčinou odlišnosti motorického stereotypu je závodní hraní lakrosu, při kterém se zvýrazňuje aktivita dolních fixátorů lopatek.

Hodnocení timingu ve vodním prostředí

Timing svalů ve vodním prostředí při cvičení s Thera-Bandem se u každé probandky různí. EMG záznam a jeho vyhodnocení ukazuje, že v tomto případě je timing svalů vysoce individuální.

U probandky č. 1 timing ve vodním prostředí odpovídá timingu na suchu. Jako první se do pohybu zapojí m. deltoideus střední část, poté m. trapezius horní část a nakonec m. trapezius dolní část.

U probandky č. 2 se jako první zapojí m. trapezius horní část, poté m. trapezius dolní část a jako poslední m. deltoideus střední část.

U probandky č. 3 se jako první zapojí opět m. trapezius horní část, ale poté se zapojí m. deltoideus střední část a nakonec m. trapezius dolní část.

U probandky č. 4 se stejně jako na suchu ukazuje větší převaha dolních fixátorů lopatky oproti horním, jako první se do pohybu sice zapojí m. deltoideus střední část, ale poté nastupuje m. trapezius dolní část a nakonec m. trapezius horní část.

Timing		
proband č.1		
	voda	sucho
m. trapezius horní část	1	2
m. deltoideus pars medialis	2	1
m. trapezius dolní část	3	3

proband č.2		
	voda	sucho
m. trapezius horní část	1	2
m. deltoideus pars medialis	3	1
m. trapezius dolní část	2	3

proband č.3		
	voda	sucho
m. trapezius horní část	2	2
m. deltoideus pars medialis	1	1
m. trapezius dolní část	3	3

proband č.4		
	voda	sucho
m. trapezius horní část	3	3
m. deltoideus pars medialis	1	2
m. trapezius dolní část	2	1

Tabulka 3 Přehledová tabulka timingu svalů ve vodním prostředí a na suchu.

Posun fáze

Ačkoliv byl pohyb jednoho cyklu definován pomocí úderů metronomu u všech probandek se našly individuální rozdíly v délce trvání, a to jak na suchu tak ve vodním prostředí. V následujících tabulkách je uvedena délka trvání jednotlivých cyklů.

proband č. 1				
cyklus č.	délka trvání na suchu v sec.	časová odlišnost od metronomu	délka trvání ve vodě v sec.	časová odlišnost od metronomu
1	5.8287	-0.1713	6.0551	0.0551
2	5.6066	-0.3934	5.7976	- 0.2031
3	6.2134	0.2134	5.864	- 0.136
4	5.512	-0.488	5.8787	- 0.1213
5	5.9753	-0.0247	6.3073	0.3073
6	6.4713	0.4713	6.5733	0.5733
7	6.1327	0.1327	7.116	1.116

Tabulka 4 Délka trvání jednotlivých cyklů

Červeně jsou uvedeny hodnoty cyklů kratších, než 6 sekund.

U probanda č. 1 se rozdíl v délce u jednotlivých cyklů pohybuje mezi -0.488 sec. až do 0.4713 sec. na suchu a mezi -0.2031 sec. až do 1.116 sec. ve vodě. Je tak patrné že docházelo ke zrychlování, či zpomalování v některých cyklech. Zároveň je délka všech sedmi cyklů na suchu 41.7400 sec. a ve vodě 43.5893 sec. V průběhu 7 cyklů tak došlo na suchu ke zrychlení o 0.26 sec a ve vodě ke zpomalení o 1.5893 sec.

proband č. 2				
cyklus č.	délka trvání na suchu v sec.	časová odlišnost od metronomu	délka trvání ve vodě v sec.	časová odlišnost od metronomu
1	5.6647	-0.3353	6.1253	0.1253
2	5.0633	-0.9367	6.0594	0.0594
3	6.124	0.124	5.7793	-0.2207
4	5.9387	-0.0613	5.9353	-0.0647
5	5.7013	-0.2987	5.86	-0.12
6	6.1733	0.1733	5.904	-0.096
7	5.8567	-0.1433	6.2547	0.2547

Tabulka 5 Délka trvání jednotlivých cyklů

Červeně jsou uvedeny hodnoty cyklů kratších, než 6 sekund.

U probanda č. 2 se rozdíl v délce u jednotlivých cyklů pohybuje mezi -0.9367 sec. až do 0.1733 sec. na suchu a mezi -0.2207 sec. až do 0.2547 sec. ve vodě. Opět je v tabulce patrné, že docházelo ke zrychlování, či zpomalování v některých cyklech. Délka všech sedmi cyklů na suchu je 40.5220 sec. a ve vodě 41.9380 sec. V průběhu 7 cyklů tak došlo na suchu ke zrychlení o 1.478 sec a ve vodě ke zrychlení o 0.062 sec.

proband č. 3				
cyklus č.	délka trvání na suchu v sec.	časová odlišnost od metronomu	délka trvání ve vodě v sec.	časová odlišnost od metronomu
1	5.8640	-0.136	6.2880	0.2880
2	5.9253	-0.0747	5.796	-0.204
3	5.932	-0.068	5.972	-0.028
4	5.7834	-0.2166	5.9687	-0.0313

5	5.896	-0.104	5.714	-0.286
6	6.07	0.07	6.216	2.16
7	5.95	-0.05	5.8693	-0.1307

Tabulka 6 Délka trvání jednotlivých cyklů

Červeně jsou uvedeny hodnoty cyklů kratších, než 6 sekund.

U probanda č. 3 se rozdíl v délce u jednotlivých cyklů pohybuje mezi -0.2166 sec. až do 0.07 sec. na suchu a mezi -0.286 sec. až do 0.2880 sec. ve vodě. Opět je v tabulce patrné, že docházelo ke zrychlování, či zpomalování v některých cyklech. Délka všech sedmi cyklů je na suchu 41.4207 sec. a ve vodě 41.8240 sec. V průběhu 7 cyklů tak došlo na suchu ke zrychlení o 0.5793 sec a ve vodě ke zrychlení o 0.176 sec.

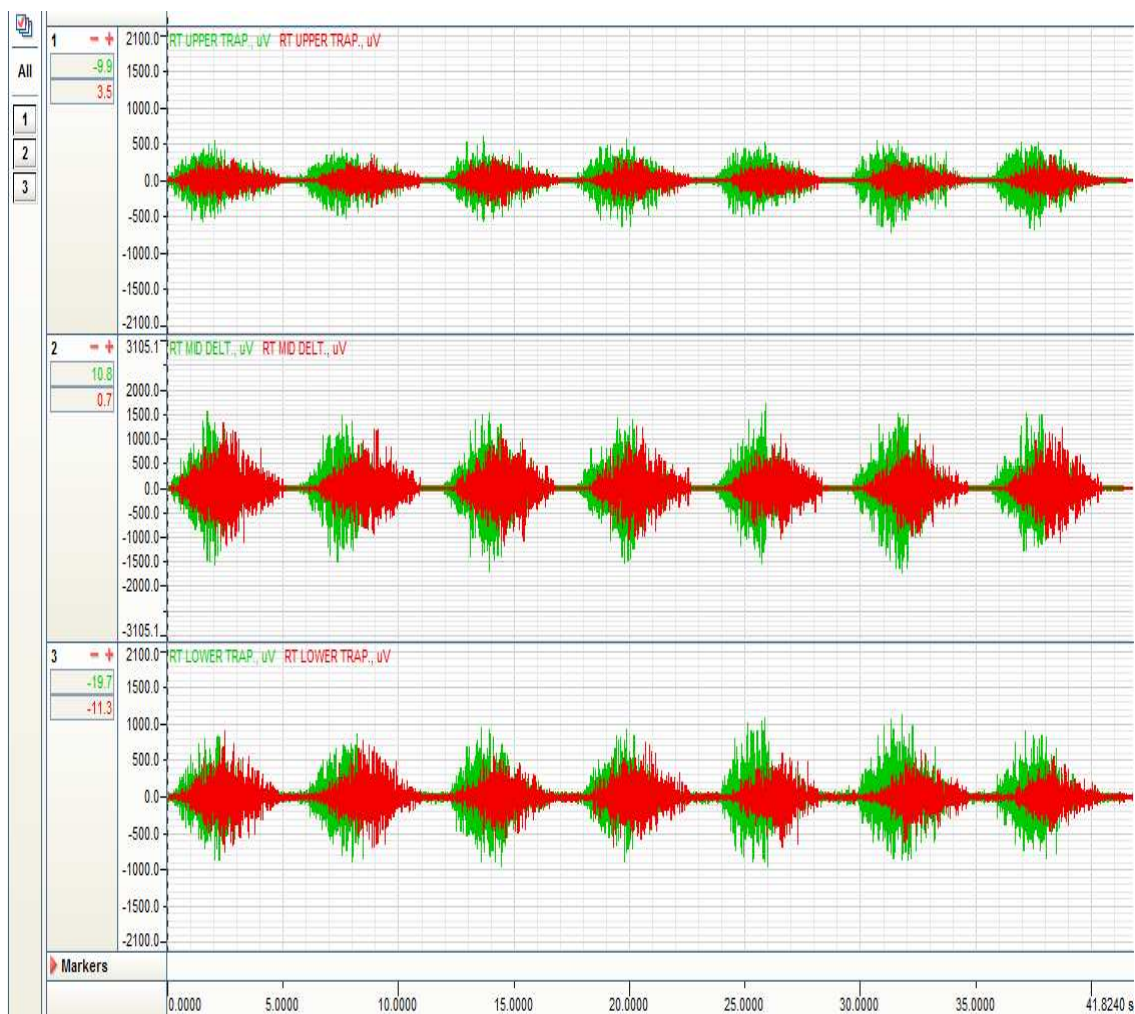
proband č. 4				
cyklus č.	délka trvání na suchu v sec.	časová odlišnost od metronomu	délka trvání ve vodě v sec.	časová odlišnost od metronomu
1	5.6873	-0.3127	5.4087	-0.5913
2	5.9694	- 0.0308	5.7006	-0.2994
3	5.734	-0.268	5.9374	-0.0628
4	5.236	-0.764	5.6808	-0.3194
5	5.6553	-0.3447	5.6294	-0.3708
6	5.0807	-0.9193	5.9313	-0.0687
7	4.978	-1.022	5.9327	-0.0673

Tabulka 7 Délka trvání jednotlivých cyklů

Červeně jsou uvedeny hodnoty cyklů kratších, než 6 sekund.

U probanda č. 4 se rozdíl v délce u jednotlivých cyklů pohybuje mezi -1.022 sec. až do -0.0308 sec. na suchu a mezi -0.5913 sec. až do -0.0628 sec. ve vodě. V tabulce patrné, že docházelo ke zpomalování v všech cyklech. Délka všech sedmi cyklů je na suchu 38.3407 sec. a ve vodě 40.2207 sec. V průběhu 7 cyklů tak došlo na suchu ke zpomalení o 3.6593 sec a ve vodě ke zpomalení o 1.7793 sec.

Z uvedených hodnot vyplývá, že při cvičení na suchu dochází k lehkému posunu fáze vpřed. Při provádění abdukce v ramenním kloubu ve vodním prostředí se dodržení rychlosti zlepšovalo. Vodní prostředí tedy pomáhalo zejména probandkám č. 2, 3 a 4 udržet danou rychlost. Grafické znázornění předcházení fáze je vidět na následujícím obrázku.



Obrázek č. 10 - Posun fáze

Zeleně je zobrazena elektrická aktivita svalů na suchu. Červeně je zobrazena elektrická aktivita svalů ve vodě

5.3. Shrnutí výsledků

Vyhodnocením elektromyografických křivek byly stanoveny následující výsledky:

- Při cvičení abdukce v ramenním kloubu s Thera-Bandem ve vodním prostředí celkově dochází ke snížení stupně svalové aktivity.
- K nejvýraznějšímu snížení stupně svalové aktivity dochází u m. trapezius horní část a to u většinu probandů o cca 50%.

- Timing svalů na suchu u většiny probandů odpovídá literatuře: jako první se zapojuje m. deltoideus střední část, poté se zapojuje m. trapezius horní část a nakonec m. trapezius dolní část.
- Timing svalů ve vodním prostředí je u všech probandů naprosto individuální.
- Při porovnávání elektrické aktivity svalů při cvičení na suchu a ve vodním prostředí bylo zjištěno, že dochází k posunu fáze. Při cvičení na suchu dochází k posunu fáze vpřed.
- Vodní prostředí pomáhá většině probandek udržet danou rychlost.

Na základě výsledků z měření byla hypotéza č. 1 potvrzena. Na základě stejných výsledků nebylo možno potvrdit hypotézu č. 2 (viz. 3.4.).

Jelikož jsou ve výsledcích zhodnoceny údaje z velmi malého počtu probandů, lze z výsledků pouze naznačit možný směr chování svalů při porovnání cvičení na suchu a ve vodním prostředí. Během měření docházelo k technickým obtížím s elektrodami, díky nimž nebylo možné experiment provést na větším vzorku probandů.

6. DISKUZE

Experiment potvrdil hypotézu č. 1 a zároveň odpověděl na řešenou otázku, jestli je stupeň svalové aktivity m. trapezius horní část a dalších vybraných svalů (m. deltoideus a m. trapezius dolní část) nižší při cvičení ve vodním prostředí než na suchu. Z měření vyplývá, že stupeň svalové aktivity se ve vodním prostředí celkově snižuje. Výsledky odpovídají již dříve naměřeným experimentům na dolních končetinách, např. Masumoto (2004). Tyto tendence byly zjištěny i na horních končetinách, např. Fujisawa (1998). Tato studie však byla zaměřena na udržení statických poloh. (Zmíněné studie jsou popsány v kapitolách 1.11.3 a 1.11.4).

Stupeň svalové aktivity m. deltoideus střední část a m. trapezius dolní část byl při všech měřeních nižší ve vodním prostředí, než na suchu. U těchto svalů se přibližně snížil o 20-30%. U probanda č. 1 se procentuální hodnoty pohybují okolo tohoto rozmezí; m. deltoideus střední část o 19%, m. trapezius dolní část o 37%.

V tomto experimentu nás však nejvíce zajímal stupeň svalové aktivity m. trapezius horní část. A to zejména proto, že tento sval je v oblasti pletence pažního jedním ze svalů s největším sklonem k hyperaktivitě. Velmi těžko se tedy vylučuje z pohybového stereotypu přebudovaného tak, kdy abdukce v ramenním kloubu nejprve začíná elevací celého pletence ramenního, tedy kinetickou aktivací horních vláken trapézového svalu. V průběhu vyhodnocování výsledků se ukázalo, že se zde stupeň svalové aktivity snižuje nejvíce. Při cvičení s Thera-Bandem je ve vodním prostředí nižší o 47 - 57% , než při témže cvičení na suchu.

V rámci diskuze, bych se chtěla zmínit i o charakteru vybraného souboru a počtu probandů. Do experimentu byly zahrnuti 4 probandi, všechny ženy. Bylo zde tedy vymezení z hlediska pohlaví, ale také věku. Všichni probandi byli ve věku od 24 do 25 let. Nabízí se tedy otázka, zda by obdobné výsledky byly vyhodnoceny i u experimentu prováděného například na mužích, nebo seniorech.

Dalším vymezením bylo, že 3 probandky byly studentky fyzioterapie. Dle zkušeností mají fyzioterapeuti větší povědomí o svém tělesném schéma a znají kineziologii a kinematiku pohybového aparátu. Toto vymezení se při měření experimentu zdá klíčové. Naměřené výsledky se totiž u probandky č. 4 (studentka pedagogiky) od ostatních výsledků liší. Zároveň musela být probandka při měření

několikrát upozorněna, aby abdukci v ramenním kloubu prováděla bez elevace ramene. U ostatních probandů další upozorňování nebylo nutné. Naměřené hodnoty u probandky č. 4 tedy jsou: u m. deltoideus střední část se stupeň svalové aktivity snížil o 50%, u m. trapezius dolní část o 45% a u m. trapezius horní část o 90%. Z výsledků vidíme, že i zde se stupeň svalové aktivity naměřených svalů při cvičení ve vodním prostředí snížil. Opět je toto snížení nejvýraznější u horních vláken trapézového svalu, jen procentuální rozdíl je výraznější.

Pokud nás tedy zajímá otázka výhodnosti cvičení ve vodním prostředí, kdy je důležitým faktorem potřeba snížení stupně svalové aktivity m. trapezius horní část, můžeme říci, že naměřené výsledky tuto výhodnost potvrzují.

Jedním z dalších bodů diskuze je zvolení odporu pro horní končetinu. Tento experiment byl koncipován tak, aby na suchu co nejvíce odpovídal cvičení pro získání/obnovení svalové síly v ordinaci fyzioterapeuta. A dále takto nastavený pohyb pouze přenést do vodního prostředí, abychom mohli co nejlépe porovnat vliv vody na stupeň aktivity a počátek aktivace horních vláken m. trapezius. Avšak můžeme si položit otázku, zda by pro pacienty nebylo ještě výhodnější zvolení odporu pro horní končetinu tak, aby odpor ve vodním prostředí odpovídal odporu na suchu (viz. kapitola 3.4.4).

Dalším bodem diskuze je výběr objektivizační metody. V tomto případě využití povrchové elektromyografie. Využití povrchové elektromyografie je jistě přínosné, avšak získané výsledky mohou být ovlivněny řadou faktorů jak technické tak biologické povahy. Z biologických faktorů bych například zmínila artefakty způsobené srdeční ozvou, či arteriální pulzací a samozřejmě určitou individualitou probandů. Například rozložení svalů, či typy svalových vláken (viz. kapitola 1.9). Neméně důležité jsou technické faktory. Zejména pak artefakty, neboli šumy, které vycházejí z vlastního zařízení, například posun kabelů. Tyto artefakty se pak ve vodním prostředí množí. Navíc práce s elektrodami ve vodním prostředí je poměrně složitá.

Ačkoliv prací potvrzující validitu tohoto typu měření ve vodním prostředí přibývá (viz. kapitoly 1.11.1 a 1.11.2), zůstává otázkou zda existuje i další varianta objektivizace svalové aktivity, která by přinášela méně negativních faktorů.

Při vyhodnocování výsledků jsem se zaměřila také na zodpovězení otázky č. 2. A zároveň si tím nepotvrdila předpoklad z hypotézy č. 2, a to že se m. trapezius horní část aktivuje ve vodním prostředí později než na suchu. Při vyhodnocování timingu se sice tato tendence objevila u probanda č. 3, avšak u ostatních probandů se nepotvrdila.

U prvních 3 probandů můžeme ve výsledcích vidět, že je timing na suchu stejný. Jako první se aktivuje m. deltoideus střední část, jako druhý m. trapezius horní část a jako třetí m. trapezius dolní část. Avšak vyhodnocení timingu ve vodním prostředí ukázalo naprostou individualitu v zapojení jednotlivých svalů. U dvou probandů se dokonce m. trapezius horní část zapojil jako první. Naprosto odlišnou skupinu zde opět tvoří proband č. 4. Jejíž timing neodpovídal základní zkoumané skupině ani na suchu. Jak již bylo zmíněno, timing je pravděpodobně ovlivněn sportovní aktivitou, kterou vykonává (lakros) a změně pohybového stereotypu výhodného pro tento sport. Ani vodní prostředí tento stereotyp nezměnil. Avšak vzhledem k výsledkům u ostatních probandů není tento výsledek signifikantní.

V rámci diskuze timingu bych chtěla zdůraznit posun fáze jednotlivých cyklů na suchu vůči cyklům prováděným ve vodě. Při cvičení na suchu docházelo k častějším a větším odchylkám od dodržení rytmu daného úderem metronomu. A tedy docházelo k častějšímu předbírání jednotlivých cyklů. Ve vodním prostředí k takovým časovým výchylkám nedocházelo. Je tedy vidět, že bylo pro probandky jednodušší udržet dané tempo. Pro hodnocení timingu je to ovšem jistá nevýhoda, neboť je potřeba při vyhodnocování neustále porovnávat elektrickou aktivitu svalů i vizuálně. Výhodou je zde možnost kontroly na videozáznamu, který je synchronní s EMG záznamem. Nemůžeme se tedy stoprocentně spolehnout na analýzu programu, ve kterém byl EMG záznam vyhodnocován.

Poslední otázkou v diskuzi se tedy vracíme k otázce původní, a to zda je vodní prostředí výhodnější pro cvičení s lidmi u nichž nalézáme hyperaktivitu a hypertonií m. trapezius horní část. U většiny terapií zabývajících se tímto okruhem obtíží je jistě jedním z cílů, aby se horní vlákna m. trapezius nezapojovala při abdukci v ramenním kloubu jako první. Tato skutečnost by tedy v porovnání s výsledky mluvila spíše proti vodnímu prostředí. Avšak pokud se vrátíme k výsledkům řešeným v otázce č. 1 vidíme, že se stupeň svalové aktivity m. trapezius horní část ve vodě výrazně snižuje i přes jeho počáteční zapojení. Další skutečností podporující výhodnost vodního prostředí je slovní

hodnocení probandů. Všichni probandi hodnotili cvičení ve vodě s Thera-Bandem jako pocitově snadnější, s lepší koordinací. Což jsem mohla následně zhodnotit a potvrdit na video záznamu nahrávaném současně se záznamem EMG.

Výzkum probíhal na malém počtu probandů, proto bych chtěla zdůraznit, že výše popsané výsledky nelze zobecnit. Navádějí nás však na další možné typy experimentu. Za vhodné možnosti zvolení dalšího výzkumu, bych považovala snímání EMG na dalších specifických skupinách probandů a jejich porovnávání.

7. ZÁVĚR

V této práci bylo porovnáváno jak se projeví vliv dvou různých prostředí – voda vs. sucho na aktivitu svalů v oblasti pletence pažního, při abdukci v ramenním kloubu proti odporu pružného tahu (žlutý Thera-Band). Praktická část byla naměřena na zdravých probandkách, které nemají v anamnéze žádné úrazy ani žádná onemocnění s dopadem na pohybový aparát. Protože jsou ve výsledcích zhodnoceny údaje z malého počtu probandů, můžeme z výsledků pouze naznačit směr chování svalů při porovnání cvičení na suchu a ve vodním prostředí.

Byl stanoven cíl zjistit jaký je stupeň svalové aktivity horní části trapézového svalu a dalších vybraných svalů ve vodním prostředí a na suchu a dané hodnoty porovnat. Z výsledků vyplývá, že vliv vodního prostředí celkově způsobuje snížení stupně svalové aktivity v oblasti pletence pažního, a zároveň že se tato tendence nejvíce ukazuje u m. trapezius horní část.

Druhý cíl této práce byl zjistit, zda se aktivuje m. trapezius horní část ve vodním prostředí později než na suchu, oproti ostatním vybraným svalům. Tento předpoklad není možné na základě výsledků potvrdit, neboť timing vybraných svalů (m. trapezius horní část, m. deltoideus střední část a m. trapezius dolní část) se ve vodním prostředí jeví jako individuální – u každého probanda byl timing odlišný.

Z dalších výsledků se ukazuje tendence k přesnějšímu provedení pohybu dle daného rytmu ve vodním prostředí. Probandky byly schopny lépe dodržet dané tempo pohybu ve vodním prostředí než na suchu, kde docházelo k častějšímu a většímu předcházení pohybu. A tedy ke zkracování celého měřeného cyklu.

Ačkoliv v této diplomové práci nebylo potvrzeno, že by se m. trapezius horní část ve vodním prostředí aktivoval později než na suchu, je možné se vzhledem k výsledkům, kdy docházelo k výraznému snížení stupně svalové aktivity domnívat, že vodní prostředí je výhodnější pro cvičení s lidmi u nichž nalézáme hyperaktivitu a hypertonií m. trapezius horní část.

Vzhledem ke zvolenému odporu se nabízí otázka, zda by docházelo ke stejnému snížení stupně svalové aktivity při zvolení jiné cvičební pomůcky, nebo při nastavení většího odporu. Tyto úvahy by se mohli stát předmětem dalšího zkoumání. Dále by

mohly být provedeny studie na větším počtu probandů, či na konkrétních skupinách. Vzhledem k odlišnostem ve výsledcích u probandky č. 4 by se zvláštní pozornost mohla věnovat konkrétním skupinám sportovců, nebo pacientů v rámci jednotlivých diagnóz. Vzhledem k charakteru a typu výzkumu bych navrhovala například pacienty po luxacích ramenního kloubu, nebo po frakturách v oblasti pletence pažního. Což by mohlo do fyzioterapie přinést přesné indikace ke cvičení ve vodním prostředí.

Použitá literatura:

Knižní publikace

1. BURSOVÁ, M., *Kompenzační cvičení*, 1. vyd., Praha: Grada, 2005. 196 s.. ISBN: 80-247-0948-1
2. CLARYS, J. P., ROBEAUX, R., DELBEKE, G., Telemetrical versus conventional EMG in air and water. *Biomechanics IX*, Champaign, IL: Human Kinetics, 1985, 564 s.. (s. 286-294), ISBN: 0-931250-52-8
3. ČECHOVSKÁ, I., MILER, T., *Plavání*, 2. vyd. Praha: Grada, 2008. 128 s.. ISBN 978-80-247-2154-5
4. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 2. upravené a doplněné vyd. Praha: Grada, 2001. 516 s.. ISBN 80-7169-970-5.8
5. DYLEVSKÝ, I., *Speciální kineziologie*, 1. vyd. Praha: Grada, 2009. 184 s.. ISBN 978-80-247-1648-0
6. DYLEVSKÝ, I., *Obecná kineziologie*, 1. vyd. Praha: Grada, 2007. 192 s.. ISBN 978-80-247-1649-7
7. HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L., *Vyšetřovací metody hybného systému*, 1. vyd. Brno: NCO NZO, 2005. 135 s.. ISBN 80-7013-393-7
8. KABELÍKOVÁ, K., VÁVROVÁ, M., *Cvičení k obnovení a udržení svalové rovnováhy*, 1. vyd., Praha: Grada, 1997. 231 s.. ISBN 80-7169-384-7
9. KAPANDJI, I., A., *The Fysiology of the Joints: Volume One Upper Limb*, 6 vyd. Edinburg: Livingstone, 2007. 372 s.. ISBN 978-0-443-10350-6.
10. KOLÁŘ, P., et. al., *Rehabilitace v klinické praxi*, 1. vyd., Galén, 2009. 675 s.. ISBN: 978 – 80-7262-657-1
11. KRISTOFIČ, J., *kondiční trénink*, 1. vyd., Praha: Grada, 2007. 196 s.. ISBN: 978-80-247-2197-2
12. LEWIT, K., *Manipulační léčba*, 5. vyd., Praha: Nakladatelství Sdělovací technika, 2003. 412 s. ISBN 80-86645-04-5
13. NEUMANN, D., A., *Kinesiology of the Musculoskeletal System – Foundations for Rehabilitation*, 2 vyd., USA: Mosby, 2010. 752 s. ISBN 9780323039895
14. NOVÁK, A., *Biomechanika tělesných cvičení*, 2. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1970, 250 s.

15. PAVLŮ, D., *Cvičení s Thera-Bandem se zřetelem ke konceptu dle Brüggera*, 1. vyd., Brno: CERM, 2004. 99 s.. ISBN 80-7204-334-X
16. PAVLŮ, D., *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I*, 2. vyd., Brno: CERM, 2003. 239 s.. ISBN 80-7204-312-9
17. TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G. (1983). *Myofascial Pain and dysfunction, The Trigger Point Manual, volume 1. Upper Half of Body*, 2. vyd. Baltimore: Williams & Wilkins. 1999. 1038 ss.. ISBN 0-683-08363-5,
18. TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J., *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. vyd., Praha: Grada, 2005. 240 s.. ISBN 80-247-1296-2
19. VÉLE, F., *Kineziologie*, 2. vyd., Triton, 2007. 376 s.. ISBN: 978-80-7254-837-8
20. VOKURKA, M., HUGO, J., *Velký lékařský slovník*, 7 vyd., Praha: Maxdorf, 2007. 1076 s.. ISBN: 978-80-7345-130-1

Časopisy

21. DA SILVA CARVALHO, R. G., AMORIM, C. F., PERÁCIO, L. H. R., COELHO, H. F., VIEIRA, A. C., MENZEL, H. J. K., SZMUCHROWSKI, L. A. Analysis of various conditions in order to measure electromyography of isometric contractions in water and on air. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2010, roč. 20, č. 5, s. 988-993, ISSN 1873-5711.
22. DIETZ, V., COLOMBO, G., Effects of body immersion on postural adjustments to voluntary arm movements in humus: role of load receptor input, *The Journal of Fysiology*, 1996, roč. 497, č. 3, str. 849-856
23. FREEDMAN, L., MUNRO, R. R., Abduction of the Arm in the Scapular Plane: Scapular and Glenohumeral Movements, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1966, roč. 48, č.8 s. 1503-1510.
24. FORTE, F. C., DE CASTRO, M. P., DE TOLEDO, J. M., RIBEIRO, D. C., LOSS, J.F., Scapular kinematics and scapulothoracic rhythm during resisted shoulder abduction, *Physical Therapy in Sport*, 2009, roč. 10, č. 3, s. 105-111.
25. 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

26. HUG, F., Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011, roč. 10, č. 21, s. 1-12, ISSN:1347-5355.
27. JOBE, F. W., MOYNES, D.R., ANTONELLI, D.J., Rotator cuff fiction during a golf swing, *The American Journal of Sports Medicine*, 1986, roč. 14, č. 5, s. 388-392, ISSN: 0363-5465
28. JOBE, F.W., TIBONE, J.E., PERRY, J., MOYNES, D., An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching, *the American Journal of Sports Medicine*, 1983, roč. 11, č. 1, s. 3-5. ISSN: 0363-5465
29. KELLY, B. T., ROSKIN, L. A., KIRKENDALL, D. T., SPEER, K. P. Shoulder Muscle Activation During Aquatic and Dry Land Exercises in Nonimpaired Subjects. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2000, roč. 30, č. 4, s. 204-210, ISSN 0190-6011.
30. LUDEWIG, P. M., COOK, T.M., NAWOCZENSKI, D.A, Three-Dimensional Scapular Orientation and Muscle Activity at Selected Positions of Humeral Elevation, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 1996, roč. 24, č. 2, s. 57-65. ISSN: 0190-6011
31. MASUMOTO, K., MERCER, J. A. Biomechanics of Human Locomotion in Water: An Electromyographic Analysis: Methodological Considerations for Quantifying Muscle Activity During Water Locomotion. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 2008, roč. 36, č. 3, s. 160-169, ISSN 1538-3008.
32. MASUMOTO, K., TAKASUGI, S., HOTTA, N., FUJISHIMA, K., IWAMOTO, Y. Electromyographic Analysis of Walking in Water in Healthy Humans. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2004, roč. 23, č. 4, s. 119-127, ISSN:1347-5355.
33. McATEE, R., E., CHARLAND, J., *Facilitated stretching – PNF stretching and strengthening made easy*, 3. vyd. Champaign: Human Kinetics, 2007. 183 s.. ISBN 0736062483
34. MICHIELS, I., GREVENSTEIN, J., Kinematics of shoulder abduction on the scapular plane: On the influence of abduction velocity and external load. *Clinical Biomechanics*, 1995, roč. 10, č. 3. 137-143
35. MIYOSHI, T., SHIROTA, T., YAMAMOTO, S., NAKAZAWA, K., AKAI, M., Effect of the walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint

- moments and ground reaction forces during walking in water. *Disability and Rehabilitation*, 2004, č. 12, roč. 26., s. 724-732
36. MOORE, M., K. Upper crossed syndrom and its relationship to cervicogenic headache. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 2004, č. 6, roč. 27, s. 414-420.
37. NORMAN, K., POPPEN, M. D., WALKER, P. S., Normal and Abnormal Motion of the Shoulder, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1976, roč. 58, č.2, s. 195-201.
38. NUBER, G. W., JOBE, F. W., PERRY, J., MOYNES, D. R., ANTONELLI, D., Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming, *The American Journal of Sports Medicine*, 1986, roč. 14, č. 1, s. 7-11, ISSN: 0363-5465
39. PÁNEK, D., JURÁK, D., PAVLŮ, D., KRAJČA, V., ČEMUSOVÁ, J. Metodika snímání povrchového EMG ve vodním prostředí. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2010, roč. 17, č. 1, s. 21-25, ISSN 1211-2658.
40. PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J., Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchové EMG, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, roč. 16, č. 4, 177-180 s., ISSN 1211-2658
41. 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, roč. 15, č. 4, s. 167-173, ISSN 1211-2658.
42. PAVLŮ, D., PÁNEK, D., KALVASOVÁ, E., Elektromyografická analýza cvičení s pružným tahem v oblasti trupu – případová studie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, roč. 16, č. 3, s. 109-115, ISSN 1211-2658.
43. PÖYHÖNEN, T., KESKINEN, K. L., HAUTALA, A., SAVOLAINEN, J., MÄLKIÄ, E. Human isometric force production and elektromyogram activity of knee extensor muscles in water and on dry land. *Eur J Appl Physiol.*, 1999, roč. 80, s. 52-56
44. PÖYHÖNEN, T., KESKINEN, K. L., KYRÖLÄINEN, H., HAUTALA, A., SAVOLAINEN, J., MÄLKIÄ, E., Neuromuscular function during therapeutic knee exercise under water and on dry land. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2001, roč. 82, č. 10, s. 1446-1442

45. RAINOLDI, A., CESCO, C., BOTTIN, A., CASALE, R., CARUSO, I. Surface EMG alterations induced by underwater recording. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2004, roč. 14, č. 3, s. 325 – 331, ISSN 1873-5711.
46. REINOLD, M. M., MACRINA, L. C., WILK, K. E., FLEISIG G. S., DUN, S., BARRENTINE, S. W., ELLERBUSCH, M. T., ANDREWS, J. R., Electromyographic Analysis of the Supraspinatus and Deltoid Muscles During 3 Common Rehabilitation Exercises. *Journal of Athletic Training*, 2007, roč. 42, č. 4, 464 – 469 s., ISSN 1062-6050
47. RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, roč. 8, č. 4, 173-177 s., ISSN 1211-2658
48. ROUARD, A. H., CLARYS, J. P. Cocontraction in the Elbow and Shoulder Muscles During Rapid Cyclic Movements in an Aquatic Environment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1995, roč. 5, č. 3, s. 177-183, ISSN 1873-5711.
49. SILVERS, W., M., DOLNY, D., G. Comparison and reproducibility of sEMG during manual muscle testing on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011, roč. 21, č. 1, 95 – 101 s., ISSN 1873-5711
50. TEECE, R. M., LUNDEN, J. B., LLOYD, A. S., KAISER, A. P., CIEMINSKI, C. J., LUDEWIG, P. M., Three-Dimensional Acromioclavicular Joint Motions During Elevation of the Arm, *Journal of Orthopaedic and Sports physical Therapy*, 2008 roč. 38, č. 4, s. 181-190.
51. THEIN, J. M., BRODY, L. T. Aquatic-Based Rehabilitation and Training for the Shoulder. *Journal of Athletic Training*, 2000, roč. 35, č. 3, s. 382 – 389, ISSN 1938-162X.
52. VENEZIANO, H. W., DA ROCHA A. F., GONCALVSES C. A., PENA A. G., CARMO J. C., NASCIMENTO F. A. O., RAINOLDI A. Confounding factors in water EMG recordings: an approach to a definitive standard. *Med Biol Eng Comput*, 2006, roč. 44, s. 348-351, ISSN s11517-006-0039-z.
53. YOSHOZAKI, K., HAMADA, J., TAMAI, K., SAHARA, R., FUJIWARA, T., FUJIMOTO, T., Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: Comparison of dominant

and nondominant shoulders, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2009, roč. 18, č. 5, s. 756-763.

Webové zdroje

54. DE LUCA, C. J., (2002) *Surface electromyography: detection and recording*, [www server], [8.1.2011] přístupné z: http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf
55. DEUSCHEL, G.; EISEN, A. (1999). *Doporučenie pre praxi EMG* [www server], [10.1.2010] dostupné z: <http://www.neurofyziologia.sk/Dokumenty/Doporucenie%20pre%20prax%20EMG.doc>
56. JANČÍK, J., ZÁVODNÁ, E., NOVOTNÁ, M., (2006) *Typy svalových vláken* [www server], [31.3.2011] přístupné z: <http://is.muni.cz/elportal/estud/fsps/js07/fyziio/texty/ch03.html>
57. JANDA, V., (2001) *Vadné držení těla, m. Scheuermann*, Doporučené postupy pro praktické lékaře přístupné z webové adresy [www server], [21.11.2010] dostupné z: <http://www.ortotika.cz/mobil/scheuermann.htm>
58. OTÁHAL, S., TLAPÁKOVÁ, E., (1999) *Patobiomechanika a patokinesiologie, kompendium – Biomechanika, kapitola: experimentální biomechanika – Elektromyografie*, Praha: Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK, [www server], [8.1.2011] přístupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php
59. KONRAD, P. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Místo neznámé: Noraxon INC., 2005. [www server], [15.06.2011] dostupné z: reseau.risc.cnrs.fr/fichiers/apercu.php?numero=1
60. TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G. (1983). *Myofascial Pain and dysfunction, The Trigger Point Manual, volume 1. Upper Half of Body* [www server], [21.11.2010] dostupné z: http://www.mendmeshop.com/headache/pain-mappings.en_us.php
61. VILÍMEK, M., (2006) *Pohybová analýza a analýza svalové činnosti ramenního komplexu*, [www server], [17.1.2011] přístupné z: <http://www.bulletin-am.cz/index.php/vam/article/download/74/77>

62. VILÍMEK, M., (2007) *Elektromyografie* [www server], [8.1.2011] dostupné z:
http://www.biomechanika.cz/materials/all_materials

Příloha č. 1 – Souhlas etické komise UK FTVS



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín
tel.: 220 171 111
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

**Žádost o vyjádření
etické komise UK FTVS**

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Výhodnost vodního prostředí pro cvičení – aktivace horního trapézu ve vodě a na suchu

Forma projektu: diplomová

Autor (hlavní řešitel): Bc. Dita Holländerová

Školitel (v případě studentské práce): doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Popis projektu

Podstatou experimentu je zjistit, zda je vodní prostředí výhodnější pro cvičení, oproti běžnému cvičení na suchu, vzhledem k aktivitě horních vláken trapézového svalu. Cílem experimentu je určit, zda se horní vlákna trapézového svalu aktivují později ve vodním prostředí, než na suchu. Ve zkoumaném výběru je 6 žen ve věku 20-30 let. Všechny jsou bez zdravotních komplikací, které by bránily vstupu do bazénu. Měření budou provedena povrchovou elektromyografií a vyhodnocena pomocí počítačového softwaru firmy Noraxon.

Informovaný souhlas je přiložen.

V Praze dne

Podpis autora:

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.
Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0177/2010

dne: 3. 12. 2010

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítko školy


.....
podpis předsedy EK

UNIVERZITA KARLOVA v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
sekretariát děkana
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Tímto Vás žádám o souhlas k vyšetření, jehož výsledky budou následně uveřejněny v diplomové práci Dity Holländerové na FTVS UK. Cílem sledování bude určit, zda se horní vlákna trapézového svalu aktivují později ve vodním prostředí, než na suchu.

Měření bude trvat přibližně 2 hodiny a bude provedeno jedenkrát ve vodě a jednou na suchu. Jako objektivizační metoda bude použita povrchová polyelektromyografie na horní vlákna trapézového svalu a m. deltoideus. Jedná se o neinvazivní metodu, která probanda nijak nezatěžuje, nezpůsobuje poranění apod.

Osobní data nebudou nijak zveřejňována a výsledky nebudou použity k jinému účelu než je výše uvedeno.

Dnes jsem byl/a poučen/a o plánovaném vyšetření a plně mu rozumím. Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že mi bylo vysvětleno vše, co je obsahem tohoto písemného informovaného souhlasu, a že jsem měl/a možnost klást otázky, na které mi bylo řádně odpovězeno.

Datum: _____

Podpis osoby, která provedla poučení: _____

Podpis probanda/ky: _____

Příloha č. 3 – seznam tabulek a obrázků

Tabulky:

Tabulka 1 - antropometrické údaje probandek	34
Tabulka 2 stupeň svalové aktivity	44
Tabulka 3 Přehledová tabulka timingu svalů ve vodním prostředí a na suchu	47
Tabulka 4 Délka trvání jednotlivých cyklů	47
Tabulka 5 Délka trvání jednotlivých cyklů	48
Tabulka 6 Délka trvání jednotlivých cyklů	49
Tabulka 7 Délka trvání jednotlivých cyklů	49

Obrázky:

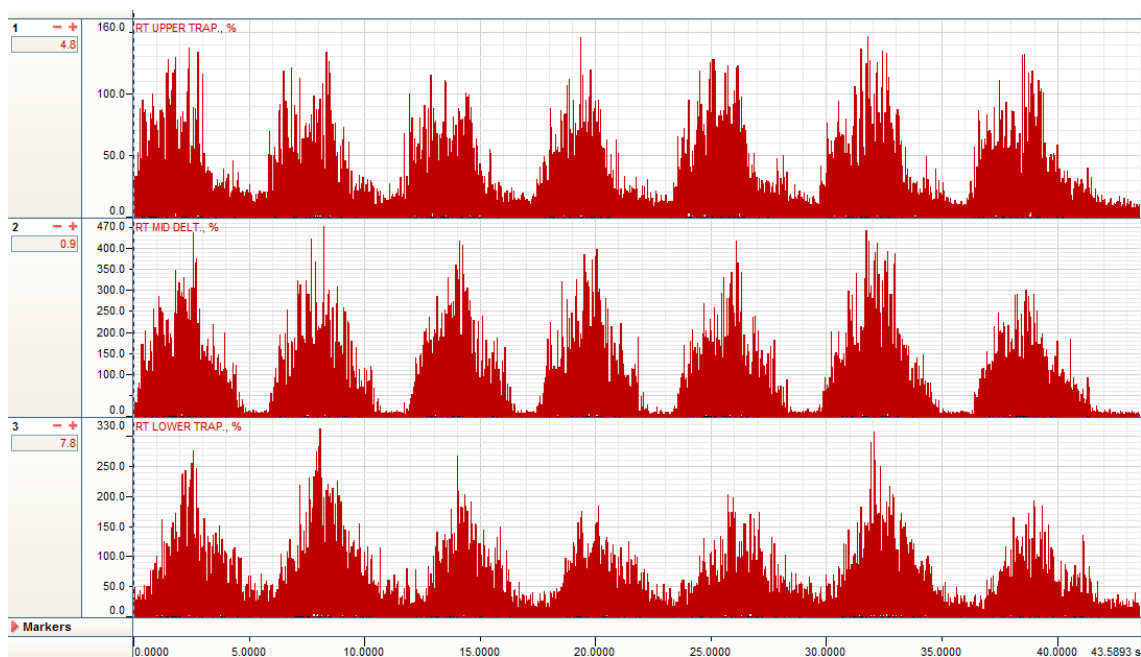
Obrázek č. 1 - Obrázek .č. 1: TP1 (Travell, 1983 [www])	17
Obrázek č. 2 - Obrázek .č. 1: TP1 (Travell, 1983 [www])	17
Obrázek č. 3 – Připevnění elektrod	35
Obrázek č. 4 - Poloha probanda a provedení pohybu na suchu a ve vodním prostředí..	37
Obrázek č. 5 - umístění Thera-Bandu.....	38
Obrázek č. 6 - Ukázka nativního EMG záznamu s videem.....	40
Obrázek č. 7 - Ukázka upravené křivky pro zhodnocení stupně svalové aktivity (Standard Analysis - porovnání).....	41
Obrázek č. 8 - Ukázka EMG záznamu pro zhodnocení timingu (Standard Timing Analysis – porovnání).....	42
Obrázek č. 9 - Ukázka výpočtu plochy pod křivkou v grafu.....	45
Obrázek č. 10 - Posun fáze.....	50
Obrázek č. 10 - Posun fáze	50

Příloha č. 4 - Elektromyografické záznamy



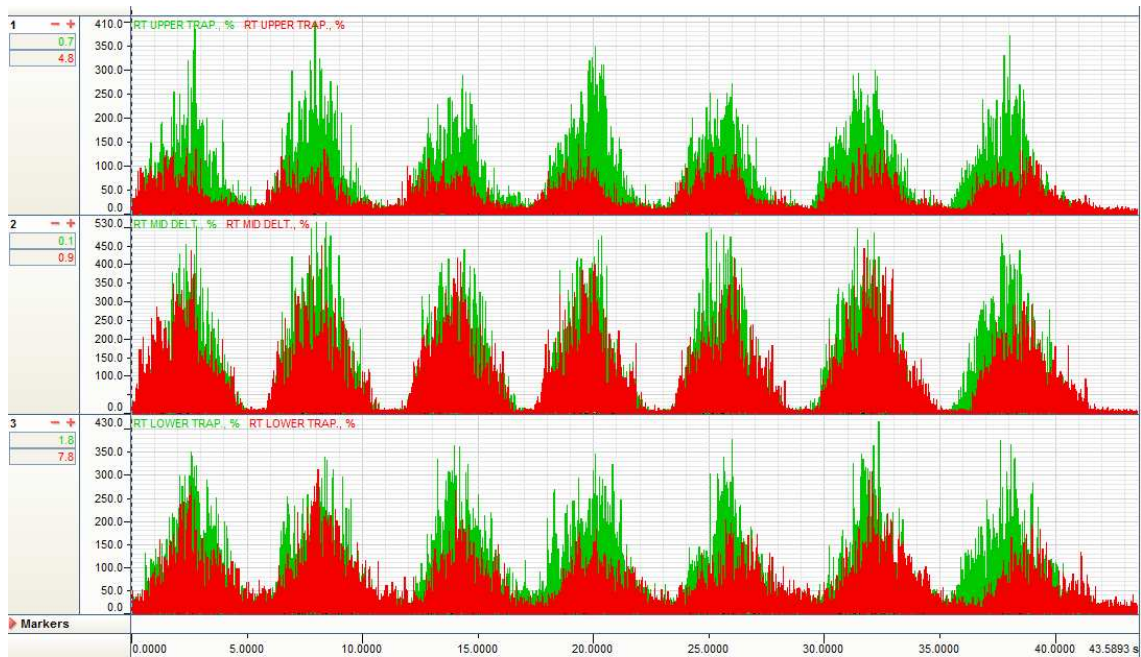
Záznam abdukce v ramenním kloubu sucho (proband č. 1)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách μV .



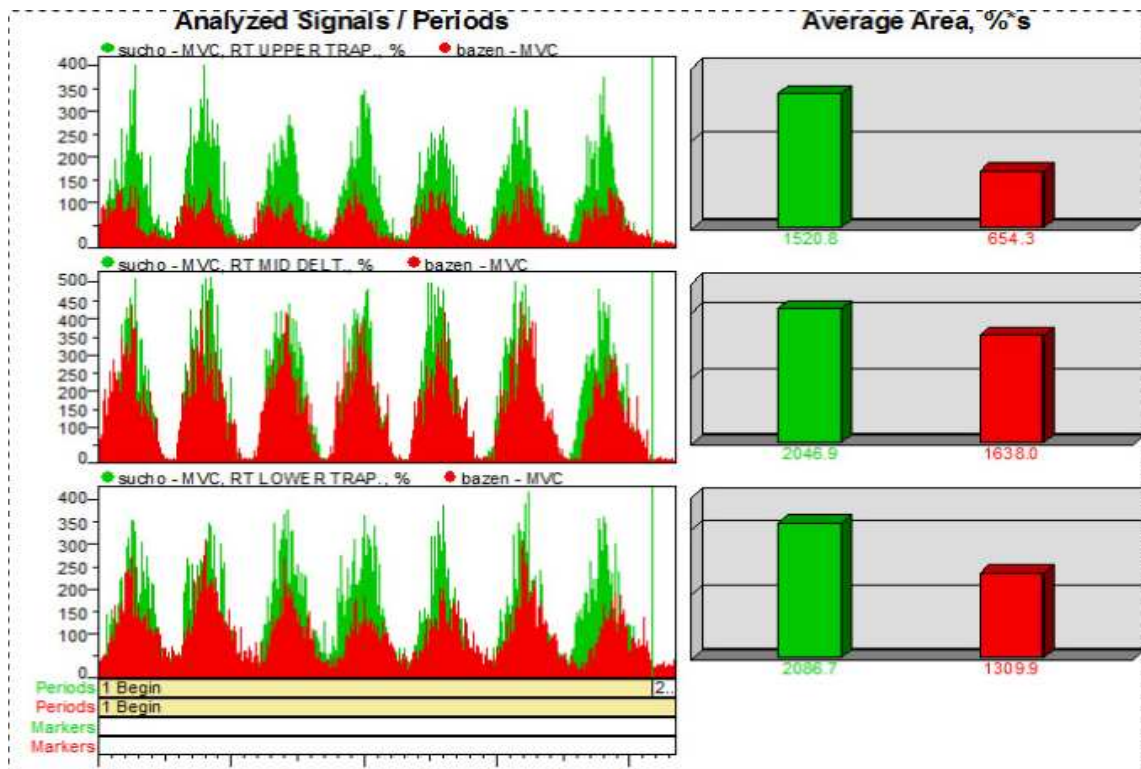
Záznam abdukce v ramenním kloubu voda (proband č. 1)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách μV .



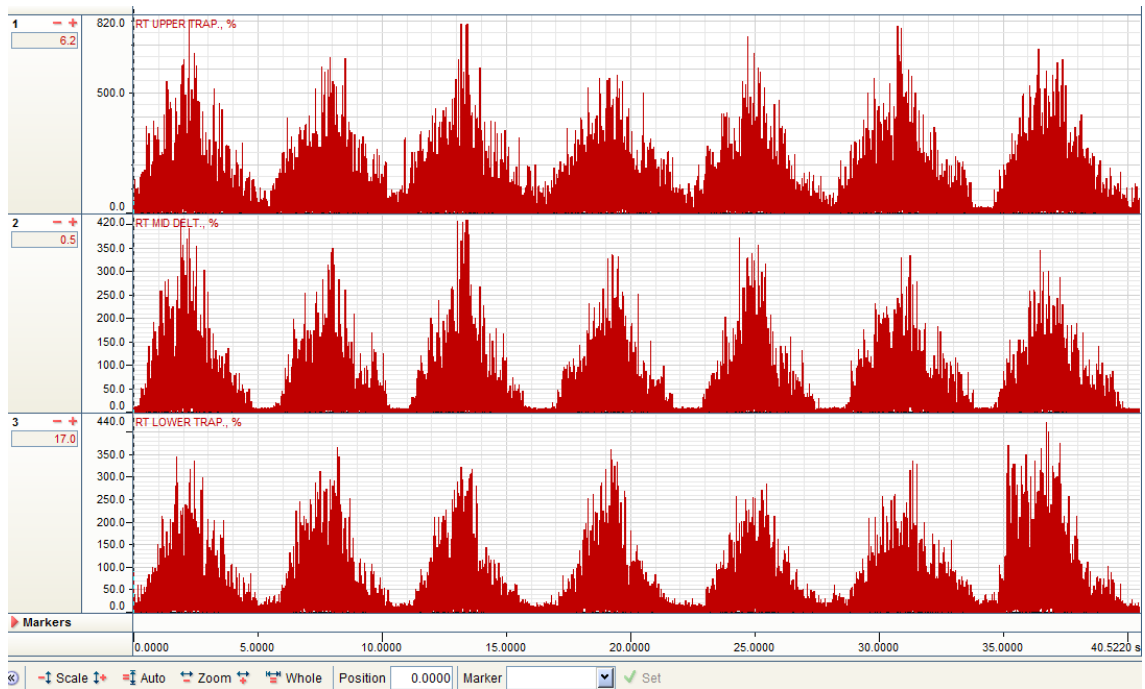
Záznam abdukce v ramenním kloubu porovnání (proband č. 1)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách μV .



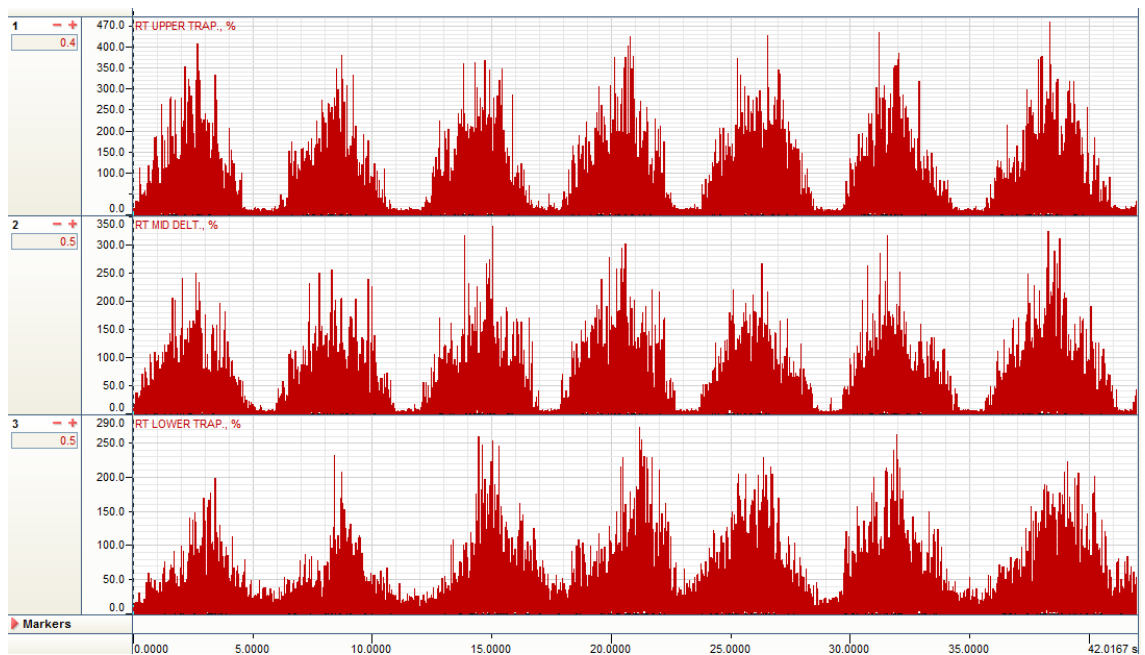
Placha pod křivkou porovnání (proband č. 1)

Křivky byly filtrovány, rektifikovány a normalizovány dle MVC viz. kapitolo 3.6



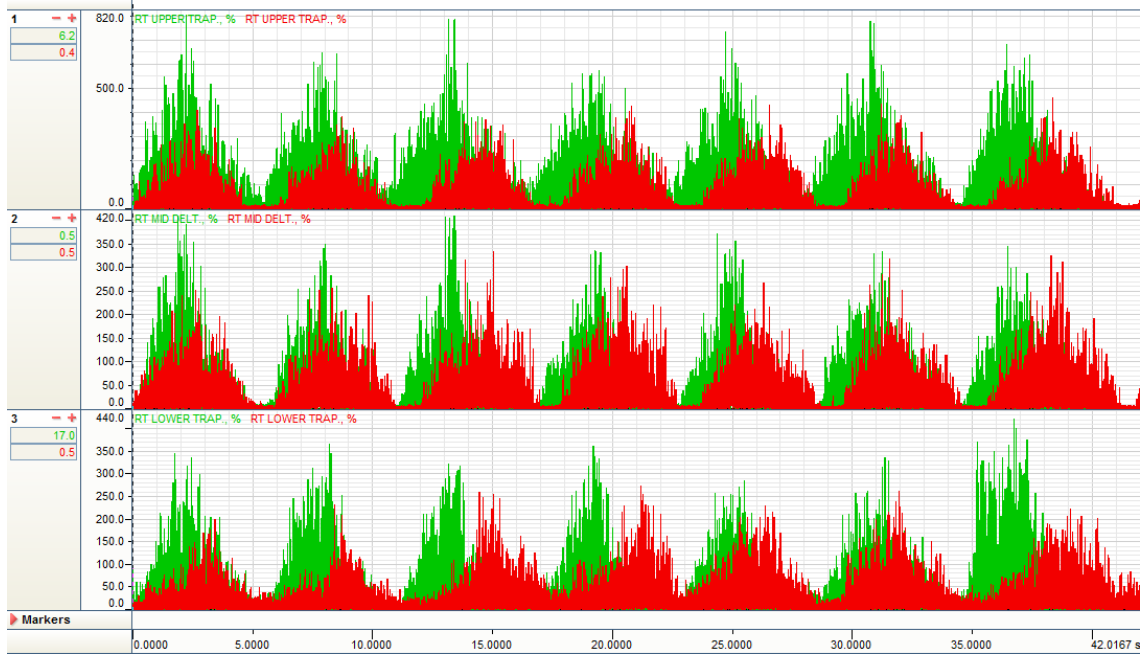
Záznam abdukce v ramenním kloubu sucho (proband č. 2)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách μV .



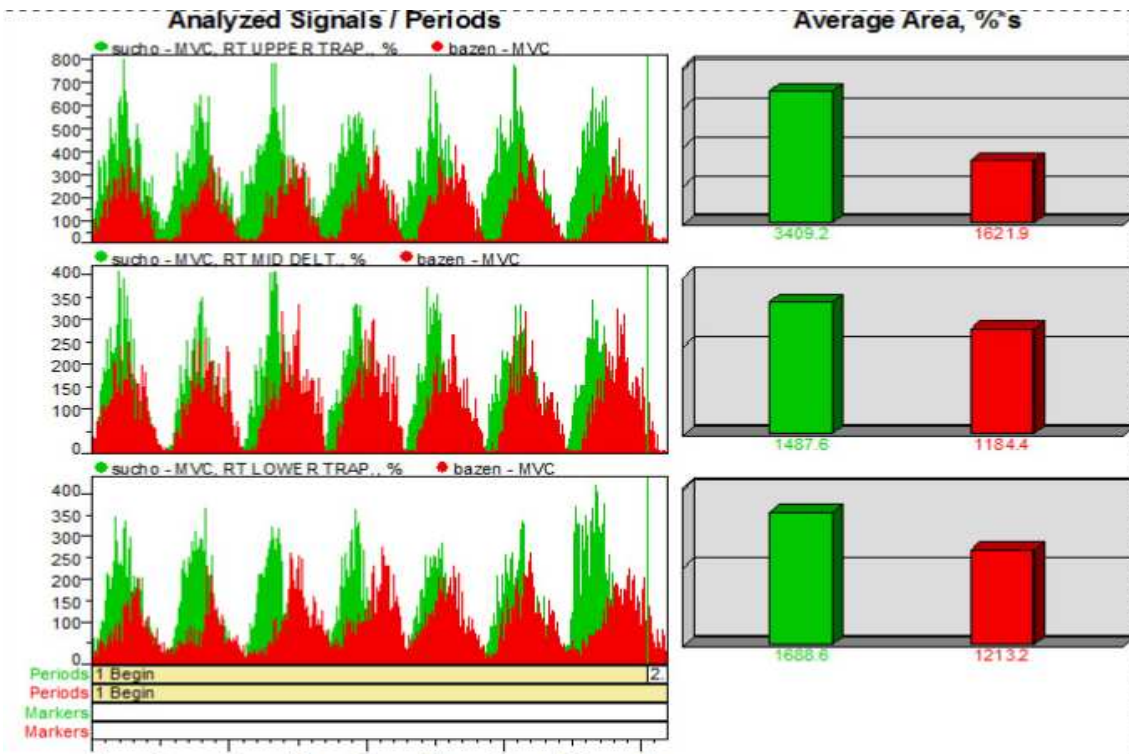
Záznam abdukce v ramenním kloubu voda (proband č. 2)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách μV .



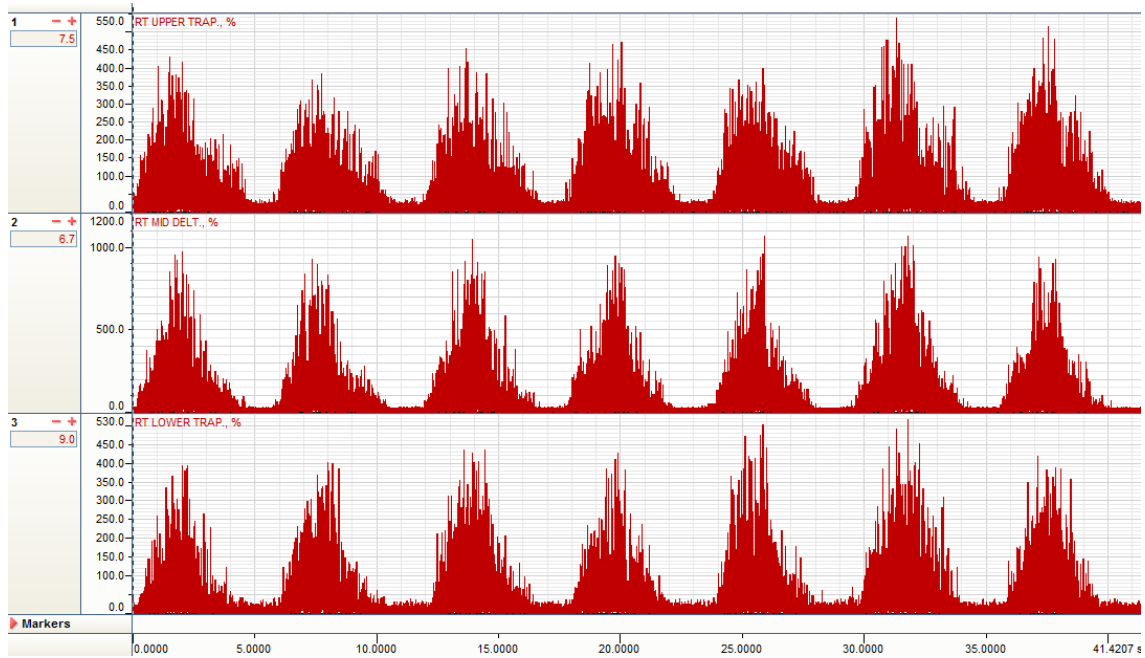
Záznam abdukce v ramenním kloubu porovnání (proband č. 2)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách μV .



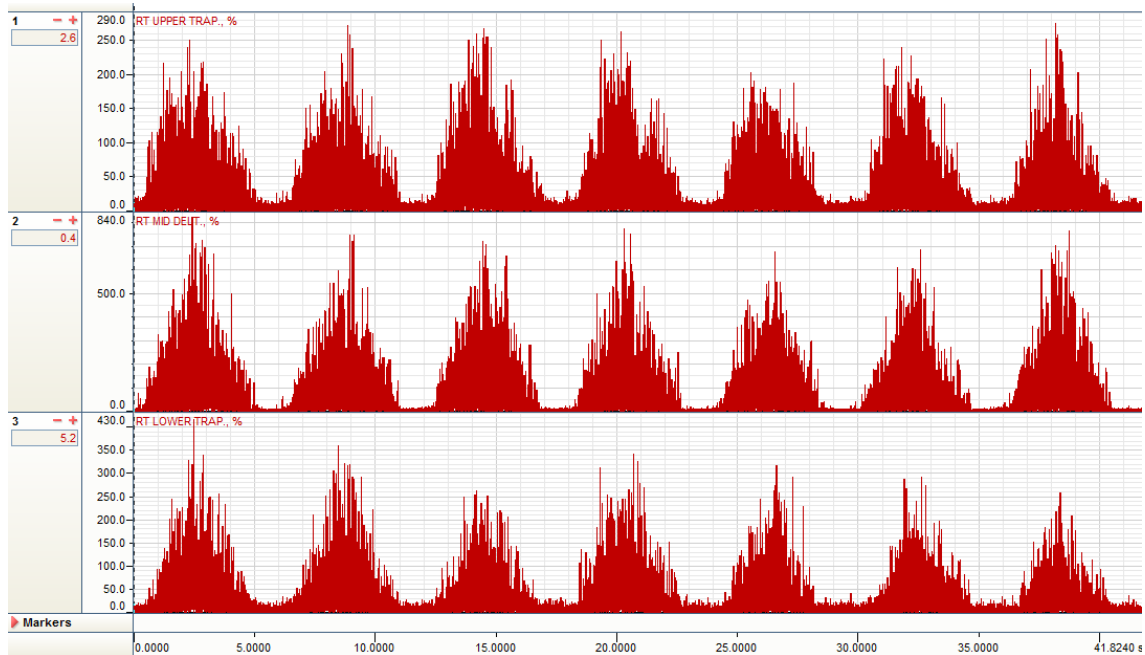
Plocha pod křivkou porovnání (proband č. 2)

Křivky byly filtrovány, rektifikovány a normalizovány dle MVC viz. kapitolo 3.6



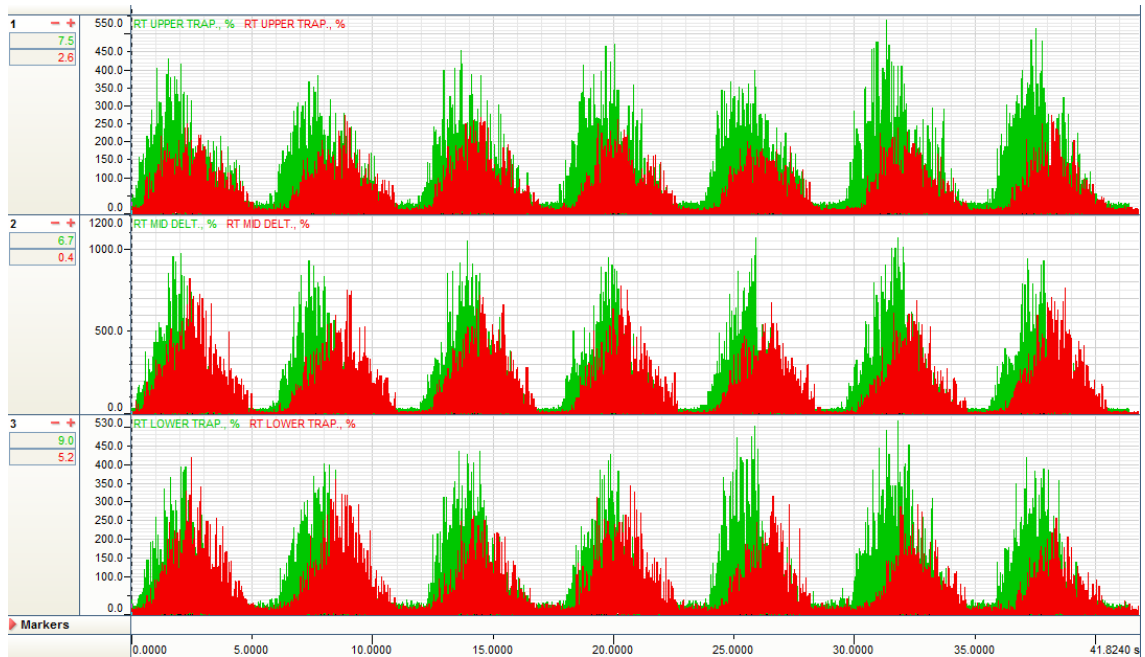
Záznam abdukce v ramenním kloubu sucho (proband č. 3)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách µV.



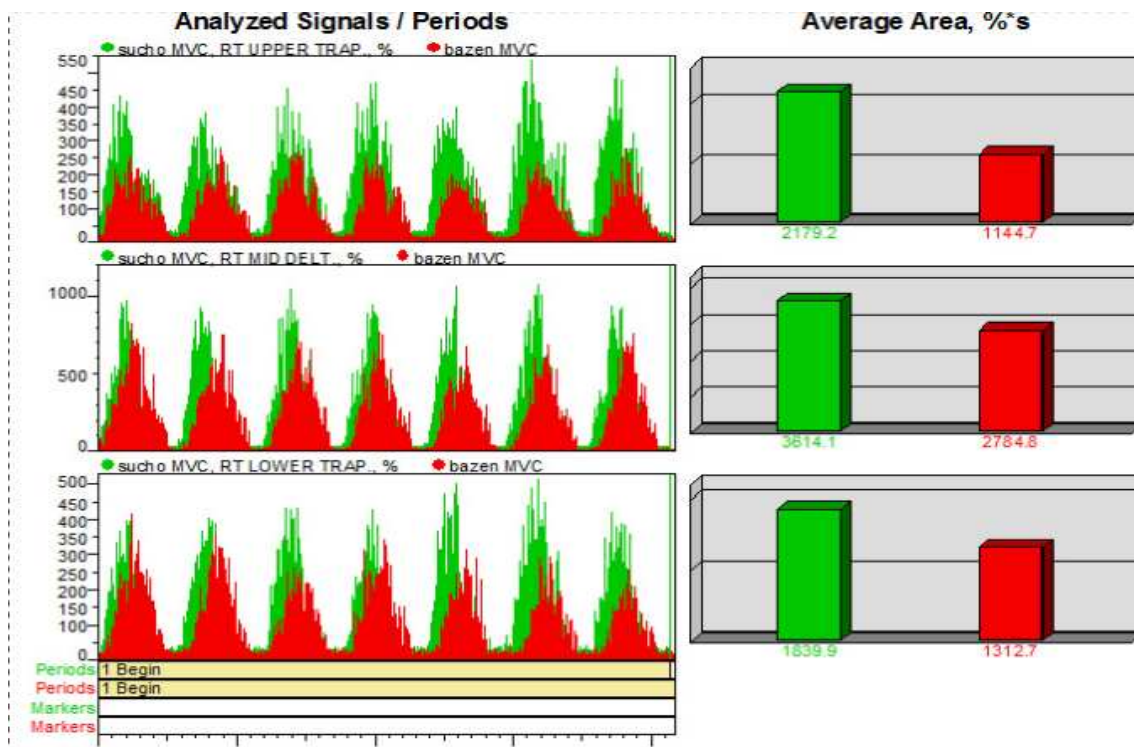
Záznam abdukce v ramenním kloubu voda (proband č. 3)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách µV.



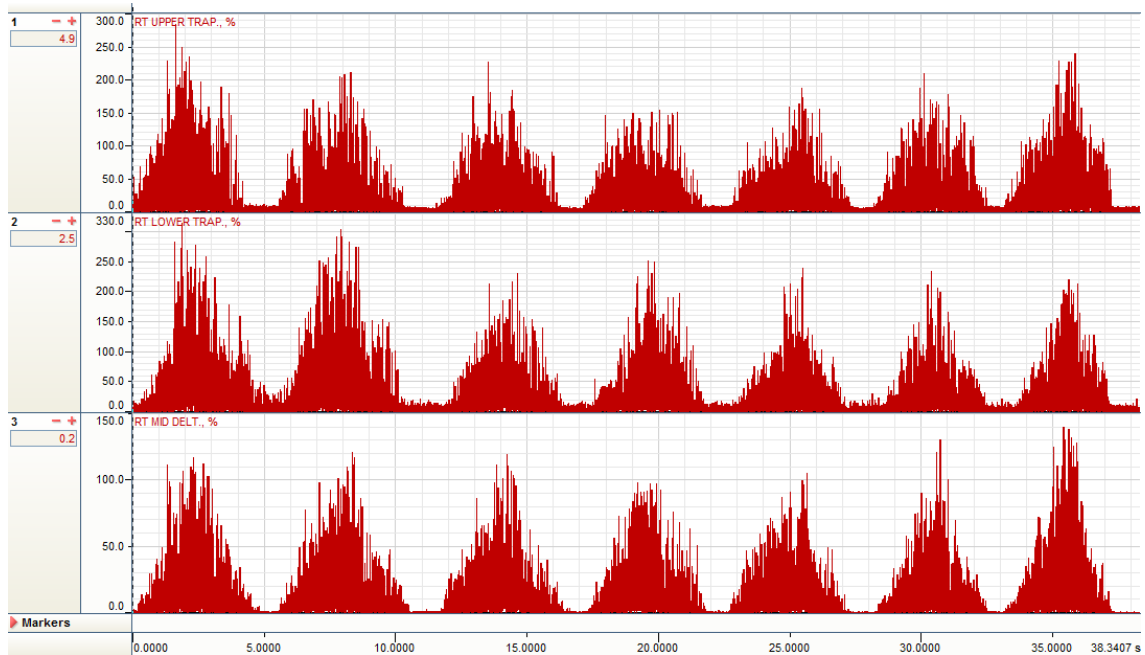
Záznam abdukce v ramenním kloubu porovnání (proband č. 3)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách μV .



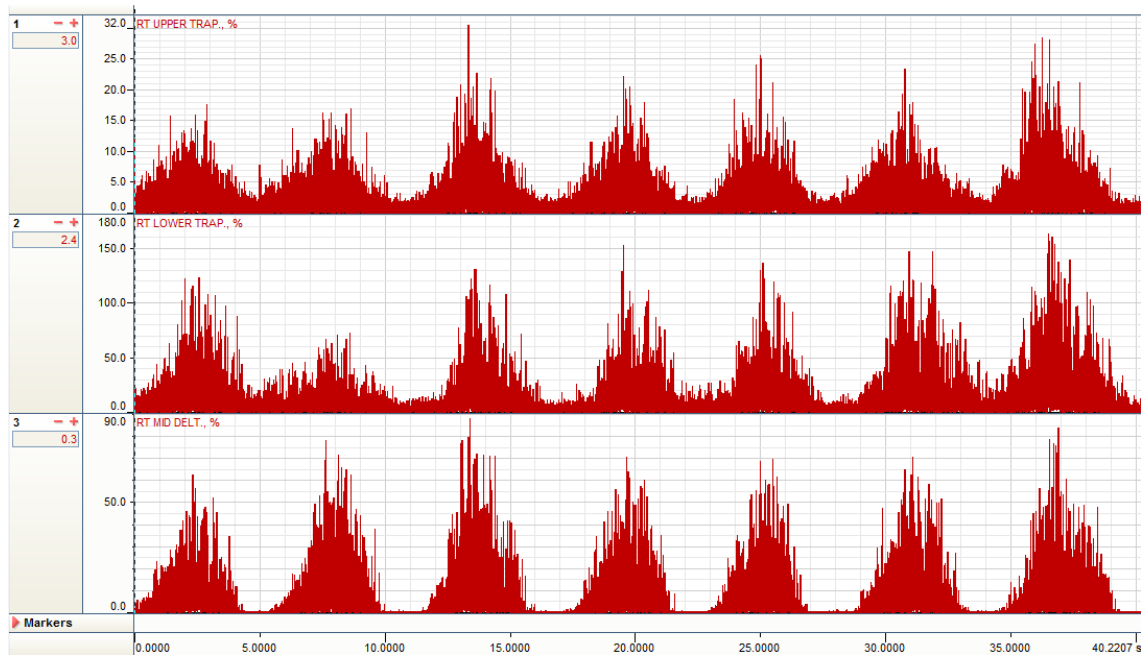
Plocha pod křivkou porovnání (proband č. 3)

Křivky byly filtrovány, rektifikovány a normalizovány dle MVC viz. kapitolo 3.6



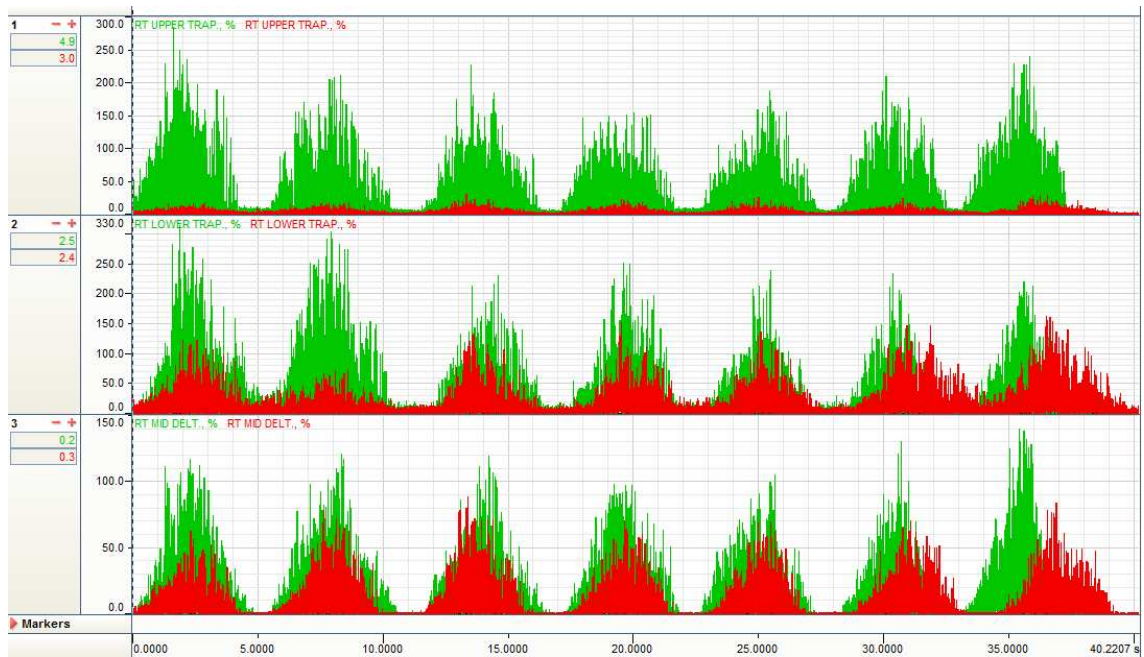
Záznam abdukce v ramenním kloubu sucho (proband č. 4)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách μV .



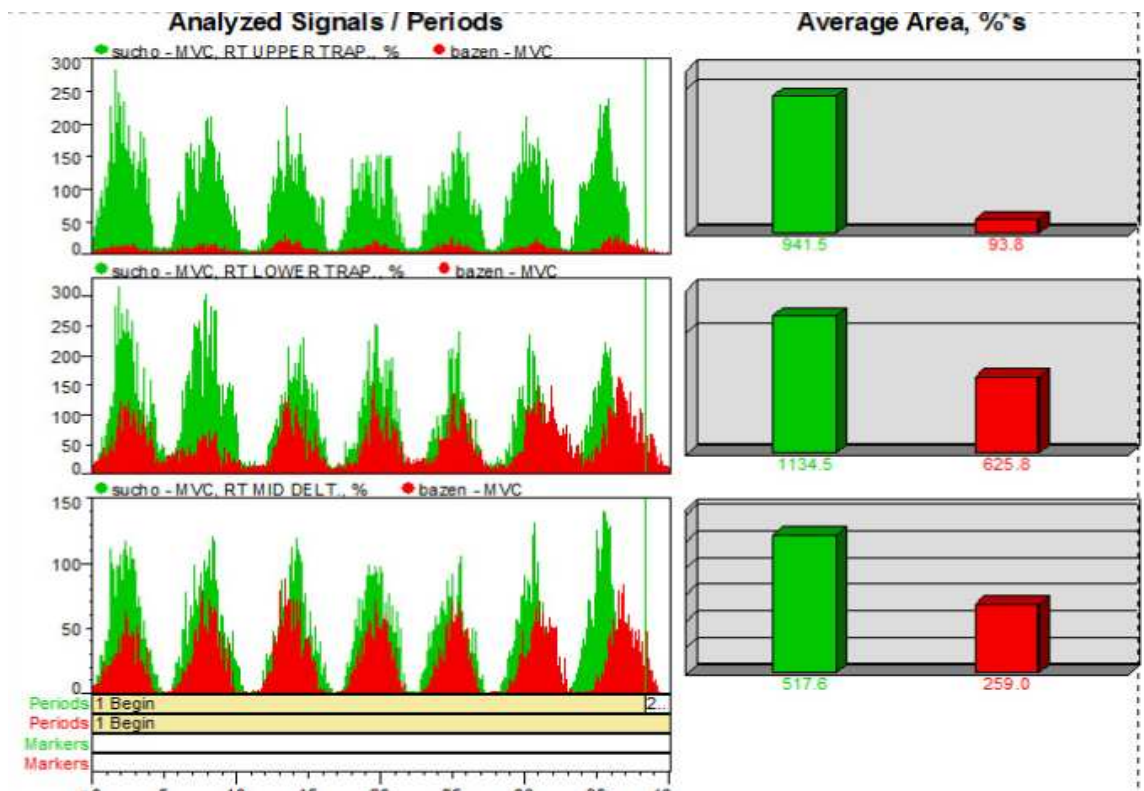
Záznam abdukce v ramenním kloubu voda (proband č. 4)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách μV .



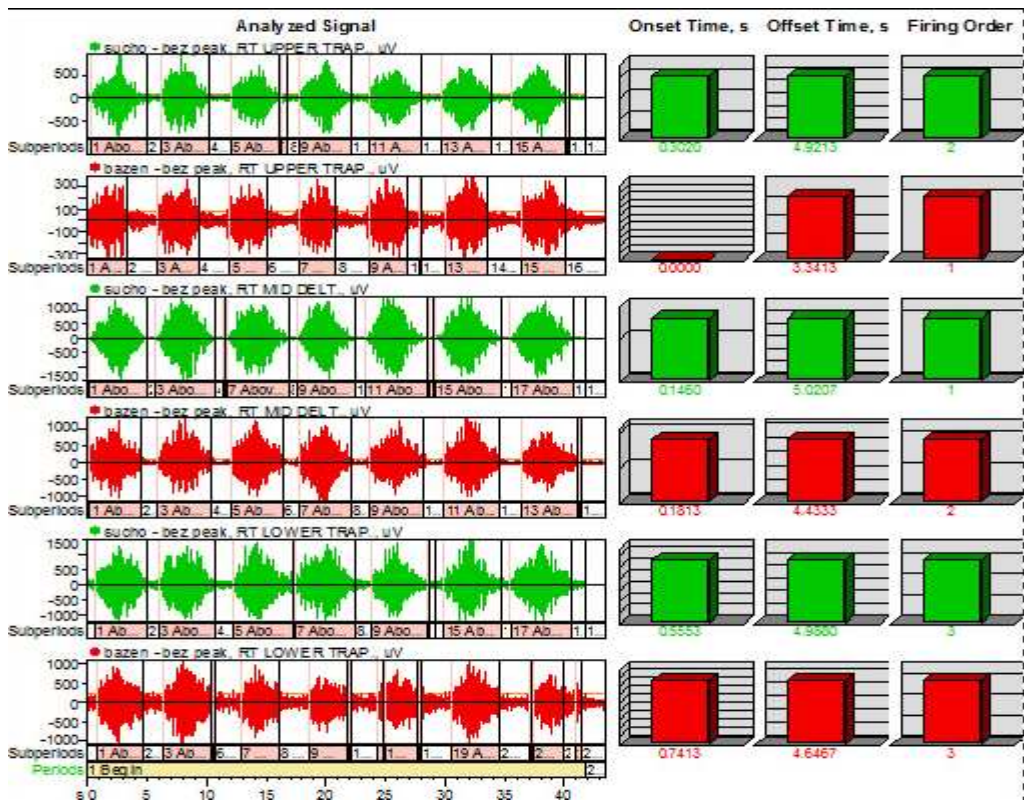
Záznam abdukce v ramenním kloubu porovnání (proband č. 4)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách µV

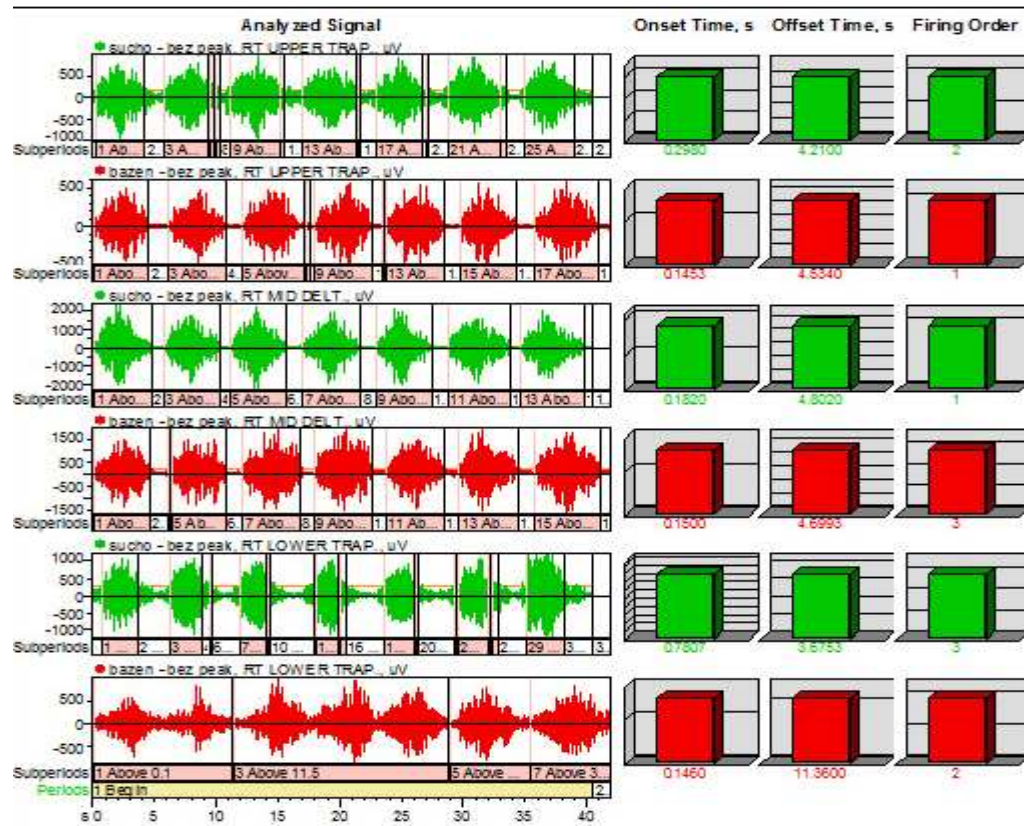


Plocha pod křivkou porovnání (proband č. 4)

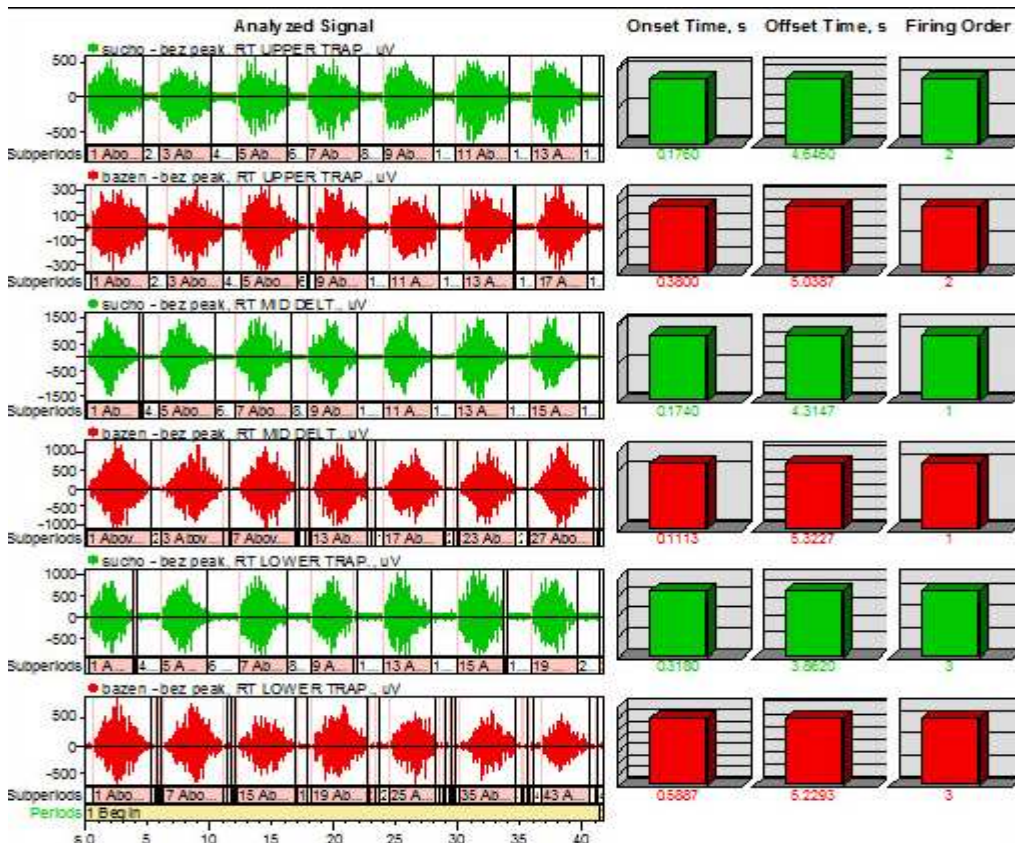
Křivky byly filtrovány, rektifikovány a normalizovány dle MVC viz. kapitolo 3.6



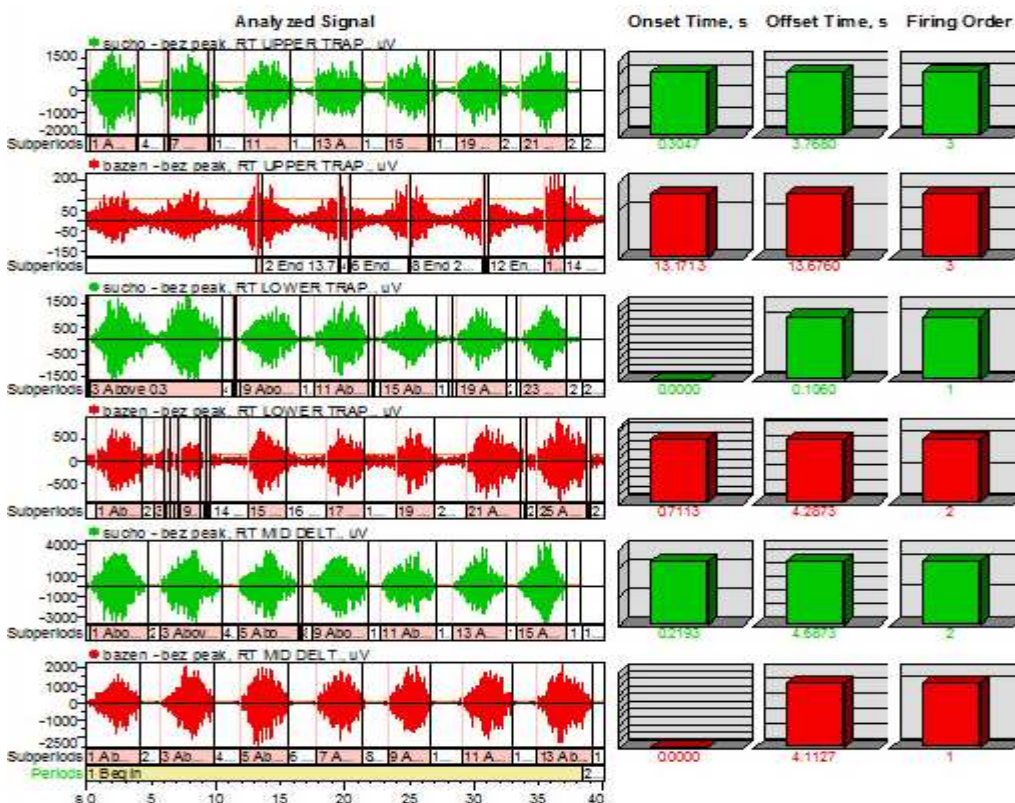
Timing porovnání (proband č. 1)



Timing porovnání (proband č. 2)



Timing porovnání (proband č. 3)



Timing porovnání (proband č. 4)

U probandky č. 4 bylo pro timing porovnávané jenom posledních 5 cyklů, neboť ty byly z celého záznamu nej kvalitnější provedeny.