

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**EMG analýza vlivu vodního prostředí na chůzi u starších
osob**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

MUDr. David Pánek, PhD.

Vypracovala:

Bc. Kamila Vodičková

Praha, září 2015

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

V Praze, dne

.....

Evidenční list

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

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu diplomové práce MUDr. Davidovi Pánkovi, PhD. za její odborné vedení, své kamarádce a kolegyni Mgr. Kateřině Kotalíkové za pomoc při samotném experimentu i vyhodnocování dat a Mgr. Danielu Jurákovi za zprostředkování prostor k provedení experimentu. Na tomto místě bych ale také ráda poděkovala své rodině a přítelovi za podporu během celého mého studia.

Abstrakt

Název: EMG analýza vlivu vodního prostředí na chůzi u starších osob

Cíle: Hlavním cílem této diplomové práce je určit pomocí povrchové elektromyografie stupeň aktivace vybraných svalů u starších osob při chůzi na suchu a ve vodním prostředí. Dalším dílčím cílem je zjistit a porovnat ko-kontrakční stupeň svalů dolních končetin u starších osob během chůze na suchu a ve vodním prostředí.

Metody: Jedná se o pilotní studii, které se zúčastnilo 5 probandů. Průměrný věk výzkumného souboru činil 67,2 let a byl zastoupen 3 muži a 2 ženami. Pomocí povrchové elektromyografie byla snímána aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius, m. rectus femoris, m. biceps femoris a mm. erectores spinae v úrovni ThL přechodu při chůzi na suchu a ve vodním prostředí. EMG signál byl upraven, zanalyzován a následně byla porovnána normalizovaná hodnota EMG signálu k MVC v obou prostředích. Záznamy byly porovnávány intraindividuálně i interindividuálně. Na závěr byl vyhodnocen a porovnán dynamický ko-kontrakční stupeň svalů dolních končetin při chůzi v obou prostředích.

Výsledky: Elektromyografická analýza prokázala, že během chůze ve vodním prostředí se analyzované svaly zapojovaly menší měrou než při chůzi na suchu. Ko-kontrakční stupeň byl u svalů dolních končetin při chůzi ve vodním prostředí nižší než při chůzi na suchu.

Klíčová slova: chůze, vodní prostředí, povrchová EMG, WaS-EMG

Abstract

Title: EMG analysis of the influence of the water environment on walking in the elderly

Objectives: The main objective of this master thesis is to determine the degree of activation of selected muscles during walking on land and in water environment by using surface electromyography. The next component objective is to determine and compare dynamic co-contraction level of low extremity muscles during walking on land and in water.

Methods: It is a pilot study which was attended by 5 participants. The average age of the research group was 67,2 years and was represented 3 men and 2 women. Activity of m. tibialis anterior, m. gastrocnemius, m. rectus femoris, m. biceps femoris and mm. erectores spinae in the level of ThL transition was recorded during walking on land and in water environment. EMG signal has been adjusted, analyzed and after that normalized EMG signal to MVC was compared in both environments. The records were compared both intraindividually and interindividually. At the end dynamic co-contraction level of selected muscles was evaluated and compared during gait in both environments.

Results: Electromyographic analysis revealed that during walking in aquatic environment were analyzed muscles involved with less extent than during walking on land. Co-contraction level was lower in low extremity muscles during walking in water environment than on land.

Keywords: gait, water environment, surface EMG, WaS-EMG

OBSAH

1	ÚVOD	10
2	TEORETICKÁ ČÁST	11
2.1	CHŮZE	11
2.1.1	Biomechanika chůze	11
2.1.2	Řízení chůze.....	13
2.1.3	Kineziologie chůze	13
2.1.4	Vyšetření a analýza chůze.....	19
2.2	ELEKTROMYOGRAFIE.....	20
2.2.1	Povrchová elektromyografie.....	20
2.2.2	Vodní elektromyografie	23
2.3	REHABILITACE STARŠÍCH OSOB.....	25
2.4	STUDIE.....	27
3	CÍLE PRÁCE, ŘEŠENÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY	33
4	METODIKA PRÁCE	34
4.1	VÝBĚR PROBANDŮ	34
4.2	POUŽITÉ METODY	35
4.3	SBĚR DAT.....	35
4.3.1	Výběr svalů	35
4.3.2	Aplikace a umístění elektrod	35
4.2.3	Provedení experimentu	36
4.4	ANALÝZA DAT	38
5	VÝSLEDKY	40
5.1	INTRAINDIVIDUÁLNÍ HODNOCENÍ VÝSLEDKŮ	41
5.1.1	Proband 1	41
5.1.2	Proband 2	42
5.1.3	Proband 3	44

5.1.4	Proband 4	45
5.1.5	Proband 5	47
5.2	INTERINDIVIDUÁLNÍ HODNOCENÍ VÝSLEDKŮ.....	49
5.2.1	Porovnání svalové aktivity při chůzi na suchu	49
5.2.2	Porovnání svalové aktivity při chůzi ve vodě.....	50
5.2.3	Porovnání svalové aktivity při chůzi na suchu a ve vodě.....	51
5.2.4	Interindividuální porovnání dynamického ko-kontrakčního stupně při chůzi na suchu a ve vodě	53
6	DISKUZE	55
7	ZÁVĚR.....	59
8	SEZNAM LITERATURY	60
	PŘÍLOHY	67

SEZNAM ZKRATEK

2D – dvojdimensionální

3D – trojdimensionální

Ag – stříbro

AgCl – chlorid stříbrný

BF – biceps femoris

cca – přibližně

dx. – dexter

EMG – elektromyografie, elektromyografický

ES – erector spinae

GM – gastrocnemius

LCA – ligamentum cruciatum anterius, přední zkřížený vaz

m. – musculus

mm. – muscoli

např. – například

popř. – popřípadě

RF – rectus femoris

SEMG/PEMG/polyEMG – povrchová elektromyografie

sin. – sinister

TA – tibialis anterior

ThL – thorakolumbální

tzv. – takzvaná/ý

WaS-EMG – vodní povrchová elektromyografie

1 ÚVOD

Lidská populace stárne a průměrná délka života se čím dál tím víc prodlužuje. Starší osoby bychom neměli přehlížet a naopak bychom jim měli umožnit co nejkvalitnější prožití vyššího věku. Jedním z prostředků, kterým tohoto můžeme docílit, je pohybová aktivita, která podpoří nejen jejich fyzické, ale i duševní zdraví.

Cvičení ve vodě se jeví jako jedna z vhodných alternativ. Pohyb ve vodě je již běžnou součástí rehabilitačního programu. Voda má své unikátní vlastnosti, ze kterých můžeme při cvičení těžit. Vztlková síla působí proti gravitaci a redukuje tím zatížení kloubů, zatímco odpor vodního prostředí vyžaduje vynaložení větší síly oproti pohybu na suchu. Proto je cvičení ve vodě dobrou volbou pro osoby s problémy s klouby dolních končetin, bolestmi zad i osoby vyššího věku, jejichž tělesná zdatnost se s přibývajícím věkem a fyzickou neaktivitou snížila. Chůze ve vodním prostředí je jedna z forem cvičení a nespornou výhodou je, že může být prováděna i osobami, které neumějí plavat. Navíc se jedná o aerobní aktivitu a ty jsou ve stáří základem k udržení funkční aerobní zdatnosti.

Úkolem teoretické části této diplomové práce je shrnutí poznatků o chůzi, jejím vyšetření a možnosti objektivizace její analýzy. Dále se věnuji elektromyografii jakožto objektivizační metodě použité při experimentu, se zaměřením na povrchovou elektromyografii a specifika tohoto měření ve vodním prostředí. V neposlední řadě jsem se zaměřila na rehabilitaci starších osob a studie, které se zabývaly porovnáním pohybu na souši a ve vodním prostředí.

V praktické části je navržen vlastní experiment, popsán jeho průběh a vyhodnoceny výsledky měření intraindividuálně i interindividuálně. Experiment si klade za cíl určit stupeň svalové aktivace při chůzi ve vodním prostředí u vybraných svalů na dolních končetinách a porovnat tato data s hodnotami naměřenými při chůzi na suchu. Dalším dílčím cílem je stanovení dynamického ko-kontrakčního stupně svalů dolních končetin (m. tibialis anterior/ m. gastrocnemius; m. rectus femoris/ m. biceps femoris) a jeho porovnání v rozdílných prostředích.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 CHŮZE

Chůze je nejběžnějším typem lokomoce, tedy přesunem těla člověka z místa na místo. Vyvíjí se v průběhu posturální ontogeneze, na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince, postupně, od starších primitivních vzorů kvadrupedální lokomoce až do vertikálního bipedálního vzoru chůze. Teprve v momentě, kdy dítě získá schopnost stabilizace vertikálního postavení těla na jedné noze alespoň po dobu 2 až 3 sekundy, dochází k posturálně zajištěné bezpečné bipedální chůzi bez vnější opory (Kolář, 2009; Véle, 2006).

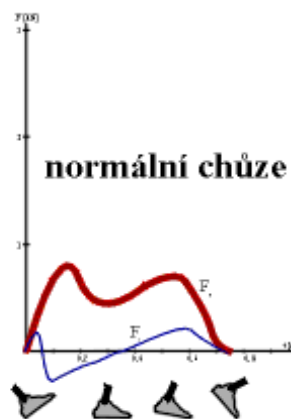
Jedná se o vysoce automatizovaný pohyb, jehož charakter se odvíjí od struktury těla, proporcí a hmotnosti stejně tak, jako je závislý na kvalitě proprioceptivních informací z periferie a regulačních mechanismech centrální nervové soustavy. Na světě tedy nemohou existovat dva jedinci s absolutně identickou chůzí (Haladová, Nechvátalová, 2005). Dle Véleho (2006) je chůze natolik individuálně odlišná, že je možné člověka podle jeho chůze identifikovat.

2.1.1 Biomechanika chůze

Abychom mohli důkladně studovat kineziologii chůze, je nutné se seznámit s jejím biomechanickým aspektem, protože jak tvrdí Vařeka (1997), kineziologie je „nauka o pohybu vycházející z poznatků dvou základních oborů, kterými jsou biomechanika a neurofyziologie“. Biomechanika je tedy nedílnou součástí teoretického základu, na kterém je kineziologie postavena, přestože je mnohdy vnímána jako nutné zlo a soustava vzorců a čísel. Samozřejmě nelze bezmyšlenkovitě aplikovat teoretická data na lidské tělo, je proto nutné, chápat sledovanou pohybovou činnost v co nejširších souvislostech (Janura, Míková, 2003).

Z hlediska biomechanického je lokomoce tvořena souborem pohybů a souhybů, jejichž výsledkem je přemístění živého organismu v daném časoprostoru. Typická lokomoce člověka je bipedální a patří k ní chůze, běh, skok atd. Podle typu lokomoce vznikají různé kontaktní síly, které se dají vhodně diagnostikovat např. pedobarografií (Otáhal et al., 2003).

Během chůze se vytváří zatížení hlavních nosných kloubů dolních končetin – kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu. Celková zátěž je částečně tvořena kontaktními silami mezi dolní končetinou a podložkou, a částečně silami svalovými (Otáhal et al., 2003). Kyčelní kloub je z hlavních nosných kloubů nejjednodušší strukturou a zátěž na něj způsobená kontaktními silami má celkově mnohem nižší podíl, než zátěž z muskulárního komplexu pletence dolní končetiny. Přenos sil v kolenním kloubu je dán geometrickými parametry i tvarem a charakterem kondylárního kontaktu. Zde každá odchylka od optimální konfigurace kloubu může mít vážné důsledky traumatologické nebo klinické. Ve složité struktuře nohy se projevil děj dokroku a odrazu rázového charakteru. Její viskózně-elastická konfigurace zajišťuje požadavek na ztlumení rázových špiček při dokroku a akumulaci části pohybové energie, která je pak využita při odrazu. Pokud vlastnosti nohy nejsou optimální, projeví se to v účinnosti lokomoce (Gross, 2005; Otáhal et al., 1997).



Obrázek 1: Kontaktní síly (F) mezi DK a podložkou při chůzi (Otáhal et al., 2003)

V rámci biomechanické charakteristiky bipedální lokomoce se soustředíme na geometrickou, kinematickou a dynamickou stránku chůze. Mezi charakteristické kinematické parametry řadíme v souvislosti s chůzí: délku kroku, frekvenci kroku, fáze kroku, trvání švihové a oporné fáze, dvojkrok a jeho asymetrie. K parametrům dynamickým patří např. hmotnost a její rozložení, momenty setrvačnosti, síly hnací, brzdící nebo svalové. Mezi energetické parametry můžeme zařadit transformace a akumulace kinetické a potenciální energie (Otáhal et al., 2003).

Autoři Uustal a Baerga (2004) se pokusili ve své práci určit normální délku kroku, která by podle nich měla být 38 cm, a stanovit normální délku baze na 6 – 10 cm. Nedomnívám se, že je tato standardizace vhodná vzhledem ke všem faktorům, které chůzi ovlivňují a kterým se budu věnovat v další kapitole této práce. V čem se s ostatními autory shodují, je časové rozvržení fází kroku – fáze švihová by měla trvat 40% času, zatímco fáze opory by měla trvat 60% času jednoho krokového cyklu (Gross, 2005; Perry, 1992; Vaughan et al., 1992). Rychlost chůze je opět značně individuální parametr, ale nejčastěji se pohybuje mezi 3 – 6 kilometry za hodinu (Otáhal et al., 1997).

2.1.2 Řízení chůze

Dříve se předpokládalo, že rytmické lokomoční pohyby jsou výsledkem řetězce reflexních dějů s centry ve spinální míše. Informace, které máme k dispozici nyní, ale naznačují, že celý pohyb je výsledkem spuštění předem připraveného vzorce neuronální aktivity označované jako centrální motorický program. Ten je zakódován v paměti neuronální sítě, kterou nazýváme generátorem vzorce pohybu. Pro každou končetinu je tento generátor situován zvlášť ve spinální míše (Králíček, 2002).

Tento generátor je pravděpodobně spouštěn signálem vycházejícím z retikulární formace středního mozku označované jako mesencefalická lokomoční oblast. Toto centrum určuje i charakter lokomoce, tedy zda půjde o chůzi nebo běh. Přestože není lokomoce reflexního původu, je aferentní signalizace z proprioceptorů (zvláště končetinových) velmi důležitá. Při jejím narušení je lokomoční pohyb změněn a zpomalen. Pravděpodobně je jejím úkolem reflexně upravovat motorický program generátoru pohybového vzorce tak, aby výsledný lokomoční pohyb byl sladěn s terénem, po kterém se uskutečňuje (Králíček, 2002).

2.1.3 Kineziologie chůze

Chůze se může zdát jako jednoduchý alternující pohyb, ale při bližším prozkoumání zjistíme, že jde o složitý sekvenční fázový pohyb probíhající cyklicky podle určitého časového pořádku. Při chůzi dochází k aktivaci pohybového systému a tím získáváme schopnost přizpůsobit ji složitému tvaru i vlastnostem terénu (Véle, 2006).

Chůze probíhá jako rytmický translatorní pohyb těla kyvadlového charakteru. Podle Véleho (2006) existují pro každou dolní končetinu tři zřetelně oddělené pohybové fáze:

- Švihová fáze
- Oporná fáze
- Fáze dvojí opory

Při švihové fázi postupuje končetina vpřed bez kontaktu se zemí. Je náročná na udržení horizontální polohy pánve. Končí momentem dotyku paty s opornou plochou, který v podstatě zabraňuje počínajícímu pádu a začíná opornou fází (Véle, 2006).

Při oporné fázi se kontakt s podložkou postupně rozšiřuje od paty na celou plantu. Nožní klenba by měla zajistit uchopení terénu se současnou střídavou supinací a pronací nohy. Tato fáze končí momentem odvinutí palce od podložky (Véle, 2006).

Fáze dvojí opory je naprosto typická pro chůzi a je to ta fáze, která ji odlišuje od běhu. Při běhu se fáze dvojí opory nevyskytuje. Během této fáze se obě končetiny dotýkají země (Haladová, Nechvátalová, 2005; Véle, 2006).

Znalost krokových fází a kineziologie pohybů jednotlivých segmentů těla v jednotlivých fázích chůze je základem pro správné vyšetření chůze aspekci (Kolář, 2009). Terminologií těchto fází se zabývalo vícero autorů, předkládám zde dvě pravděpodobně nejčastěji citované varianty názvosloví jednotlivých podfází krokového cyklu, přičemž za jeden krokový cyklus považujeme stojnou a švihovou fázi jedné dolní končetiny.

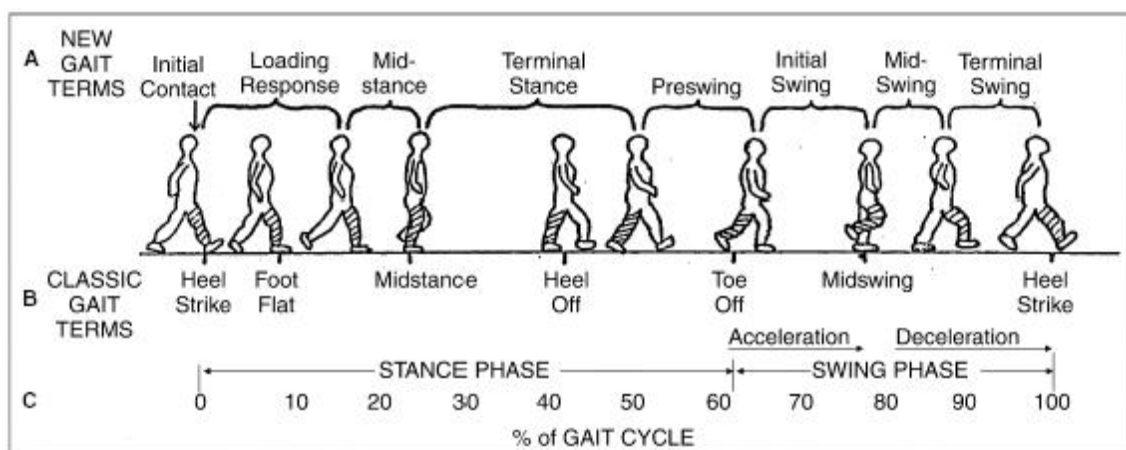
Fáze krokového cyklu podle **Perry** (1992)

1. počáteční kontakt (initial contact) – IC
2. reakce na zatížení (loading response) – LR, 0 – 10%
3. střed stojné fáze (midstance) – MS, 10 – 30%
4. konečný stoj (terminal stance) – TS, 30 – 50%
5. předšvihová fáze (preswing phase) – PSW, 50 – 60%
6. počáteční švih (initial swing) – ISW, 60 – 70%
7. střed švihové fáze (midswing) – MSW, 70 – 85%
8. konečný švih (terminal swing) – TSW, 85 – 100%

Fáze krokového cyklu podle **Vaughana** (1992), se kterými se ztotožňuje také **Gross** (2005):

1. úder paty (heel strike) – HS
2. kontakt nohy (foot flat) – FF
3. střed stojné fáze (midstance) – MS
4. odvinutí paty (heel off) – HO
5. odraz palce (toe off) – TO
6. zrychlení (acceleration)
7. střed švihové fáze (midswing) – MSW
8. zpomalení (deceleration)

Obě tyto rozdělení na subfáze se podařilo zakreslit do jednoho srozumitelného obrázku doktoru Schneckovi (Uustal, Baerga, 2004).



Obrázek 2: Fáze krokového cyklu (Uustal, Baerga, 2004)

Legenda: **A:** nové názvosloví chůze podle Perry.

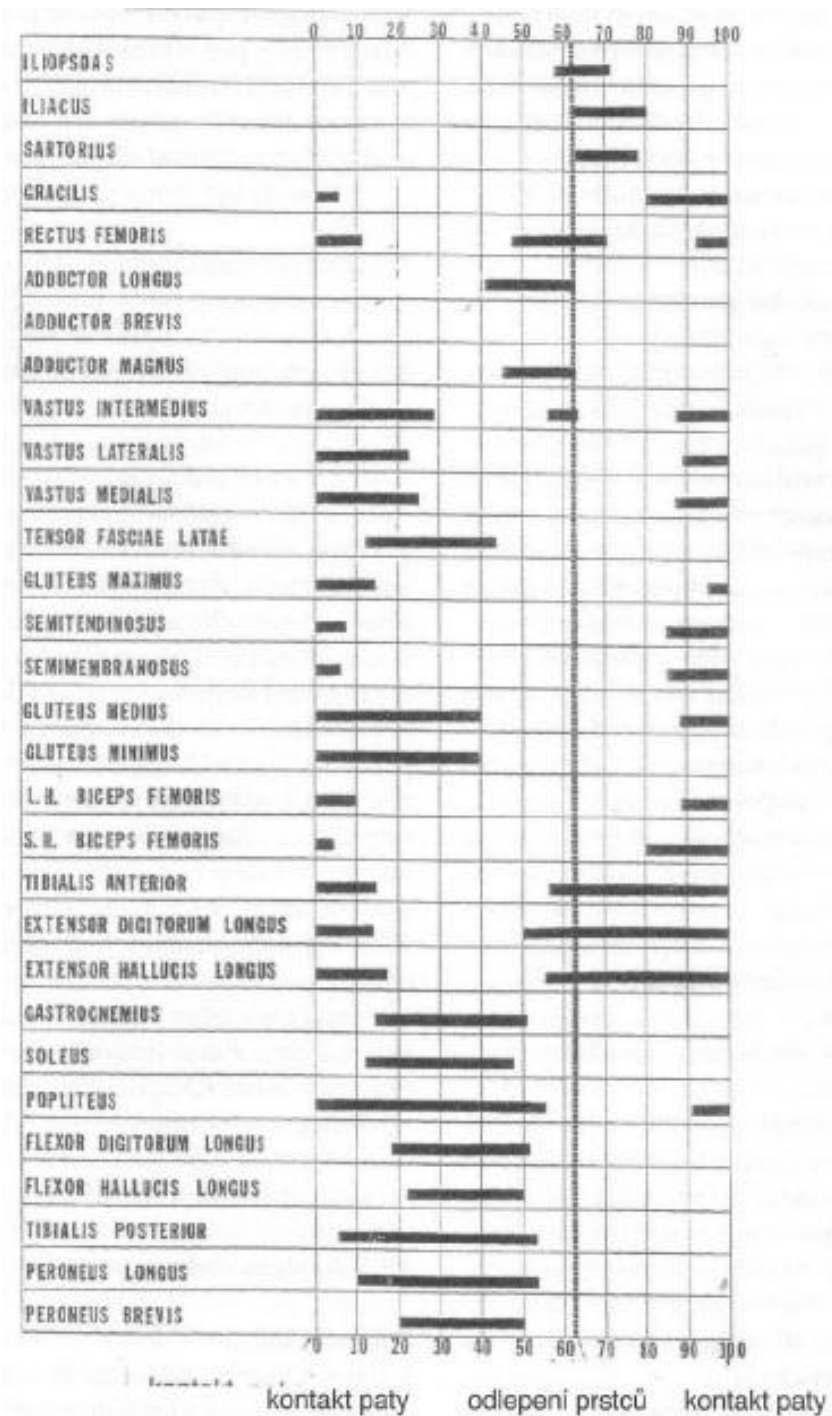
B: klasické názvosloví chůze podle Vaughana.

C: normální distribuce času během krokového cyklu při chůzi normální rychlostí.

Rozbor aktivace jednotlivých svalů při chůzi je ztížen skutečností, že některé klouby je nutno stabilizovat v několika rovinách a pohyby probíhají trojrozměrně. Navíc údaje z literatury se značně liší. Přesto se pokusím nastínit, v jaké chvíli by se fyziologicky měly jednotlivé svaly aktivovat. Při fázi švihové flektují m. iliopsoas a m. rectus femoris kyčelní kloub a ischiokrurální svaly kolenní kloub. V této fázi pohybu je zajímavá aktivita m. latissimus dorsi kontralaterálně – zajišťuje stabilizaci páteře a dává

tak prostor m. psoas pro flexi kyčelního kloubu. Na konci této fáze je koleno extendováno pomocí m. quadriceps femoris a je nutná aktivita stabilizátorů kolene (kromě quadricepsu dle autorů také ischiokrurální svaly a m. tensor fasciae latae). Ve stojné fázi musí svaly zajistit stabilitu nohy a pánve a zároveň pohybovat horní polovinou těla vpřed. Aktivují se tedy mm. glutei, m. tensor fasciae latae, m. quadriceps femoris, m. triceps surae, m. tibialis posterior, mm. peronei a flexory palců u nohou (Richter, Hebgen, 2011).

Přibližný přehled aktivace jednotlivých svalů dolních končetin při chůzi podle Véleho (2006) je uveden na obrázku 3. Autoři Uustal a Baerga (2004) rozdělili svaly při krokovém cyklu nejen na aktivní a neaktivní, ale zaměřili se také na druh kontrakce, kterou sval v dané fázi pracuje – koncentrickou nebo excentrickou. Grafický rozbor svalové aktivace některých svalů dolní končetiny v průběhu krokového cyklu je znázorněn na obrázku 4.



Obrázek 3: Svaly činné v jednotlivých fázích krokového cyklu (Véle, 2006)

CLASSIC GAIT TERMINOLOGY:	Heel Strike	Foot Flat	Midstance	Heel Off	Toe-Off	Acceleration	Midswing	Deceleration
Rancho Los Amigos Terms NEW TERMINOLOGY	INITIAL CONTACT	LOADING RESPONSE	MID STANCE	TERMINAL STANCE	PRE-SWING	INITIAL SWING	MID SWING	TERMINAL SWING
	STANCE PHASE 60%					SWING PHASE 40%		
% OF TOTAL PHASE	0-2%	0-10%	10-30%	30-50%	50-60%	60-73%	73-87%	87-100%
ILIOPSOAS	inactive	inactive	inactive	concentric	concentric	concentric	concentric	inactive
GLUTEUS MAXIMUS	eccentric	inactive	inactive	inactive	inactive	inactive	inactive	inactive
GLUTEUS MEDIUS	eccentric	eccentric	eccentric	eccentric	inactive	inactive	inactive	inactive
HAMSTRINGS	eccentric	eccentric	inactive	inactive	inactive	eccentric	eccentric	eccentric
QUADRICEPS	eccentric	eccentric	inactive	inactive	eccentric	eccentric	inactive	inactive
PRETIBIAL MUSCLES	eccentric	eccentric	inactive	inactive	inactive	concentric	concentric	concentric
CALF MUSCLES	inactive	inactive	eccentric	concentric	concentric	inactive	inactive	inactive

KEY:

INACTIVE	CONCENTRIC	ECCENTRIC
----------	------------	-----------

Obrázek 4: Aktivace svalů v průběhu chůze (Uustal, Baerga, 2004)

Legenda: INACTIVE – neaktivní.
 CONCENTRIC – koncentrická kontrakce.
 ECCENTRIC – excentrická kontrakce.

Existuje řada faktorů, které ovlivňují naši chůzi. Véle (2006) je rozděluje na vnitřní a zevní. Mezi vnitřní vlivy můžeme zařadit tělesnou stavbu jedince, funkci centrální nervové soustavy a kardiovaskulárního aparátu. Samozřejmě významným faktorem ovlivňující chůzi je také psychický stav jedince. K zevním vlivům patří poté kvalita opory a odpor prostředí. Jinak vypadá chůze na zledovatělém povrchu, na nerovném terénu, chůze do a ze schodů, do a ze svahu nebo ve vodním prostředí.

Podle Véleho (2006) je chůze ve vodě naprosto odlišná od chůze na souši. Záleží samozřejmě na tom, jaká je hloubka vodního prostředí a zda se voda pohybuje nebo ne. Čím bude hlubší ponor, tím bude podle Archimédova zákona menší působení gravitace a bude docházet i ke zhoršení působení reaktivních sil důležitých pro oporu. Ve vodě je také mnohem větší odpor prostředí oproti pohybu na vzduchu.

Při reedukaci chůze tedy není vhodné používat vodního prostředí, protože tento pohybový vzor je ve vodě zcela odlišný, než na zemi. Co ale vodnímu prostředí rozhodně upřít nemůžeme je jeho význam u těžce handicapovaných, pro které je pohyb ve vodě díky redukci gravitace mnohem snadnější a pohyb v ní má rozhodně velký

význam psychoterapeutický. Motivace a podpora je pro tyto pacienty v průběhu reedukačního postupu nesmírně důležitá (Véle, 2006).

2.1.4 Vyšetření a analýza chůze

Chůze je tak složitý a individuálně charakteristický pohyb, že nemáme přesnou vyšetřovací metodu, která by vystihla všechny její složky. Základní vyšetření je aspekci a všímáme si především: rytmu, pravidelnosti chůze, délky kroku, osového postavení kloubů dolních končetin, postavení nohy a jejího odvíjení od podložky, pohybu těžiště při přenášení váhy těla, souhybu horních končetin, hlavy, trupu a pánve, svalové aktivity, stability a případného používání pomůcek (Haladová, Nechvátalová, 2005; Lewit, 2003; Kolář, 2009).

Toto aspekční vyšetření bychom mohli považovat za značně subjektivní a závislé na klinických zkušenostech terapeuta. Proto v důsledku potřeby objektivního vyšetření v rámci tzv. evidence based medicine (medicína založená na důkazech) je zde několik metod, které se dají využít k objektivizaci některých parametrů chůze. Jak již bylo řečeno, zatím neexistuje metoda taková, která by objektivně obsáhla veškeré aspekty chůze (Krivošíková, 2011). Vzhledem k faktu, že je chůze řízena z centrální nervové soustavy, získáváme jejím vyšetřením informace o stavu nejen muskuloskeletálního aparátu, ale také centrální nervové soustavy, což je důležité pro návrh léčebného postupu při poruchách motoriky (Véle, 2006).

Po celém světě vznikají referenční laboratoře analýzy pohybu, ideálně vybaveny kombinací přístrojů, které umožňují trojdimensionální (3D) analýzu stoje a chůze. Parametrů, které se dají při vyšetření tohoto typu změřit, existují stovky, ale mezi nejčastěji hodnocené patří trajektorie přesunu centra sil, tlakové síly vytvářené při chůzi a svalová aktivita (Vaughan et al., 1992). K nejpoužívanějším objektivizačním metodám hodnocení chůze patří 2D (dvojdímenzionální) nebo 3D (trojdimensionální) kinematická analýza, která měří změny polohy, pohyb a orientaci jednotlivých segmentů těla v prostoru (Kolář, 2009). Dále stabilometrické plošiny, které měří rozložení tlakových sil při zatížení plosky nohy, nebo právě povrchová elektromyografie, která byla zvolena jako objektivizační metoda v této diplomové práci, a které se budu věnovat dopodrobna v následující kapitole.

2.2 ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie je souhrnné označení pro skupinu elektrofyziologických metod, pomocí kterých můžeme vyšetřit stav periferního nervového systému a kosterního svalstva. Jde ve své podstatě o zachycení elektrických projevů činnosti nervového systému a svalů, tedy elektrických dějů na membránách nervových a svalových buněk (Dufek, 1995). Pro tyto buňky je charakteristická jejich excitabilita, jejímž předpokladem je právě jejich elektricky nabitá membrána. Mohli bychom říci, že při elektromyografickém vyšetření sledujeme funkci senzomotorického systému – velkou roli totiž hraje vztah motorického systému k ostatním mozgovým strukturám (Keller, 1999).

EMG signál může být snímán buď povrchově, pomocí elektrod ve formě malých kovových disků, nebo intramuskulárně pomocí jehel. Jehlovými elektrodami je možné snímat aktivitu i jediného svalového vlákna (Ganong, 2005).

2.2.1 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (SEMG/PEMG/polyEMG) je moderní diagnostická metoda. Můžeme s její pomocí vyšetřit pohyb jako funkci, popř. jeho změny za fyziologických i patologických podmínek, a objektivně posoudit poruchy řízení motoriky. Je nástrojem k výzkumu v experimentální kineziologii a využívá se také jako terapeutická pomůcka ve formě "bio-feed-back terapie" (Kolář, 2009; Krobot, Kolářová, 2011).

SEMG zaznamenává elektrické potenciály, které odrážejí kontrakční aktivity kosterních svalů během konkrétního pohybu. Umožňuje nám hodnotit vzájemnou součinnost kosterních svalů a tím usnadňuje pochopení komplikovanosti lidské motoriky. Můžeme díky ní formulovat konkrétněji rehabilitační cíle a sledovat průběh a efekt terapie. Je možné se skrze ni vyjádřit jednak k velikosti svalové aktivity, ale také ke svalovým synergiím, svalové únavě nebo sekvencím zapojování jednotlivých svalů (Krobot, Kolářová, 2011).

Nejčastěji je svalová aktivita pomocí SEMG snímána bipolárně, tedy pomocí dvou elektrod, protože při monopolárním snímání je vyšší riziko současného snímání aktivity okolních svalů. Tyto dvě elektrody jsou umístěny paralelně s průběhem

svalových vláken a snímají v daném okamžiku elektrické potenciály vzhledem k referenční elektrodě, která je umístěná v co nejméně aktivní oblasti a v určité vzdálenosti od SEMG senzorů (De Luca, 1997). Výsledný signál je zesílen v diferenciálním zesilovači a výsledný elektromyografický surový záznam většinou vysílán ve formě analogového signálu do vyhodnocovací jednotky, ve které je konvertován na digitální (Pánek et al., 2009). Takovýto přenos signálu je možné realizovat na vzdálenost několika metrů, buď pomocí kabelů, nebo telemetricky, kdy pohyb pacienta není limitován kabely a pohybový projev je přirozenější (Soderberg, Knutson, 2000).

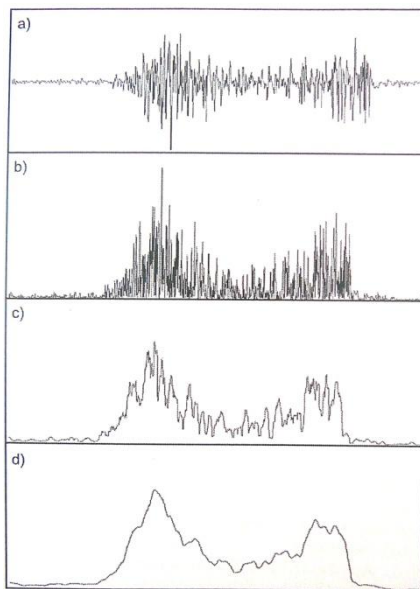
Výsledný signál může být ovlivněn řadou faktorů, které můžeme podle Basmajiana a De Lucy (1974) rozdělit na vnitřní a vnější. Vnitřní faktory pocházejí z fyziologických, anatomických a biochemických vlastností svalu a nelze je během snímání ovlivnit. Řadíme mezi ně:

- vlastnosti, počet a umístění svalových vláken vůči elektrodě
- aktivitu okolních svalů – tzv. cross talk
- elektrickou aktivitu jiných tkání, např. srdeční
- vlastnosti tkání mezi elektrodami a povrchem svalu, např. množství podkožního tuku nebo kožní odpor

Faktory vnější naopak ovlivnit můžeme, proto jim věnujeme zvýšenou pozornost při přípravě i vlastním měření. Klíčovým faktorem je **umístění elektrod**. Při bipolárním snímání musí být umístěny paralelně s průběhem svalových vláken, ideálně na povrchu středu svalového bříška, protože zde je možné snímat signál o nejvyšší amplitudě. Referenční elektroda by měla být umístěna v místě minimální svalové aktivity, ideálně na elektricky neaktivní místa – např. processus spinosus C7 nebo L5 anebo kotník (De Luca, 1997; Hug, 2011). **Vzdálenost elektrod** je jeden z dalších ovlivnitelných faktorů. Basmajian a De Luca (1974) doporučují vzdálenost 1 cm. Aby **kontakt mezi elektrodami** a kůží byl co nejlepší, je nutné kůži před aplikací elektrod řádně očistit, nejlépe alkoholem nebo abrazivní pastou (Roy et al., 2007). Poškozením elektromagnetického pole v okolí snímaného objektu vzniká **externí šum**. Může vzniknout buď narušením od jiného elektrického komunikačního systému nebo artefaktem způsobeným pohybem snímacích kabelů v průběhu měření dynamických

aktivit nebo při prudkých pohybech (Soderberg, Cook, 1984). Riziko těchto artefaktů může být sníženo fixací diferenciálního předzesilovače (Krobot, Kolářová, 2011).

Před samotným vyhodnocením naměřeného signálu je nutné surový záznam zpracovat, aby bylo možné se signálem vůbec pracovat a analyzovat výstupní hodnoty. K vyhodnocení míry svalové aktivity se nejčastěji používá frekvenční analýza a analýza amplitudy. **Frekvenční analýza** se vypočítává ze surových dat a využívá se zejména při hodnocení průběhu svalové únavy (Soderberg, Cook, 1984). Před **analýzou amplitudy** je nutné prvotní zpracování signálu. Využívá se rektifikace, kdy se negativní hodnoty eliminují (half wave rectification) nebo převrátí do hodnot pozitivních (full wave rectification). Následuje vyhlazení signálu, čímž dojde k potlačení vysokofrekvenčních kolísání signálu. Výsledný signál můžeme nazvat lineární obálkou. Nejčastěji jsou používány algoritmy AVR (average rectified value), kdy dojde k vyhlazení pomocí zprůměrovaných rektifikovaných hodnot ve vybraném časovém intervalu, a RMS (root mean square), tedy střední kvadratické hodnoty, který se považuje za vhodnější, protože lépe odráží fyziologický vztah mezi chováním motorických jednotek a svalovou kontrakcí (Hug, 2011; Krobot, Kolářová, 2011).



Obrázek 5: Ukázka SEMG signálu m. rectus femoris při přechodu přes schod (Krobot, Kolářová, 2011)

Legenda: a) surový záznam, b) zrektifikovaný záznam, c) zrektifikovaný a vyhlazený záznam (RMS s velikostí okénka 25 ms), d) zrektifikovaný a vyhlazený záznam (RMS s velikostí okénka 100 ms)

Po zpracování signálu je nutné provést **normalizaci signálu**, tedy vztáhnout naměřené hodnoty k předem stanovené referenční hodnotě. Tím získáme poměrové vyjádření o míře aktivity svalu. Nejčastěji se naměřené hodnoty vztahují k **maximální volní kontrakci** (MVC) – maximální volní izometrické kontrakci daného svalu. Vhodná délka kontrakce je několik sekund a mezi jednotlivými měřeními by měla být pauza, abychom předešli vzniku svalové únavy (De Luca, 1997). Výchozí poloha by měla být u všech probandů stejná. Naměřené hodnoty se vztáhnou k hodnotám při samotném analyzovaném pohybu a získáme procentuální vyjádření o aktivitě daného svalu v průběhu pohybu – tzv. %MVC (Krobot, Kolářová, 2011).

Podle De Lucy (1997) můžeme ze zpracovaného, popř. i z normovaného záznamu následně hodnotit standardní parametry:

- maximum amplitudy signálu
- průměrné hodnoty amplitudy ve vybraném intervalu
- plochu (area) a další

a také funkční parametry:

- časovou souslednost náboru svalů – tzv. timing
- svalovou únavu
- velikost svalové aktivity

Jednou z nejčastěji elektromyograficky hodnocených aktivit je chůze. Během ní je svalová aktivita velmi variabilní u každého jedince, je proto vhodné změřit 6-10 kroků a poté stanovit průměrnou hodnotu měřených parametrů. Aby bylo měření co nejvíce standardizované, může být rychlost udávaná metronomem nebo přednastavená na chodícím pásu (Hug, 2011).

2.2.2 Vodní elektromyografie

Obecně vzato, metodologie snímání elektromyografického signálu ve vodním prostředí (WaS-EMG z anglického Water Surface Electromyography) je stejná jako na souši, ale přesto má svá specifika. V první řadě je nutné následující vybavení:

- voděvzdorný vak na EMG zesilovač s vysílačem

- speciální bipolární elektrody se sadou oboustranně lepících štítků nutných k pevnému přilepení elektrod na kůži
- krycí voděvzdorné přelepky na elektrody
- abrazivní a konduktivní pasta Everi (SPES Medica)
- lihobenzin
- EMG vodivý gel
- Silikon Universal – Multi-usage

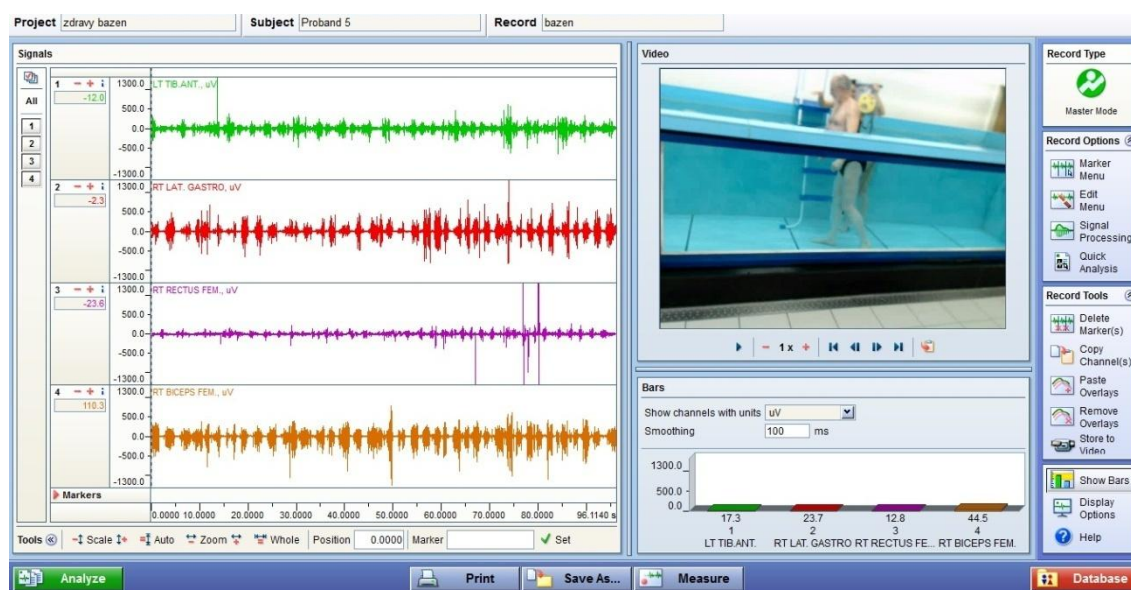
Při přípravě vlastního měření je nutné správně utěsnit voděvzdorný vak s vysílačem včetně utěsnění otvorů pro kabely elektrod. Kabely nevyužitých svodů můžeme zajistit voděvzdornou lepenkou přímo na vak. Vodotěsnost kabelů vložených do drážek předpřipravených v těsnící gumě pojistíme jejich zalitím běžným Silikon Universal. Do vaku je vhodné přidat polystyrenovou desku, která nadnáší vysílač, aby nedošlo k ponoření EMG vysílače pod vodní hladinu a případné ztrátě EMG signálu (Pánek et al., 2010).

Před samotným snímáním EMG signálu ve vodě je obzvláště důležité věnovat pozornost aplikaci snímacích elektrod na kůži. Používáme speciální povrchové bipolární elektrody, diskové Ag/AgCl elektrody o průměru 5 mm. Jsou zalité umělou hmotou tak, že je volná pouze centrální část, která se přikládá na kůži. Je nutné je aplikovat na dobře očištěnou a odmaštěnou kůži. Na elektrodu nalepíme oboustranně lepící pásky a poté naneseeme vodivou pastu. Důležité je její přesné množství, aby nedošlo k odlepení elektrod v průběhu měření v důsledku přílišného množství anebo naopak k zeslabení nebo narušení elektrického signálu kvůli množství nedostatečnému. Po přilepení elektrody na kůži ji překryjeme speciální krycí přelepku kruhového tvaru s centrálním otvorem. Vzhledem ke špatným zkušenostem s provlékáním kabelu centrálním otvorem, kabel také přelepujeme. Dodržení elektrodové vzdálenosti 1 cm podle De Lucy (1997) zde není možné, protože nelze zmenšit průměr krycí přelepky, aniž by došlo k odlepení elektrody. Osvědčilo se překrytí přelepek o cca 1/3 jejich průměru, které je stabilní a elektrody se ve vodě neodlepují (Pánek et al., 2010).

Volné kabely je doporučeno přilepit voděodolnou páskou na tělo probanda, abychom snížili riziko ovlivnění EMG signálu a překážení kabelů při pohybu. Vodotěsný vak je možné připevnit na tělo přetažením vaku přes hlavu anebo je vhodné použít polystyrenovou nadnášejíci desku nebo asistenta, který drží vak nad vodní

hladinou (Pánek et al., 2011). Veškeré přípravy probíhají ve větší vzdálenosti od vstupu do bazénu, abychom zajistili vlastní EMG přístroj a notebook před kontaktem s vodou. Vstupovat do bazénu by měl proband poté na volně přístupném místě, ideálně po schůdcích na kraji bazénu, kde pohodlně dosáhne na dno (Pánek et al., 2010).

Vyhodnocení naměřeného WaS-EMG záznamu se neliší od hodnocení klasického zpracování SEMG signálu, pouze se zde častěji vyskytují artefakty, na které musíme dát pozor (Pánek et al., 2010).



Obrázek 6: Záznam WaS-EMG signálu v programu MyoResearch XP Master Edition 1. 08. 27 od firmy Noraxon

2.3 REHABILITACE STARŠÍCH OSOB

Lidstvo se dožívá stále vyššího věku a s tím stoupá počet dlouhověkých lidí. Podle statistických údajů žije v České republice 23% lidí starších 60 let. Důležitá ve stárnoucí populaci je kvalita života, která je ovlivněná více faktory. Kromě socioekonomických jsou to také životní styl a úroveň, výživa, sociální chování, postoj společnosti, přístup rodiny a v neposlední řadě aktivita. Tou rozumíme jakýkoliv pohyb, koníčky nebo volnočasové aktivity. Ty jsou nutné seniorovi zajistit, abychom předešli vychýlení staršího a křehkého organismu směrem k patologii. Předcházet tomu můžeme

komplexní rehabilitací v multidisciplinárním týmu, jejímž cílem je zlepšení kvality života staršího člověka. O tom hovoří i princip Organizace spojených národů (OSN) vzhledem k péči o starší občany: "Je třeba udělat všechno pro to, abychom přidali život rokům, které byly přidány k životu." (Mikšová, 2014).

Při fyzioterapii musíme mít na mysli, že vyšší věk s sebou přináší změny jak fyzické (všeobecně tendenci ke zhoršení funkcí jednotlivých orgánů), tak psychické i sociální. Více se vyskytují stářím spolupodmíněné interní choroby, úrazy a operace pohybového aparátu. Pro významný, multikauzálně podmíněný úbytek funkční zdatnosti, odolnosti a adaptability se vžil název geriatrická křehkost. Ta je charakterizovaná hypomobilitou, dekondukcí s poklesem aerobní kapacity a nízkou tolerancí fyzické zátěže. Tyto faktory bychom měli vzít v potaz a rehabilitační aktivity přizpůsobit nejen věku, ale také stavu konkrétního pacienta. (Kolář, 2009).

Podle Koláře (2009) musí být výběr vhodné pohybové aktivity podřízen zdravotnímu stavu jedince, jeho věku, pohlaví, pohybových zkušenostem a úrovni zdatnosti. Před zahájením pohybové aktivity by měl jedinec podstoupit interní, zátěžové a základní biochemické vyšetření. Jako vhodné pohybové aktivity ve stáří jsou Mařhovou a Formánkovou (2014) doporučovány:

- chůze (i turistická), běh
- tanec
- jízda na kole/rotopedu
- plavání a aqua gymnastika
- Nordic Walking
- petanque
- jóga a taichi
- kondiční a dechová cvičení, kinezioterapie

Chůze, ať už turistická nebo pouze procházky, patří mezi aktivity velmi často prováděné staršími pacienty. Její účinek závisí samozřejmě na rychlosti chůze, ale i pomalá chůze do 3 kilometrů za hodinu, která nemá velký metabolický efekt, nabývá u starších pacientů významného účinku. Stimuluje svalstvo udržující vertikální polohu a také samotné efekty lokomoce. Jsou při ní adekvátně dynamicky i staticky zatížené svaly, vazy i kostra dolní končetiny a páteře. Ovlivňuje prokrvení orgánů dolní poloviny těla, stimuluje respirační a kardiovaskulární systém, a snižuje riziko osteoporotických

změn skeletu. Pomalá chůze má ale i svá rizika jako například přetížení artroticky změněných kloubů a možnost otoků v důsledku periferní oběhové nedostatečnosti. Každopádně je ale chůze vhodná jako prevence pohybové nedostatečnosti. Abychom kompenzovali alespoň částečně pohybový nedostatek běžného života, měli bychom denně ujít nejméně 5 kilometrů a to ideálně rychlostí 5 kilometrů za hodinu (Otáhal et al., 1997). Terapeuticky používaná chůze musí být přizpůsobena léčebnému záměru. Pokud je třeba procvičit více funkce stabilizující, je nutná větší účast centrální nervové soustavy a vhodná je chůze středně rychlá. Pokud je cílem zlepšit logistickou složku, tedy funkci kardiovaskulárního aparátu, doporučuje se chůze rychlá, která neklade takové nároky na stabilizaci vzpřímené polohy (Véle, 2006).

V poslední době se zvýšila popularita **cvičení ve vodě** nebo tzv. aqua gymnastiky. Ve vodním prostředí dochází ke snížení působení gravitace na naše tělo a zvýšení odporu prostředí. Bohužel ale plavání nebo aqua gymnastika není vhodná pro všechny, např. kvůli riziku překročení správné tepové frekvence. Chůze ve vodě se zdá být vhodnou pohybovou aktivitou, která zahrnuje celé tělo, je pravidelná a rytmická. Není zapotřebí zvláštního vybavení a mohou se této aktivitu zúčastnit pacienti v téměř jakémkoliv stavu (Masumoto et al., 2004a). Paní White (1995) i Muchová a Janošková (2004) ve svých publikacích o cvičení ve vodě vyzdvihují jako pozitivní účinky vodního prostředí posilování velkých svalových skupin, odlehčení kloubů, zvýšení spotřeby energie, kontrolu stability, zvětšení rozsahu pohybu, zlepšení flexibility, snížení spasticity a v neposlední řadě považují za velkou výhodu bezpečnost tohoto prostředí. Cvičení je doporučováno také osobám vyššího věku a chůze s jejími různými modifikacemi je zařazována jako samostatné cvičení.

2.4 STUDIE

V této části se pokusím shrnout výsledky studií, které se zabývaly porovnáním rozdílů v pohybu na souši a ve vodním prostředí. Pánek et al. (2011) píše, že v souvislosti s vlastnostmi vodního prostředí se mění svalová aktivita, chování jednotlivých svalů i pohybových vzorců. Vodní prostředí vede ke změně v timingu (časové souslednosti zapojování) svalů a různým kompenzačním mechanismům vyplývajícím z určité posturální "nestability" v průběhu pohybu ve vodě.

Zapojením svalů ramenního pletence se zabýval Kelly et al. (2000). Šest probandů provádělo abdukci v ramenním kloubu rychlostí 30°/s, 45°/s a 90°/s na suchu a ve vodě ponoření po úroveň krku. Při nižších rychlostech (30°/s, 45°/s) byla prokázána ve vodě nižší aktivita měřených svalů (m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis a přední, střední a zadní část m. deltoideus) než na suchu. Při rychlosti 90°/s došlo k výraznému zvýšení aktivity m. subscapularis ve vodě, u ostatních svalů nebyl nalezen velký rozdíl (Kelly et al., 2000). Svalovou aktivitou během izometrického cvičení horní končetiny na suchu a ve vodě se zabývala další ze studií. Byly snímány tyto svaly: m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis, m. pectoralis major, m. deltoideus a m. latissimus dorsi při udržování ramene v devíti různých 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). Výsledky ukázaly, že svalová aktivita ve vodním prostředí výrazně poklesla a autoři tedy spatřují tento typ cvičení za vhodný pro pórazové stavy ramenního kloubu (Fujisawa, 1998). Ve studii Pavlů a Pánka (2008) byl hodnocen jak timing, tak aktivace m. serratus anterior, m. infraspinatus a m. latissimus dorsi při abdukci v ramenním kloubu na suchu a ve vodě. Ke změně došlo v obou zkoumaných parametrech. Změnil se svalový timing i velikost aktivace měřených svalů – m. latissimus dorsi se aktivoval ve vodě více a na suchu naopak převládala aktivita zbylých svalů (Pavlů, Pánek, 2008). Holländerová (2011) ve své diplomové práci hodnotila stupeň svalové aktivity m. trapezius – horní část při abdukci ramene s odporem pružného tahu (žlutý Thera-Band) ve vodním prostředí a na suchu. Jeho aktivita se ve vodním prostředí výrazně snížila. Nepotvrdilo se ale, že by se m. trapezius horní část ve vodě aktivoval později než na suchu. Timing měřených svalů (horní vlákna m. trapezius, m. deltoideus mediální část a dolní vlákna m. trapezius) byl ve vodním prostředí značně individuální. Tyto výsledky byly následně publikovány v odborném časopise (Holländerová et al., 2012).

Problematice rozdílů ve stupni svalové aktivace při chůzi na suchu a ve vodě se rozsáhle věnoval Masumoto se svým týmem. V roce 2004 publikoval elektromyografickou analýzu chůze u zdravých lidí. Experiment provedl na šesti zdravých mužích ve věku $23,3 \pm 1,4$ let. Ti byli v bazénu ponoření po processus xiphoideus a chodili na běžeckém pásu na suchu, ve vodě a ve vodě s protiproudem. Hodnoty %MVC všech testovaných svalů (m. gluteus medius, m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis, m.

rectus abdominis a paravertebrální svaly) při chůzi ve vodě s i bez protiproudu, byly shledány významně nižší, než hodnoty na souši (Masumoto et al., 2004a). Ve stejném roce byla publikována další z jeho studií, v které se zaměřil na chůzi pozpátku a její porovnání ve vodě a na souši, opět bez i s protiproudem. Probandi byli opět zdraví mladí (24 let) muži a snímány byly ty samé svaly jako v předchozí studii. Podle elektromyografických záznamů došlo při chůzi pozpátku ve vodě s i bez protiproudu opět ke snížení aktivity všech měřených svalů, kromě paravertebrálních. Aktivita těchto svalů byla největší při chůzi pozpátku s protiproudem (Masumoto et al., 2004b).

V roce 2007 byly publikovány další dvě, respektive tři, studie Masumota a jeho týmu. Jedna z nich srovnávala svalovou aktivitu a srdeční frekvenci při chůzi dopředu a pozadu ve vodě i na souši na běžeckém pásu, s i bez protiproudu. Zúčastnilo se jí deset zdravých mužů ve věku 23,5 let ($\pm 1,4$). Svalová aktivita byla znovu měřena povrchovou elektromyografií a to u těchto svalů: m. gluteus medius, m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis, m. rectus abdominis a paravertebrální svaly. Podle výsledků dochází k větší aktivaci paravertebrálních svalů, tibialis anterior a vastus medialis při chůzi pozadu ve vodě než dopředu ve vodě (Masumoto et al., 2007a). Rozdíly mezi svalovou aktivitou, frekvencí kroku a srdeční frekvencí při chůzi ve vodě v souvislosti s věkem probandů studoval ve svém dalším experimentu. M. gastrocnemius se zapojoval u starších osob (63.5 ± 3.5 let) méně než u mladších (22.0 ± 0.6 let), naproti tomu aktivita m. rectus femoris a m. biceps femoris u starších probandů byla signifikantně vyšší oproti mladým osobám. To znamená, že svaly pánevního pletence se při chůzi ve vodě aktivují více a plantární flexory naopak méně u starších osob v porovnání s mladšími (Masumoto et al., 2007b). Shono et al. (2007) se zabývali svalovou aktivitou svalů dolních končetin také u osmi starších žen (61.4 ± 3.9 let) pravidelně cvičících ve vodě. Dle výsledků studie při zachování stejné intenzity a rychlosti cvičení chůze na běžeckém páse se ve vodním prostředí zvýšil stupeň aktivity u m. tibialis anterior, m. vastus medialis a m. biceps femoris, zatímco aktivita m. rectus femoris a m. gastrocnemius medialis se nijak výrazně nelišila (Shono et al., 2007).

Další z Masumotových studií srovnávala kromě svalové aktivity také reakci kardiopulmonálního aparátu a hodnocení vnímané námahy u devíti starších žen ($61,8 \pm 3,8$ let) při chůzi ve vodě a na souši třemi různými rychlostmi. Z výsledků studie

vyplývá, že svalová aktivita byla opět u všech měřených svalů (m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. biceps femoris, m. gastrocnemius a m. tibialis anterior) nižší při chůzi ve vodě poloviční rychlostí než na souši. Zajímavým zjištěním ale bylo, že při porovnání chůze stejnou rychlostí v obou prostředích byla naměřená svalová aktivita všech svalů kromě m. tibialis anterior vyšší ve vodě než na souši (Masumoto et al., 2008).

Výsledky výše uvedených studií jsou také prezentovány v článku, který se věnuje více porovnání různých metodologických přístupů měření vodního EMG (Masumoto, Mercer, 2008). Abych ale neprezentovala výsledky studií pouze od jednoho autora, zabývala se touto problematikou i paní Barela. Kromě elektromyografie zařadila do měření chůze u deseti mladých probandů ve vodě a na souši i desku na měření tlakových sil. Co se týče elektromyografie, z výsledků vyplývá, že v obou prostředích vykazoval EMG záznam jiný vzor aktivace svalů. Na souši byly dobře definované vrcholy aktivity (fázický vzor), zatímco ve vodě byly vrcholy plošší (tonický vzor). Autoři se domnívají, že jde o přizpůsobení pohybu vodnímu prostředí, tedy velmi pomalé chůze a v podstatě neustálé svalové aktivaci k překonání odporu vody (Barela et al., 2006). Při měření starších probandů (70 ± 6 let) a porovnání výsledků s mladými osobami (29 ± 6 let) při chůzi individuálně "pohodlnou" rychlostí na souši a ve vodě vyšlo najevo, že vzorec zapojování jednotlivých svalů je opět jiný v každém z testovaných prostředí. Vrcholy aktivity na záznamech z vody byly kromě m. gastrocnemius méně zřetelné a to v obou věkových skupinách. Autoři si to vysvětlují opět tím, že ve vodě jsou sice menší nároky na překonání gravitace, ale zároveň musí dojít k překonání odporu vodního prostředí a proto se objevuje tento vzor svalové aktivace (Barela, Duarte, 2008). Ve Francii se o srovnání svalové aktivity při chůzi v těchto dvou prostředích zasloužil Chevutschi et al. (2007). Výsledky jeho studie se mírně liší od ostatních – paravertebrální svaly se ve vodě aktivovaly více, m. soleus naopak méně a m. rectus femoris byl aktivnější ve vodě u 4 probandů ze 7. Hladina vody zde ale dosahovala pouze do úrovně pupku, ne až k processus xiphoideus, jako v ostatních prezentovaných studiích.

Jako shrnutí výše uvedených studií bychom mohli říci, že svalová aktivita je během pohybu ve vodě ovlivněna směrem chůze a existencí protiproudu. Při chůzi pozadu ve vodě se více zapojují paravertebrální svaly než na souši. Také se zdá, že se

lišší stupeň svalové aktivace ve vodním prostředí v důsledku věku měřených osob. M. gastrocnemius se zapojoval u starších osob méně než u mladších, naproti tomu aktivita m. rectus femoris a m. biceps femoris u starších probandů byla signifikantně vyšší oproti mladým osobám. Navíc můžeme obecně říci, že svalová aktivace je nižší ve vodě než na souši při měření MVC a stejně tak pokud rychlost chůze není daná a v obou prostředích stejná, ale taková, jakou si proband sám zvolí. Pokud zachováme stejnou rychlost chůze, je aktivace svalů vyšší ve vodním prostředí než na suchu. Zároveň se objevuje rozdíl mezi vzorci aktivace svalů dolních končetin v obou prostředích. Vrcholy aktivity na záznamech z vody byly kromě m. gastrocnemius méně zřetelné než na souši, kde byly spíše plošší, a to nezávisle na věku probandů. Autoři si to vysvětlují tím, že ve vodě jsou sice menší nároky na překonání gravitace, ale zároveň musí dojít k překonání odporu vodního prostředí a proto se objevuje tento vzorec svalové aktivace.

Kromě chůze se někteří autoři věnovali i běhu. Alberton et al. (2010) porovnávali aktivaci svalů (m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. semitendinosus a m. biceps femoris) pomocí EMG, úhlovou rychlost v kyčelním kloubu a spotřebu kyslíku při běhu na místě na souši a ve vodě. Běh byl prováděn po 4 minuty submaximální kadencí a 15 sekund maximální rychlostí. U všech svalů kromě m. semitendinosus byla naměřena vyšší svalová aktivita při běhu submaximální kadencí na souši. Při běhu maximální rychlostí vykazovaly všechny analyzované svaly v obou prostředích podobné aktivace (Alberton et al., 2010). Porovnat aktivitu svalů na dolních končetinách při chůzi na suchu, ve vodě a při běhu v hluboké vodě u devíti probandů ve třech různých rychlostech bylo cílem studie Kanedy et al. (2007). Měřené byly: m. tibialis anterior, m. soleus, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris. Bylo zjištěno, že m. soleus a m. gastrocnemius medialis se při běhu v hluboké vodě zapojovaly méně než při chůzi v obou prostředích, zatímco aktivita m. rectus femoris a m. biceps femoris byla při běhu v hluboké vodě naopak vyšší. Autoři se domnívají, že důvodem těchto změn byla hloubka prostředí a větší flexe v kolenním nebo extenze v kyčelním kloubu během běhu.

Ko-kontrakčním stupněm svalové aktivity se bohužel příliš mnoho studií nezabývá. Pavlů et al. (2012) hodnotili dynamický ko-kontrakční stupeň (CCL) při cvičení s vibrační činkou. Ko-kontrakční stupeň byl definován jako simultánní aktivita antagonistických svalů a vypočítán podle vzorce:
$$CCL = \frac{EMG\ S}{EMG\ L} * (EMG\ S + EMG\ L).$$

EMG S znamená nižší svalovou aktivitu z dvojice svalů a EMG L vyšší svalovou aktivitu. Tento parametr vypovídá o neurálních mechanismech řízení, kdy je nutná aktivace gama systému ze stimulace kloubních a ligamentových mechanoreceptorů. Tento děj zajišťuje kloubní stabilitu a předchází vlastní aktivaci alfa motoneuronů. Výsledky ukazují, že při vibrační zátěži v průběhu pohybu reaguje organismus kloubní stabilizací a tedy zvýšením hodnot CLL (Pavlů et al., 2012). Ko-kontrakčním stupněm se zabývali také Fonseca et al. (2004). Studována byla skupina deseti probandů s jednostranným poraněním ligamentum cruciatum anterius (LCA) a kontrolní skupina deseti probandů bez jakéhokoliv poranění dolních končetin v anamnéze. CCL byl sledován při chůzi, kdy byla překračována také elektromechanická balanční deska. CCL byl vypočten jako překrývající se oblasti normalizovaného EMG záznamu u m. vastus lateralis a m. biceps femoris. Ko-kontrakční stupeň byl u obou skupin odlišný, u skupiny s poraněním vazů byl snížený, což naznačuje, že zranění předního zkříženého vazů může být spojeno s chybným neurogenním řízením a neustálou aktivitou gama systému, která zajistí nepřetržitě připravenou svalovou tuhost.

Při chůzi na souši a ve vodě hodnotila dynamický ko-kontrakční stupeň ve své diplomové práci Kotalíková (2013). Studie se zúčastnilo 6 osob s Parkinsonovou nemocí. Z výsledků nelze jednoznačně určit, zda byl v některém z prostředí ko-kontrakční stupeň vyšší. Výsledky jsou příliš individuální a u jednotlivých probandů rozdílné. Výsledky této studie byly následně publikovány v odborném časopise (Kotalíková et al., 2015).

3 CÍLE PRÁCE, ŘEŠENÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

Hlavním cílem této diplomové práce je určit pomocí povrchové elektromyografie stupeň aktivace vybraných svalů u starších osob při chůzi na suchu a ve vodním prostředí. Dalším dílčím cílem je zjistit a porovnat dynamický ko-kontrakční stupeň svalů dolních končetin u starších osob během chůze na suchu a ve vodním prostředí. Námi stanovené otázky a hypotézy zní následovně:

Řešené otázky:

1. Je normalizovaná hodnota EMG aktivity vybraných svalů při chůzi ve vodním prostředí nižší než na suchu, jak uvádějí autoři ve svých výše uvedených studiích (Holländerová, 2011; Kelly et al., 2000; Masumoto et al., 2004a, 2007a, 2008)?
2. Chůze ve vodě bude pomalejší a bude nutné při pohybu překonat odpor prostředí. Bude vodní prostředí klást větší nároky na stabilizaci a bude tedy zapotřebí lepší souhry agonistů a antagonistů k jejímu zajištění (Pavlů et al., 2012; Rudolph et al., 2001; Véle, 2006)?

Hypotéza číslo 1:

Předpokládáme nižší normalizovanou hodnotu EMG aktivity vybraných svalů při chůzi ve vodě oproti chůzi na suchu.

Hypotéza číslo 2:

Předpokládáme vyšší dynamický ko-kontrakční stupeň vybraných svalů při chůzi ve vodním prostředí v porovnání s hodnotami při chůzi na suchu.

4 METODIKA PRÁCE

Tato diplomová práce má charakter analyticko-experimentální studie. Je rozdělena na dvě části. V první, teoretické části, je zpracována tematika chůze, elektromyografie, která byla v této práci využita jako objektivizační metoda, se zaměřením na povrchovou EMG a její využití ve vodním prostředí. Dále jsou zde zpracována specifika rehabilitace starších osob a závěr této části je věnován studiím, které se zabývaly rozdíly pohybu na souši a ve vodě a hodnocením ko-kontrakčního stupně. Ke zpracování této části bylo použito rešeršní zpracování problematiky (s využitím klíčových slov gait, walking, water, electromyography, water surface electromyography – WaS-EMG, cocontraction level - CCL, coactivation) především prostřednictvím v ČR dostupných periodik a článků získaných v online databázích (PubMed, Medline, Science Direct, Google Scholar) prostřednictvím placeného přístupu z FTVS UK. Dále byly využity jak tištěné, tak elektronické monografie, učebnice, odborná periodika a diplomové práce.

Druhá a hlavní část diplomové práce představuje samotný experiment, při němž byly sledovány rozdíly normované EMG aktivity vybraných svalů při chůzi ve vodním prostředí a na suchu u probandů vyššího věku a dynamický ko-kontrakční stupeň svalů dolních končetin.

4.1 VÝBĚR PROBANDŮ

Experimentu se zúčastnilo 5 probandů ve věku $67,2 \pm 9,8$ let. Probandi byli zvoleni bez ohledu na pohlaví, podmínkou účasti byla absence závažnějšího onemocnění (kardiovaskulární, neurologické apod.) a vážnějších úrazů či operací na dolních končetinách v anamnéze. Experimentu se zúčastnili dobrovolně a před jeho provedením byli seznámeni s průběhem měření. Experiment byl schválen etickou komisí FTVS UK, jejíž vyjádření je příloha 1 této práce, a každý proband podepsal po informování o průběhu experimentu Informovaný souhlas, jehož vzor je přiložen k práci jako příloha 2. Při testování nesměli být probandi pod vlivem alkoholu a jiných omamných látek, které by mohly ovlivnit jejich pohybové chování, a nesměli vykazovat známky bolesti či vysoké únavy.

4.2 POUŽITÉ METODY

Pro měření svalové aktivity byl v tomto experimentu použit telemetrický EMG přístroj TelemyoMini 16 od firmy Neurodata. Ten v základní výbavě obsahuje vlastní EMG přístroj, vysílač se zesilovačem spojený s bipolárními elektrodami a 2 samostatné antény určené k přijímání signálu z vysílače. Současně je pohyb probanda snímán videokamerou. Aby bylo umožněno snímání EMG signálu ve vodním prostředí, je zapotřebí další vybavení. Konkrétně: voděvzdorný vak na EMG zesilovač s vysílačem, speciální bipolární elektrody se sadou oboustranně lepicích štítků důležitých k pevnému přilepení elektrod na kůži, krycí voděvzdorné přelepky na elektrody, lihobenzin, EMG vodivý gel, silikon Universal – Multi-usage (Pánek et al., 2010) a kobercová páska Patex, jejíž používání se osvědčilo v předchozích studiích využívajících WaS-EMG (Kotalíková, 2013).

4.3 SBĚR DAT

4.3.1 Výběr svalů

Byla snímána aktivita svalů na pravé dolní končetině, konkrétně: m. tibialis anterior, m. gastrocnemius, m. rectus femoris a m. biceps femoris. Aktivita paravertebrálních svalů byla snímána bilaterálně v úrovni ThL přechodu.

4.3.2 Aplikace a umístění elektrod

Pro snímání elektromyografického signálu ve vodním prostředí byly použity speciální povrchové bipolární elektrody, diskové Ag/AgCl elektrody o průměru 5 mm. Jsou zality do umělé hmoty tak, že zůstává volná pouze centrální část, která se přiloží na dobře očištěnou a odmaštěnou kůži. Kůži jsme důkladně očistili lihobenzinem. Dále jsme na umělohmotný disk elektrody přilepili oboustrannou lepicí pásku, která je dodávaná spolu s elektrodami a kopíruje jejich kruhový tvar. Poté byla na elektrodu aplikována vodivá pasta. Zde je nutné přesné dávkování, protože větší množství pasty může způsobit odlepení elektrody v průběhu experimentu a naopak příliš malé množství může způsobit zeslabení či rušení elektrického signálu. Každá elektroda byla po nanesení pasty připevněna na kůži a překryta speciální krycí přelepkou kruhového tvaru

s centrálním otvorem. Přelepen byl i kabel elektrody vzhledem k tomu, že se jeho provlékání otvorem v dřívějších experimentech neosvědčilo (Pánek et al., 2010).

Registrační elektrody byly umístěny ve střední linii svalového břicha u svalů uvedených výše. Vzdálenost mezi jednotlivými elektrodami byla určena překrytím kruhových přelepek cca o 1/3 jejich průměru, aby byla zachována co nejlepší vodivost mezi elektrodami (Pánek et al., 2010). Referenční neboli zemnicí elektroda byla umístěna ve výši sedmého krčního obratle, v místě jeho processus spinosus. Nakonec byly elektrody přelepény ještě kobercovou páskou kvůli snížení rizika odlepení a zvýšení voděodolnosti (Kotalíková, 2013).



**Obrázek 7: Aplikace elektrod
- pohled z boku**



**Obrázek 8: Aplikace elektrod
- pohled zezadu**

4.2.3 Provedení experimentu

Experiment byl proveden v prostorách tréninkového bazénu FLUM FTVS UK v průběhu jednoho dne, od 10 do 15 hodin. V průběhu jednoho měření byl přítomen jeden proband. První proband byl přítomen 60 minut, zbylí čtyři již jen 45 minut. Před samotným měřením bylo provedeno poučení o průběhu experimentu a podepsán informovaný souhlas. Prostřednictvím dotazníku sebrána důležitá anamnestická data,

vzor anamnestického dotazníku je uveden jako příloha 3. Místa pro přilepení speciálních povrchových bipolárních elektrod určených ke snímání ve vodním prostředí byla řádně očištěna a poté byly elektrody aplikovány na vybrané svaly pravé dolní končetiny a paravertebrální svaly bilaterálně ve výši ThL přechodu.

Měření bylo zahájeno vyšetřením maximální volní kontrakce (MVC) na suchu a to dle pozic svalového testu. Maximální kontrakce byla prováděna proti odporu a 3x za sebou. Každá trvala 10 sekund a mezi jednotlivými kontrakcemi byla pauza, abychom předešli svalové únavě.

Poté následovalo měření chůze na souši. Proband byl vyzván k chůzi na patnáctimetrovou vzdálenost v rytmu metronomu 70 kroků za minutu. Průběh chůze byl zaznamenáván EMG a signál byl přenesen do počítačového programu souběžně s videozáznamem.

Následně bylo před vstupem do bazénu zkontrolováno nalepení elektrod, protože po styku s vodou by jejich opětovné přilepení nebylo možné. Potom proband v doprovodu asistenta vešel přístupovými schůdky do bazénu a byl opět vyzván k chůzi, tentokrát v rytmu metronomu 40 kroků za minutu. Hloubka vody byla 120 cm a teplota vody 32°C. Vak s EMG přístrojem byl přidržován asistentem, abychom co nejvíce snížili riziko případných artefaktů v důsledku pohybů kabelů ve vodním prostředí. Průběh chůze byl opět zaznamenán EMG souběžně s videozáznamem. Poté proband vyšel z bazénu opět po schůdkách.



Obrázek 9: Prostory prováděného experimentu (FLUM FTVS UK)

4.4 ANALÝZA DAT

Ke zpracování a vyhodnocení naměřených dat bylo použito softwaru MyoResearch XP Master Edition 1. 08. 27 od firmy Noraxon. V tomto programu je možné současné prohlížení získaného signálu z EMG a videonahrávky, což umožňuje využití vizuální kontroly při vyhodnocování.

Signál byl rektifikován a vyhlazen. Při hodnocení maximální volní kontrakce (MVC) byl z každého 10 sekundového měření vybrán 2 sekundy ustálený maximální EMG signál. Získané hodnoty ze všech 3 měření byly zprůměrovány, a tím vznikla výsledná MVC každého ze svalů.

Následovala analýza samotné chůze. Signál byl rektifikován a vyhlazen. Podle doporučení Huga (2011) bylo z celkového záznamu u každého probanda vybráno 6 krokových cyklů pravé (snímané) dolní končetiny na suchu a ve vodě. Jednotlivé cykly začínaly fází dvojí opory v momentě odvíjení špičky na stojné (snímané) dolní končetině. Na EMG záznamu byl marker umístěn na bázi signálu m. tibialis anterior, poté napočítáno 6 krokových cyklů pravé (snímané) dolní končetiny a na konec hodnoceného záznamu byl znovu umístěn marker, také dle m. tibialis anterior.

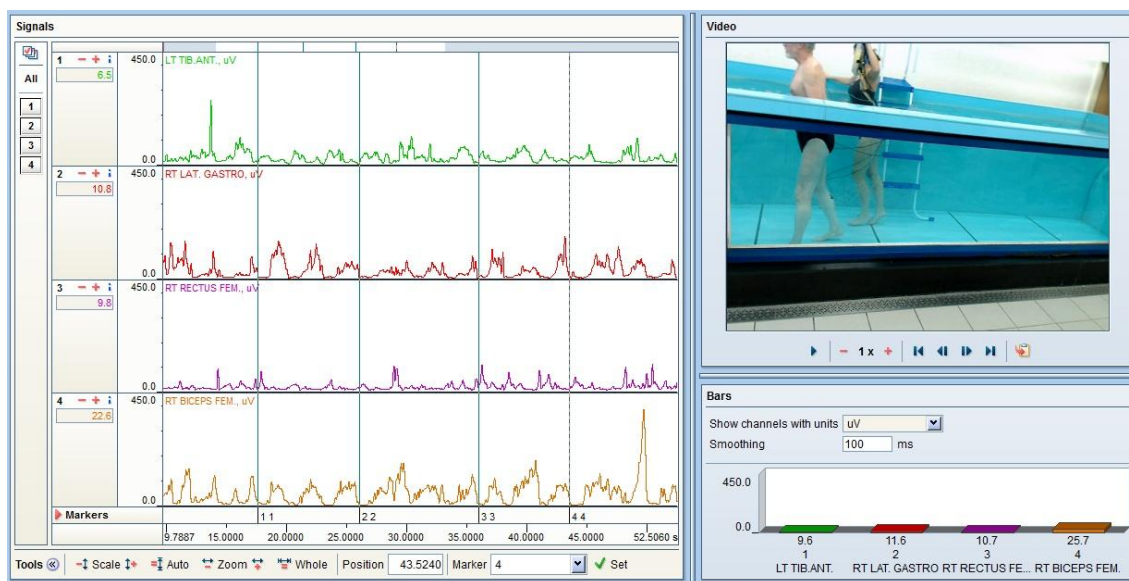
Poté byla provedena analýza EMG záznamu a tím získána průměrná amplituda vybraných 6 kroků. Z této průměrné amplitudy a MVC byl získán údaj o procentuálním zapojení svalu (%MVC) oproti maximální volní kontrakci výpočtem: $\text{mean}/\text{MVC} \times 100 = \% \text{MVC}$. Tímto způsobem byly vyhodnoceny všechny snímané svaly.

Následně byly v programu Microsoft Excel porovnávány jejich ko-kontrakční stupně pomocí vzorce:

$$\text{CCL} = \frac{\text{EMG S}}{\text{EMG L}} * (\text{EMG S} + \text{EMG L})$$

V tomto vzorci EMG S znamená nižší normalizovanou svalovou aktivitu z dvojice svalů a EMG L vyšší normalizovanou svalovou aktivitu z dvojice svalů (Pavlu et al., 2012; Rudolph et al., 2001). Byly mezi sebou porovnávány tyto svaly: m. tibialis anterior/m. gastrocnemius a m. rectus femoris/m. biceps femoris.

Podrobně rozepsaná analýza dat a její výsledky jsou uvedené v další kapitole diplomové práce.



Obrázek 10: EMG záznam chůze ve vodě

5 VÝSLEDKY

V průběhu experimentu nastaly bohužel technické potíže s elektrodami, a proto musely být některé z nich vyřazeny. Původních 6 měřených svalů bylo nakonec registrováno jen u prvních dvou probandů, u třetího až pátého byly vynechány elektrody snímající aktivitu paravertebrálních svalů bilaterálně. K hodnocení bylo využito všech 5 EMG záznamů. Skupina probandů byla charakterizována takto:

Tabulka 1: Charakteristika výzkumného souboru

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5
věk (roky)	66	63	77	64	66
pohlaví	žena	muž	muž	žena	muž

Můžeme tedy informace o výzkumném souboru shrnout tak, že věk souboru byl $67,2 \pm 9,8$ let, z celkem 5 probandů byli 3 mužského a 2 ženského pohlaví (viz. Tabulka 1). Závažné onemocnění neuvedl ani jeden proband, druhý, třetí a pátý proband (tedy pouze muži) užívají pravidelně medikaci a všichni probandi mají nějakou pravidelnou pohybovou aktivitu. Chůzi jakožto pravidelnou fyzickou aktivitu uvedli v dotazníku tři z pěti probandů. Pouze proband číslo 4 uvedl, že měl úraz, a to výron pravého kotníku v roce 2007 a operaci křečových žil na pravé dolní končetině v roce 1991. Souhrn těchto informací z anamnestického dotazníku je ve formě tabulky uveden jako příloha 4. Žádný z probandů nebyl pod vlivem alkoholu či jiných omamných látek, nepocíťoval bolest ani nevykazoval známky zvýšené únavy.

Výsledky experimentu byly vyhodnoceny intraindividuálně a poté interindividuálně. U všech probandů budou výsledky prezentovány jak ve formě tabulky znázorňující normalizovanou hodnotu aktivity svalů při chůzi na suchu a ve vodě, tak následně ve formě grafu.

5.1 INTRAINDIVIDUÁLNÍ HODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

5.1.1 Proband 1

Tabulka 2: Výsledná aktivita svalů při chůzi na suchu u probanda 1

	TA	GM	RF	BF	ES l. dx	ES l. sin
mean (μV)	102	56,2	47,7	87,3	34,9	42,3
MVC (μV)	422	253	262	238	98,3	99,7
%MVC = mean/MVC x 100	24,17	22,21	18,21	36,68	35,50	42,43

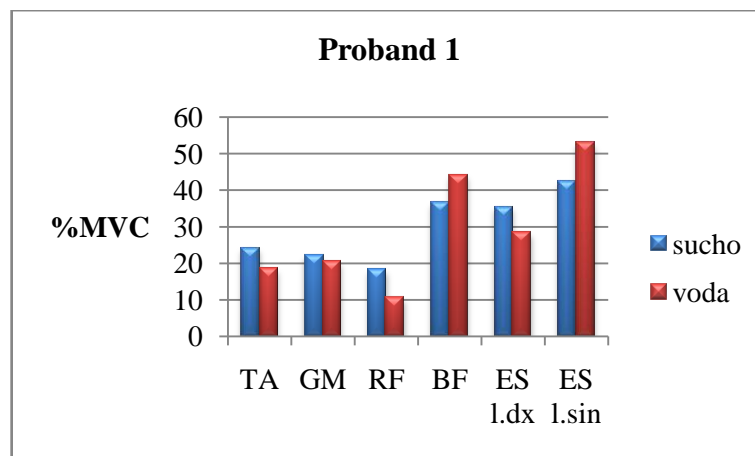
Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m.rectus femoris, BF= m. biceps femoris, ES l.dx/l.sin = mm. erectores spinae vpravo/vlevo, MVC= maximální volní kontrakce

Tabulka 3: Výsledná aktivita svalů při chůzi ve vodě u probanda 1

	TA	GM	RF	BF	ES l. dx	ES l. sin
mean (μV)	78,5	51,6	27,8	105	28	52,9
MVC (μV)	422	253	262	238	98,3	99,7
%MVC = mean/MVC x 100	18,60	20,40	10,61	44,12	28,48	53,06

Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m.rectus femoris, BF= m. biceps femoris, ES l.dx/l.sin = mm. erectores spinae vpravo/vlevo, MVC= maximální volní kontrakce

Tabulka 2 znázorňuje aktivitu svalů při chůzi na suchu a Tabulka 3 poté aktivitu měřených svalů při chůzi ve vodním prostředí u probanda 1. Je zde patrný pokles svalové aktivity ve vodním prostředí oproti chůzi na suchu u všech svalů kromě m. biceps femoris a paravertebrálních svalů vlevo. V obou prostředích se více zapojují erectores spinae na levé straně, což může být v důsledku přirozené stranové asymetrie a svalové nerovnováhy, přičemž aktivita vlevo ve vodním prostředí stoupla, zatímco aktivita paravertebrálních svalů vpravo ve vodě klesla. Jejich hodnoty MVC byly ale naměřeny téměř totožné, znamená to, že svaly jsou schopné se aktivovat stejnou měrou.



Obrázek 11: Grafické znázornění hodnot normované aktivity (%MVC) vybraných svalů na suchu a ve vodním prostředí u probanda 1

Graf znázorňuje hodnoty procentuálního zapojení (%MVC) měřených svalů v obou prostředích. Na ose x jsou vyjmenovány jednotlivé měřené svaly a na ose y jsou zaneseny hodnoty svalové aktivace v obou prostředích. Je zde dobře vidět rozdíl jednotlivých prostředí na aktivaci svalů – kromě bicepsu femoris a erectores spinae vlevo svalová aktivita ve vodním prostředí klesla.

5.1.2 Probant 2

Tabulka 4: Výsledná aktivita svalů při chůzi na suchu u probanda 2

	TA	GM	RF	BF	ES l. dx	ES l. sin
mean (μV)	115	115	158	68,5	39,5	41,7
MVC (μV)	449	290	254	242	139	153
%MVC = mean/MVC x 100	25,61	39,66	62,21	28,31	28,42	27,26

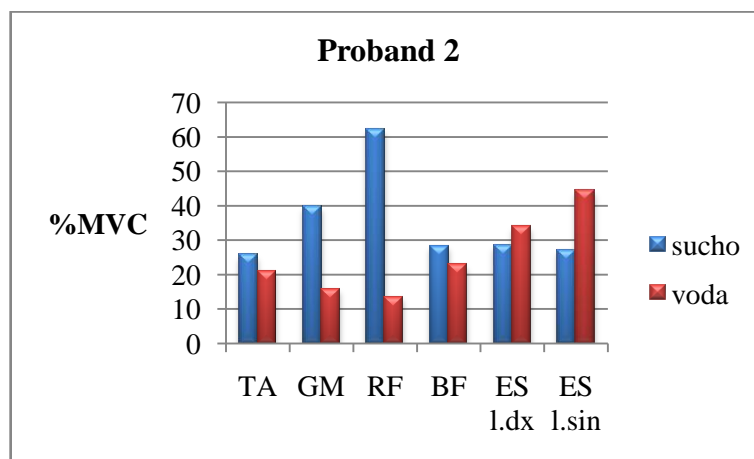
Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m.rectus femoris, BF= m. biceps femoris, ES l.dx/l.sin = mm. erectores spinae vpravo/vlevo, MVC= maximální volní kontrakce

Tabulka 5: Výsledná aktivita svalů při chůzi ve vodě u probanda 2

	TA	GM	RF	BF	ES l. dx	ES l. sin
mean (μV)	94,5	45,7	34,3	55,3	47,3	68,1
MVC (μV)	449	290	254	242	139	153
%MVC = mean/MVC x 100	21,05	15,76	13,50	22,85	34,03	44,51

Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m.rectus femoris, BF= m. biceps femoris, ES l.dx/l.sin = mm. erectores spinae vpravo/vlevo, MVC= maximální volní kontrakce

Tabulka 4 znázorňuje aktivitu svalů při chůzi na suchu a Tabulka 5 poté aktivitu měřených svalů při chůzi ve vodním prostředí u probanda 2. U tohoto probanda je patrný pokles svalové aktivity u všech svalů dolní končetiny, přičemž pokles u m. rectus femoris je velmi výrazný a nemalý je také pokles aktivity m. gastrocnemius. Při chůzi ve vodním prostředí byl m. rectus femoris aktivován o 48,71 %MVC méně než při chůzi na souši a m. gastrocnemius o 23,9 %MVC méně ve vodním prostředí. Paravertebrální svaly se naopak u tohoto probanda aktivují bilaterálně více ve vodním prostředí než na souši.



Obrázek 12: Grafické znázornění hodnot normované aktivity (%MVC) vybraných svalů na suchu a ve vodním prostředí u probanda 2

Graf je shrnutím tabulek 3 a 4 – znázorňuje hodnoty procentuálního zapojení (%MVC) měřených svalů v obou prostředích. Na ose x jsou vyjmenovány jednotlivé

měřené svaly a na ose y jsou zaneseny hodnoty svalové aktivace v obou prostředích. Je zde dobře vidět rozdíl jednotlivých prostředí na aktivaci svalů – svaly dolní končetiny se aktivují méně při chůzi ve vodě a paravertebrální svaly bilaterálně naopak více ve vodním prostředí.

5.1.3 Proband 3

U tohoto probanda v průběhu experimentu nastaly bohužel technické potíže s elektrodami, a proto musely být některé vyřazeny. Místo plánovaných 6 měřených svalů byly tedy naměřeny jen 4 a to na dolních končetinách. Paravertebrální svaly již měřeny nebyly.

Tabulka 6: Výsledná aktivita svalů při chůzi na suchu u probanda 3

	TA	GM	RF	BF
mean (μV)	69	43,3	294	26,6
MVC (μV)	380	241	475	130
%MVC = mean/MVC x 100	18,16	17,97	61,9	20,46

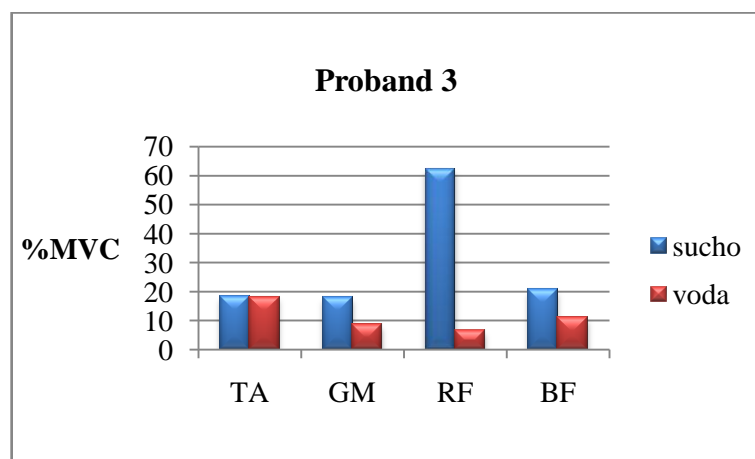
Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m.rectus femoris, BF= m. biceps femoris, MVC= maximální volní kontrakce

Tabulka 7: Výsledná aktivita svalů při chůzi ve vodě u probanda 3

	TA	GM	RF	BF
mean (μV)	68,8	20,8	31,4	14,2
MVC (μV)	380	241	475	130
%MVC = mean/MVC x 100	18,11	8,63	6,61	10,92

Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m.rectus femoris, BF= m. biceps femoris, MVC= maximální volní kontrakce

Tabulka 6 znázorňuje aktivitu svalů při chůzi na suchu a Tabulka 7 poté aktivitu měřených svalů při chůzi ve vodním prostředí u probanda 3. U tohoto probanda klesla svalová aktivita ve vodě u všech měřených svalů na dolní končetině. Aktivita m. tibialis anterior se změnila jen minimálně, obrovský rozdíl ale můžeme vidět u m. rectus femoris. Jeho aktivita se oproti chůzi na souši snížila o celých 55,29 %MVC.



Obrázek 13: Grafické znázornění hodnot normované aktivity (%MVC) vybraných svalů na suchu a ve vodním prostředí u probanda 3

Graf je shrnutím tabulek 3 a 4 – znázorňuje hodnoty procentuálního zapojení (%MVC) měřených svalů v obou prostředích. Na ose x jsou vyjmenovány jednotlivé měřené svaly a na ose y jsou zaneseny hodnoty svalové aktivity v obou prostředích. Zde je dobře vidět minimální rozdíl v aktivaci m. tibialis anterior, téměř identický pokles svalové aktivity m. gastrocnemius a m. biceps femoris, a velký rozdíl u m. rectus femoris již zmíněný výše.

5.1.4 Proband 4

Při měření EMG ve vodním prostředí u tohoto probanda nastaly technické potíže, kdy se při chůzi ve vodním prostředí pod snímací elektrodu m. biceps femoris dostala voda a tím byl záznam znehodnocen. Z tohoto důvodu je v hodnocení tento sval vynechán.

Tabulka 8: Výsledná aktivita svalů při chůzi na suchu u probanda 4

	TA	GM	RF	BF
mean (μV)	93	66,7	80,1	16,3
MVC (μV)	495	239	147	125
%MVC = mean/MVC x 100	18,79	27,91	54,49	13,04

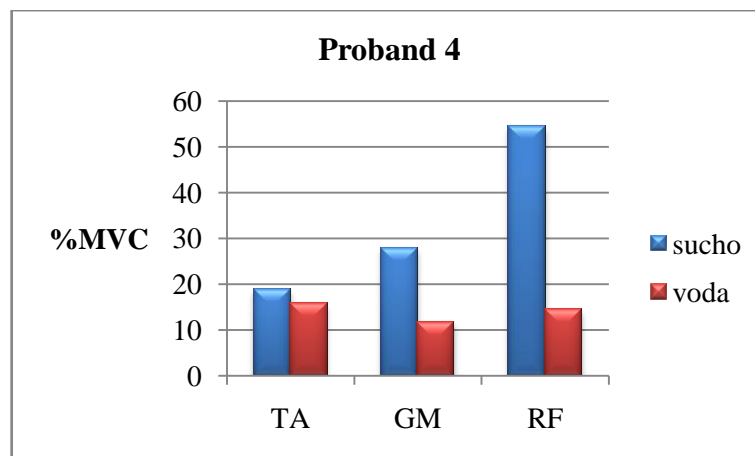
Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m. rectus femoris, BF= m. biceps femoris, MVC= maximální volní kontrakce

Tabulka 9: Výsledná aktivita svalů při chůzi ve vodě u probanda 4

	TA	GM	RF
mean (μV)	78,2	28,1	21,3
MVC (μV)	495	239	147
%MVC = mean/MVC x 100	15,80	11,76	14,49

Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m. rectus femoris, MVC= maximální volní kontrakce

Tabulka 8 znázorňuje aktivitu svalů při chůzi na suchu a Tabulka 9 poté aktivitu měřených svalů při chůzi ve vodním prostředí u probanda 4. U tohoto probanda také poklesla svalová aktivita ve vodě u všech měřených svalů na dolní končetině. K m. biceps femoris se bohužel nemůžeme vyjádřit kvůli již výše zmíněným technickým problémům s elektrodami snímajícími tento sval. Největší pokles stupně svalové aktivace jsme zaznamenali opět u m. rectus femoris, stejně jako u všech předchozích probandů.



Obrázek 14: Grafické znázornění hodnot normované aktivity (%MVC) vybraných svalů na suchu a ve vodním prostředí u probanda 4

Graf je shrnutím tabulek 8 a 9 – znázorňuje hodnoty procentuálního zapojení (%MVC) měřených svalů v obou prostředích. Na ose x jsou vyjmenovány jednotlivé měřené svaly a na ose y jsou zaneseny hodnoty svalové aktivity v obou prostředích. V grafu je dobře patrný pokles svalové aktivity všech měřených svalů při chůzi ve vodě a markantní rozdíl u m. rectus femoris.

5.1.5 Probant 5

Tabulka 10: Výsledná aktivita svalů při chůzi na suchu u probanda 5

	TA	GL	RF	BF
mean (μV)	82,7	55,8	65,7	67
MVC (μV)	856	365	347	517
%MVC = mean/MVC x 100	9,66	15,29	18,93	12,96

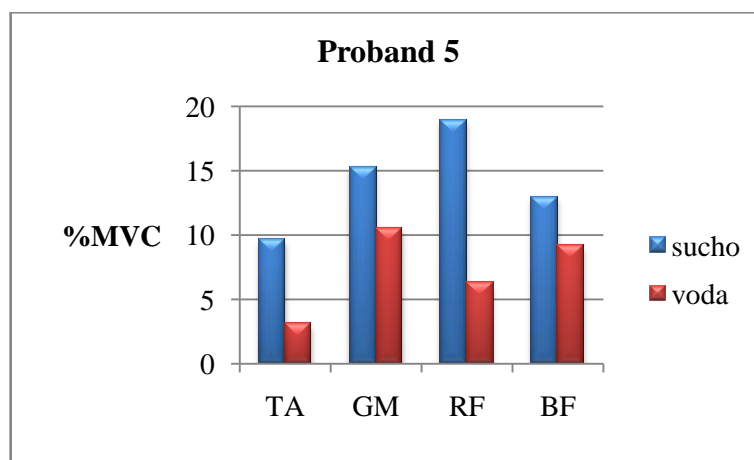
Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m. rectus femoris, BF= m. biceps femoris, MVC= maximální volní kontrakce

Tabulka 11: Výsledná aktivita svalů při chůzi ve vodě u probanda 5

	TA	GL	RF	BF
mean (μV)	26,8	38,6	21,8	47,6
MVC (μV)	856	365	347	517
%MVC = mean/MVC x 100	3,13	10,58	6,28	9,21

Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m. rectus femoris, BF= m. biceps femoris, MVC= maximální volní kontrakce

Tabulka 10 znázorňuje aktivitu svalů při chůzi na suchu a Tabulka 11 poté aktivitu měřených svalů při chůzi ve vodním prostředí u probanda 5. Aktivita všech měřených svalů pravé dolní končetiny oproti chůzi na suchu při chůzi ve vodě klesla. Největší rozdíl můžeme zaznamenat opět u m. rectus femoris, stejně jako u všech předchozích probandů.



Obrázek 15: Grafické znázornění hodnot normované aktivity (%MVC) vybraných svalů na suchu a ve vodním prostředí u probanda 5

Graf je shrnutím tabulek 10 a 11 – znázorňuje hodnoty procentuálního zapojení (%MVC) měřených svalů v obou prostředích. Na ose x jsou vyjmenovány jednotlivé měřené svaly a na ose y jsou zaneseny hodnoty svalové aktivace v obou prostředích. V grafu je dobře patrný pokles svalové aktivity všech měřených svalů při chůzi ve vodě a největší rozdíl u m. rectus femoris.

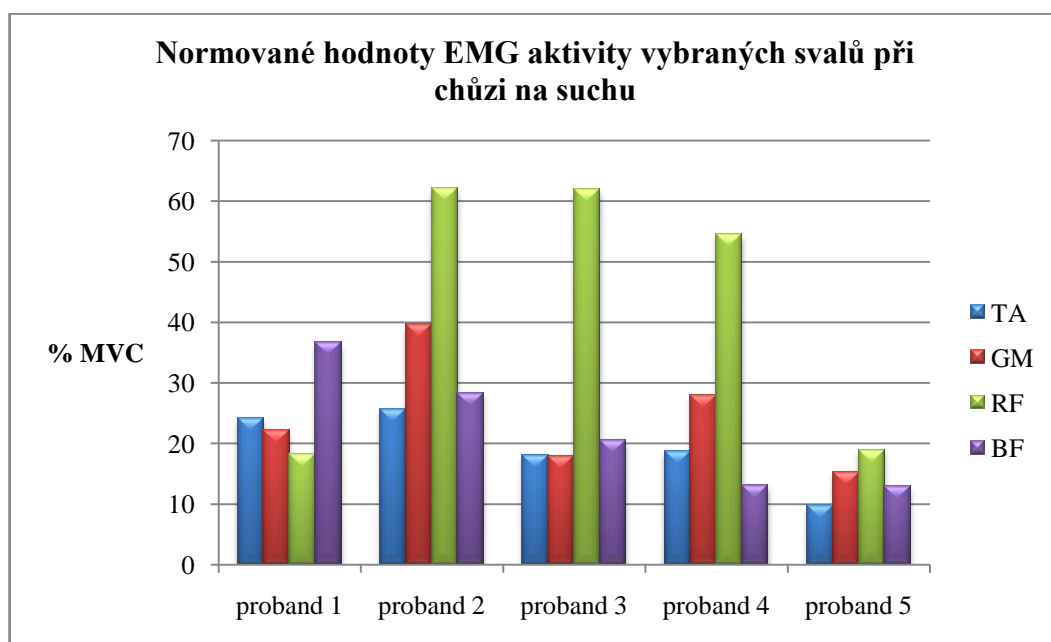
5.2 INTERINDIVIDUÁLNÍ HODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

5.2.1 Porovnání svalové aktivity při chůzi na suchu

Tabulka 12: Normované hodnoty EMG aktivity vybraných svalů při chůzi na suchu

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5
TA (%MVC)	24,17	25,61	18,16	18,79	9,66
GM (%MVC)	22,21	39,66	17,97	27,91	15,29
RF (%MVC)	18,21	62,21	61,9	54,49	18,93
BF (%MVC)	36,68	28,31	20,46	13,04	12,96

Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m.rectus femoris, BF= m. biceps femoris



Obrázek 16: Grafické znázornění normovaných hodnot EMG aktivity vybraných svalů u všech probandů při chůzi na suchu

Tabulka 12 znázorňuje normované hodnoty EMG aktivity vybraných svalů u všech probandů při chůzi na suchu. Obrázek 16 je grafickým znázorněním tabulky 12. U prvního probanda byl nejvíce aktivní m. biceps femoris, u všech ostatních probandů, tedy u 4 z 5, byl nejvíce aktivním svaem m. rectus femoris. Pouze u probanda 5 jsou

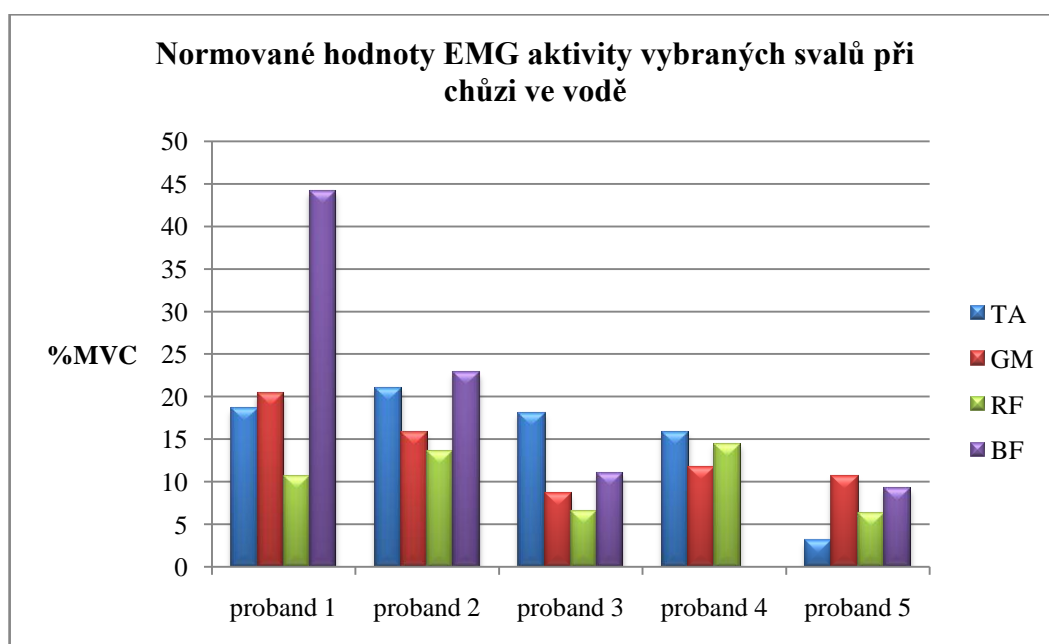
stupně aktivace všech svalů dolní končetiny při chůzi na suchu relativně vyrovnané a mezi hodnotami %MVC nejsou velké rozdíly.

5.2.2 Porovnání svalové aktivity při chůzi ve vodě

Tabulka 13: Normované hodnoty EMG aktivity vybraných svalů při chůzi ve vodě

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5
TA (%MVC)	18,6	21,05	18,11	15,8	3,13
GM (%MVC)	20,4	15,76	8,63	11,76	10,58
RF (%MVC)	10,61	13,5	6,61	14,49	6,28
BF (%MVC)	44,12	22,85	10,92		9,21

Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m.rectus femoris, BF= m. biceps femoris



Obrázek 17: Grafické znázornění normovaných hodnot EMG aktivity vybraných svalů u všech probandů při chůzi ve vodě

Tabulka 13 znázorňuje normované hodnoty EMG aktivity vybraných svalů u všech probandů při chůzi na suchu. Obrázek 17 je grafickým znázorněním tabulky 13. U prvního probanda byl velmi aktivní m. biceps femoris. U probanda 2 byla svalová

aktivace víceméně vyvážená. U probanda 3 převažuje aktivita m. tibialis anterior. U čtvrtého probanda došlo k již zmíněným technickým problémům s elektrodami, které snímaly m. biceps femoris a záznam byl znehodnocen, a proto v tomto vyhodnocení m. biceps femoris u probanda 4 schází. Aktivitu ostatních svalů bychom mohli popsat jako vyváženou. U probanda 5 je m. tibialis anterior nejméně zapojovaným svalem, aktivita ostatních svalů je taktéž vyvážená. U 3 z 5 probandů byl nejméně aktivním svalem m. rectus femoris.

5.2.3 Porovnání svalové aktivity při chůzi na suchu a ve vodě

Tabulka 14: Normované hodnoty EMG aktivity vybraných svalů při chůzi na suchu a ve vodě

prostředí	Proband 1		Proband 2		Proband 3		Proband 4		Proband 5	
	sucho	voda	sucho	voda	sucho	voda	sucho	voda	sucho	voda
TA (%MVC)	24,17	18,6	25,61	21,05	18,16	18,11	18,79	15,8	9,66	3,13
GM (%MVC)	22,21	20,4	39,66	15,76	17,97	8,63	27,91	11,76	15,29	10,58
RF (%MVC)	18,21	10,61	62,21	13,5	61,9	6,61	54,49	14,49	18,93	6,28
BF (%MVC)	36,68	44,12	28,31	22,85	20,46	10,92	13,04		12,96	9,21

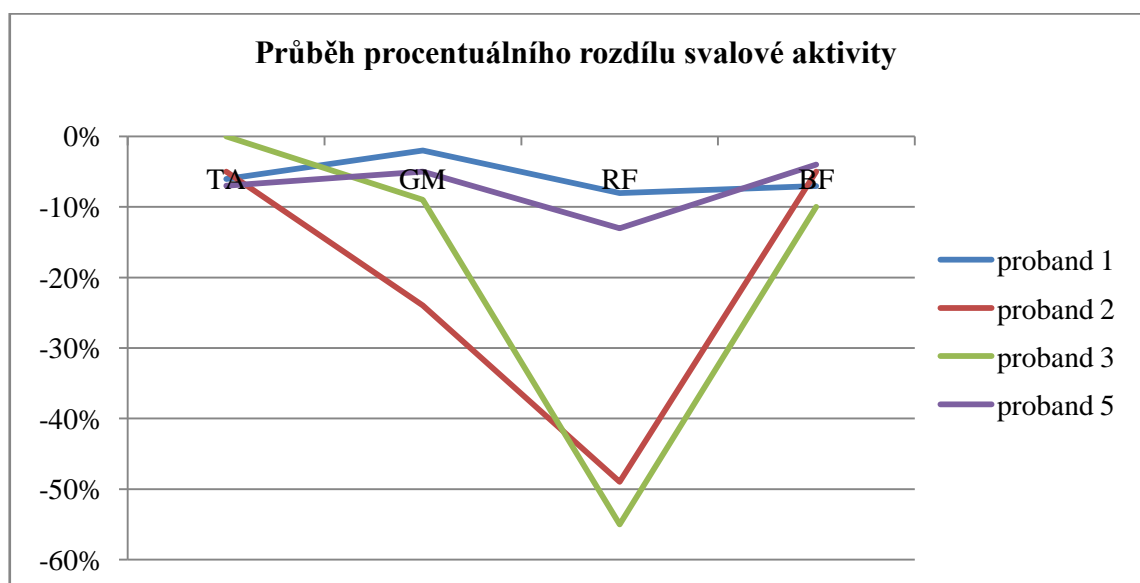
Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m.rectus femoris, BF= m. biceps femoris

Tabulka 15: Procentuální zaokrouhlené vyjádření rozdílnosti svalové aktivace ve vodním prostředí proti chůzi na suchu

	Proband 1	Proband 2	Proband 3	Proband 4	Proband 5
TA	- 6%	- 5%	0%	- 3%	- 7%
GM	- 2%	- 24%	- 9%	- 16%	- 5%
RF	- 8%	- 49%	- 55%	- 40%	- 13%
BF	- 7%	- 5%	- 10%		- 4%

Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m.rectus femoris, BF= m. biceps femoris

Tabulka 14 znázorňuje srovnání svalové aktivity vyjádřené v procentech u všech probandů pro chůzi na suchu a ve vodním prostředí. Tabulka 15 je vyjádření procentuálního zapojení svalů ve vodním prostředí. Hodnoty byly zaokrouhleny na celá čísla. Záporné hodnoty vyjadřují nižší aktivitu zapojení ve vodním prostředí. U všech měřených svalů u všech probandů aktivita ve vodním prostředí poklesla. Pouze u probanda 3 zůstala aktivita m. tibialis anterior téměř stejná. Oranžově jsou zvýrazněná pole, kdy došlo u daného probanda k největšímu rozdílu ze všech měřených svalů, popř. ke změnám o více jak 15 %MVC.



Obrázek 18: Grafické znázornění procentuální rozdílnosti svalové aktivity při chůzi ve vodě

Graf znázorňuje procentuální rozdíly svalové aktivity při chůzi ve vodě, je tedy grafickým znázorněním tabulky 15. Kvůli chybějícím informacím o m. biceps femoris nebyl do tohoto grafu zařazen proband 4. Proband 1 a 5 mají velice podobný průběh křivky a proband 2 a 3 také. U posledních dvou jmenovaných je ale mnohem větší rozdíl v aktivaci m. rectus femoris v jednotlivých prostředích. Jinak je trend změny ve vodním prostředí z tohoto grafu jasně viditelný – u všech svalů dochází ke snížení %MVC ve vodním prostředí.

5.2.4 Interindividuální porovnání dynamického ko-kontrakčního stupně při chůzi na suchu a ve vodě

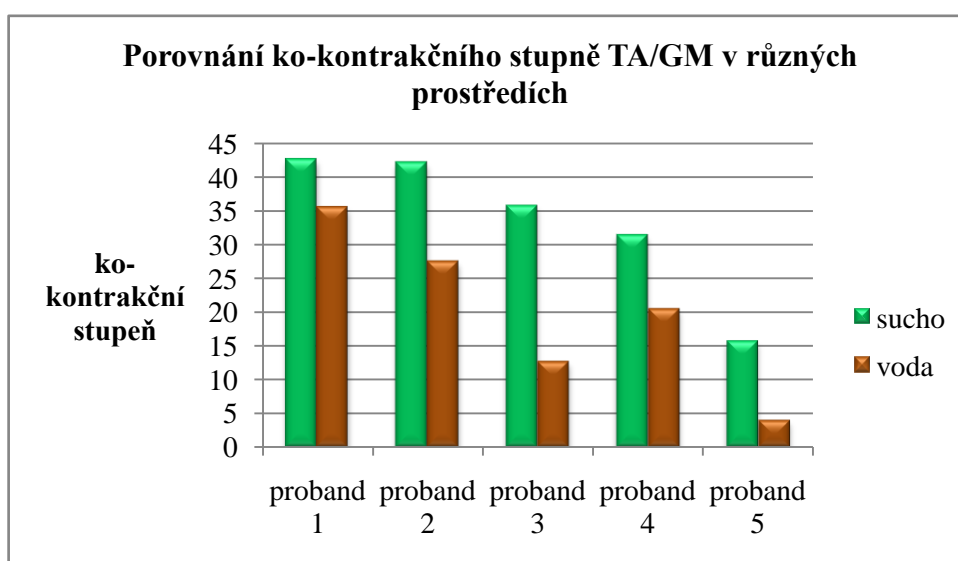
Dynamický ko-kontrakční stupeň byl vypočten podle následujícího vzorce, kde EMG S představuje nižší svalovou aktivitu z dvojice svalů, a EMG L vyšší svalovou aktivitu (Pavlů et al., 2012, Rudolph et al., 2001):

$$CCL = \frac{EMG S}{EMG L} * (EMG S + EMG L)$$

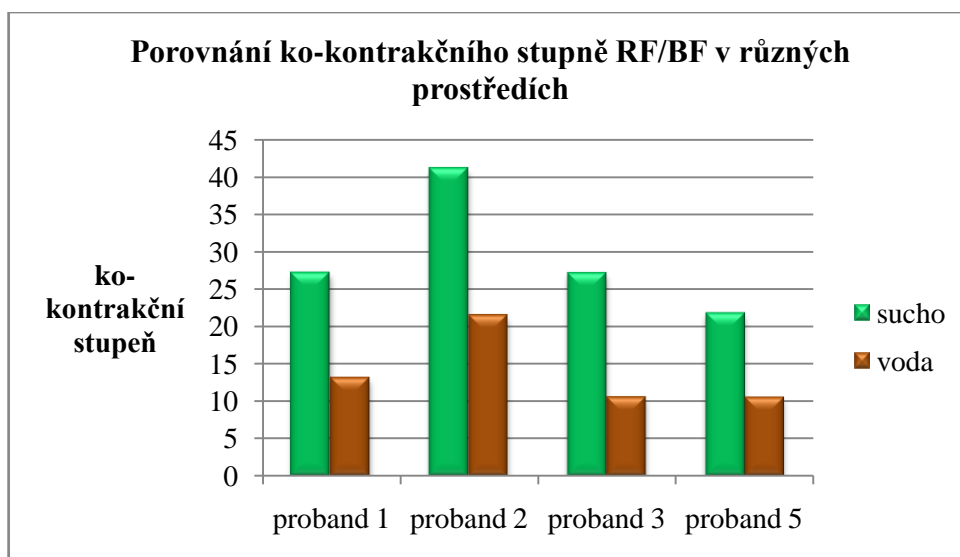
Tabulka 16: Ko-kontrakční stupně u jednotlivých probandů

Proband 1		Proband 2		Proband 3		Proband 4		Proband 5	
TA/ GM sucho	TA/ GM voda	TA/ GM sucho	TA/ GM voda	TA/ GM sucho	TA/ GM voda	TA/ GM sucho	TA/ GM voda	TA/ GM sucho	TA/ GM voda
42,62	35,56	42,15	27,56	35,75	12,74	31,44	20,51	15,76	4,06
RF/ BF sucho	RF/ BF voda	RF/ BF sucho	RF/ BF voda	RF/ BF sucho	RF/ BF voda			RF/ BF sucho	RF/ BF voda
27,25	13,16	41,19	21,48	27,22	10,61			21,83	10,56

Legenda: TA= m. tibialis anterior, GM= m. gastrocnemius, RF= m.rectus femoris, BF= m. biceps femoris



Obrázek 19: Grafické porovnání ko-kontrakčního stupně m.tibialis anterior/m. gastrocnemius v různých prostředích



Obrázek 20: Grafické porovnání ko-kontrakčního stupně m. rectus femoris/m. biceps femoris v různých prostředích

Tabulka 16 zaznamenává hodnoty dynamického ko-kontrakčního stupně u jednotlivých probandů při chůzi na suchu a ve vodě. Graficky jsou tyto hodnoty zobrazeny na obrázcích 19 a 20. Graf na obrázku 19 porovnává ko-kontrakční stupně u m. tibialis anterior a m. gastrocnemius, graf na obrázku 20 poté ko-kontrakční stupně u m. rectus femoris a m. biceps femoris v jednotlivých prostředích. Kvůli chybějícímu záznamu z m. biceps femoris ve vodním prostředí u probanda 4 nebyl ko-kontrakční stupeň RF/BF počítán a proto tento proband na obrázku 20 schází. Jak vyplývá z tabulky, ko-kontrakční stupeň klesl u všech probandů ve vodním prostředí. Ještě lépe je tento fakt viditelný z grafů. Můžeme tedy říci, že při chůzi ve vodním prostředí u starších osob oproti chůzi na suchu klesají hodnoty ko-kontrakčního stupně svalů dolních končetin.

6 DISKUZE

Hypotéza číslo 1:

Předpokládáme nižší normalizovanou hodnotu EMG aktivity vybraných svalů při chůzi ve vodě oproti chůzi na suchu.

Tato hypotéza se nám potvrdila. U všech probandů došlo při chůzi ve vodním prostředí ke snížení normované aktivity (%MVC) u všech měřených svalů dolních končetin (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius, m. rectus femoris a m. biceps femoris). Paravertebrální svaly byly v důsledku technických potíží měřeny pouze u prvních dvou probandů. Ve vodním prostředí došlo kromě paravertebrálních svalů na pravé straně u probanda 1 ke zvýšení jejich aktivity, na rozdíl od ostatních měřených svalů. Tento trend se objevil i v další studii (Chevutschi, 2007) a naopak podle jiné dochází ve vodním prostředí ke snížení aktivity paravertebrálních svalů při chůzi ve vodě (Masumoto et al., 2004a). V důsledku malého počtu probandů nemůžeme tento fakt považovat za významný, mohl by ale souviset se zvýšenými nároky na stabilizaci trupu při chůzi v bazénu a tím určovat další směr výzkumu v této oblasti.

Snížení svalové aktivity ve vodním prostředí potvrzují také studie uvedené v kapitole 2.4 zabývající se porovnáním svalové aktivity na suchu a ve vodě ať už při pohybech horních končetin (Fujisawa et al., 1998; Holländerová, 2011; Kelly, 2000) nebo při chůzi na dolních končetinách (Masumoto et al., 2004a; 2004b; 2007a; 2007b; 2008). K odlišným závěrům došla pouze studie Chevutschiho a jeho týmu (2007). Výsledky ukázaly, že ve vodním prostředí se m. rectus femoris aktivoval téměř stejně a m. soleus méně, než při chůzi na suchu, což neodpovídá tomu, co jsme zaznamenali v tomto experimentu. M. rectus femoris je sval, u kterého jsme zaznamenali v rámci intraindividuálního hodnocení největší pokles %MVC při chůzi ve vodním prostředí ze všech měřených svalů. V rámci interindividuálního hodnocení se snížení jeho aktivity pohybovalo od -8 do -55 %MVC a průměrně došlo ke snížení o celých 33 %MVC. Předpokládám, že k tomuto relativně velkému poklesu došlo v důsledku snížení působení gravitačních sil na probanda. Faktorem, který by na tyto rozdílné výsledky mohl mít vliv, může být odlišná hloubka ponoru probanda při experimentu. V našich podmínkách nebylo možné posouvat se dnem bazénu nebo měnit výšku hladiny vody, proto byli všichni probandi ponořeni do stejné hloubky vody bez rozdílu výšky postavy,

zatímco ve studii Chevutschihho et al. (2007) chodili probandi ve vodě dosahující po umbilicus.

Významným faktorem, na který také musíme brát ohled, je rychlost, kterou účastníci v jednotlivých studiích chodili. V naší studii byla rychlost určovaná metronomem, avšak v obou prostředích rozdílná. Při chůzi ve vodním prostředí byla chůze prováděna pomaleji, než chůze na souši a naše výsledky naznačují snížení stupně aktivace jednotlivých svalů při chůzi ve vodě. Masumoto et al. (2008) se snažili porovnat chůzi v těchto dvou prostředích při různých rychlostech. Při pomalejší chůzi ve vodě oproti chůzi na suchu došli ke stejným výsledkům jako my, tedy že aktivita svalů se při chůzi ve vodním prostředí snížila. Když ovšem porovnávali chůzi v těchto dvou prostředích stejnou rychlostí, aktivita svalů ve vodě byla větší než na suchu. Navíc došlo také ke zvýšení odpovědi kardiopulmonálního aparátu. Je tedy možné, že pokud bychom zachovali stejnou rychlost při chůzi ve vodě, jakou používáme při chůzi na suchu, svaly by se aktivovaly ještě větší měrou, než při chůzi na suchu stejnou rychlostí. Tento fakt bychom mohli využít při cvičení ve vodním prostředí s cílem posílení svalstva dolních končetin.

Obecně ke zvýšení normované svalové aktivity došlo pouze v experimentu Kotalíkové (2013), který se uskutečnil v rámci její diplomové práce. Probandy byly pacienti s Parkinsonovou nemocí a ke zvýšení došlo průměrně o 1,5%. Výsledky této studie naznačují, že u osob s tímto neurologickým onemocněním nedochází ke změně pohybových vzorů v důsledku postižení motorického řízení.

Při pohledu na grafické znázornění průběhu procentuálního rozdílu svalové aktivity (Obrázek 18) se nám nabízejí dva různé vzorce aktivace m. rectus femoris. U všech probandů jeho aktivita klesla, ale u dvou probandů o mnohem více, než u zbývajících dvou. Při přehrání videozáznamu z experimentu jsme si všimli u těchto dvou skupin několika rozdílů. Zaprvé probandi 2 a 3, u kterých došlo k výraznějšímu snížení aktivity m. rectus femoris při chůzi ve vodě, drželi po celou dobu měření ve vodě horní končetiny nad hladinou, v přibližně 70° abdukci v ramenním a flexi v loketním kloubu. Můžeme se jen domnívat, zdali tento fakt mohl ovlivnit aktivitu svalů v oblasti kyčelního a kolenního kloubu. Teoreticky tím mohlo dojít k zapojení jiných svalových skupin při stabilizaci kyčelního kloubu při chůzi ve vodě a to konkrétně gluteálního svalstva. Tato domněnka je podpořena i druhým zaznamenaným rozdílem.

U probandů 2 a 3 byla při chůzi ve vodě výraznější extenční fáze dolní končetiny, oproti probandům 1 a 5, u kterých téměř chyběla. Toto zjištění ukazuje na různé strategie přizpůsobení stereotypu chůze vodnímu prostředí.

Vzhledem k výsledkům této i předchozích studií zabývající se problematikou rozdílné svalové aktivace při pohybu na souši a ve vodním prostředí nemohu úplně souhlasit s autorkami publikací o cvičení ve vodním prostředí (Muchová, Janošková, 2004; White, 1995), že je tento druh aktivity vhodný k posilování svalů. Bylo by vhodné doplnit informace o parametrech prováděného pohybu – např. rychlost. I přes to, ale má vodní prostředí své nezastupitelné místo v oblasti rehabilitace a rekondice.

Hypotéza číslo 2:

Předpokládáme vyšší dynamický ko-kontrakční stupeň vybraných svalů při chůzi ve vodním prostředí v porovnání s hodnotami při chůzi na suchu.

Hypotéza číslo 2 se nepotvrdila. Výsledky ukazují, že u všech probandů došlo při chůzi ve vodním prostředí ke snížení dynamického ko-kontrakčního stupně, a to jak u dvojice svalů m. tibialis anterior/m. gastrocnemius, tak u m. rectus femoris/m. biceps femoris. Tento poznatek mohu jen stěží porovnávat s jinými studii. Ko-kontrakčním stupněm se mnoho studií nezabývá, a pokud ano, často používají rozdílné metody k jejímu ohodnocení.

Ko-aktivací svalů dolních končetin se podle výsledků mé rešeršní práce zabýval pouze Fonseca et al. (2004), Kellis et al. (2003) a Rudolph et al. (2001). Cílem studie Fonsecy bylo ohodnotit ko-kontrakční stupeň u pacientů s poraněním předního zkříženého vazy. V této studii byl ko-kontrakční stupeň vypočten jako překrývající se oblasti normalizovaného EMG signálu m. rectus femoris a m. biceps femoris. Kellis porovnával čtyři různé metody k ohodnocení ko-kontrakčního stupně m. rectus femoris a m. biceps femoris během skoků z různě vysokých platforem. V závislosti na použité metodě se ko-kontrakční index značně lišil.

V našem experimentu jsme použili k ohodnocení ko-kontrakčního indexu vzorec použitý ve studiích Rudolpha et al. (2001) a Pavlů et al. (2012). Rudolph et al. (2001) vyvinuli vzorec, který se dá k vypočítání ko-kontrakčního indexu využít a aplikovali ho při porovnání chůze a běhu u probandů zdravých, probandů s rupturou ACL, kteří

nemají problém se stabilitou kolenního kloubu a u těch, kteří nejsou schopni koleno stabilizovat ani při běžných denních aktivitách. Pavlů et al. (2012) se zabývali cvičením s vibrační činkou, při kterém došlo ke zvýšení hodnot ko-kontrakčního indexu a tedy došli k závěru, že při této aktivitě je nutná zvýšená stabilita kloubů.

Naše výsledky ukazují, že ve vodním prostředí nedochází k očekávanému zvýšenému nároku na stabilizaci kloubů dolních končetin a naopak dochází k poklesu dynamického ko-kontrakčního stupně u všech probandů, a to jak u m. tibialis anterior/m. gastrocnemius, tak u m. rectus femoris/m. biceps femoris. Z tohoto vyplývá, že chůze ve vodě pravděpodobně není vhodným prostředkem ke zvýšení stability kloubů dolních končetin. Otázkou je, jak by vypadalo porovnání ko-kontrakčního stupně u svalů trupu a navíc v různých hloubkách vody a při různých rychlostech chůze. Ohodnocení účinnosti cvičení ve vodě na celkovou stabilitu u starších lidí, která je významnou složkou prevence pádů ve stáří, by mohla být další oblastí vhodnou k výzkumu. Tomuto naznačují i změny normované aktivity paravertebrálních svalů při chůzi ve vodě uvedené výše.

7 ZÁVĚR

Pohybová terapie ve vodním prostředí je již mnoho let součástí rehabilitačních programů, přičemž starší osoby jsou častými účastníky této fyzické aktivity. Cvičební jednotky jsou vedené fyzioterapeuty, a proto považují za důležité, aby věděli nejen o tom, jaké fyzikální vlastnosti voda má, ale také, jak se aktivují svaly během pohybu ve vodě, a na základě těchto znalostí dokázali určit, která cvičení budou zařazovat do své aquaterapeutické praxe.

Výsledky tohoto experimentu ukazují na snížení aktivity svalů dolních končetin při chůzi ve vodě v porovnání s chůzí na suchu. Dynamický ko-kontrakční stupeň byl ve vodním prostředí taktéž nižší, než při chůzi na suchu. Pravděpodobně tedy není pomalá chůze ve vodním prostředí vhodná ani k posilování svalů dolních končetin, ani ke zlepšování stability kloubů dolních končetin.

Vodní prostředí má své jedinečné fyzikální vlastnosti a díky nim samozřejmě nesporné výhody pro určité skupiny lidí. Těmi mám na mysli například těžce postižené osoby, které nejsou běžně schopny stoje, natožpak chůze. Pro ně voda nedocenitelným prostředkem, díky kterému se může vertikalizace alespoň na několik minut podařit a tím dosáhnout neuvěřitelného pozitivního účinku na psychiku i fyzickou zdatnost daného člověka.

Domnívám se, že než navrhne jedinci, aby začal cvičit ve vodě, je třeba se zamyslet, zdali je to pro něho vhodná aktivita, a s jakým cílem mu toto doporučujeme. Existují jedinci, kteří vodu nesnášejí a necítí se v ní dobře. V takovém případě je na pováženou, zdali bude pohyb v ní opravdu přispívat ke zlepšení jeho stavu nebo naopak. Vždy tedy musíme při doporučování pohybových aktivit uvažovat individuálně.

8 SEZNAM LITERATURY

ALBERTON, C. L., CADORE, E.L., PINTO, S. S., TARTARUGA, M. P., DA SILVA, E. M., KRUEL, L. F. M. Cardiorespiratory, neuromuscular and kinematic responses to stationary running performed in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2010, vol. 111, issue 6, pp. 1157-1166 [cit. 2015-04-01]. DOI: 10.1007/s00421-010-1747-5.

BARELA, A. M. F., DUARTE, M. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2008, vol. 18, issue 3, pp. 446-454 [cit. 2015-04-01]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2006.10.008.

BARELA, A. M. F., STOLF, S. F., DUARTE, M.. Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2006, vol. 16, issue 3, pp. 250-256 [cit. 2013-02-19]. ISSN 10506411. DOI: 10.1016/j.jelekin.2005.06.013

BASMAJIAN, J. V., DE LUCA, C. J. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. 3d. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1974, 525 p. ISBN 0683004115.

DE LUCA, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 1997, vol. 13, pp. 135-163 [cit. 2015-03-25]. Available from: http://www.analizaruchu.awf.wroc.pl/materialy/deluca_semg.pdf

DUFEK, J. *Elektromyografie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995, 102 s. Učební texty Institutu pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně. ISBN 8070132086.

FONSECA, S. T., SILVA, P. L. P., OCARINO, J. M., GUIMARÃES, R. B., OLIVEIRA, M. T. C., LAGE, C. A. Analyses of dynamic co-contraction level in individuals with anterior cruciate ligament injury. *Journal of Electromyography and*

Kinesiology [online]. 2004, vol. 14, issue 2, pp. 239-247 [cit. 2015-04-01]. ISSN 10506411. DOI: 10.1016/j.jelekin.2003.09.003

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* [online]. 1998, vol. 7, issue 5, pp. 491-494 [cit. 2015-03-31]. ISSN 10582746. DOI: 10.1016/S1058-2746(98)90200-2.

GANONG, W. F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, 2005, 890 s. ISBN 8072623117.

GROSS, J. M., FETTO, J., SUPNICK, E. R. *Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. 1. vyd. Praha: Triton, 2005, 599 s. ISBN 80-7254-720-8.

HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L. *Vyšetřovací metody hybného systému*. 2. vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2005, 135 s. ISBN 8070133937.

HOLLÄNDEROVÁ, D. *Hodnocení EMG aktivity svalů v oblasti pletence pažního při cvičení s Thera-Bandem ve vodním prostředí a na suchu*. Praha, 2011. Diplomová práce na FTVS UK. Vedoucí práce Dagmar Pavlů.

HOLLÄNDEROVÁ, D., PAVLŮ, D., PÁNEK, D. Hodnocení EMG aktivity horní části m. trapezius při cviku proti pružnému odporu ve vodním prostředí a na suchu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2012, roč. 19, č. 1, s. 35–41. ISSN 1211-2658.

HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2011, vol. 21, issue 1, pp. 1-12 [cit. 2015-03-17]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2010.08.009.

CHEVUTSCHI, A., LENSEL, G., VAAST, D., THEVENON, A. An Electromyographic Study of Human Gait both in Water and on Dry Ground. *Journal of PHYSIOLOGICAL ANTHROPOLOGY* [online]. 2007, vol. 26, issue 4, pp. 467-473 [cit. 2015-04-01]. DOI: 10.2114/jpa2.26.467.

JANURA, M., MÍKOVÁ, M. Využití biomechaniky v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, roč. 10, č. 1, s. 30-33.

KANEDA, K., WAKABAYASHI, H., SATO, D., NOMURA, T. Lower Extremity Muscle Activity during Different Types and Speeds of Underwater Movement. *Journal of PHYSIOLOGICAL ANTHROPOLOGY* [online]. 2007, vol. 26, issue 2, pp. 197-200 [cit. 2015-04-18]. DOI: 10.2114/jpa2.26.197.

KELLER, O. *Obecná elektromyografie: fyziologické základy a elektrofyzilogická vyšetření se zvláštním zřetelem k rozboru potenciálů motorické jednotky*. 1. vyd. Praha: Triton, 1999, 173 s. ISBN 8072540475.

KELLIS, E., ARABATZI, F., PAPADOPOULOS, C. Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2003, vol. 13, issue 3, pp. 229-238 [cit. 2015-04-18]. DOI: 10.1016/s1050-6411(03)00020-8.

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, vol. 30, issue 4, pp. 204-210.

KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 9788072626571.

KOTALÍKOVÁ, K. *EMG analýza vlivu vodního prostředí na rehabilitaci u pacientů s Parkinsonovou nemocí*. Praha, 2013. Diplomová práce na FTVS UK. Vedoucí práce David Pánek.

KOTALÍKOVÁ, K., PÁNEK, D., PAVLŮ, D. Kazuistika pacienta s Parkinsonovou nemocí- hodnocení chůze na suchu a ve vodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2015, roč. 22, č. 2, s. 89-94. ISSN 1211-2658.

KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2002, 230 s. ISBN 80-246-0350-0.

KRIVOŠÍKOVÁ, M. *Úvod do ergoterapie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 364 s. ISBN 9788024726991.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 82 s. ISBN 978-80-244-2762-1.

LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J. E. Purkyně, 2003, 411 s. ISBN 80-86645-04-5.

MASUMOTO, K., MERCER, J. Biomechanics of Human Locomotion in Water: An Electromyographic Analysis. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. 2008, vol. 36, issue. 3, pp. 160-169, [cit. 2013-03-06]. ISSN 0091-6331, Available from: http://www.medscape.com/viewarticle/576869_5

MASUMOTO, K., SHONO, T., HOTTA, T., FUJISHIMA, K. Muscle activation, cardiorespiratory response, and rating of perceived exertion in older subjects while walking in water and on dry land. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2008, vol. 18, issue 4, pp. 581-590 [cit. 2015-03-31]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2006.12.009.

MASUMOTO, K., SHONO, T., TAKASUGI, S., HOTTA, N., FUJISHIMA, K., IWAMOTO, Y. Age-related differences in muscle activity, stride frequency and heart rate response during walking in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2007b, vol. 17, issue 5, pp. 596-604 [cit. 2015-03-31]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2006.06.006.

MASUMOTO, K., TAKASUGI, S., HOTTA, N., FUJISHIMA, K., IWAMOTO, Y. Electromyographic Analysis of Walking in Water in Healthy Humans. *Journal of PHYSIOLOGICAL ANTHROPOLOGY and Applied Human Science* [online]. 2004a, vol. 23, issue 4, pp. 119-127 [cit. 2015-03-31]. ISSN 1345-3475. DOI: 10.2114/jpa.23.119.

MASUMOTO, K, TAKASUGI, S., HOTTA, N., FUJISHIMA, K., IWAMOTO, Y. Muscle activity and heart rate response during backward walking in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2004b, vol. 94, issue 1-2, pp. 54-61 [cit. 2015-03-31]. DOI: 10.1007/s00421-004-1288-x.

MASUMOTO, K, TAKASUGI, S., HOTTA, N., FUJISHIMA, K., IWAMOTO, Y. A comparison of muscle activity and heart rate response during backward and forward walking on an underwater treadmill. *Gait & Posture* [online]. 2007a, vol. 25, issue 2, pp. 222-228 [cit. 2015-03-31]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.03.013.

MAŤHOVÁ, L., FORMÁNKOVÁ, P. Pohybová aktivita ve stáří. *Rehabilitácia*. 2014, roč. 51, č. 1, s. 55-63. ISSN 0375-0922.

MIKŠOVÁ, M. Nové možnosti a pohledy na stárnutí. *Zdravotnictví a medicína* [online]. Praha: MF Medical, 2014, č. 11 [cit. 2015-03-28]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/mlada-fronta-zdravotnicke-noviny-zdn/nove-moznosti-a-pohledy-na-starnuti-475645>

MUCHOVÁ, M., JANOŠKOVÁ, H. *Aqua fitness: aqua step aerobik: rehabilitace pomocí aqua fitness*. 1. vyd. Brno: Paido, 2004, 71 s. Edice pedagogické literatury. ISBN 80-7315-076-x.

OTÁHAL, S., TLAPÁKOVÁ, E., ŠORFOVÁ, M. *Patobiomechanika a patokinesiologie - Kompendium* [online]. Praha, 2003 [cit. 2015-03-14]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/>

OTÁHAL, S. et al. *Pohybový systém a zátěž*. 1. vyd. Praha: Grada, 1997, 252 s. ISBN 80-7169-258-1.

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.

PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J. *EMG methods for evaluating muscle and nerve function: Water Surface Electromyography*. Rijeka: InTech, Edited by M. Schwartz. 2011. ISBN 9789533077932.

PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, č. 4, s. 177-180.

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.

PAVLŮ, D., PÁNEK, D., LOUČKOVÁ, Z., ČEMUSOVÁ, J. Analýza stupně dynamické kokontrakce vybraných svalů horní končetiny při cvičení s vibrační činkou. *Rehabilitácia*. 2012, roč. 49, č. 1.

PERRY, J. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: Charles B. Slack; 1992.

RICHTER, P., HEBGEN, E. *Spouštěcí body a funkční svalové řetězce v osteopatii a manuální terapii*. Praha: Pragma, 2011, 237 s. ISBN 9788073492618.

ROY, S. H., DE LUCA, G., CHENG, M. S., JOHANSSON, A., GILMORE, L. D., DE LUCA, C. J. Electro-mechanical stability of surface EMG sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2007, vol. 45, issue 5, pp. 447-457 [cit. 2015-05-09]. DOI: 10.1007/s11517-007-0168-z.

RUDOLPH, K. S., AXE, M. A., BUCHANAN, T. S., SCHOLZ, J. P., SNYDER-MACKLER, L. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. 2001, vol. 9, issue 2, pp. 62-71 [cit. 2015-04-13]. DOI: 10.1007/s001670000166.

SHONO, T., MASUMOTO, K., FUJISHIMA, K., HOTTA, N., OGAKI, T., ADACHI, T. Gait Patterns and Muscle Activity in the Lower Extremities of Elderly Women during Underwater Treadmill Walking against Water Flow. *Journal of*

PHYSIOLOGICAL ANTHROPOLOGY [online]. 2007, vol. 26, issue 6, pp. 579-586 [cit. 2015-03-31]. DOI: 10.2114/jpa2.26.579.

SODERBERG, G. L., COOK, T. M. Electromyography in Biomechanics. *Physical Therapy: Journal of the American Physical Therapy Association* [online]. 1984, vol. 64, pp. 1813-1820 [cit. 2015-05-08]. Available from: <http://ptjournal.apta.org/content/64/12/1813.full.pdf>

SODERBERG, G. L., KNUTSON, L. M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical Therapy: Journal of the American Physical Therapy Association* [online]. 2000, vol. 80, pp. 485– 498 [cit. 2015-05-09].

UUSTAL, H., BAERGA, E. *Physical medicine and rehabilitation board review: Gait Analysis*. 2nd ed. New York: Demos, 2004, pp. 409 – 415. ISBN 18-887-9945-5.

VAŘEKA, I. *Vyšetření pohybového systému*. Olomouc: vydavatelství Univerzity Palackého, 1997.

VAUGHAN, CH. L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C. *Dynamics of human gait*. 2nd. ed. Cape Town: Kiboho Publishers, 1992, 137 p. ISBN 0-620-23558-6.

VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 8072548379.

WHITE, M. *Water exercise*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1995, 177 p. ISBN 08-732-2726-3.