

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI**

**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD**

**Ústav fyzioterapie**

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**2015**

**Iva Vlčková**

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Iva Vlčková

**Vztahy mezi variabilitou a svalovou únavou v prototypových  
pohybech**

Diplomová práce

Vedoucí práce: doc. MUDr. Alois Krobot, Ph. D.

Olomouc 2015

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 18. 5. 2015

-----  
podpis

Chtěla bych touto cestou poděkovat panu doc. MUDr. Aloisovi Krobotovi, Ph. D. za vstřícnost a mnoho inspirujících rad nejen během odborného vedení diplomové práce, ale i během celého průběhu studia. Zároveň bych chtěla poděkovat Mgr. Barboře Kolářové, Ph. D. a Mgr. Dagmar Tečové za pomoc během vyhodnocování EMG záznamů a při statistickém zpracování. Nesmím opomenout kolektiv vedení kineziologické laboratoře FNOL, který mi pomáhal během realizace měření.

## ANOTACE

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Vztahy mezi variabilitou a svalovou únavou v prototypových pohybech

**Název práce v AJ:** The relations between variability and muscle fatigue in prototype movements

**Datum zadání:** 2014-01-31

**Datum odevzdání:** 2015-05-18

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

**Autor práce:** Bc. Iva Vlčková

**Vedoucí práce:** doc. MUDr. Alois Krobot, Ph. D.

**Oponent práce:** Mgr. Barbora Kolářová, Ph. D.

**Abstrakt v ČJ:** Práce se zabývá pochopením interakce mezi schopnostmi variabilního chování biologického systému a svalové únavy. S tímto jevem se setkáváme v rámci každodenního života. Pro adekvátní posouzení této problematiky byla vybrána z výběru prototypových pohybů fyzicky náročná pozice dřep Wall Sit, kdy hodnotíme zdatnosti svalů dolních končetin během různého zaměření pozornosti. Zároveň nám přináší poznatky o variabilitě zapojení svalových skupin během nástupu svalové únavy.

**Abstrakt v AJ:** The thesis deals with understanding the interaction between the abilities of variable behavior of the biological system and the muscle fatigue. We can encountered this phenomenon in our every life. To evaluate this problem adequately, a physically demanding posture, a squat Wall Sit, was chosen from a range of prototype movements. In the case of Wall Sit, we concentrate on the evaluation of the physical ability of lower limb muscle during various attention focuses. It has also brought us knowledge about the variability of the engangement of muscle group during the beginning of muscle fatigue.

**Klíčová slova v ČJ:** centrální únava, kognitivní úkol, směřovaná pozornost, dřep Wall Sit

**Klíčová slova v AJ:** central fatigue, cognitive task, attentional focus effect, squat Wall Sit

**Rozsah:** 96 s., 1 příl.

# OBSAH

OBSAH.....	6
ÚVOD.....	8
1 PŘEHLED POZNATKŮ.....	10
1.1 Evoluce a variabilita .....	10
1.2 Definice variability .....	11
1.2.1 Lineární a non - lineární hodnocení variability .....	12
1.3 Názory na koordinaci stupňů volnosti .....	14
1.3.1 Bernsteinova teorie .....	14
1.3.2 Latashova teorie.....	14
1.4 Svalová únava .....	15
1.4.1 Historický pohled na pojetí únavy.....	15
1.4.2 Definice a rozdělení svalové únavy.....	16
1.4.3 Periferní (fyzická) svalová únava .....	17
1.4.4 Centrální (psychická) únava .....	18
1.4.5 Svalová únava a cross – over efekt.....	19
1.5 Hodnocení svalové únavy dle povrchové elektromyografie.....	20
1.5.1 Zpracování EMG signálu.....	21
1.5.2 Stanovení referenční hodnoty dle maximální volní kontrakce (MVC) .....	21
1.5.3 Posouzení unavitelnosti svalu.....	22
1.6 Kognitivní procesy.....	23
1.6.1 Pozornost .....	25
1.7 Motorické učení .....	26
1.7.1 Implicitní (proceduální) forma učení.....	28
1.7.2 Explicitní (deklaraivní) forma učení.....	28
1.8 Dřep jako součást hybných stereotypů .....	30
1.8.1 Wall squat (Wall Sit – sed proti zdi).....	30
1.9 Brüggerův koncept.....	31
2 CÍL PRÁCE .....	33
2.1 Vědecké otázky a hypotézy .....	33
2.1.1 Vědecká otázka č. 1 .....	33
2.1.2 Vědecká otázka č. 2 .....	33
2.1.3 Vědecká otázka č. 3 .....	34
2.1.4 Vědecká otázka č. 4 .....	34
3 NAVRHOVANÁ METODIKA EXPERIMENTU .....	35
3.1.1 Charakteristika sledovaného souboru.....	35
3.1.2 Průběh měření.....	35
3.1.3 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu .....	37
4 VÝSLEDKY.....	38
4.1 Popisná statistika.....	38
4.1.1 Popisná statistika kvantitativních dat .....	38
4.1.2 Popisná statistika kvalitativních dat .....	39
4.1.3 Komentář k výsledkům popisné statistiky.....	41

4.2	Induktivní statistika.....	41
4.2.1	Výsledky k vědecké otázce č. 1 .....	41
4.2.2	Výsledky k vědecké otázce č. 2.....	43
4.2.3	Výsledky k vědecké otázce č. 3 .....	44
4.2.4	Dodatek k hypotéze č. 2 a č. 3 .....	45
4.2.5	Výsledky k vědecké otázce č. 4.....	48
4.2.6	Vizuální hodnocení EMG záznamu.....	52
4.2.7	Subjektivní projev svalové únavy během měření dřepu Wall Sit.....	53
5	DISKUZE.....	54
5.1	Vliv dual task úkolu na svalovou únavu .....	54
5.2	Vliv externí zaměřené pozornosti na svalovou únavu .....	57
5.3	Wall sit jako klíč k pochopení motorického učení.....	59
5.4	Proces automatizace a centrální generátory pohybu.....	62
5.5	Rytmicita.....	64
5.6	Proměnlivost rytmického chování .....	66
5.7	Kompenzační zapojení svalových synergií během svalové únavy .....	67
5.8	Přínos a propojení výsledků v praxi .....	70
	ZÁVĚR.....	72
	REFERENČNÍ SEZNAM .....	73
	SEZNAM OBRÁZKŮ .....	93
	SEZNAM TABULEK .....	94
	SEZNAM PŘÍLOH .....	95
	PŘÍLOHY.....	96

# ÚVOD

Spojení variability a svalové únavy ovlivňuje všechny biologické systémy. V jedné linii působí na jakoukoliv aktivitu, kterou člověk provádí během každodenního života. Složitost v mechanismech propojení těchto komponent dosahuje širokých mezí. I po mnoha staletích výzkumných činností jsme stále na začátku objevování. Proto jsme se rozhodli v rámci naší diplomové práce, vztah mezi variabilitou a svalovou únavou alespoň částečně pochopit.

Variabilita je jednou z nejdůležitějších vlastností lidského pohybu, protože umožňuje motorickým vzorům se účinně přizpůsobit na specifické požadavky vnějšího a vnitřního prostředí, aniž by se změnil požadovaný cíl či záměr pohybu.

Svalová únava je mnohostranný jev zahrnující periferní, centrální a také kognitivní faktory. V centrální úrovni dochází k rozvratu neurotransmiterové regulace a tak proces učení může výrazně prospět k opětovnému vyrovnaní zatíženého systému společně s různými druhy aktivačních podnětů, které oddalují projevy svalové únavy.

Cílem práce je objektivně zhodnotit vliv kognitivních funkcí na progresi či regresi svalové únavy. Dále posoudit výkonnostní parametry zkoumaných probandů během maximálního fyzického vypětí za vlivu interního a externího zaměření pozornosti. Jako kognitivní úkol nám poslouží jednoduchá operace s číselnou řadou. Z celého množství výběru prototypových pohybů byla pro testování vybrána vysoce náročná pozice - dřep Wall Sit (sed proti zdi). Ten má efektivně ohodnotit svalovou zdatnost v závislosti na čase a zároveň přinést poznatky o variabilitě zapojení svalových skupin dolních končetin během nástupu svalové únavy.

Výsledným efektem celé výzkumné činnosti by mělo být smysluplné propojení zkušeností z experimentu s již získanými poznatky uznávaných studií.

Díky široké polemizaci na téma pochopení vlivu kognitivních funkcí a především různého zaměření pozornosti, bychom se měli dostat k zásadní myšlence, kdy závěrem prokážeme důležitost kompenzačních strategií centrálního nervového systému, které nám pomáhají zvládat nepřehledné množství překážek běžného dne.

Vyhledávání odborných článků proběhlo v období od září 2014 do dubna 2015 v databázích PubMed, Medline, ProQuest a Google Scholar. Kritériem pro výběr byly dokumenty v českém a anglickém jazyce týkající se dané problematiky dle stanovených cílů naší diplomové práce a dle hodnoty vědecké významnosti, tedy pouze randomizované



kontrolní studie a review. Jako klíčová slova rešeršní strategie byla zvolena: muscle fatigue (central, peripheral), cognitive task, dual task, attentional focus effect, squat Wall Sit. V databázi PubMed bylo nalezeno 56 odborných studií, v databázi Medline 15 odborných studií, v databázi ProQuest 11 odborných studií a 23 v databázi Google Scholar. Jednotlivé články byly vybírány dle souladu se zadaným tématem, dle roku vydání a dle hodnoty vědecké významnosti jako randomizované kontrolní studie a review. Celkem bylo použito 105 studií a 23 odborných knih.

# 1 PŘEHLED POZNATKŮ

## 1.1 Evoluce a variabilita

Přírodní podmínky působí na jakýkoliv vnitřní orgán, na každý sebepatrnější rozdíl v tělesné soustavě či na celý organismu jako celek. Pokud má organismus zkušenost s novými, dosud neznámými podmínkami prostředí, iniciuje to jeho potencial k variabilnímu chování. Biologický systém si zachovává prospěšné individuální odchylky a zároveň ničí ty škodlivé. Každá individuální odchylka následně přispívá k lepší flexibilitě při změně životních podmínek. Tento evoluční proces se nazývá přírodním výběrem neboli přežitím silnějšího. I ta nejmenší variabilita podstatně změní postavení organismu v přírodě (Darwin, 2007, s. 103 – 106).

Již Aristoteles (384 – 322 př. n. l.) ve své práci „Fyzika“ uvádí, že uspořádání jakéhokoliv organismu nevzniká nahodile, a i když nám evoluční variabilita připadá chaotická, má svůj smysl. Každá anatomická či funkční odchylka jedince je vždy vytvořena pro konkrétní účel (Hladký et al., 2012, s. 141 – 142).

V roce 1828 Geoffroy Saint-Hilaire uveřejnil fakt, že druh vzniká na základě různé odchylky stejného druhu. Důraz kladl na vliv životních podmínek jako na příčinu proměnlivosti (Darwin, 2007, s. 18). V roce 1849 profesor Richard Owen tvrdil, že variabilní organické uzpůsobení vzniklo dávno před existencí těch živočišných druhů, které jsou příkladem dnes. Podotkl také, že se sníženou variabilitou roste druhová náchylnost, proto se zabýval studiem endemitů (Darwin, 2007, s. 21 – 22).

„Přírodní výběr vede ke zdokonalení každého organismu ve vztahu k jeho organickým i neorganickým podmínkám života“ (Darwin, 2007, s. 151 – 152). Soubory živých organismů vlastní tzv. chování s pamětí, to znamená, že kromě okamžitých reakcí na jednotlivých vstupech si zároveň zálohují i signální vstupy z minulosti. Specifické vlastnosti pro živé organismy jsou založeny na komplexitě, uspořádanosti, biodiverzitě, adaptabilitě a účelnosti. Každý jedinec reaguje na stávající prostředí individuálně. Prioritně se však snaží na dané prostředí adaptovat a efektivně se zdokonalit pro vlastní přežití (Zrzavý, Loužek, 2009, s. 168). Ekologicky je člověk nejvíce přizpůsobivý od samotného počátku evoluce. To potvrzuje faktem, že osídluje prakticky všechna podnební pásma (Vančata, 2003, s. 215 – 216).

V rámci oboru s názvem epigenetika sledujeme variabilitu dědičných znaků, která je

závislá na okolním prostředí. Popisuje fakt, že na jednotlivé odchylky vznikají během exprese tzv. metylací, kdy se na některé báze rodičovské DNA přilepí metylové skupiny a ovlivní tak čtení genetického záznamu. Jako spouštěče, kromě samotného životního stylu, chápeme i pouhou myšlenku v představě či úzkostlivou obavu a strach. Na tomto základě si uvědomíme, že díky komplexu genetických variabilit je každý organismus jedinečný a vlastní specifický genetický a adaptivní potenciál (Cheshire, 2014, s. 18).

Díky moderním studiím makroevoluce obratlovců vycházíme z předpokladu, že zásadní vliv zde opravdu hrají změny abiotického prostředí ať už geologické, klimatické aj. Důsledkem je vznik nahodilých kvantitativních změn ve struktuře a chování (Vančata, 2003, s. 22).

Mezi nejvýznamnější fenomény patří adaptivní a exaptivní radiace, kdy podkladem je evoluční stupeň grade, tzv. evoluční platforma, která je druhově specifická. Oba fenomény vnímáme jako dva protipóly, kdy na jedné straně převažuje nutnost přizpůsobení se změnám diversifikovaného životního prostředí a na druhé pak vymezování hranic populace v rámci daného ekosystému. Lidská kultura tuto teorii nepochybně potvrzuje (Vančata, 2003, s. 51 – 52).

## 1.2 Definice variability

Variabilita je přirozenou součástí lidského pohybu. Popisujeme ji jako odchylku během opakování konkrétního úkolu. Je součástí všech biologických systémů odrážející rozdíly jak v prostoru, tak i čase. Na první pohled vytváří chaotickou strukturu, jejímž protikladem je prakticky neměnný stabilní systém prezentující spíše rigiditu. Z obou hledisek jde o abnormální reakce systému, proto je důležitá optimalizace, kterou může zajistit pouze zdravý řídicí koordinát pomocí reorganizace dle životního prostředí společně s biomechanickými a morfologickými zásadami. Otázkou však je, jaká hranice mezi variabilitou a stabilitou je optimální pro zralou motorickou dovednost. Pokud dokážeme definovat teoretický rámeček optimalizace, pochopíme tak proces motorického učení, ke kterému má samotná variabilita takový vztah. Během získávání nové motorické dovednosti je především naším cílem bohatý behaviorální repertoár. To znamená, pokud se naučíme specifickou aktivitu provádět proměnlivým způsobem, dosáhneme tím nejvyšší úrovně preciznosti a efektivity pohybu, která je natolik typická pro vrcholové sportovce a profesionální hudebníky (Stergiou, Harbourne, Cavanaugh, 2006, p. 120 – 121).

V raném dětském věku nemá pohyb adekvátní kontrolu a koordinaci. Zdá se nám,

jako kdyby se jednotlivé části těla pohybovaly nahodile bez možné závislosti na sobě. Musíme si však uvědomit, že variabilita je základním aspektem motorického vývoje a atributem pro fyziologickou funkci CNS. Dle ekologické teorie motorické kontroly naše genetická predispozice neustále koreluje s informacemi z prostředí. Na základě této informace se pohybový projev stále zdokonaluje (Piek, 2002, pp. 452 – 453).

V dětském věku se pohybové vzory vyznačují velkou variabilitou provedení s dostatečnou snadností a přesností. Avšak se zvyšujícím se věkem má predilekci klesat.

Na tento fenomén máme celou řadu názorů:

- S vývojem mozku souvisí i zrání a koordinace regulačních systémů zajišťující efektivní pohyb.
- Klíčovou roli v koordinaci senzomotorického systému hraje motorické učení a praxe.
- Zvýšená variabilita systému není závislá na věku, ale na schopnosti inherentně inhibovat odchylky neuromuskulárního systému (Deutsch, Newell, 2011, pp. 391 – 392).

Variabilita, jako charakteristický rys našeho chování, je zkoumána nepřehledným množstvím teorií motorické kontroly a motorického učení. Variabilitu můžeme aplikovat při jakékoliv analýze interakce mezi organismem a jeho prostředím. Je součástí všech úrovní organizace pohybu jak intra – individuálně, tak inter – individuálně v rámci skupiny (Davids et al., 2006, pp. 3 – 4).

Prezentaci variability pohybu jako nezávislých a náhodných výchylek systému jsme zpravidla po většinu času vnímali jako negativní důsledek. Tento fakt vycházel ze studia chování chaotických nelineárních dynamických systémů. V poslední době během pozorování proměnných v závislosti na čase zjišťujeme, že jednotlivé variace jsou mezi sebou úzce propojeny a vytvářejí mezi sebou závislé interakce. Proto je variabilita pokládána za nutnou součást seberegulačního chování nelineárních dynamických vlastností neuromotorického systému. Zjištěním důsledku tvorby variabilních odchylek docílíme přesné interpretace v pochopení optimálního či patologického provedení pohybu (Lockhart, Stergiou, 2013, p. 1593)

### **1.2.1 Lineární a non - lineární hodnocení variability**

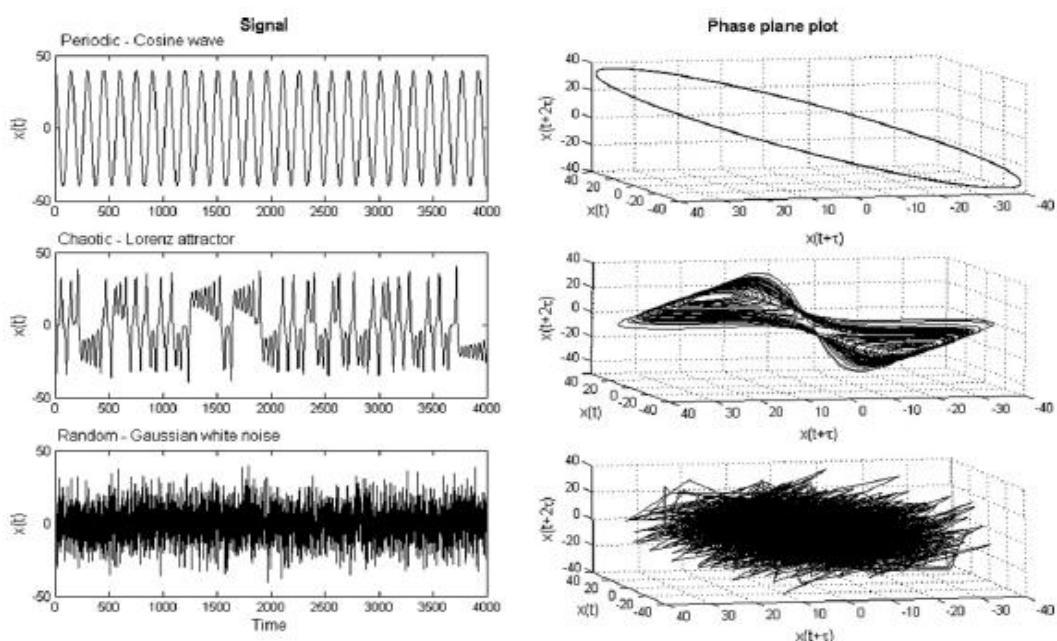
Lineární, periodické měření zastává tradičně statistický pohled hodnotící tzv. míru variability, kdy hodnotíme rozptýlenost jednotlivých prvků s ohledem na střední hodnotu. Mezi příklady měř variability patří variační šíře, mezikvartilové rozpětí, rozptyl, směrodatná

odchylka, variační koeficient nebo koeficient disperze (Dušek, Špunda, 2007, pp. 157 – 162). Tento přístup vnímá variabilitu jako množství náhodných a nezávislých chyb, které se v praxi projevují především během motorického učení (Stergiou, Decker, 2011, pp. 871).

Hodnocení nelineárního chaotického systému je složitější už z hlediska interpretace pojmu náhody či pravděpodobnosti. V pochopení nám pomáhá časová a prostorová analýza pomocí randomizace a stochastiky.

Diskrétní (randomizované) náhodné veličiny jsou definovány ve vztahu k pravděpodobnosti, která kompletně popisuje nelineární variabilní chování. Dle pravidla rozložení pravděpodobnosti náhodné veličiny, přisuzujeme ke každé veličině určitou pravděpodobnost. Rozdělení se následně určuje prostřednictvím funkce, kterou označujeme za hustotu rozdělení pravděpodobnosti (Probability Density Function, PDF).

Stochastický proces je posloupnost stavů, které se vyskytují v čase náhodně a nahodile. Pro pochopení celého procesu musíme analyzovat změnu stavu, ze které lze předvídat chování a předcházet nežádoucím situacím. Složité systémy jsou charakteristické tím, že existují vazby mezi prvky s částečně stochastickým charakterem. V tomto případě i některé modely mohou mít lineární podstatu, kdy do pevně zakotveného motorického programu vkládáme zcela nahodilé a chaotické hodnoty. Mluvíme o tzv. fraktálech, který bývají na první pohled složité, ale jsou generovány opakovaným použitím jednoduchých pravidel. Příkladem může být Brownův pohyb (Riley, Turvey, 2002, pp. 99 – 100; Yamada, 1995, pp. 371 – 373).



Obrázek 1 Ukázka periodické, chaotické a randomizované časové řady a jejich trojrozměrná projekce (dle Stergiou, Decker, 2011, p. 823)

### **1.3 Názory na koordinaci stupňů volnosti**

S dosažením pohybového cíle nás vždy provází nepřeborná variabilita provedení neboli motorická redundance (Park et al., 2010, p. 119). Tělo je chápáno jako mechanický systém, který má k dispozici nepřeborné množství tzv. stupňů volnosti (degrees of freedom – DOF), které podléhají optimalizaci pro provedení optimálního pohybu (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, p. 12).

Aktivace jednotlivých svalů a samotný pohyb v kloubu dle možných hranic stupňů volnosti je řízen CNS v závislosti na postavení v ostatních kloubech. Pokud by tomu tak nebylo, motorická kontrola by byla extrémně frakciovaná, což znamená, že by jednotlivé stupně volnosti mezi sebou soupeřily (Lacquaniti et al., 2012, pp. 2189 – 2190).

Motorická redundance úzce souvisí se svalovými synergemi – módy, které chápeme jako neurální organizace multielementárního systému v rámci dosažení reálného cíle (Van Der Steen, Bongers, 2010, p. 411). Představují základní konstrukční část pro generování pohybů. Otázkou zůstává, jestli jsou evolučně zakódovány, nebo zda se objeví během motorického učení (Lacquaniti et al., 2012, p. 2195).

#### **1.3.1 Bernsteinova teorie**

Nicolai Bernstein poprvé použil termín synergie jako spojení jednotlivých stupňů volnosti, které fungují na principu hierarchické organizace. Věřil, že mají klíčový podíl při snížení úrovně motorické kontroly. Navrhl, že CNS řeší zásadní problém v motorické redundanci spojením prvků do skupin (synergie) a tím snižuje počet proměnných DOF, s nimiž může být manipulováno (Van Der Steen, Bongers, 2010, p. 411; Klous et al., 2010, p. 467; Muratori et al., 2013, p. 95).

#### **1.3.2 Latashova teorie**

Podle Latashova názoru nadbytečnost DOF není nutno redukovat, protože zajišťuje flexibilní rozmanitost provedení pohybu během zajištění motorického cíle, tzv. princip abundance. Právě svalové synergie jsou klíčem k pohybové variabilitě. Určují tzv. kovariaci, míru vzájemné vazby mezi dvěma veličinami ve smyslu stability nebo flexibility dle dané situace. Může však vzniknout i neadekvátní variabilita (bad variability) s patologickým zapojením svalových synergií (Van Der Steen, Bongers, 2010, p. 412; Danna-dos-Santos, 2007, p. 534; Latash, 2010, p. 3).

- Hypotéza nekontrolovaného potrubí (Uncontrolled manifold hypothesis, UCM) vysvětluje fakt, že pokud pohyb probíhá v určitém okruhu za neměnných podmínek, individuální pohybový program se automaticky realizuje za pomoci sensorické zpětné vazby bez kontroly vyšších řídicích struktur. Automatický pohyb definuje tzv. subprostor (potrubí), podle kterého zaznamenáváme odchylky v provedení pohybu. Pokud je nastavení systému ohroženo změnou podmínek, nastupuje regulace hierarchicky vyšších center, které vytvoří nový motorický plán pro zachování stávající funkce (Latash, 2012, p. 3; Black et al., 2007, p. 51).
- Hypotéza rovnovážného bodu (Equilibrium – point hypothesis ) představuje názor, že CNS využívá variability k lepšímu vyhodnocení během motorické kontroly. Nastavením referenčních parametrů dle fyziologických proměnných se změní práh aktivace alfa motoneuronů v závislosti na excitaci propioceptivního reflexu, který souvisí s délkou svalového vlákna. V rámci této hypotézy si CNS uchovává zpracování variabilních změn, jež ovlivnilo pohybový aparát. K úpravám systému dochází kvůli zachování variability, kterou teorie považuje za nutnou pro udržení výkonnosti. Například během svalové únavy vznikají řetězové reakce, kdy sval vykazující sníženou výkonnost je automaticky nahrazen jinými, které zvládají kompenzovat situaci (Singh, 2012, pp. 12 – 13; Latash, 2012, p. 3; Latash, 2010, p. 4).

## **1.4 Svalová únava**

### **1.4.1 Historický pohled na pojetí únavy**

I když není vůbec těžké poznat, jestli je člověk unavený, identifikovat fyziologické procesy odpovědné za tento stav, je úplně jiná stránka věci.

První, kdo na konci 19. století formuloval definici svalové únavy a zabýval se její problematikou, byl italský fyziolog A. Mosso (1846 – 1910), profesor fyziologie na univerzitě v Turíně (Enoka, Duchateau, 2008, p. 11). Ve své knize „La Fatica“ (Únava) považoval periferní svalovou únavu za formu otravy kvůli produkujícímu odpadu v podobě kyseliny mléčné a uhličitě, kterou odstraňuje zvýšený krevní průtok a plicní ventilace. Popisoval také snížení svalové síly a ztrátu citlivosti těla. Už v té době představoval únavu jako poplašný signál, který dává čas pro regeneraci svalů po namáhavé práci (Di Giulio et al., 2006, p. 55).

Ve snaze stimulovat jednotlivá svalová vlákna pro indukci mechanismů podobné

svalové únavě došel k zajímavému tvrzení. Jelikož experimenty neodpovídaly realitě, začal si uvědomovat, že v celém procesu hraje významnou roli i řízení CNS a především vůle člověka. V dalších studiích jeho snaha směřovala spíše k hledání faktorů vyvolávající centrální únavu (Gardevia, 2001, p. 1726).

Přínos Mossových myšlenek ve vědecké sféře v oblasti studia svalové únavy byl oceněn až v roce 2005 na mezinárodním kongresu. Do té doby byla jeho idea doslova převálcována teorií A.V. Hilla, který absolutně potlačil fakt, že by CNS mohla regulovat periferii během svalové únavy (Di Giulio et al., 2006, p. 51; Noakes, 2012, p. 1).

Britský fyziolog A. V. Hill navrhl v polovině 20. let 20. století společně se svými spolupracovníky tzv. kardiovaskulárně/anaerobní model prezentující fyziologii vytrvalostních schopností. Dle této teorie je příčinou svalové únavy především deficit v zásobení kyslíku namáhaných svalů. Nedostatečná regulace kardiovaskulárního a respiračního systému způsobuje omezení pracovního výkonu spojené s anaerobiózou a kumulací laktátu ve svalech. Celý model je postaven na domněnce, že omezení maximálního výkonu svalu se projevuje především na základě rozvoje ischemie myokardu (Noakes, 2012, pp. 2 – 3).

Noakes navázal na Hillův výzkum a definoval tzv. model centrálního regulátoru (Central Governor Model). Vychází z dalších fyziologických modelů a akceptuje myšlenku, že svalovou únavu způsobuje CNS, který není schopen aktivovat svaly na požadované výkonnostní úrovni (Noakes, 2007, p. 374).

#### **1.4.2 Definice a rozdělení svalové únavy**

Svalová únava není samoučelná, hraje v lidské organismu neobyčejně významnou roli a zcela přirozeně provází náš každodenní život. Funguje jako ochranný mechanismus našeho těla, který nás varuje před přetížením, než dojde k úplnému vyčerpání a případně poškození svalu. Je důraznou výzvou k odpočinku, vypnutí či přerušení dosavadní činnosti (Chromý, 2005, s. 183 – 184). Odolnost proti svalové únavě se dá zvyšovat tréninkem, při němž se sval postupně adaptuje na metabolismus zvýšené zátěže (Rokyta, 2000, s. 255).

V roce 1982 byl v Londýně definován termín „svalové únavy“ následovně:

- porucha centrálního (rozumového) provedení
- porucha motorického provedení
- EMG aktivita: zvýšení amplitudy signálu a posun frekvenčního spektra k nižším hodnotám



- deficit výstupní svalové síly, kterou doprovází i vzestup úsilí ve snaze o zachování funkčního cíle
- pocit diskomfortu či bolesti související se svalovou aktivitou
- vnímání poruchy generované výstupní svalové síly (Pánek et al., 2009, s. 98)

Během únavy nastupuje celá řada adaptačních mechanismů, které prioritně zajišťuje hormonální, nervový a imunitní systém (Paulík, 2010, s. 14). Například tzv. Orbeliho efekt, kdy za pomoci sympatiku můžeme prodloužit nástup svalové únavy, což má pozitivní význam během stresovém vypětí (Kittnar et al., 2011, s. 111).

Únava je reverzibilní fenomén spjatý s poklesem tělesné i duševní výkonnosti. Do jaké míry nás ovlivní, záleží na věku, pohlaví, tělesné konstituci, kondici, zdravotním stavu a stupni psychické adaptability (Chromý, 2005, s. 191). Lze ji rozdělit na fyziologickou a patologickou, která vzniká sekundárně následkem onemocnění různé etiologie (Kittnar et al., 2011, s. 111).

Dle potencionálního místa vzniku rozděluje nervosvalovou únavu na centrální (psychickou), která reprezentuje oblast kortikospinální dráhy, a periferní, jejíž specifičnost spočívá ve změnách neuromuskulárním přenosu. Jak centrální, tak i periferní oblast může během přenosu signálu razantně ovlivnit generování svalové síly (Gruet et al., 2013, p. 384; Krumlová, 2010, s. 16).

### 1.4.3 Periferní (fyzická) svalová únava

Periferní únava souvisí s metabolickými, strukturálními a energetickými změnami ve svalových vláknech. Důsledkem je například zhoršená projekce AP, poruchy v oblasti kontrakce – relaxace, vyčerpání zdrojů uvolňovaného neurotransmiteru na nervosvalové ploténce, které vede ke snížení mechanické práce (Boyas, Gue'vel, 2011, pp. 89 – 92; Cifrek, 2009, p. 327; Allen et al., 2008, p. 289; González-Izal, 2012, p. 502).

Během svalové únavy dochází ke změně excitability v důsledku změny gradientu kationtu draslíku  $K^+$ . Tento deficit není kompenzován činností  $Na^+/K^+$  pump, a proto dochází k poklesu svalové síly a následně vzniku tetanie (Allen et al., 2008, pp. 296 – 297). Díky kompenzačním mechanismům, které pomáhají předcházet snížení excitability, můžeme na určitou dobu oddálit plné rozvinutí svalové únavy. CNS variabilně aktivuje motorické jednotky (MJ), čímž sníží zátěž již zapojených přetížených MJ. Zároveň optimálním timingem aktivace dle vlastností a kontraktility svalu zabráníme vzniku tetanie. Stav,

kdy se snižuje rychlost aktivace MJ a zpomaluje rychlost kontrakce tak, aby odpovídala změně mechanického stavu během únavové kontrakce se nazývá „muscle wisdom“ (Boyas, Gue'vel, 2011, p. 95; González-Izal, 2012, p. 502).

Ve svalovém vláknech vzniká celá řada dalších fyziologických mechanismů od změn AP a udržení vodivosti na sarkolemě, až po důležitou roli  $\text{Na}^+/\text{K}^+$  pumpy, chloridových iontových kanálů a metabolismus  $\text{Ca}^{2+}$  (Allen et al., 2008, pp. 298 – 299). Z biochemického pohledu je považován za hlavní příčinu svalové únavy anorganický fosfát vznikající z kreatinfosfátu (PCr), nikoli akumulace laktátu, jak se historicky traduje (Allen et al., 2008, pp. 301 – 303). Nesmíme opomenout ani vliv hladiny glukózy, jako hlavní energetický zdroj svalového systému a dodávku kyslíku související s krevním průtokem a difuzí přes intersticiální prostory.

Velkou otázkou v mnoha spekulacích je i vliv reaktivních sloučenin kyslíku (ROS), které mohou přispívat velkým podílem ke svalové únavě. Pozitivní vliv antioxidantů „scavengers“ - lapače redukující nežádoucí účinky, byl pozorován pouze u zvířat při denní aplikaci vitamínu C a E do izolovaných svalů. U člověka se však tento jev nepotvrdil (Allen et al., 2008, pp. 308 – 309). Neexistuje jedna příčina vzniku svalové únavy. Zahrnuje mnoho faktorů, na které je potřeba hledět i z globálního měřítka (Williams et al., 2014, p. 1).

#### **1.4.4 Centrální (psychická) únava**

Centrální únavu popisujeme jako pokles schopnosti řídit volní hybnost, kdy CNS nezajišťuje dostatek impulzů pro generaci svalové síly (Tanaka, Watanabe, 2011, p. 727; Gruet et al., 2013, p. 385). Je spojena s veškerými adaptačními procesy regulující řízení v oblasti nad nervosvalovou ploténkou, kdy se upravují a řídí signály z CNS vedoucí k jednotlivým alfa motoneuronům (Gardevia, 2001 pp. 1732 – 1733). Zahrnuje tedy všechny supraspinálních a spinálních fyziologické mechanismy zodpovědné za dosažení určitého motorického cíle díky neustálé aktivaci MJ (Boyas et al., 2011, pp. 88; Enoka, 1995, p. 143). Zároveň dochází ke zvýšení neuronální aktivity především v korových vrstvách. Je prokázán nárůst v primární motorické a senzitivní oblasti, prefrontální a suplementární motorické oblasti, gyrus cinguli, a dokonce i mozečku (Liu et al. 2003, p. 300).

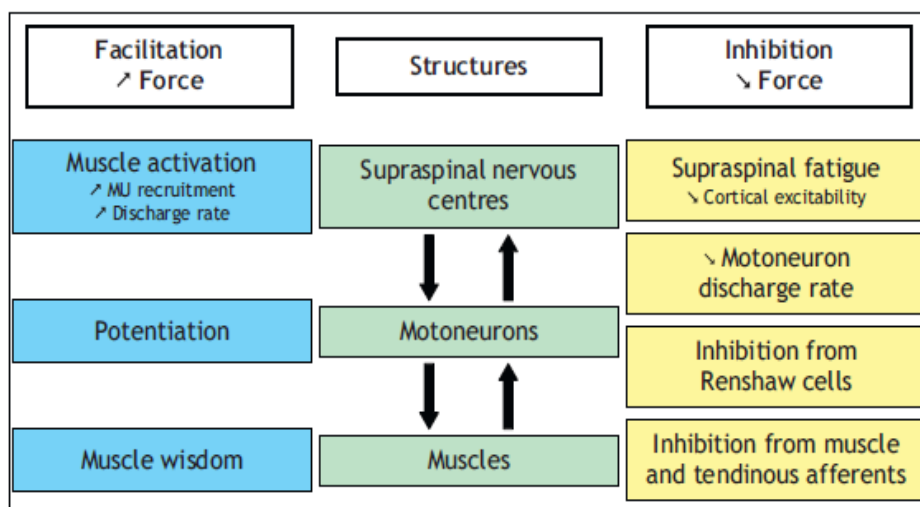
Zvýšenou kortikální dráždivost můžeme pozorovat ve vztahu ke snížení spinální dráždivosti. Pokud kortex nedostane vhodný input k tomu, aby spinální bariéru překonal, dochází k selhání centrálního systému (Williams et al., 2014, p. 1). Důsledkem je snížení zapojování MJ a pokles frekvence vzruchů přicházejících k aktivovaným MJ, což pokládáme

za hlavní projev centrální únavy (González-Izal, 2012, p. 502).

CNS variabilně zapojuje svalová vlákna, aby upravil výdej energie na základě svých výpočtů hodnocených díky interakci s prostředím a průběžným informací ze smyslových orgánů. Velkou roli v této problematice hraje multimodální sensorický systém, který přispívá ke kompenzaci během únavy. Především vizuální systém integruje informace pro zajištění kvalitní senzomotorické stimulace, díky níž regulujeme funkci CNS dle stávajícího vnějšího a vnitřního prostředí (Tanaka, Watanabe, 2011, p. 732; Bisson et al., 2013, p. 837).

Během centrální únavy pocítujeme dočasnou ztrátu paměti, zhoršení soustředění a pozornosti, která je klíčovým prvkem zpracování informací z okolního prostředí a také zajišťuje selekci relevantních a irelevantních podnětů.

Pamatujeme, že chování biologického systému musí být stále variabilní vůči stimulačním vlivům prostředí. Zachovává si tak optimální pozornost, tzv. behaviorální flexibilitu, pro potenciaálně nebezpečné a nečekané situace. Pokud se chování jedince zautomatizuje například během dlouhé jízdy za volantem, tuto flexibilitu ztrácíme a hrozí nám ztráta bezpečnosti (Boksem et al., 2005, pp. 107 – 116).



Obrázek 2 Mechanismy ovlivňující udržení submaximální kontrakce (upraveno dle Behm, 2004, p. 276)

#### 1.4.5 Svalová únava a cross – over efekt

Cross – over efekt je neurofyziologický pojem, který se využívá během rehabilitační intervence, kdy při jednostranném cvičení měníme výkonnost i kontralaterálního homologního svalu nebo v poslední řadě i celé končetiny. Svalová aktivita může tedy iradiovat do svalů, které během cvičení nejsou aktivní. V praxi to například znamená,

že izometrická kontrakce m. quadriceps femoris na zdravé končetině provokuje silnější kontrakci m. quadriceps femoris na končetině postižené. Ten samý mechanismus byl prokázán u jednostranné svalové únavy, která se může rozšířit na necílené kontralaterální homologní svaly – tzv. kontralaterální účinek svalové únavy. Ovlivněna však může být i jiná funkční svalová skupina. Cross – over fenomén má dopad samozřejmě i na posturální kontrolu (Kennedy et. al., 2013, p. 560; Zijdewind et al., 1998, p. 41; Todd et al, 2002, pp. 308 – 309; Berger et al., 2009, p. 952).

## **1.5 Hodnocení svalové únavy dle povrchové elektromyografie**

Elektromyografie (EMG) je experimentální vyšetřovací metoda hodnotící neuromuskulární činnost díky záznamu bioelektrických signálů. EMG využíváme v rámci experimentů ve zdravotnických, sportovních a ergonomických oborech (Konrad, 2005, pp. 4 – 5). Prakticky detekujeme sval jako generátor elektrické aktivity prostřednictvím povrchového umístění elektrod či invazivního přístupu jehlovým aplikátorem (González-Izal, 2012, p. 502).

Díky povrchové EMG (surface electromyography, sEMG), aniž bychom poškodili tkáň, hodnotíme svalovou aktivitu, timing, chování svalových synergií, svalovou únavu aj. Pod povrchem bipolárně uložených elektrod, které lepíme na svalové břicho, detekujeme akční potenciál aktivních motorických jednotek (Krobot, Kolářová, 2011, s. 16 – 18). V průběhu svalové kontrakce dochází k časoprostorové aktivaci MJ, kdy nás zajímá právě jejich elektrická sumační odpověď. Prostorová a časová superpozice akčních potenciálů svalových vláken jedné motorické jednotky se označuje jako MUAP (motor unit action potential). MUAP všech aktivních MJ snímaný pod elektrodou jsou sledovány jako bipolární signál se symetrickou distribucí pozitivních a negativních amplitud (Kolář et al., 2009, pp. 202 – 203; Krobot, Kolářová, 2011, s. 16 – 18).

Většina studií již v minulosti hodnotila svalovou únavu dle sEMG především během statické izometrické kontrakce kvůli konstantní svalové délce a postavení segmentu. Díky její pomoci můžeme lépe vysvětlit variabilní kompenzační mechanismus CNS během svalové únavy. Dynamické kontrakce pokládáme v této problematice za velmi nepřesné, vedoucí k diskutabilním závěrům (Cifrek et al., 2009, pp. 328; González-Izal, 2012, p. 503; Cortes et al., 2014, p. 892).

### **1.5.1 Zpracování EMG signálu**

Během vyhodnocení biosignálů musíme vždy extrahovat potřebné informace. Než začneme, musíme si nastavit určitá metodická pravidla, protože je zde velké riziko ztráty informací a následné desinterpretace. EMG slouží jako velmi užitečná objektivizační metoda, která se dá lehce zneužít. Během svalové únavy dochází k spektrální změně EMG signálu, kterou můžeme kvantifikovat pomocí frekvenčního spektra. Spektrální (frekvenční) analýza se snaží hledat, z jakých frekvenčních komponent je výsledná křivka složená (Pánek et al., 2009, p. 177). Pro převod EMG záznamu svalové únavy do číselné a grafické podoby využíváme surových dat. Nejčastěji je sledován výkon svalu v závislosti na frekvenci, čímž získáme celkové výkonné spektrum EMG signálu (Total Power Spektrum). Dále hodnotíme frekvenci v závislosti na čase tzv. Median Frequency, která je optimální pro izometrické kontrakce. Ze snímané aktivity vybíráme úsek se stepem, kdy nastavené minimum pro „Steps“ je 0,1 s. Z každého úseku je vypočítána střední frekvence, průměrná frekvence a vlnový rozsah spektra (Marková, 2013, s. 24 – 27; Krobot, Kolářová, 2011, s. 16 – 18).

De Luca (1997) preferuje hodnocení střední hodnoty frekvence, protože je nejcitlivější v detekci fyziologických a biochemických procesů svalové únavy během izomerické kontrakce (De Luca, 1997, p. 156).

### **1.5.2 Stanovení referenční hodnoty dle maximální volní kontrakce (MVC)**

Taylor a Gardevia (2008) uvádějí, že využívání maximálních volních kontrakcí je vhodné při samotném testování svalové únavy, protože během několika sekund vybavujeme její projevy v plné podobě (Taylor, Gardevia, 2008, p. 543). MVC je taková kontrakce svalu, při které volním úsilím dochází k největší možné aktivaci a produkci maximálního silového momentu. Výstupní svalová síla je závislá na množství aktivovaných MJ, síle záškubu a vzájemné interakci svalových vláken. Nikdy však nemůžeme vybavit maximální hranici svalové síly, která je závislá na motivaci a určité účelnosti. Testování dle MVC provádíme v přesně definované poloze, s pevnou fixací jednotlivých segmentů a proti statickému odporu. Délka svalu zůstává nezměněna, odlišnost pozorujeme pouze v náboru aktivovaných MJ (Krumlová et al., 2010, s. 16; Enoka, 1997, p. 503). Pro přesnější záznam několikrát opakujeme a vybíráme signál s největší amplitudou. Jedinci v celkové dekonkoci většinou vykazují značně nestabilní EMG záznam, proto provádíme modifikaci se submaximální zátěží (Krobot, Kolářová, 2011, s. 27).

### 1.5.3 Posouzení unavitelnosti svalu

V mnoha literaturách je svalová únava klinicky uvedena jako pokles svalové síly a výkonnosti se subjektivním rozvojem bolesti spojeným s nedosažením požadovaného funkčního cíle. Na EMG záznamu se projeví zvýšenou amplitudou a posunem frekvenčního spektra k nižším hodnotám. Pro stanovení nástupu svalové únavy je využíván tzv. index svalové únavy – fatigue index. Za určité časové období se objeví tzv. failure point, od kterého lze označit sval za unavený. Jednou z nevýhod této definice je fakt, že svalovou únavu lze detekovat pouze od okamžiku, kdy nastane (Krumlová, 2010, s. 16; González-Izal, 2012, p. 502). Na EMG záznamu během únavné kontrakce často vidíme i snížení pravidelnosti a hladkosti signálu společně s nepravidelnou variabilitou v zapojování svalů. To je odraz dyskoordinace a dysregulace motorického systému (Cortes et al., 2014, p. 892).

Domníváme se, že zvýšená amplituda koreluje s prostorovou a časovou sumací AP a synchronizací výbojů MJ v rámci kompenzačního mechanismu pro udržení svalové síly. Naopak spektrální změny kontinuálně progredují a registrují svalovou únavu již od počátku. Odrážejí fyziologické a biochemické změny vznikající za účasti svalové únavy v různém časovém období (Krobot, Kolářová, 2011, s. 31 – 32).

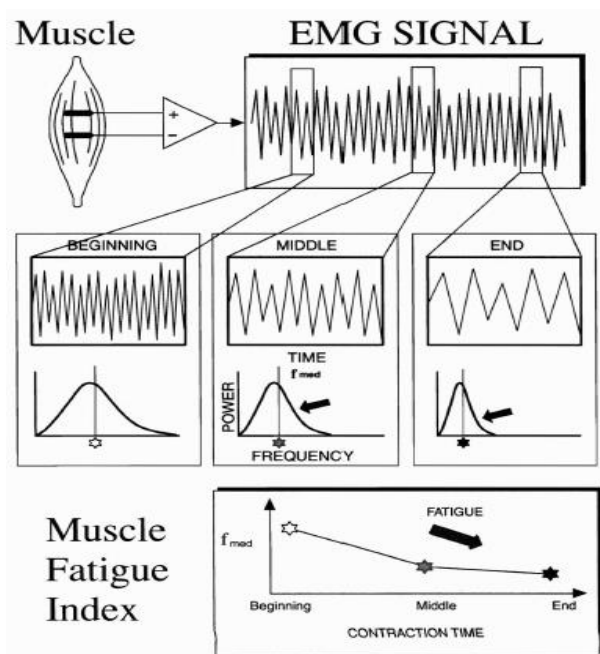
Dalším kompenzačním mechanismem CNS je využití motorické redundance v rámci zapojení jednotlivých svalových synergií. Svalová únava směřuje ke ztrátě variability, která má negativní dopad na fyziologické procesy, které snižují efektivitu pohybu a zároveň zvyšují možnost zranění. Pokud CNS zajistí variabilní reorganizaci neuromuskulárního řízení, můžeme udržet dosažení stávajícího funkčního cíle (Singh, Latash, 2011, p. 335; James et al., 2010, p. 667; Cortes et al., 2014, p. 889). Během regulace tak CNS variabilně pracuje jednak s množstvím zapojených MJ, které vlastní různé typy samotných alfa motoneuronů, tak i odlišnými vlastnosti svalových vláken s různým stupněm unavitelnosti.

Jelikož vztah EMG amplitudy a svalové síly není lineární, nemůžeme v rámci experimentálního měření odhadnout výkonnost jednotlivých svalů během únavy (Enoka, 2011, pp. 428 – 430). Konečná produkovaná síla je závislá na mnoha vlivech jako typ svalové kontrakce, její rychlost, poloha segmentu určující délku okolních svalových vláken, míra unavitelnosti aj. Navíc si musíme uvědomit fakt, že pod elektrodou nesnímáme vždy všechny aktivní MJ (Krobot, Kolářová, 2011, s. 33 – 34).

V rámci udržování požadované svalové síly hraje svou roli i psychická stránka jedince. Obvykle je silný vztah mezi únavou a subjektivním hodnocením vnímané námahy (Enoka, 2011, p. 431). Enoka (1997) dokázal, že vlivem zvýšené motivace nebyl pokles frekvenčního

spektra tak výrazný. Dokonce se ustálil (Enoka, 1997, p. 142).

Naopak větší kognitivní zátěž ve smyslu dual – task úkolu přispívá k rychlejšímu nástupu centrální únavy a ukončení pohybové aktivity (Bray et al., 2012, p. 199). Pokud subjekt vykazuje známky vyčerpání, větší část jeho kognitivního systému se zaměří na udržení požadované činnosti. V tomto případě na udržení stejného výkonu během izometrické kontrakce. V rámci behaviorální adaptace se celý systém přizpůsobuje svalové únavě a její kompenzaci, která je velmi energeticky náročná právě na kognitivní funkce, především na pozornost. Další úvahou je fakt, že pokud vznikne následkem svalové únavy nová motorická reorganizace, může být složitější a náročnější na koordinaci, protože se nestačila plně zautomatizovat (Terrier and Forrestier, 2009, p. 488; Monjo, Forestier, 2014, p. 586).



Obrázek 3 Schematické vysvětlení spektrálních modifikací na EMG během trvalé kontrakce. Index svalové únavy je prezentován střední frekvencí (upraveno dle De Luca, 1997, p. 157)

## 1.6 Kognitivní procesy

Definujeme je jako psychické procesy, díky nimž jedinec poznává svět a sebe sama. Zpracování informací nám nejen umožní adekvátně reagovat na změny prostředí, ale také lépe předvídat důsledky svých činů (Jackson, Decety, 2004, p. 262).

Zahrnují vnímání, pozornost, představivost, paměť, myšlení a řeč. Díky moderním neurovědám poskytujeme stále více informací o lokalizacích jednotlivých funkcí mozku. Již roku 1796 definoval vídeňský lékař F. J. Gall základy oboru s názvem frenologie, jejíž snaha vede k nalezení vztahu mezi jednotlivými oddíly mozkové kůry a jejich činností (Syka, 2006, s. 41). V některých funkcích lidského mozku nenalezneme odlišení od mozku nižších živočichů. To platí především pro motorickou kontrolu nebo analýzu smyslových informací.

Anatomickým substrátem složité kognitivní činnosti člověka jsou tzv. asociační korové oblasti. Především parasenzorická korová oblast zajišťuje elementární sensorické informace rozdílných kvalit, které se spojí v ucelený smyslový vjem. Tato integrace se označuje jako cross – modal matching (Králíček, 2011, s. 152 – 155).

Kognitivní funkce obsahují rovinu receptivní, kdy organismus přijímá informace pomocí vjemů a počitků z prostředí optickou, auditivní a taktilní formou. Proto rozvoj kognitivních funkcí tak úzce souvisí se stavem příslušných receptorů smyslových orgánů. V rovině centrální probíhá analýza a syntéza vjemů i s vyhledáváním odpovědí v paměťovém záznamu. V konečné fázi probíhá samotná expresivní reakce (Syka, 2006, s. 47).

Jedinečnost lidského mozku tkví ve schopnostech naučit se specializovaným činnostem, které se zcela vymykají možnostem zvířat. Mezi takové patří symbolické funkce, které dělíme na funkce gnostické, fatické a praktické (Králíček, 2011, s. 153 – 155). Další lidskou specializací je funkční asymetrie mozku, která má vliv i na morfologii. Prokazatelnost vidíme především v oblasti planum temporale (Syka, 2006, s. 41 – 42). Levá hemisféra vlastní obratnější prezentaci a manipulaci se symbolickými informacemi. Pravá hemisféra kooperuje s vizuspatálními informacemi způsobem, jenž může být analogií percepce. Charakterizuje vnitřní reprezentace fyzikálního prostředí a jeho prostorových interakcí tzv. kognitivní mapy (Sternberg, 2009, s. 270).

To, jak vnímáme a hodnotíme, ovlivňuje zásadním způsobem naše chování a prožívání. Existuje velká vazba mezi pohybem a kognitivními funkcemi. Pohyb se do intelektových schopností promítá nejvýrazněji v raném věku. Kognitivní systém funguje jako informační stránka hybnosti, proto například vrcholový sportovec má velmi rozvinuté kognitivní citění především z hlediska somatognozie (Slepička et al., 2006, s. 32 – 33).

Klíčem k pochopení kognitivních funkcí je cyklus mezi akcí a percepcí (perception – action cycle). Základem je přeměna vnímaných informací v koordinovaný motorický vzor. V podstatě rozpoznáváme podněty a zároveň formujeme návod k provedení optimálního pohybu za pomoci zpětné vazby (Smith, Kosslyn, 2006, p. 453).



Dle vývojových zákonitostí můžeme vycházet i z tzv. zákona diferenciacce a specializace, který uplatňuje fakt, že vývoj CNS souvisí s funkcí kognitivního systému za vlivu podnětů z prostředí (Měkota, 1988, s. 6). K vývojovým změnám dochází následkem interakce v procesu zrání a učení, která začíná již po narození. S pokročilým věkem se zvyšuje schopnost vytvářet stále komplexnější vazby mezi myšlením a chováním. Díky důkladnějšímu zpracování informací se zlepšuje pochopení složitějších vztahů.

J. Piaget (1896 – 1980) zastával názor, že kognitivní vývoj je založen na procesu zrání a probíhá prostřednictvím složité adaptace na prostředí. Jako klíčovou vlastnost v tomto procesu vnímá inteligenci. S postupujícím procesem učení nastává nerovnováha přijímaných informací. Díky asimilaci a akomodaci systému se však společně vytvoří dokonalejší stupeň myšlení a vyšší stupeň adaptability (Sternberg, 2009, s. 468 – 502).

Zcela zásadní kognitivní vlastností je pozornost. Každým dnem nás obklopuje nepřeborné množství informací, díky nimž filtrujeme a optimálně zpracováváme přijímané podněty (Králíček, 2011, s. 167).

### **1.6.1 Pozornost**

Pozornost v rámci lidské výkonnosti se týká interakce mezi vědomím, podvědomím a kognicí. Vědomí má k orientované pozornosti bezprostřední vztah. Mají mezi sebou nutnost se neustále překrývat. Vědomá pozornost sleduje naše interakce se zevním prostředím a udržuje povědomí o tom, jak se chováme v dané situaci. Propojuje vzpomínky s aktuálními situacemi, podle kterých vyhodnocuje souvislosti. Řídí, kontroluje a plánuje budoucí akce založené na získaných zkušenostech, vzpomínkách a momentálních emocích (Sternberg, 2009, p. 91 – 93).

Dle Nolana (2011) a Lohseho et al. (2012) byl proveden výzkum vlivů tzv. attentional focus effect, kdy rozdělujeme dvě možnosti kognitivního zaměření, které se mohou i během programování doplňovat a prolínat (Nolan, 2011, pp. 2 – 4; Lohse et al., 2012, p. 237).

- Externí směřovaná pozornost (External Focus of Attention) je zaměřena na provedení a dosažení určitého cíle pohybu. CNS se snaží zefektivnit pohybovou činnost tím, že redukuje odchylky, které znehodnocují ekonomizaci funkce. Zároveň snižuje kokontrakci antagonistů a agonistů, což podporuje variabilnější zapojení svalových skupin. Externí zaměření je velice výhodné během motorického učení společně s verbálními instrukcemi (Greig, Marchant, 2013, p. 136; Lohse et al., 2012, p. 236)

- Interní směřovaná pozornost (Internal Focus of Attention) je věnována internímu cíli, v našem případě např. úhlu kolenního kloubu během wall squat long. CNS nyní naopak celý motorický systém adaptuje dle daného segmentu, na který se proband zaměří. Zároveň dochází k tzv. freezingu DOF a redukci kompenzačních mechanismů. To vyvolá snížení efektivity pohybové aktivity, nárůstu svalové síly a vznik předčasné svalové únavy. Interní zaměření podporuje přetížení neurálních obvodů. Indukuje vědomé řízení pohybu, které vede k přerušení automatizace pohybu (Greig, Marchant, 2013, p. 136).

## 1.7 Motorické učení

Pohyb zajišťuje interakci mezi lidmi a okolním světem, který nás obklopuje. Veškerá komunikace včetně řeči, znakového jazyka, gest a psaní je zprostředkována motorickým systémem. Smyslové a kognitivní procesy mohou být tedy považovány za deterministické vstupy budoucího motorického úkonu. Díky opakované identické zkušenosti s prostředím získáváme nové interakce s pevným základem. Motorické učení umožňuje přizpůsobit se měnícím se podmínkám okolí, ale i vhodně reagovat na nové sociální vazby vyvinuté společností.

I když mnoho z našeho pohybového repertoáru je získáváno během života, disponujeme i vrozeným evolučně determinovaným pohybovým chováním, které je druhově specifické. Již vrozené interakce nám pomáhají poskytnout dobrý výchozí bod pro budoucí motorické učení a tím i urychlení schopnosti naučit se nové pohybové dovednosti (Wolpert et al., 2011, p. 487).

Motorické učení je nejdůležitější nástroj fylogenetické adaptace, ze které se člověk vyvinul jako *Homo sapiens sapiens*. Adaptace je především podmínkou a cílem otevřených kinematických systémů. Je podmíněna individuální zkušeností a kreativitou (Hošek, Rychtecký, 1975, s. 7 – 8).

Na celou problematiku můžeme pohlížet z mnoha pohledů. Ať už dle tzv. Fittzova zákona, Bernstainových stupňů volnosti či neurofyziologického zaměření ohledně neurální reorganizace (Latash, 2004, p. 124). Schmidtova teorie chápe motorické učení jako neustálé vyhodnocování motorického a senzoryckého schématu. S větší variabilitou informací pro výběr optimálního schématu vzniká stabilnější generalizovaný program pohybu (Schmidt, 2003, p. 367). Dle Newellovi teorie prostředí se během motorického učení zvyšuje koordinace

mezi vjemem a následným jednáním prostřednictvím selekce optimální strategie pro splnění daného cíle (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, pp. 27 – 29).

Motorické učení rozdělujeme do čtyř fází:

- Fáze generalizace (kognitivní)

Dochází k seznámení a pochopení dané činnosti. Vyhodnocuje se optimální pohybová strategie. Variabilní výkonnost je v tomto případě selektována na úkor efektivity společně s velkým nárokem na kognitivní funkce. Pohyb je nadměrně tonizovaný s množstvím souhybů, což je důsledek nestabilních neurálních spojů. Procesy excitace a inhibice se rozlévají difúzně do různých motorických oblastí mozkové kůry.

- Fáze diferenciacie (asociativní)

Díky opakování se upevňuje pohybová dovednost, prozatím v hrubé formě. Objevují se selektivnější a jemnější pohyby s menšími chybami. Zmenšuje se nárok na pozornost a postupně mizí „freezing“ DOF. Pohybová aktivita je soustředně sledována, ale už nese znaky ideomotoriky i díky zapojení přesnější představy pohybového záměru. Neurální vzruchy se koncentrují v oblastech mozkové kůry.

- Fáze automatizace

Motorika se zdokonaluje ke konečné podobě bez minimálních výchylek a chyb. Zvyšuje se výkonnost a všechny DOF jsou uvolněny a efektivně využity během variabilních podmínek prostředí. Automatizace pohybu souvisí i s přesunem pozornosti do jiných neurálních center. Procesy excitace a inhibice v CNS se střídají v pevně ustálených časoprostorových vazbách. V této fázi se prvně rozvíjí možnost provedení double – task úkolu. Zároveň se sníženou zátěží kognitivních funkcí šetříme energii pro oddálení vzniku svalové únavy.

- Fáze tvořivé asociace

Reprezentuje jí značná plastičnost provedení pohybové dovednosti. Můžeme zasahovat do naučených motorických vzorů a tvořivě je přizpůsobovat aktuálním podmínkám. Interakcí jednotlivých pohybů vznikají složité dovednosti, které jsou spojeny se značnou mírou anticipace (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, pp. 29 – 30; Hošek, Rychtecký, 1975, s. 139 – 141).

Zásadní význam v motorickém učení sehrávají i paměťové procesy. Díky této interakci můžeme vysvětlit fakt, že osobní zkušenost ovlivňuje chování jedince. Paměť rozlišujeme

podle časového hlediska na krátkodobou a dlouhodobou. Paměť dlouhodobá může být klasifikována jako explicitní (deklarativní), kdy je vybavována vědomě, či implicitní (nedeklarativní), která je prezentována nevědomím vybavováním v podání reflexů a návyků. S explicitní a implicitní pamětí má souvislost i explicitní a implicitní učení (Dragounová et al., 2013, s. 13 – 14).

### **1.7.1 Implicitní (proceduální) forma učení**

Není založeno přímo na vědomých procesech. Charakterizuje ho učení s absencí slovně vyjádřitelných instrukcí popisující pohyb. Implicitní forma je odolnější vůči psychickému vyčerpání či rušivým vlivům okolí. Vykazuje větší odolnost proti zapomínání. Zároveň nevlastní závislost na pracovní paměti, věku a IQ (Maxwell et al., 2000, pp. 111 – 120).

Do této kategorie patří non – asociativního učení, kdy se jedinec učí dle vlastností určitého stimulu, kterým nás v neměnné formě opakovaně ovlivňuje. Tím dochází k tzv. habituaci (návyku), kdy se postupně snižuje reakce na působení nebolestivé aference. Hodnotný projev vlastní i proces tzv. senzitivace, kdy dokážeme adekvátně reagovat na ohrožující podnět. Naopak asociativní forma učení se snaží předvídat interakci mezi dvěma podněty tzv. klasické podmiňování dle Pavlova nebo důsledky určité chování organismu a jeho následky tzv. operativní podmiňování (operant conditioning), fungující na principu pokus – omyl. Vždy budeme opakovat reakci, která je pro nás prospěšná z jakéhokoliv principu. Právě operativní podmiňování dokáže vysvětlit učení v živočišné říši. Díky němu se zvířata učí novému chování, aby přežila v proměnlivém prostředí. Používají ho při hledání zdroje potravy, úkrytu či při vyhýbání se nebezpečným situacím.

Rozpoznáním klíče vztahů mezi jednotlivými událostmi je nezbytnou součástí schopnosti přizpůsobit chování nové situaci. Informace z procesu implicitního učení jsou skladovány v percepčních, motorických a emočních okruzích (Králíček, 2011, s. 172 – 173; Shumway-Cook & Woollacott, 2007, p. 24; Lund, 2012, s. 33).

### **1.7.2 Explicitní (deklarativní) forma učení**

Vyžaduje procesy jako pozornost, uvědomování a přemýšlení. Jsme si plně vědomi, že se učíme (Magill, 1997, p. 105). Tuto formu využíváme při obvyklém osvojování motorických dovedností. Nejprve analyzujeme motorický problém a následně vytváříme strategie optimálního pohybu. Konstantním opakováním činnosti převádíme deklarativní

učení v procedurální a dochází k automatizaci pohybu, kdy se sníží náročnost na kognitivní schopnosti. Úspěšný pokus má tendenci k opakování a osvojená činnost se uloží do dlouhodobé paměti. Samotný proces ukládání může být narušen okolním prostředím nebo v důsledku psychického ladění.

Explicitní učení je využíváno i jako tzv. mentální praxe neboli cvičení pohybu v představě, které se hojně využívá ve sportu. Například slalomáři si přehrávají trať ve svých myšlenkách (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, pp. 25 – 26; Slepíčka et al., 2006, s. 46; Dragounová et al., 2013, s. 12).

Plně zautomatizovaný proces vlastní minimální instrukce typické pro počáteční fázi učení určité dovednosti. Bohužel za určitých okolností především vlivem stresu se mohou instrukce znovu vybavit a jejich zpracování tento optimální pohyb naruší. A tak se následně podobá amatérskému. Tento proces je charakterizován jako „reinvestment“ (Dragounová et al., 2013, s. 14).

Tabulka 1 Charakteristika rozdělení motorického učení (upraveno dle Dragounová et al., 2013, p. 21)

Motorické učení	Explicitní	Implicitní
<b>Charakteristika</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• dochází k osvojení velkého množství instrukcí a pravidel charakterizujících pohyb</li> <li>• využívá pracovní krátkodobou paměť v počátečních fázích učení</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• absence slovně vyjádřitelných instrukcí charakterizujících pohyb</li> <li>• proces učení nezávislý na pracovní paměti</li> </ul>
<b>Přednosti</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• vyšší úroveň dovedností během učení</li> <li>• možnost využití dostupných instrukcí a pravidel z jednotlivých sportů charakterizujících pohyb při osvojování dovedností</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• vyšší odolnost vzhledem k psychologickému stresu a rušivým vlivům okolí</li> <li>• vyšší odolnost vůči zapomínání v čase</li> <li>• nezávislé na věku</li> <li>• nezávislé na IQ</li> </ul>
<b>Nedostatky</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• nestálost dovedností pod vlivem stresu a nebezpečí „reinvestmentu“</li> <li>• nevhodné pro nejmladší věkové kategorie (složitě instrukce)</li> <li>• pro některé jedince mohou být instrukce hůře pochopitelné</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• nižší úroveň dovedností během učení</li> <li>• praktická náročnost učení</li> </ul>
<b>Praktické aplikace</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• instrukční učení*</li> <li>• zpětnovazební učení*</li> <li>• imitační učení*</li> <li>• problémové učení*</li> <li>• ideomotorické učení*</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• učení s druhým úkolem („dual task“)</li> <li>• učení v sekvenci**</li> <li>• učení s redukcí chyb</li> <li>• analogické učení***</li> <li>• učení využívající vnější pozornost***</li> </ul>

## 1.8 Dřep jako součást hybných stereotypů

Dřep je nedílnou součástí kondičních programů pro mnoho sportů, které vyžadují vysokou míru stability a síly (Escamila, 2001, p. 127). V závislosti na řízení pohybu vlastní vysokou biomechanickou a nervosvalovou shodu jako například běh, skok, chůzi či běžné denní úkony jako vstávání ze židle nebo chůzi po schodech (Flanagan et al., 2003, pp. 635 – 636).

Dřepy můžeme provádět mnoha různými způsoby. Varianty zahrnují různé úhly v dílčích kloubech, zvedání odlišné hmotnosti a především různé typy držení těla. Úroveň hloubky dřepu závisí na rozsahu flexe v kolenním kloubu. Dřepy rozdělujeme na částečný (semi – squat) do 40 stupňů, poloviční (half – squat) do 70 – 100 stupňů a hluboký (deep – squat) do 100 stupňů a více (Dionisio et al., 2008, p. 134).

### 1.8.1 Wall Squat (Wall Sit – sed proti zdi)

Wall Squat (Wall Sit) představuje jednu z možných variant dřepu. Do rehabilitačního plánu je hojně zařazován pro svůj přínos v oblasti dysfunkce kolenního kloubu především v rámci svalové dysbalance. Například během patelofemorálního bolestivého syndromu úspěšně vyrovnává hyperpresy pately, po operačních zákrocích zlepšuje svalovou sílu spojenou se stabilitou daného segmentu a pomáhá snížit riziko zranění kolenního kloubu (Escamila et al., 2009, pp. 879 – 880). Modifikaci dřepu rozdělujeme na krátkou variantu – Wall Squat short a dlouhou variantu – Wall Squat long. Základní pozicí je vždy stoj zády proti hladké zdi, kdy jsou horní končetiny podél těla a dolní končetiny postaveny přibližně na šířku ramen. Při začátku cvičení se tělo posouvá po zdi. Rozdíl nastává v úhlovém nastavení kloubů dolních končetin (Escamila et al., 2009, pp. 409).

Během Wall Squat long svírá kyčelní, kolenní a hlezenní kloub 90 stupňů flexe. Chodidla jsou postavena na širší boků a jsou ve vertikální linii s koleny viz. obrázek 4. Především tato varianta je zařazována do tréninkového a rehabilitačního programu.

Během Wall Squat short svírá kolenní kloub okolo 100 – 110 stupňů mnohdy i více. Tato varianta se nedoporučuje jako vhodný pohybový program, protože zvýšením flexe kolenního kloubu vzniká větší zátěž především na pasivní komponentu, která může následně rozvíjet příznaky typu patelofemorálního bolestivého syndromu (Escamila et al., 2009, pp. 879 – 880).

Test Wall Sit efektivně měří svalovou sílu především m. quadriceps femoris

v závislosti na čase. Zároveň přináší poznatky o variabilitě zapojení svalových skupin dolních končetin během nástupu svalové únavy při izomericky držené pozici (Anonymus, 2013, p. 21; Tomchuk, 2011, pp. 69 – 71).



Obrázek 4 Wall Squat long (dle vlastního zdroje)

## 1.9 Brüggerův koncept

Doktor Alois Brügger (1920 – 2001), švýcarský neurolog vyvinul tento koncept kolem roku 1950. Základní myšlenkou Brüggerova přístupu v rámci k funkčnímu onemocnění pohybového systému je, že působením patologicky změněné aferentní signalizace vlivem tzv. rušivých faktorů, dochází v pohybovém systému ke vzniku reflexních ochranných mechanismů na artrotendomyotickém podkladě. Následně vzniká změna v posturálním nastavení i ve fyziologickém průběhu pohybu (Pavlu et al., 2009, p. 109). Chronická chybná zatížení statického charakteru vedou k nepoměru mezi výstavbou a opotřebením struktur, což může mít dopad jednak funkční, ale i strukturální (Rock, Petak-Krueger, 2000, p. 7).

Jako cíle konceptu se prosazují především redukce rušivých faktorů, přeprogramování

pohybových vzorů v rámci ekonomizace, návrat ke správnému držení těla s optimalizací zátěže pohybového aparátu a v konečném důsledku i odstranění bolesti (Valihrach, 2003, p. 198).

Jako aktivní metoda terapeutické intervence se používá především tzv. Brüggerův sed, který vypovídá o vzájemné provázanosti a možnosti ovlivňování ve všech úsecích páteře. Využívá tzv. modelu 3 ozubených kol, který modeluje vzájemné vztahy týkající se pohybových programů zajišťující vzpřímené držení těla. Model reprezentuje provázanost 3 základních pohybů jako klopení pánve vpřed, zvedání hrudníku, protažení šíje s vybíhajícími a zpětně přicházejícími pohybovými impulsy z končetin. Tato aferentace společně s torako – lumbální lordózou (os sacrum – Th5) a cervikokraniálním protažením (od Th5 kraniálně) zajišťují vzpřímené držení těla. Nutností je samozřejmě i vzájemná souhra funkční skupiny svalů tzv. velké diagonální smyčky (Pavlů, 2000, p. 167).

Během funkčního svalového deficitu se snižují excentrické kontrakční schopnosti synergistů a klesá svalová síla, kterou vyrovnáme patologickým souhybem. Pro redukci funkčních převah určitých svalových skupin využíváme pružných tahů s pomocí Thera – Bandu nebo díky agisticko – excentrickým kontrakčním postupům (Pavlů et al., 2009, p. 110; Rock, Petak-Krueger, 2000, p. 7).



## 2 CÍL PRÁCE

Cílem práce je objektivně zhodnotit vliv kognitivních funkcí na progresi či regresi svalové únavy a zároveň posoudit výkonnostní parametry zkoumaných probandů během maximální fyzické zátěže. Jako objektivní parametr hodnocení byla vybrána stěžejní pozice dřep Wall Sit, kde zaznamenáváme maximální časový interval izometrické kontrakce na popud k vytvoření podmínek vzniku svalové únavy. Během únavové kontrakce chceme dále zhodnotit souvislost variability a kompenzačních strategií CNS.

### 2.1 Vědecké otázky a hypotézy

#### 2.1.1 Vědecká otázka č. 1

*Ovlivní kognitivní úkol z hlediska času svalový výkon během provádění izometricky drženého dřepu Wall Sit?*

H<sub>0</sub>1: Externí zaměření pozornosti neovlivní průměrnou svalovou výkonnost z hlediska času během třech intervencí izometricky drženého dřepu Wall Sit.

H<sub>A</sub>1: Externí zaměření pozornosti ovlivní svalovou výkonnost z hlediska času během třech intervencí izometricky drženého dřepu Wall Sit.

#### 2.1.2 Vědecká otázka č. 2

*Je rozdíl mezi svalovými výkony (z pohledu Total Power Spectrum) při třetím dřepu Wall Sit během posledních 30 sekund izometrické kontrakce vlivem kognitivní zátěže?*

H<sub>0</sub>2: Externí zaměření pozornosti neovlivní svalový výkon (z pohledu Total Power Spectrum) při třetí intervenci dřepu Wall Sit během posledních 30 sekund izometrické kontrakce.

H<sub>A</sub>2: Externí zaměření pozornosti ovlivní svalový výkon (z pohledu Total Power Spectrum) při třetí intervenci dřepu Wall Sit během posledních 30 sekund izometrické kontrakce.

### 2.1.3 Vědecká otázka č. 3

*Je rozdíl svalové aktivity (z pohledu Median Frequency) u posledních 30 sekund při třetím dřepu Wall Sit vlivem kognitivní zátěže?*

H<sub>03</sub>: Externí zaměření pozornosti neovlivní svalovou aktivitu (z pohledu Median Frequency) při třetí intervenci dřepu Wall Sit během posledních 30 sekund izometrické kontrakce.

H<sub>A3</sub>: Externí zaměření pozornosti ovlivní svalovou aktivitu (z pohledu Median Frequency) při třetí intervenci dřepu Wall Sit během posledních 30 sekund izometrické kontrakce.

### 2.1.4 Vědecká otázka č. 4

*Je souvislost mezi aktivitou m. tibialis anterior (dle Total Power Spektrum) z pohledu výšky a váhy během interního a externího zaměření pozornosti?*

H<sub>04</sub>: Neředpokládáme souvislost svalové aktivity m. tibialis anterior (z pohledu Total Power Spektrum) s hmotností a výškou:

- a) během interního zaměření pozornosti
- b) během externího zaměření pozornosti

H<sub>A4</sub>: Předpokládáme souvislost svalové aktivity m. tibialis anterior (z pohledu Total Power Spektrum) s hmotností a výškou:

- a) během interního zaměření pozornosti
- b) během externího zaměření pozornosti

## **3 NAVRHOVANÁ METODIKA EXPERIMENTU**

### **3.1.1 Charakteristika sledovaného souboru**

Pro tuto studii bylo náhodně vybráno celkem 34 probandů obou pohlaví, 18 žen a 16 mužů. Dle subjektivní sebereflexe byli rozděleni na pohybově aktivní a inaktivní. Základem pohybově aktivního jedince byl faktor prováděné pohybové aktivity alespoň 2krát týdně. Výzkumná skupina se pohybovala ve věkovém rozmezí 22 – 26 let s výškou mezi 1,62 – 1,94 m a váhou mezi 50 – 107 kg. Podmínkou pro účast v experimentu byla schopnost vykonat staticky držený dřep Wall Sit. Jednotlivý probandi byli podrobeni kineziologickým rozborem kvůli selekci případných zdravotních patologií především v oblasti dolních končetin.

### **3.1.2 Průběh měření**

Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice v Olomouci v pracovní dny od 7.00 do 15.30. Výzkumný soubor byl seznámen s průběhem měření, možnými riziky i přínosy prováděného experimentu a zároveň souhlasil s použitím získaných dat pro výzkumné účely této práce.

Pro snímání elektrické aktivity svalů byl vybrán 16 – ti kanálový povrchový elektromyograf (EMG) MyoSystem firmy Noraxon® se softwarem MyoResearch, synchronizovaný s videozáznamem. Detekováno bylo 9 svalů bilaterálně. Dle předpokládané aktivity svalů, které se podílejí na aktivním provedení výchozí pozice Wall Sit (Barton et al., 2014, p. 40; Dionisio et al., 2008, p. 135; Escamila et al., 2009, p. 410; Escamila et al., p. 881) byly vybrány tyto svaly:

1. m. erector spinae (Th – L přechod)
2. m. obliquus abdominis internus
3. m. gluteus medius
4. m. gluteus maximus
5. m. rectus femoris
6. m. gastrocnemius lateralis
7. m. tibialis anterior

Pro samotný výzkum byla vybrána stěžejní poloha tzv. Wall Sit (viz. kap. 1.8.) dle Tomchuck (2011, pp. 69 – 71), kdy se proband opírá zády o zeď a jeho kyčelní, kolenní i hlezenní kloub svírá 90 stupňů s chodidly na šířku boků. Nastavení pozice probíhalo

před samotným měřením pomocí goniometru, jehož střed byl přiložen na laterální condyl femuru, kdy jednotlivá ramena směřovala k malleolus lateralis na tibií a trochanter major na femuru. Před samotným měřením byla nakreslena značka, aby proband věděl do jaké vzdálenosti má DK umístit. Zároveň pomocí therabandu byl pacient edukován k postavení Brúggerova sedu, který měl zajistit optimální nastavení centrálních kloubů HK a DK s napřímením trupu. Tato pozice byla izometricky držena co nejdelší možnou dobu a provedena během tří měření bez možnosti regenerace. Během měření jednotliví probandi splňovali tzv. interní zaměření pozornosti, kdy pokyn zněl: „Zaměřte se na udržení svého kolena v úhlu 90 stupňů po celou dobu trvání procesu.“ Za týden bylo provedeno další měření ovšem za účasti ovlivnění kognitivních funkcí, kdy proband v průběhu měření odečítal číselnou řadu. Zaměření pozornosti směřovalo externě, to znamená, že se proband zaměřil na kognitivní úkol. Ten byl zadán tak, že jedinci museli v 1. měření odečítat číslo 7 od 300, v 2. měření odečítat 7 od 600 a na závěr ve 3. měření 7 od 900. Probandi museli vždy počítat nahlas, abychom měli zpětnou vazbu o tom, že to skutečně dělají. Jednotlivé charakteristiky interní a externí zaměření pozornosti viz. kap. 1.6.1. Pro lepší orientaci v textu někdy používáme i termíny externí a interní kognice (EK vs. IK) pro různé zaměření pozornosti.

Výzkumná skupina byla vždy edukována k provedení maximálního výkonu na hranici svých sil během každého měření. V rámci jednotlivých intervencí jsme zaznamenávali čas výkonu, hodnotili variabilitu timingu jednotlivých svalů a nástup svalové únavy.



Časový záznam vždy charakterizoval pouze dobu, kdy jedinec vykazoval přesně definovanou pozici. Nezapočítával se čas, během kterého se probandi do postavení nastavovali či z něho vycházeli. V průměru se odečítalo z každého záznamu 15 sekund. Začátek experimentu byl stanoven pokud byl zadán povel start a konec izometricky drženého dřepu Wall Sit si vyšetřovaní určovali sami. Ozámili, že už nemohou danou činnost provádět v důsledku nástupu svalové únavy. Byli edukováni k vyřčení povelu „stop“. Všechny důvody ukončení jsme pečlivě zaznamenali společně se subjektivním počítkem během provádění dřepu Wall Sit za vlivu kognitivní zátěže, které uvádíme v další kapitole.

Před každým měřením jsme si připravili technické vybavení jako počítač, kameru se stativem, elektromyograf a propojení kamery i elektromyografu s počítačem. Na každý sval jsme umístili elektrody ve střední části svalového bříška.

Před aplikací elektrod jsme očistili místo abrazivní pastou, dále jsme navlhčeným ručníkem omyli a suchým ručníkem vytřeli do sucha. Po přesné palpaci daného svalu jsme nalepili dvě elektrody vedle sebe paralelně s průběhem svalových vláken. Zemníci elektrodu jsme umístili na oblast spina iliaca anterior superior. Prostřednictvím pásku jsme připevnili

kolem pasu probanda snímač EMG záznamu a připojili svody na elektrody tak, aby vše souhlasilo se seznamem vyšetřovaných svalů v počítači. Poté jsme upevnili předzesilovače samolepící páskou pro eliminaci artefaktů. Pro kontrolu jsme si ověřili testování jednotlivých svalů se záznamem elektromyografické aktivity. Nakonec jsme před samotným měřením kalibrovali elektrický záznam. Jako referenční hodnotu pro vyhodnocování výsledků jsme zvolili maximální volní kontrakci (MVC) vybraných svalů dle tabulky č. 2, kdy byl použit EMG záznam z 20 sekund.

Tabulka 2 Testování maximální volní kontrakce (upraveno dle Konrad, 2006, p. 33)

Rectus femoris		Extenze mezi 70 - 90 stupni flexe kolene proti odporu
Tibialis anterior		Elevace nohy do DF a supinace Často omezení během unilaterálního testování - ztráta balance

### 3.1.3 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu

Po naměření EMG signálu proběhla fáze zpracování dat, kdy jsme použili surový, nefiltrovaný záznam, z něhož jsme provedli spektrální a frekvenční analýzu únavové kontrakce. Úseky vybrané k hodnocení jsme označili jako jednotlivé stěpy. Pro porovnání bylo vybráno posledních 30 sekund izometrické aktivity m. tibialis anterior a m. rectus femoris bilaterálně během třetího měření Wall Sit bez a za vlivu kognitivní zátěže. Analyzovali jsme jednak frekvenci v závislosti na čase pomocí Fatigue report a také amplitudu v závislosti na frekvenci pomocí Total Power Spektrum report. Převodili jsme hodnoty vybraných úseků EMG signálu do číselných dat, které jsme dále upravili v programu Microsoft Office Excel 2007. Výsledné hodnoty byly zpracovány pomocí popisné a induktivní statistiky.

## 4 VÝSLEDKY

### 4.1 Popisná statistika

#### 4.1.1 Popisná statistika kvantitativních dat

V tabulce č. 3 můžeme vidět kvantitativní hodnocení antropometrických parametrů (výšky ,váhy) mužské a ženské skupiny. V tabulce č. 4 předkládáme pro orientaci rozdělení jednotlivých kategorií dle časových výkonnostních parametrů zvláště pro muže a ženy.

Tabulka 3 Průměrné hodnoty antropometrických veličin výzkumné skupiny

Antropometrie	Průměr	Medián	Modus	Četnost modu	Minimum	Maximum	Sm. odchylka
Výška (m)	1,74	1,73	1,7	7	1,59	2	0,1
Výška kat. (m)	2,76	3	2	14	1	5	0,9
Váha (kg)	69,09	65,5	Vícenás.	3	50	107	12
Váha kat. (kg)	3,24	3	3	14	1	6	1,2

**Legenda:** kat. - kategoriální rozdělení výšky a váhy

Tabulka 4 Hodnotící časová škála testu Wall Sit

Kategorie	muži (s)	ženy (s)
Výborný	>100	> 60
Dobrý	75 - 100	45 - 60
Průměrný	50 - 75	35 - 45
Podprůměrný	25 - 50	20 - 35
Špatný	< 25	< 20

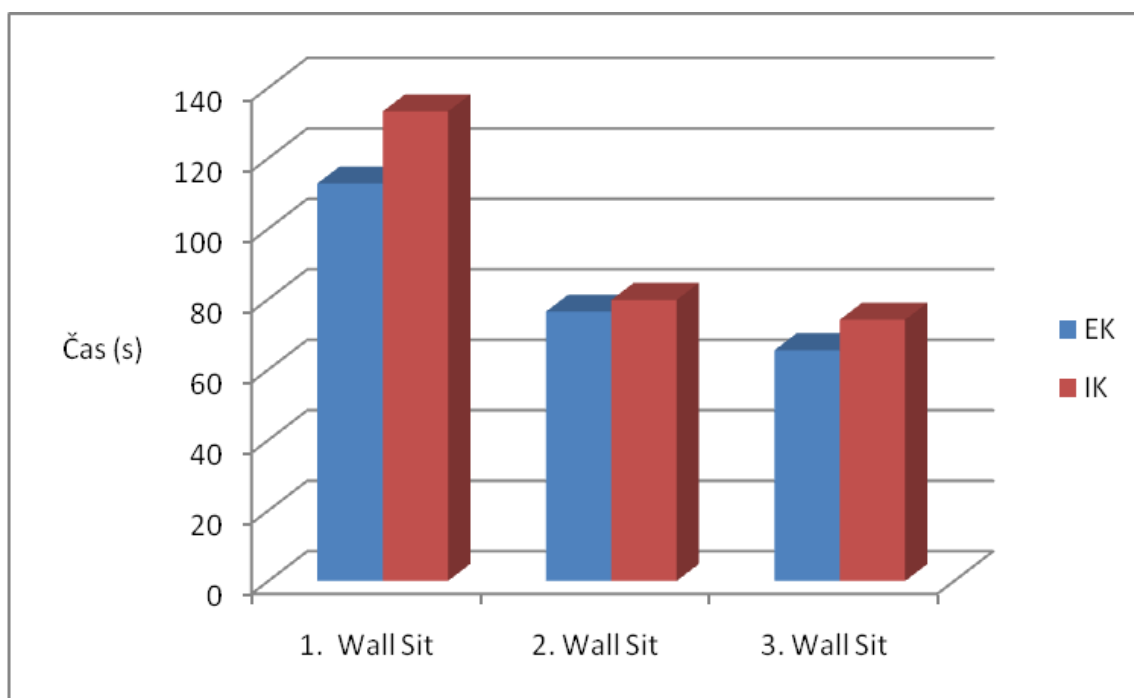
**Legenda:** upraveno dle <http://www.topendsports.com/testing/tests/wall-sit.htm>)

V tabulce 5 pozorujeme hodnoty kvantitativního hodnocení časů výdrže staticky drženého dřepu Wall Sit během šesti intervencí. Tři měření bez možnosti odpočinku byly provedeny za vlivu interního zaměření pozornosti, kdy se probandi zaměřili na 90 st. flexi v kolenním kloubu bilaterálně. Posléze s týdenní pauzou byly provedeny další tři měření, tentokrát za vlivu externí zameření pozornosti, kdy probandi museli odečítat číselnou řadu.

Tabulka 5 Průměrné hodnoty výdrže dřepu Wall Sit během jednotlivých intervencí za vlivu interního a externího zaměření pozornosti

Výdrž Wall Sit (sek.)	Průměr	Medián	Modus	Četnost modu	Minimum	Maximum	Sm. odchylka
Výdrž 1 IK	112,83	109,53	123,48	2	34,65	244	47,7
Výdrž 2 IK	76,45	73,28	Vícenás.	1	35,31	143	29,2
Výdrž 3 IK	65,52	53,27	Vícenás.	1	29,01	123	28,1
Výdrž IK Ø	<b>84,93</b>	79,15	Vícenás.	1	37,42	153	30,9
Výdrž 1 EK	133,26	130,41	Vícenás.	1	43,41	236	45,8
Výdrž 2 EK	79,76	72,61	Vícenás.	1	41,67	131	22,0
Výdrž 3 EK	74,15	68,91	68,91	2	33,66	136	24,7
Výdrž EK Ø	<b>95,72</b>	88,63	Vícenás.	1	39,58	158	27,4

**Legenda:** IK – interní kognice (pozornost zaměřená na 90 st. flexi v kolenním kloubu bilat.), EK – externí kognice (pozornost zaměřená na počítání číselné řady), Ø - průměr



Obrázek 5 Výkonnost z hlediska času v jednotlivých intervencích testu Wall Sit

**Legenda:** IK – interní kognice (pozornost zaměřená na 90 st. flexi v kolenním kloubu bilat.), EK – externí kognice (pozornost zaměřená na počítání číselné řady)

#### 4.1.2 Popisná statistika kvalitativních dat

Tabulka č. 6 poukazuje na kvalitativní hodnocení svalové výkonnosti (z pohledu Total Power Spektrum) v rámci posledních 30 sekund izometrické aktivity m. tibialis anterior a m. rectus femoris bilat. během třetího měření Wall Sit za vlivu interního a externího

zaměření pozornosti. Tabulka č. 7 vykresluje kvalitativní hodnocení frekvenčního spektra (z pohledu Median Frequency) v rámci posledních 30 sekund izometrické aktivity m. tibialis anterior a m. rectus femoris bilaterálně během třetího měření Wall Sit. Opět v rozdělení za vlivu interní a externí pozornosti.

Tabulka 6 Svalový výkon (z pohledu Total Power Spektrum) během interního a externího zaměření pozornosti

Svaly	Průměr	Medián	Modus	Četnost modu	Minimum	Maximum	Sm. odchylka
TA sin. - IK	67,11	44,07	Vícenás.	1	1,50	310	78,8
TA dx. - IK	61,60	41,69	Vícenás.	1	1,57	233	61,7
RF sin. - IK	332,53	222,05	Vícenás.	1	36,10	1464	313,1
RF dx. - IK	328,32	256,63	Vícenás.	1	33,10	961	249,2
TA sin. - EK	46,73	25,29	Vícenás.	1	0,004	284	65,4
TA dx. - EK	41,02	29,10	Vícenás.	1	0,005	138	40,5
RF sin. - EK	294,04	201,24	Vícenás.	1	36,10	1031	248,2
RF dx. - EK	293,37	232,21	Vícenás.	1	77,45	1002	216,8

**Legenda:** TA - m. tibialis anterior, RF - m. rectus femoris, sin. - levý, dx. - pravý, IK - interní kognice (pozornost zaměřená na 90 st. flexi v kolenním kloubu bilat.), EK - externí kognice (pozornost zaměřená na počítání číselné řady)

Tabulka 7 Svalová aktivita (z pohledu Median Frequency) během interního a externího zaměření pozornosti

Svaly	Průměr	Medián	Modus	Četnost modu	Minimum	Maximum	Sm. odchylka
TA sin. - IK	<b>44,09</b>	47,00	57	3	14	78	18,4
TA dx. - IK	44,94	46,00	57	6	10	85	17,2
RF sin. - IK	<b>44,32</b>	45,00	45	5	21	72	12,2
RF dx. - IK	45,94	47,00	Vícenás.	3	26	62	10,5
TA sin. - EK	<b>46,03</b>	44,00	37	3	13	110	19,2
TA dx. - EK	40,56	39,00	Vícenás.	3	10	73	15,0
RF sin. - EK	<b>48,03</b>	46,50	45	4	25	88	11,8
RF dx. - EK	45,88	45,00	38	4	16	66	10,6

**Legenda:** TA - m. tibialis anterior, RF - m. rectus femoris, sin. - levý, dx. - pravý, IK - interní kognice (pozornost zaměřená na 90 st. flexi v kolenním kloubu bilat.), EK - externí kognice (pozornost zaměřená na počítání číselné řady)



### 4.1.3 Komentář k výsledkům popisné statistiky

Díky popisné statistice můžeme v tabulce č. 5 pozorovat zlepšení časových parametrů vlivem externího zaměření pozornosti během všech intervencí. Nejmarkantnější zlepšení výkonu je znatelné mezi prvními intervencemi Wall Sit, posléze pak během posledního měření. V tabulce je znázorněn jednak průměr jednotlivých intervencí dřepu Wall Sit, tak i průměr ze všech provedených měření. Je důležité upozornit na skutečnost, že jednak mužská i ženská skupina reagovala na zátěž ve stejném chronologickém průběhu. Kdy během 1. intervence Wall Sit je v obou případech markantně vysoká časová hranice dle škály stupeň „Výborně“ (excellent). Následně dochází k významné regresi, ale mezi 2. a 3. Wall Sit se stav ustálí, dá se říci do konstantních hodnot.

Dle tabulky č. 6 zjišťujeme, že svalového výkon dle Total Power Spektrum klesá během poslední 30 s držené pozice 3. Wall Sit jak u m. rectus femoris bilat. za vzniku svalové únavy, tak u m. tibialis anterior bilat. To samozřejmě souvisí s větší výdrží během externího zaměření pozornosti. V tabulce č. 7 z pohledu frekvenční analýzy, kterou chápeme jako průkaznou při hodnocení svalové únavy, je znatelné, že u m. rectus femoris l. sin. a m. tibialis anterior l. sin. dochází ke zvýšení frekvenčního spektra během posledních 30 sekund 3. Wall Sit vlivem externího zaměření pozornosti. Ostatní svaly podléhají poklesu v důsledku svalové únavy spojenou s větší časovou výdrží externího zaměření.

I když nám samotná popisná statistika poukazuje a podporuje některé naše domněnky a předpoklady, nemůžeme na těchto faktech stanovit konečné vyjádření k některé z hypotéz. Je potřeba výsledky vyhodnotit dle statistické významnosti. Tato kapitola praktické části nám posloužila k ucelenému pochopení problematiky.

## 4.2 Induktivní statistika

### 4.2.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

První výzkumná otázka zněla: Ovlivní kognitivní úkol z hlediska času svalový výkon během provádění izometricky drženého dřepu Wall Sit?

$H_0$ : Externí zaměření pozornosti neovlivní průměrnou svalovou výkonnost z hlediska času během třech intervencí izometricky drženého dřepu Wall Sit.

$H_{A1}$ : Externí zaměření pozornosti ovlivní svalovou výkonnost z hlediska času během třech intervencí izometricky drženého dřepu Wall Sit.

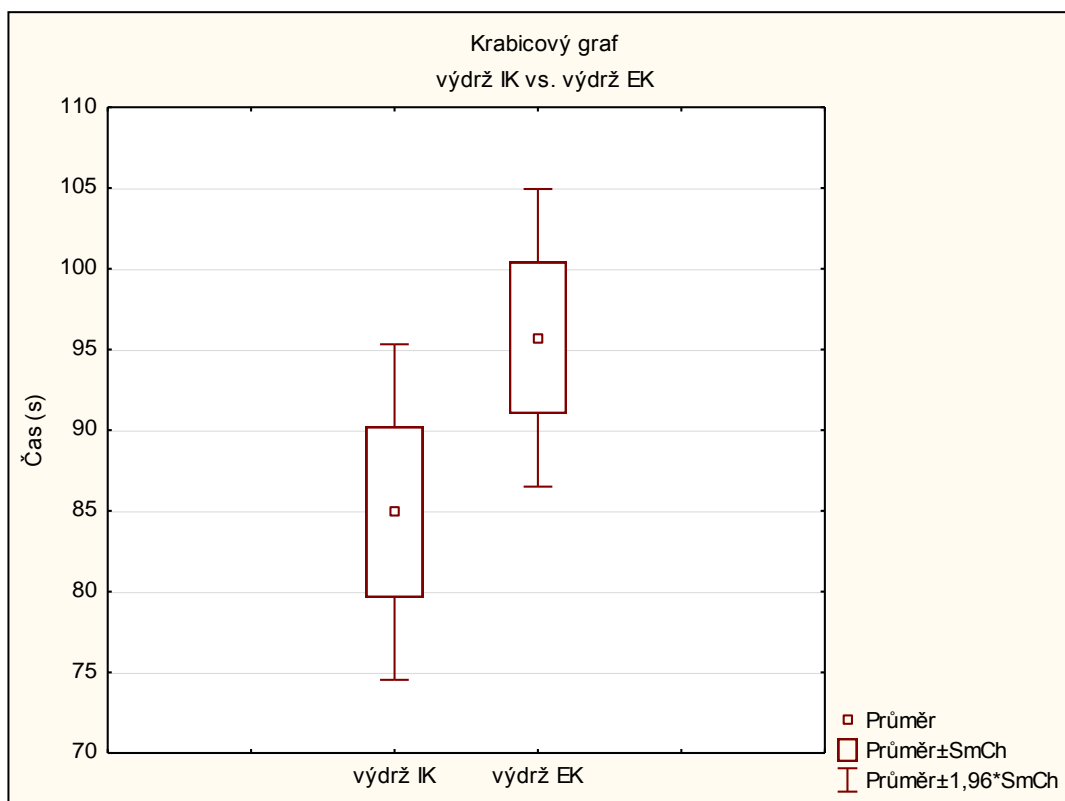
V tabulce č. 8 je znázorněna hladina statistické významnosti pro porovnání

průměrných časových výkonů spočítaných ze třech po sobě provedených intervencí dřepu Wall Sit v rámci vlivu externí a interní kognice. Pro porovnání středních hodnot uspořádané dvojice vzorků byl vybrán párový t – test vhodný pro parametrická data. V obrázku č. 6 uvádíme rozložení hodnot znázorněné krabicovými grafy dle tabulky č. 8. Střední bod v krabici znázorňuje hodnotu mediánu, dolní hranice hodnotu 1. kvartilu a horní hranice hodnotu 3. kvartilu. Tzv. vousy vyjadřují hodnotu variability dat pod prvním a nad třetím kvantilem.

Tabulka 8 Rozdíl mezi výdrží v čase v rámci externí a interní kognice na hladině statistické významnosti

Párové porovnání v čase - Wall Sit	Dosažené p
Výdrž IK vs. EK	<b>0,000234*</b>

**Legenda:** IK - interní kognice (pozornost zaměřená na 90 st. flexi v kolenním kloubu bilat.), EK - externí kognice (pozornost zaměřená na počítání číselné řady), p - hladina statistické významnosti



Obrázek 6 Párové porovnání výdrže interní kognice vs. externí kognice

**Legenda:** výdrž IK - průměrná výdrž v rámci třech intervencí dřepu Wall Sit během interního zaměření pozornosti, výdrž EK - průměrná výdrž v rámci třech intervencí dřepu Wall Sit během externího zaměření pozornosti

V tabulce č. 8 a obrázku č. 6 je viděn významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , kdy došlo ke zlepšení výkonu z časového hlediska vlivem externího zaměření pozornosti nebo jinak řečeno za vlivu kognitivní zátěže. Hypotézu  $H_{01}$  můžeme tedy zamítnout ve prospěch  $H_{A1}$ : *Externí zaměření pozornosti ovlivní svalovou výkonnost z hlediska času během třech intervencí izometricky drženého dřepu Wall Sit.*

#### 4.2.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Druhá výzkumná otázka zněla: *Je rozdíl mezi svalovými výkony (z pohledu Total Power Spectrum) při třetím dřepu Wall Sit během posledních 30 sekund izometrické kontrakce vlivem kognitivní zátěže?*

$H_{02}$ : Externí zaměření pozornosti neovlivní svalový výkon (z pohledu Total Power Spectrum) při třetí intervenci dřepu Wall Sit během posledních 30 sekund izometrické kontrakce.

$H_{A2}$ : Externí zaměření pozornosti ovlivní svalový výkon (z pohledu Total Power Spectrum) při třetí intervenci dřepu Wall Sit během posledních 30 sekund izometrické kontrakce.

Tabulka č. 9 vystihuje závislost párového porovnání neparametrických dat a to svalovému výkonu m. rectus femoris, m. tibialis ant. bilaterálně během staticky držené 3. intervence dřepu Wall Sit a to v rámci konečných 30 sekund.

Tabulka 9 Rozdíl mezi svalovým výkonem (z pohledu Total Power Spektrum) vlivem externího a interního zaměření pozornosti na hladině statistické významnosti

Výkonnost dle Total Power Spektrum	Dosažené p
TA sin. - IK vs. EK	0,076813
TA dx. - IK vs. EK	0,126588
RF sin. - IK vs. EK	0,499478
RF dx. - IK vs. EK	0,312720

**Legenda:** TA - m. tibialis anterior, RF – m. rectus femoris, sin. - levý, dx. - pravý, IK - interní kognice (pozornost zaměřená na 90 st. flexi v kolenním kloubu bilat.), EK - externí kognice (pozornost zaměřená na počítání číselné řady), p - hodnota statistické významnosti, vs. - versus (proti)

Wilcoxonovým testem pro posouzení neparametrických dat nebyl prokázán statisticky významný rozdíl ( $p > 0,05$ ) ve svalovém výkonu z pohledu Total Power Spektrum vlivem

externího zaměření pozornosti neboli v závislosti na kognitivním úkolu. Hypotézu  $H_02$ : *Externí zaměření pozornosti neovlivní svalový výkon (z pohledu Total Power Spectrum) při třetí intervenci dřepu Wall Sit během posledních 30 sekund izometrické kontrakce.*, tedy nemůžeme zamítnout, ale přijímáme ji.

### 4.2.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

Třetí výzkumná otázka zněla: *Je rozdíl svalové aktivity (z pohledu Median Frequency) u posledních 30 sekund při třetím dřepu Wall Sit vlivem kognitivní zátěže?*

$H_03$ : Externí zaměření pozornosti neovlivní svalovou aktivitu (z pohledu Median Frequency) při třetí intervenci dřepu Wall Sit během posledních 30 sekund izometrické kontrakce.

$H_A3$ : Externí zaměření pozornosti ovlivní svalovou aktivitu (z pohledu Median Frequency) při třetí intervenci dřepu Wall Sit během posledních 30 sekund izometrické kontrakce.

Tabulka č. 10 uvádí párového porovnání svalové aktivity z pohledu Median Frequency m. rectus femoris a m. tibialis ant. bilaterálně během staticky držené 3. intervence dřepu Wall Sit a to v rámci konečných 30 sekund. Jedná se o frekvenční analýzu, která nám dokáže adekvátně posoudit chování frekvenčního spektra ve spojitosti se svalovou únavou především u stěžejního svalu m. rectus femoris bilat. Posun frekvenčního spektra k nižším hodnotám koreluje s větším mírou svalové únavy.

Tabulka 10 Rozdíl mezi svalovým výkonem (z pohledu Median Frequency) vlivem externího a interního zaměření pozornosti na hladině statistické významnosti

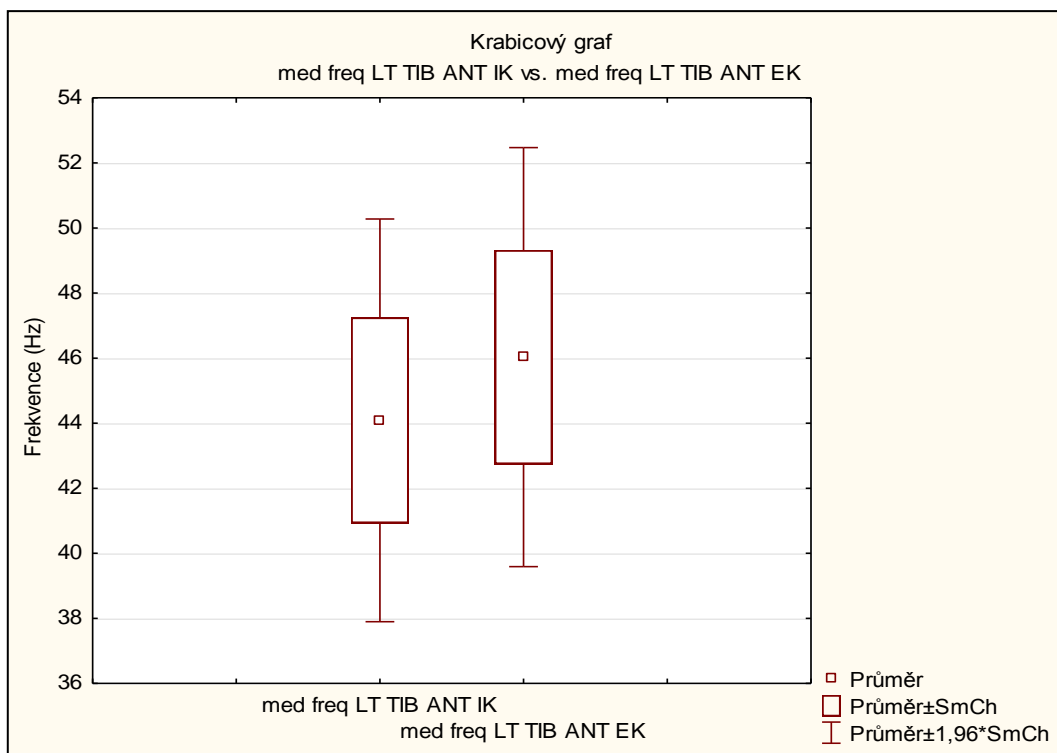
Svalová aktivita dle Median Frequency	Dosažené p
TA sin. - IK vs. EK	0,566313
TA dx. - IK vs. EK	0,196256
RF sin. - IK vs. EK	0,114560
RF dx. - IK vs. EK	0,980937

**Legenda:** TA - m. tibialis anterior, RF - m. rectus femoris, sin. - levý, dx. - pravý, IK - interní kognice (pozornost zaměřená na 90 st. flexi v kolenním kloubu bilat.), EK - externí kognice (pozornost zaměřená na počítání číselné řady), p - hodnota statistické významnosti, vs. - versus (proti)

Díky parametrickému t – testu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl ( $p > 0,05$ ) ve svalové aktivitě z pohledu Median Frequency vlivem externího zaměření pozornosti neboli

v závislosti na kognitivním úkolu. Hypotézu  $H_03$ : *Externí zaměření pozornosti neovlivní svalovou aktivitu (z pohledu Median Frequency) při třetí intervenci dřepu Wall Sit během posledních 30 sekund izometrické kontrakce.*, tedy nemůžeme zamítnout, ale přijímáme ji.

Dle tabulky č. 7 ohledně frekvenční analýzy z pohledu Median Frequency během interního a externího zaměření pozornosti, kterou uvádíme v kap. popisné statistiky, byl pozorován nárůst frekvenčního spektra u m. tibialis l. sin. Na tuto skutečnost poukazujeme především proto, že i když se hypotéza  $H_03$  nezamítla můžeme nastínit alespoň část vzorku, který podporuje zcela jiný směr. Levostranný nárůst frekvenčního spektra můžeme pozorovat v rámci box grafu v obrázku č. 7 pro m. tibialis ant. l. sin.



Obrázek 7 Nárůst svalové aktivity (z pohledu Median Frequency) m. tibialis anterior l. sin.

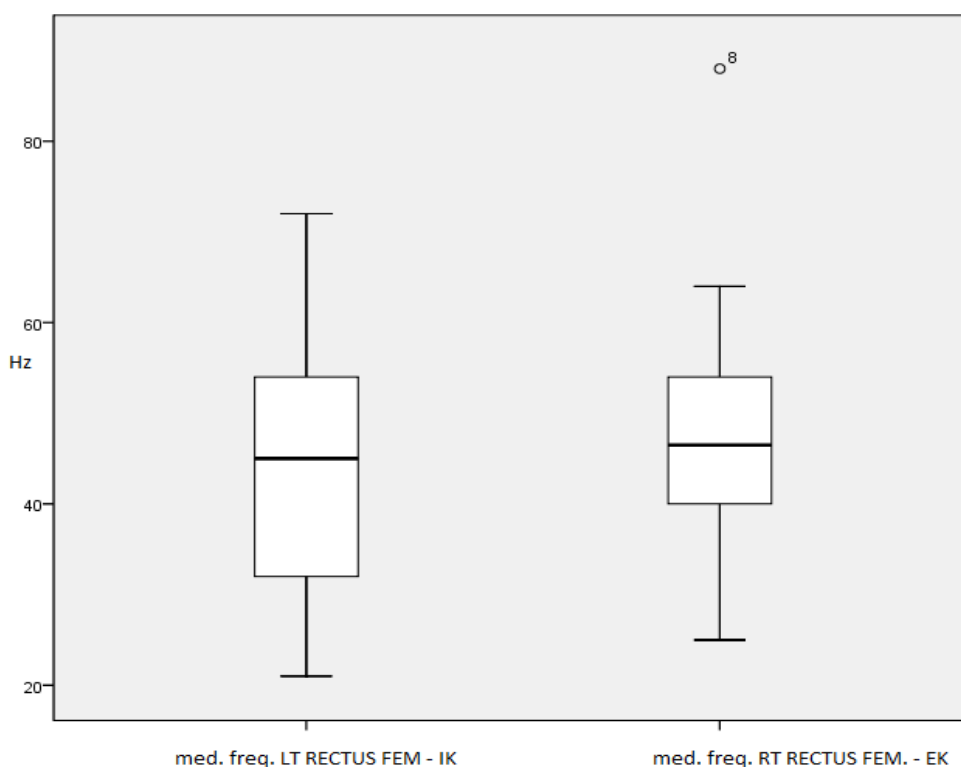
**Legenda:** med. freq. LT TIB ANT IK - svalová aktivita (z pohledu Median Frequency) levého m. tibialis během interního zaměření pozornosti, med. freq. LT TIB ANT EK - svalová aktivita (z pohledu Median Frequency) levého m. tibialis anterior během externího zaměření pozornosti

#### 4.2.4 Dodatek k hypotéze č. 2 a č. 3

Během hodnocení nebyl prokázán statisticky významný rozdíl vlivem externího zaměření pozornosti v rámci výkonu (dle Total Power Spektrum) a frekvenční analýzy (dle Median Frequency), ačkoli časové parametry zcela objektivně potvrzují prokazatelnou signifikantní významnost vlivu kognitivní zátěže při zlepšení časového výkonu statické

intervence dřepu Wall Sit. Hlavní faktorem, který ovlivnil tuto skutečnost, je především výběr vzorku odebraném z EMG záznamu v závislosti na čase. Pro statistické posouzení byl vybrán záměrně časový úsek 30 sekund poslední intervence Wall Sit, kde jsme předpokládali největší projev svalové únavy, avšak bez ohledu na možnost celkové výdrže z pohledu času u třetího dřepu Wall Sit.

Jelikož výsledky svalové aktivity (dle Median Frequency) vycházeli z části v prospěch zamítnutí hypotézy  $H_03$ , rozhodli jsme se doložit fakt o charakteristice vztahu korelace poklesu frekvenčního spektra a výkonu z pohledu času během poslední intervence dřepu Wall Sit vlivem interního a externího zaměření pozornosti. K tomu nám dopomohlo testování dle jednoduché lineární regrese sledující vztah mezi dvěma numerickými veličinami měřenými na stejných prvcích souboru. Což z hlediska našeho experimentu zcela splňujeme. Pro posouzení byl vybrán m. rectus femoris bilat., u kterého s jistotou předpokládáme projev svalové únavy ve velké míře. V obrázku č. 8 můžeme pozorovat nárůst frekvenčního spektra m. rectus femoris l. sin. vlivem externího zaměření pozornosti, který nás motivoval ke zhotovení koeficientu determinance.

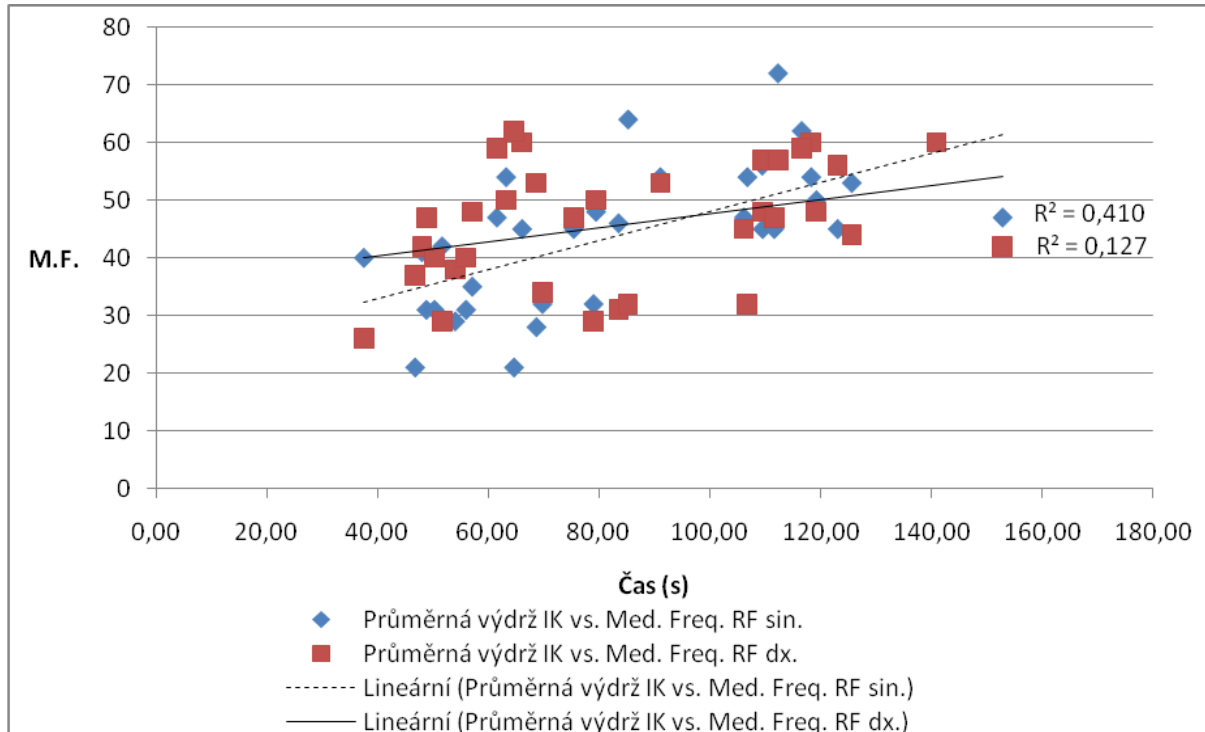


Obrázek 8 Nárůst svalové aktivity (z pohledu Median Frequency) m. rectus femoris l. sin.

**Legenda:** med. freq. RECTUS FEM IK, EK - svalová aktivita (z pohledu Median Frequency) levého m. rectus femoris během interního a externího zaměření pozornosti

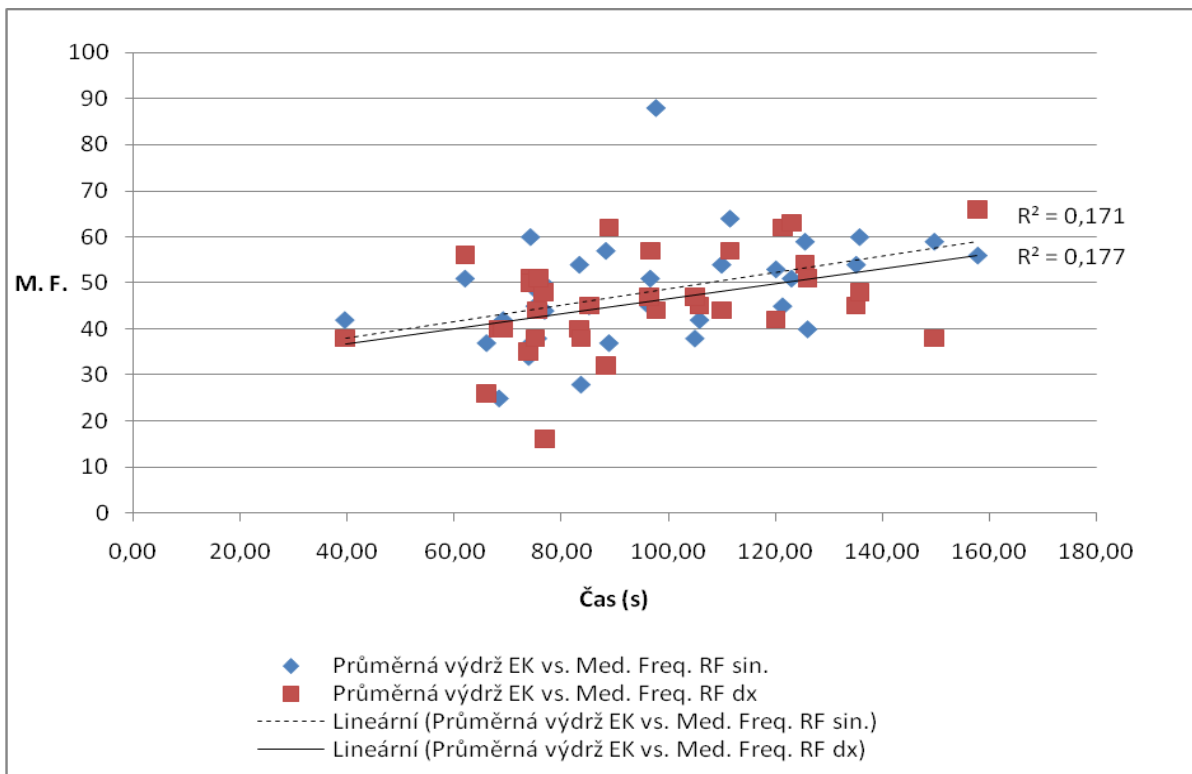
Dle obrázku č. 9 a č. 10 nás zajímá především koeficient determinace  $R^2$ , který je odvozený z reziduálního rozptylu a udává procento, jakým je rozptyl hodnot  $y$  vysvětlen změnami hodnot nezávislé proměnné  $x$ . Ve zkrácené formě hledáme míru linearitu mezi časovým výkonem a frekvenčním spektrem. Základem pro pochopení koeficientu determinace je to, že pokud dosáhne  $R^2 = 1$ , znamená to naprostou shodu či maximální linearitu. V rámci velké variability a individuality jednotlivých probandů nemáme pro tento druh hodnocení dostatečně velký vzorek, ale můžeme u grafu č. 5 pozorovat, že  $R^2 = 0,410$  v rámci m. rectus femoris l. sin., což podporuje spíše lineární průběh. Potvrzuje to tedy fakt, že čím delší je izometrická kontrakce, tím klesá frekvenční spektrum s nástupem svalové únavy v rámci interního zaměření pozornosti. Větší stranové rozdíly můžeme vysvětlit jednostranným projevem svalové únavy, která se zde více projevila.

Pro obrázek č. 10 je typická téměř konstantní hodnota  $R^2 = 1,77$ , kdy došlo k oddálení předešlého lineárnímu průběhu, které můžeme vysvětlit zlepšeným výkonem z hlediska času během provádění dřepu Wall Sit díky kognitivnímu úkolu. Pokud hodnoty nekorelují, můžeme hypoteticky tvrdit, že vlivem externího zaměření pozornosti nedochází k lineární regresi frekvenčního spektra vlivem svalové únavy v rámci časového výkonu. Zároveň díky nelineární korelaci můžeme potvrdit i větší míru variability zapojení jednotlivých svalů.



Obrázek 9 Vztah mezi průměrnou výdrží z pohledu času během interního zaměření pozornosti vůči svalové aktivitě (dle Median Frequency) m. rectus femoris bilat.

**Legenda:** M. F. - median frequency,  $R^2$  koeficient determinace,  $0 \leq R^2 \leq 1$



Obrázek 10 Vztah mezi průměrnou výdrží z pohledu času během externího zaměření pozornosti vůči svalové aktivitě (dle Median Frequency) m. rectus femoris bilat.

**Legenda:** M. F. - median frequency,  $R^2$  koeficient determinace,  $0 \leq R^2 \leq 1$

#### 4.2.5 Výsledky k vědecké otázce č. 4

*Je souvislost mezi aktivitou m. tibialis anterior (dle Total Power Spektrum) z pohledu výšky a váhy během interního a externího zaměření pozornosti?*

$H_04$ : Nepředpokládáme souvislost svalové aktivity m. tibialis anterior (z pohledu Total Power Spektrum) s hmotností a výškou:

- a) během interního zaměření pozornosti
- b) během externího zaměření pozornosti

$H_{A4}$ : Předpokládáme souvislost svalové aktivity m. tibialis anterior (z pohledu Total Power Spektrum) s hmotností a výškou:

- a) během interního zaměření pozornosti
- b) během externího zaměření pozornosti



V tabulce č. 11 můžeme vidět výsledek dvoufaktorové analýzy svalové aktivity m. tibialis ant. a m. rectus femoris v závislosti na hmotnosti a výšce v rámci různého zaměření pozornosti. Jak jistě vidíte, podařilo se nám potvrdit výsledek na poli statistické významnosti u m. tibialis ant. za vlivu interního zaměření pozornosti.

V tabulce č. 12 pak uvádíme kategoriální třídění z hlediska výšky a váhy celého experimentálního vzoru, které nám následně pomáhá při analýze rozptylu kategoriálního rozdělení, kdy jsme určili přesnou statistickou významnost svalové aktivity především m. tibialis ant. pravostranně u skupin mezi 50 – 70 kg a 1,6 – 1,8 m během interní zaměřené pozornosti. Tyto parametry odpovídají nejčastějšímu váhovému a výškovému průměru zkoumaného výběru jedinců. Tento výsledek podporuje teorii, že m. tibialis anterior fungoval během intervence dřepu Wall Sit jako hlavní regulátor svalových synergií při oddálení účinku svalové únavy, protože během externího zaměření, kdy byla časová výkonnost více efektivní, nebylo této aktivity zapotřebí.

Tabulka 11 Aktivita vybraných svalů (dle Total Power Spektrum) z hlediska výšky a váhy během interního a externího zaměření pozornosti

<b>Analýza rozptylu, dva hlavní faktory:</b>	<b>Výška (m)</b>	<b>Hmotnost (kg)</b>
Výkon dle Total Power Spektrum	<b>Dosažené p</b>	<b>Dosažené p</b>
TA sin. - IK	<b>0,061731*</b>	<b>0,073540*</b>
TA dx. - IK	<b>0,045237*</b>	<b>0,002727*</b>
RF sin. - IK	0,135246	0,809116
RF dx. - IK	0,473107	0,991087
TA sin. - EK	0,200044	0,081133
TA dx. - EK	0,235932	0,359766
RF sin. - EK	0,856337	0,940214
RF dx. - EK	0,058743	0,850820

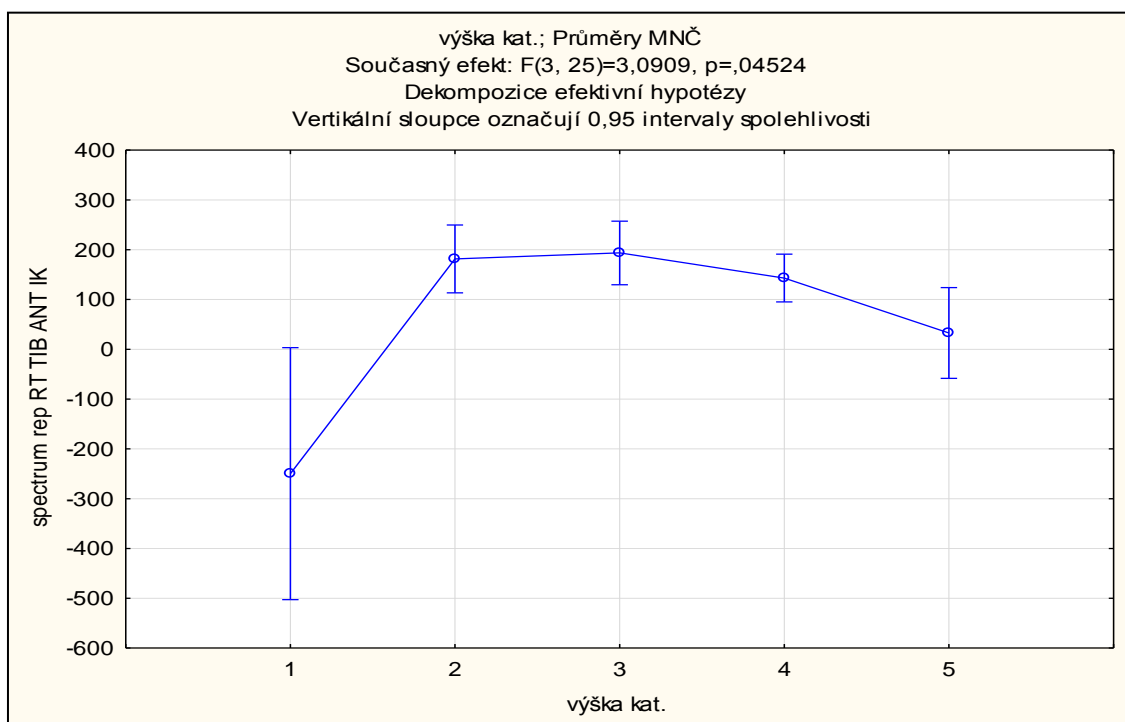
**Legenda:** TA - m. tibialis anterior, RF - m. rectus femoris, sin. - levý, dx. - pravý, IK - interní kognice (pozornost zaměřená na 90 st. flexi v kolenním kloubu bilat.), EK - externí kognice (pozornost zaměřená na počítání číselné řady), p - hodnota statistické významnosti, vs. - versus

Tabulka 12 Hodnocení aktivity m. tibialis anterior během interního zaměření pozornosti z pohledu kategoriálního rozdělení výšky a váhy

Aktivita TA dx. - IK z pohledu Total Power Spektrum	Kat. hmotnost (kg)					
	Kat. výška (m)	1 (40 - 50)	2 (51 - 60)	3 (61 - 70)	4 (71 - 80)	5 (81 - 90)
1 (1,51 - 1,6)			<b>0,010657*</b>	<b>0,035879*</b>	0,161938	0,074553
2 (1,61 - 1,7)		<b>0,010657*</b>		0,669503	0,132258	0,999912
3 (1,71 - 1,8)		<b>0,035879*</b>	0,669503		0,665355	0,965734
4 (1,81 - 1,9)		0,161938	0,132258	0,665355		0,724765
5 (1,91 - 2,0)		0,074553	0,999912	0,965734	0,724765	

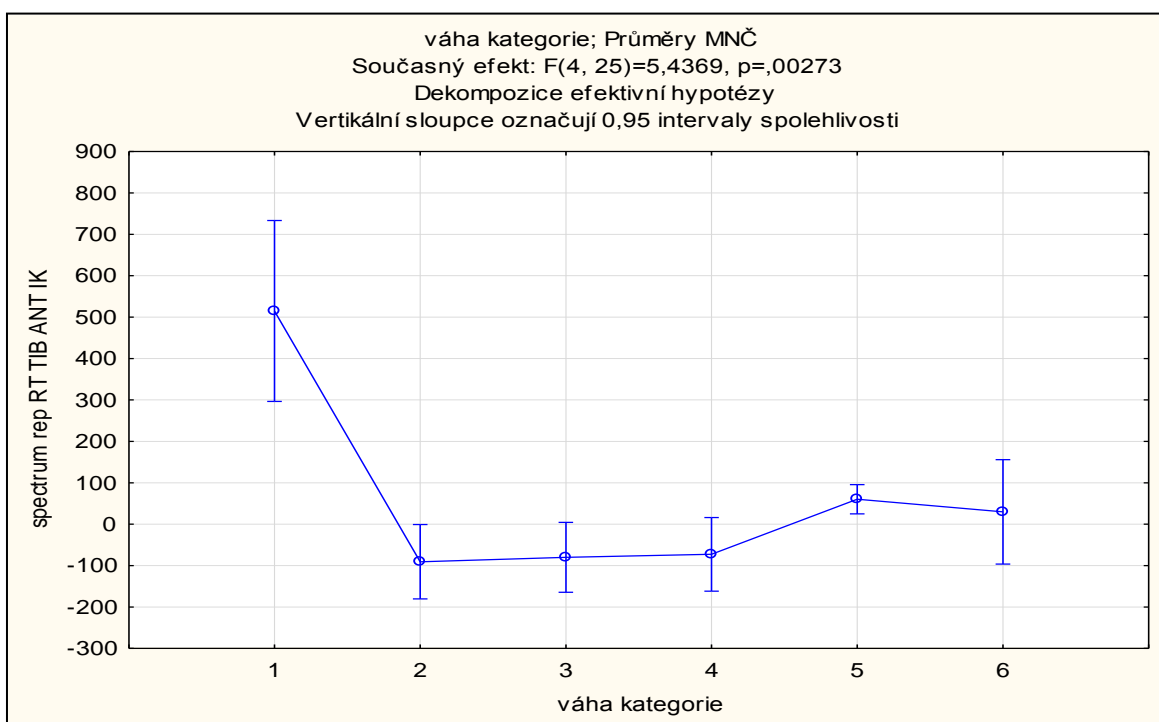
Obrázek č. 11 vystihuje aktivitu m. tibialis ant. l. dx, která razantně stoupá mezi 1,6 – 1,7 m výšky (především v 2. kategorii), což by zastupovala především ženská skupina, která se v tomto rozmezí nejčastěji pohybovala. S rostoucí výškou už nedochází k takovému progresu jako u předchozí kategorie a svalový výkon se ustálí. Na tomto základě můžeme samozřejmě potvrdit, že s rostoucí výškou se zvyšuje aktivita m. tibialis ant. l. dx., kterou potvrzujeme především v rozdílu mezi 1. a 2. výškovou kategorií.

Obrázek 11 Analýza rozptylu mezi kategoriálně rozdělenou výškou a svalovou aktivitou m. tibialis ant. l. dx. během interního zaměření pozornosti



**Legenda:** spektrum rep. RT TIB ANT IK - svalový výkon (z pohledu Total Power Spektrum) m. tibialis ant. během interního zaměření pozornosti

Obrázek 12 opět ukazuje propastný rozdíl mezi 1. a 2. kategorií tomto případě z hlediska hmotnosti. Snížení výkonu m. tibialis ant. l. dx. pozorujeme především na rozhraní mezi 50 – 70 kg, což opět potvrzuje zastoupení ženské skupiny, která se v tomto hmotnostním rozmezí nejčastěji pohybovala. Oproti výšce zde musíme tvrdit, že s větší hmotností klesá aktivita m. tibialis anterior. Do jisté míry to může korelovat s výkonností individualitou každého jedince, která s vyšší hmotností může klesat. Zároveň větší hmotnost může pro celkový systém znamenat větší zátěž z pohledu regulace svalových synergií, kvůli tendenci k méně koordinovanému pohybu, kterému také může přispívat redukce stupně volnosti během svalové únavy.



Obrázek 12 Analýza rozptylu mezi kategoriálně rozdělenou výškou a svalovou aktivitou m. tibialis ant. l dx. během interního zaměření pozornosti

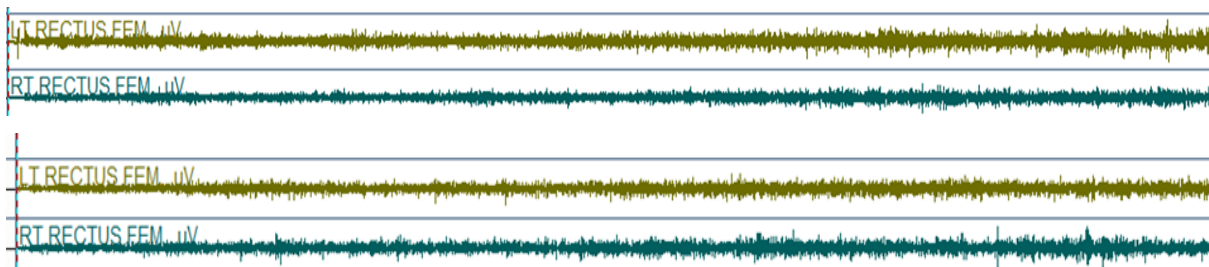
**Legenda:** spektrum rep. RT TIB ANT IK - svalový výkon (z pohledu Total Power Spektrum) m. tibialis ant. během interního zaměření pozornosti

Díky dvoufaktoriální analýze rozptylu v rámci výšky a váhy, která hodnotila soulad s aktivitou m. tibialis anterior (z pohledu Total Power Spektrum) prokázán statisticky významný rozdíl ( $p > 0,05$ ) pouze za vlivu interního zaměření pozornosti. Hypotézu  $H_{04}$  zamítáme ve prospěch  $H_{A4}$ : *Předpokládáme souvislost svalové aktivity m. tibialis anterior (z pohledu Total Power Spektrum) s hmotností a výškou během interního zaměření pozornosti.*

#### 4.2.6 Vizuální hodnocení EMG záznamu

- Vliv variability svalů během svalové únavy

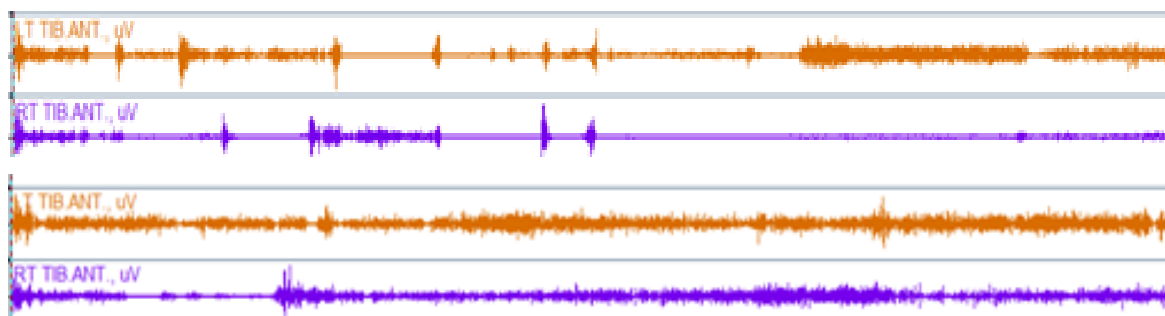
Sportovně aktivní jedinci ženské a mužské skupiny vykazovali variabilnější zapojení svalových synergií během každého měření již od začátku provedení dřepu Wall Sit. Ze všech detekovaných svalů na DK bylo běžně aktivních v průměru 11 svalů, kdy u každého jedince jsme vždy registrovali zapojení m. rectus femoris a m. tibialis anterior. K této synergii se individuálně zapojovaly další variabilní svalové smyčky v nejčastější podobě m. gastrocnemius lateralis a m. gluteus medius. Samozřejmě nesmíme opomenout aktivitu trupových svalů, ale tu pokládáme v rámci experimentu za méně validní. Pro muže a ženy vykonávající během měření nejlepší výsledky z hlediska časové škály je typické, že využívají již od počátku měření všech 14 vybraných svalů, kdy jednotlivé vzory zapojení nejsou opakovány. Budí dojem chaotických a pouze nahodilých reakcí. Kognitivní zátěž v tomto případě neměla na variabilní zapojení svalů takový vliv, ale bylo viděno vyhlazení EMG signálů se snížením amplitudy především během izometrické kontrakce m. rectus femoris bilaterálně.



Obrázek 13 Rozdíl EMG záznamu během svalové únavy u 3. intervence 3. dřepu Wall Sit (horní snímek za vlivu interní kognice, spodní snímek za vlivu externí kognice)

U sportovně inaktivních jedinců ženské a mužské skupiny se prezentují opět synergie především m. rectus femoris, m. tibialis anterior. Na těchto dvou svalech někteří probandi rigidně fungují po celou dobu měření. Ve většině případů se v průběhu druhého a třetího opakování dřepu Wall Sit projevují kompenzační mechanismy svalové únavy v podobě cross – over efektu, který funguje na bázi prostorové a časové sumace MJ. V podstatě se CNS snaží docílit variabilního zapojení jako je tomu u pohybově aktivních jedinců. Kognitivní zátěž v tomto případě redukuje sumační prezenci a snaží se dopomoci k nalezení ekonomičtější strategie pohybu. Tím je CNS v podstatě donuceno regulovat neadekvátní variabilitu (bad variability), která narušuje optimální průběh pohybové aktivity, v našem případě izometrického dřepu Wall Sit. Během této zátěže chápeme jako hlavní regulační

faktor adaptabilní aktivaci m. tibialis anterior, která se nejvíce projevuje právě u inaktivních jedinců.



Obrázek 14 Variabilní zapojení m. tibialis anterior 1. a 3. intervence dřepu Wall Sit během interního zameření pozornosti

#### 4.2.7 Subjektivní projev svalové únavy během měření dřepu Wall Sit

Probandi ženské a mužské skupiny ukončovali pohybovou aktivitu nejčastěji pro bolest m. rectus femoris spojenou s tetanickou kontrakcí. Během kognitivní zátěže ukončovali aktivitu kvůli zhoršení krátkodobé paměti a koncentrace nutné pro počítání příkladů, tzv. pocit „svaly by mohly, ale hlava je unavená“. Domníváme se, že tento fenomén je projevem centrální únavy.

Dle subjektivního pocitu individuálního výkonu během dřepu Wall Sit jsme rozdělili probandy na dvě skupiny:

- a) subjektivně zlepšení - počítání motivovalo, zvýšilo výkonnost, zvýšilo práh bolesti
- b) subjektivně degradovaní - počítání snížilo výkonnost vlivem neschopnosti „dual task“ úkolu (především muži), zhoršení koncentrace, ztráta paměti

Tab. 13 Charakteristika subjektivního ukončení dřepu Wall Sit v rámci periferní nebo centrální únavy

	<b>Muži</b>	<b>Ženy</b>
<b>Bolest m. rectus femoris</b>	6	6
<b>Tetanická kontrakce</b>	5	4
<b>Zhoršení koncentrace</b>	3	4
<b>Narušení krátkodobé paměti</b>	2	4

## 5 DISKUZE

Cílem kapitoly je především zhodnocení výsledků hypotéz a propojení s vědeckými poznatky jiných studií. Zároveň si chceme odůvodnit příčinu, která vyvstala díky našemu experimentálnímu měření. Nové směry pochopení této problematiky bychom rádi předali do další souvislosti, která nám pomůže stanovit nový rozměr rehabilitační praxe.

### 5.1 Vliv dual task úkolu na svalovou únavu

Svalová únava je mnohostranný jev zahrnující periferní, centrální a také kognitivní faktory. V centrální úrovni především v kortikální oblasti dochází k rozvratu neurotransmitterové regulace a tak proces učení spojený s facilitací kognitivních funkcí může výrazně prospět k opětovnému vyrovnání zatíženého systému.

Dle 1. vědecké otázky jsme potvrdili statistickou významnost externí zaměřené pozornosti, kdy se zlepšil svalový výkon z hlediska času během provádění izometrického dřepu Wall Sit ve všech intervencích. V podstatě se jednalo o kognitivní úkol či v dnešní době často zmiňovaný „dual task“ úkol, během kterého došlo k velmi výraznému progresu výkonnosti.

Musíme si uvědomit, že v každodenním životě lidé často plní „dual task“ úkoly v kombinaci pohybové zátěže a řešení kognitivního úkolu. Například můžeme dokonale hovořit během nákupu aniž by to ohrozilo naši motorickou funkci. I většina sportů jako fotbal, basketbal nebo golf využívá mechanismu na podkladě „dual task“ úkolu. Dá se říci, že člověk je fyziologicky nastaven pro tento mechanismus zátěže (Zijdwind et al., 2006, p. 660; Shumway-Cook & Woollacott, 2007, p. 30).

Většinou se kognitivní a motorické funkce hodnotily během experimentů odděleně, ale z pohledu fyziologického fungování CNS nemohou tyto procesy takto vykreslit každodenní situaci, které je každý jedinec vystaven. Proto se v dnešní době stále více studií zaměřuje na hodnocení provedení „dual task“ úkonu, který naprosto vystihuje část stresové zátěže, kterou musíme neustále řešit a adekvátně na ni reagovat během každodenního života. Právě exekutivní funkce nám pomáhají velké množství nástrah běžného života zdolávat už jenom tím, že díky nim vyhodnocujeme účelnost podnětů či zorganizujeme vlastní plán. Pokud dokážeme udržet motorický výkon a zároveň řešit kognitivní úkony, vhodně se adaptujeme na stávající prostředí. Schopnost řešit „dual task úkony“ se s pokročilým

věkem snižuje díky zpomalení samotného kortikálního zpracování a vyhodnocení informací z prostředí. Samotná degradace kognitivních funkcí může vyústit až k poruše exekutivních funkcí a člověk se stává naprosto nesoběstačným, protože nezvládá stávající tempo, které udává samotná společnost (Vanden Noven, 2014, pp. 1 – 2). Výběr našeho experimentálního vzorku proto zahrnovali mladí lidé, u kterých jsme v žádném případě nepředpokládali, že by vybranou stresovou zátěží nemohli zvládat.

V rámci svalové únavy i abnormálně zvýšená pozornost může redukovat výkonnost a ekonomizaci pohybu. Díky schopnosti kompenzace zvyšujeme nároky na CNS, aby nedošlo k poklesu výkonnosti. Posléze se tedy musí kognitivní úkol posouvat na sekundární úroveň (Zijdewind et al., 2006, p. 660).

Forestier a Nougier (1998) předpokládali, že během svalové únavy má multi – kloubní pohybový systém predilekci ke vzniku tzv. freezingu DOF kvůli zjednodušení koordinace a motorické kontroly. S tím by samozřejmě souviselo i snížení nároků na kognitivní funkce (Terrier, Forestier, 2009, p. 489).

Kahneman (1973) nastínil tzv. teorii flexibilního centrálního zdroje (flexible central resource theory), která předpokládá, že vlastníme individuální centrální kapacitu pozornosti, která se mění dle situace, schopnosti jedince a náročnosti pohybové aktivity (in Nolan, 2011, p. 3).

Zde nastiňujeme některé názory potvrzující zvýšení zátěže kognitivních funkcí především pozornosti během svalové únavy:

- Pokud je subjekt unavený větší část jeho kognitivních zdrojů se zaměří na udržení izometrické kontrakce, i když je motorický úkol zdánlivě jednoduchý. To znamená, že svalová únava podporuje spíše interní zaměření pozornosti. Během složitějšího motorického úkonu (tzv. kontrola dynamické rovnováhy) jsme schopni tuto zátěž kompenzovat pomocí behaviorální adaptace.
- Vzhledem k tomu, že svalová únava zhoršuje i smyslové integrace, předpokládáme zhoršení motorické kontroly, které zvyšuje nároky na pozornost.
- Pokud vznikne následkem oddálení projevů svalové únavy nová reorganizace motorického řízení, může být složitější a náročnější na pozornost, protože ještě nestačilo dojít k automatizaci (Terrier, Forestier, 2009, pp. 488 – 493).

Dle studie Lohse et al. (2014) nemůžeme striktně tvrdit, že motorická zátěž v kombinaci s kognitivním úkolem nutně podporuje svalovou únavu. Musíme se zamyslet nad tím, zda je daná motorická aktivita pro jedince náročná či nikoliv. Pokud je jedinec dobře

výkonnostně stavěný, kognitivní úkol vede ke zhoršení výkonu a spíše k rychlejší degradaci systému. Naopak u fyzicky slabého jedince se navodí adaptační změny rychleji (Lohse et al., 2014, pp. 930 – 933). Což potvrzuje i naše měření a vyvozujeme z toho, že výkonnostně silný jedinec nemusí nutně znamenat spojitost s větší variabilitou a adaptabilitou. Z časových parametrů můžeme vyvozovat, že největší výkonnostní progres měla právě skupina inaktivních jedinců, kteří pociťovali svalovou únavu nejvíce. Kognitivní úkol jim ve velkém případě pomáhal. Zato jedince s extrémní výkonností často „dual task“ úkol naprosto degradoval a nebyl schopen takový typ zátěže ustát.

Oproti potvrzení hypotézi  $H_{A1}$  většina studií preferuje názor, že pokud mladým jedincům během izometrické kontrakce zadáme kognitivní úkol, dojde k rychlejšímu nástupu svalové únavy spojené s kolísáním svalové síly a poklesu kognitivních funkcí (Vanden Noven et al., 2014, pp. 1 – 2; Bray et al., 2012, p. 199). Námítka v tomto případě může být na jiný způsob hodnocení této problematiky. Například Griffith et al. (2010) se zaměřuje na problematiku svalové únavy a kognitivních funkcí během izometrické kontrakce, která má být konstantně držena co nejdéle možnou dobu během tří opakování. Ovšem oproti našemu experimentu byly jednotlivé svaly hodnoceny izolovaně během MVC. Podotýkáme, že ve většině případů převažuje tato forma experimentu. Z toho však nemůžeme vyvozovat komplikace. V klíčovém svalu m. rectus femoris i při Wall Sit byla vytvořena stejně optimální izometrie pro hodnocení svalové únavy (Griffith et al., 2010, p. 1511).

Během „dual task“ experimentu jsme potvrdili fakt, že za svalovou únavou stojí především centrální regulace, která se snaží v každém případě, díky kompenzačním mechanismům, ovlivnit neadekvátní stav na periférii. Centrální únava se nám navenek projevila pouze za vlivu kognitivní zátěže, kdy nejčastějším ukončením byly potíže se soustředěním. Dle Boksem et al. (2005) je právě pozornost klíčovým faktorem v projevu centrální únavy. Pokud se sníží nemůžeme vhodně zpracovávat informace z prostředí a neprobíhá selekce relevantních a irrelevantních podnětů, takže se přetěžuje CNS stále více (Boksem et al., 2005, p. 107).

Dle ekologické teorie (Ecological Theory) motorické kontroly, jejíž představitel James Gibson poukazoval na fakt, že CNS kvalitně zpracovává informace z prostředí, aby zajistil motorickou kontrolu cíleně orientovaného chování či pohybu potřebného pro zajištění sociálního zabezpečení. V popředí systému je percepce a schopnost organismu reagovat na variabilní změny prostředí. Bez percepce není pohybu, stejně jako bez pohybu není percepce (Haibach et al., 2011, p. 17).

Problematika „dual task“ úkolu nám vykresluje významnou podstatu kognitivních



funkcí, kterou vyzdvihujeme především ve srovnání s případným deficitem, který primárně vede k větší únavě. Proto u pacientů s kognitivním postižením musíme brát důrazný zřetel během rehabilitace na individuální nastavení hranice zátěže. Překročení limitu maximálního potencionálu jedince by mohlo narušit proces motorického učení (Zijdewind et al., 2006, pp. 666 – 667).

## **5.2 Vliv externí zaměřené pozornosti na svalovou únavu**

Jedním z prvních experimentálních demonstrací projevu tzv. attentional focus effect byla studie dle Baumeistera (1984), která ukázala, že spojitost mezi interním a externím zaměřením pozornosti má vliv na pohybové chování. Ovšem díky velké míře adaptability člověka se špatně rozlišuje toto dělení během samotného motorického učení, protože každý z nás si rychle přivykne na jakékoliv kognitivní vedení (in Lohse et al., 2014, p. 120).

Vance et al. (2004) uvádí, že v rámci externě zaměřené pozornosti jsem vybaveni lepší synchronizací a automaticností neuromuskulárního systému, která přináší ekonomický nábor MJ a menší aktivitu nervosvalové činnosti ke zvednutí například stejného množství váhy. Zároveň poukazuje na skutečnost, že pokud dojde k ekonomizaci funkce na intramuskulární a intramuskulární úrovni, projeví se na EMG záznamu nižší hodnotou frekvence a nižší amplitudou. To by potvrdilo nález z našeho experimentálního měření, i když do jisté míry nemůžeme na podkladě EMG záznamu charakterizovat zdroje přesného řízení CNS (Vance et al., 2004, pp. 450 – 451).

Dle vědecké otázky 2. jsem nepotvrdili statistickou významnost z hlediska zvýšené intramuskulární výkonnosti během externího zaměření pozornosti. Pokud ale srovnáme časovou výkonnost s výsledky svalové aktivity z pohledu Total Power Spektrum, nenacházíme velkou degradaci. S předpokládanou linearitou klesajícího výkonu během svalové únavy můžeme hypoteticky tvdit, že výběr EMG sekvence s jinou časovou posloupností by ukázal progres v počtu zapojených MJ spojený z větší výkonností. Jestliže na tento fenomén náhledneme z ekonomického hlediska, mohlo se v našem případě také jednat o snížení počtu aktivních MJ v rámci automatizace pohybové aktivity. Ikdyž samotný výskyt svalové únavy podporuje fakt, že počet aktivovaných MJ musí nutně znamenat selhání neuromuskulárního systému.

Během interního zaměření pozornosti se můžeme setkat s tzv. strategií nadbytečné reakce, kdy je aktivováno neadekvátně velké množství MJ. Pohybový systém tak během svalové únavy nemůže počítat s určitou rezervou. To nám přide jako stěžejní myšlenka,

kdy externí zaměření během ekonomického pohybu nemusí zapojovat MJ v takovém množství. Může využít rezervy okolních ještě neaktivovaných MJ. Proto mohou jedinci vykonávat větší výkon během delší submaximální kontrakce jako v případě dřepu Wall Sit (Vance et al., 2004, p. 456).

Myšlenku ohledně svalové aktivity dle Total Power Spektrum můžeme porovnat i v případě 3. vědecké otázky, kdy došlo k poklesu svalové aktivity z pohledu Median Frequency pouze z poloviny, což hypoteticky nepředpokládáme za zcela průkazné. Jak jsme již zmiňovali v předchozí kapitole, externí zaměření pozornosti v rámci efektivity pohybu může oddálit i projev svalové únavy. To by se projevilo stagnací či dokonce zvýšením frekvenčního spektra. I zde upozorňujeme na fakt, že rozdíly mezi frekvenčními spektry nejsou markantní v důsledku odlišného zaměření pozornosti.

Studii dle Nolana (2011) chápeme jako nejstěžejnější, protože nás inspirovala k provedení našeho samotného experimentu. Posouzení probíhalo dle stejné výchozí pozice Wall Sit. Hodnocen byl pouze časový záznam pomocí stopek za vlivu externí a interní zaměření pozornosti. Rozdíl byl pouze v externí instrukci, kdy účastníci dostali pokyn představy, že sedí v křesle. To bylo chápáno jako vizualizační záměr. Jediné co autor chápe jako nedostačující je, že byl proveden na různá zaměření pozornosti pouze jediný pokus. Proto jsme se rozhodli Wall Sit provádět ve třech opakování pro lepší relevantní údaje. Samotný experiment naprosto koreluje se statisticky významným potvrzením 1. vědecké otázky, že vlivem externího zaměření se zlepšila výkonnost z hlediska času vlivem externího zaměření pozornosti (Nolan, 2011, pp. 51 – 60).

V rámci analyzování pohybu za účinku různého zaměření pozornosti bychom měli hodnotit také variabilitu, která poskytuje řadu vysvětlení pro pochopení celé problematiky. Jak už jsme popisovali v teoretické části, známe rozdílný efekt pozornosti, kdy právě interní směřovaná pozornost redukuje variabilitu především v jednotlivých segmentech. Tím minimalizuje i individuální variabilitu jedince. Což je velmi neekonomické především z energetického pohledu. I během externího zaměření redukuje odchylky od optimální strategie, ale pohybový systém disponuje lepší koordinací svalových skupin a proto se lépe vypořádá s neadekvátními odchylkami.

Jako nejdůležitější domněnku pro praxi chápeme, že právě externí zaměření pozornosti je zajištěno pokud nastavíme pohybový záměr či cíl. Pokud určíme pohybový cíl s logickou podstatou produkujeme efektivnější maximální či submaximální kontrakci, kterou jsme schopni udržet po delší časový úsek (Lohse et al., 2014, pp. 930 – 933). Externí zaměření pozornosti je ovlivněno především zpracováním a vyhodnocováním informací

z prostředí, které může být ovlivněno i adekvátní komunikací s pacientem či vhodným vedením během samotné terapie. Pomáhá především ve facilitaci plastických reparativních změn v mozku u neurologicky nemocných pacientů například po cévní mozkové příhodě či při Parkinsonově nemoci. Domníváme se tedy, že během rehabilitace především s neurologickými pacienty bychom měli využívat složitějších pohybů s různou variabilitou provedení. Pro pacienta „banální cvičení“ vede k podpoře interní kognice, která pro samotný proces učení není vůbec výhodná (Lohse, Sherwood, 2012, pp. 236 – 244).

Wulf et al. (2000) navrhuje, že právě externí zaměření pozornosti lze použít právě v kombinaci s vizualizací. Ta otvírá efektivní možnosti rozvinutí pohybového úkonu. I během sportovního tréninku může trénér špatným vedením degradovat svůj tým, aniž by si to uvědomoval. Mnohdy nevyužití potenciálu fyzicky připravených jedinců vede k horšímu výkonu a ztrátě motivace, které může být důsledkem interního zaměření pozornosti s predilekcí sice k větší generaci svalové síly, ale po krátkou dobu s vidinou rychlejšího nástupu únavy. Tento způsob ovšem nikdy nevyužije velký vliv neuromusculární adaptace založen právě na variabilním biologickém systému (Wulf et al., 2000, pp. 229 – 231).

Na závěr bychom chtěli podotknout, že v problematice svalové únavy nám pozornost vykresluje chování CNS. Řadí ho na prioritní místo v procesu řízení, který ovlivňuje periferii jak ve smyslu podpory, tak i degradace pohybového systému. Supraspinální mechanismům se v procesu svalové únavy zabývá velká většina dnešních studií, protože je již téměř jasné, že zde najdeme největší podstatu všech adaptačních mechanismů řízení a regulace. Cestu k úspěchu nám pomáhají naleznout právě kognitivní funkce, jež jsou v takovém rozsahu natolik typické právě pro člověka (Gardevia, 2001 pp. 1732 – 1733).

### **5.3 Wall sit jako klíč k pochopení motorického učení**

Pokud srovnáme teoretické informace ohledně motorického učení s charakteristikou našeho experimentu, je nám jasné, že se po celou dobu jednalo o naučení neznámé pohybové dovednosti za nepříznivých podmínek. Tato situace nám měla vykreslit chování jednotlivých jedinců jak po stránce fyzické tak psychické.

Lidé vlastní pozoruhodné schopnosti přesně reagovat na různé a často nejisté podmínky prostředí. Přesto, že vlastníme mnoho možností provedení pohybu, neuděláme chybu. Daná reakce tak adekvátně odpovídá požadovanému záměru. Mezi různými enviromentálními podmínkami je obecně deadaptace, v našem případě proces centrální a periferní únavy, rychlejší než samotná adaptace. To znamená, že deadaptace je vždy

spouštěcím mechanismem pro zajištění regulace díky zpracování nových informací (Wolpert et al., 1998, pp. 344 – 346). K tomu nám právě pomáhá motorického učení. Nedávné studie ukázaly, že propojení frontoparietální kůry, bazálních ganglií a mozečku se k tomuto procesu významně vztahuje. Probíhají ve dvou smyčkách: cortex - bazální ganglia a cortex - mozeček (Hikosaka et al., 2002, pp. 217 – 218).

Předpokládá se, že se mozeček angažuje ve vypracování nového stereotypu součinnosti různých svalových skupin v reakci na aktuální změnu zevních podmínek. Neurony dolní olivy totiž moduluji úroveň informačního přenosu na synapsích Purkyňových buněk s paralelními vlákny. Jde o fenomén tzv. synaptické plasticity (Králíček, 2011, pp. 116 – 117). Zároveň zasahuje do řízení exekutivních funkcí, tedy schopnosti zvládat větší počet úloh současně, tlumit nežádoucí projevy chování, plánovat a řídit cílené chování.

Bazální ganglia zajišťují část habituálního učení, které není pod kontrolou naší pozornosti. Především striatum představujeme do pozice jednoho z center, kde probíhá automatické ukládání odvozených kortikálních informací. V podobě reprezentačních sekvencí kognitivních a motorických vzorů tvoří základ pro vytváření mnoha variant pohybu. Bez nich by nám většina motorických úkonů přišla obtížných a prakticky neproveditelných. V rámci motorického učení a paměti, chápeme bazální ganglia jako generátory motorických a kognitivních vzorů (motor and cognitive pattern generator) (Graybiel, 1998, pp. 119 – 120).

Sakai et al. (1998) prokázali, že proces motorického učení souvisí s přechodem řídicího centra z frontální do parietální oblasti. Pomocí funkční magnetické rezonance se ukázalo, že dorsolaterální prefrontální kůra společně s premotorickou oblastí byly aktivní během rané fáze učení, zatímco parietální oblasti (intraparietální sulcus a precuneus) až v pozdějších stádiích (Sakai et al., 1998, p. 1827).

Pokud bychom do celé problematiky nahlédli z funkční přestavby v rámci modulace, která se vytváří právě na popud motorického učení, charakterizoval by to termín plasticita. Je to schopnost nervového systému proměnlivě se vyvíjet a měnit dle vnitřního a vnějšího prostředí. Plasticitu obvykle chápeme duálně jako (krystalickou) plasticitu a vlastní (funkční) adaptaci. Ke změně funkce dochází poměrně rychle, ale zato s reverzibilní nápravou. Pokud dojde k adaptaci, tedy ke změně exprese genotypu ve fenotyp, proces je nevratný. Z našeho pohledu nás bude zajímat především plasticita adaptační, která vzniká v průběhu dlouhodobé opakující se potenciace. Dlouhodobý stimul (long term potentiation, LTP) ovlivňuje změnu parametrů synaptického přenosu (např. výdej neurotransmiteru, aktivitu receptorů na post-synaptické membráně aj.), změnu interakce mezi neurony (např. změna počtu a vlastností synapsí). Veškeré neurální změny se mohou projevit na úrovni synaptické, v oblasti místních

neuronálních okruhů či multimodulární úrovni. Musíme si uvědomit, že každá adaptace znamená pro každý organismus určitou ztrátu, ať strukturální, energetickou či informační. Zde se nám projektuje unikátní jev, kdy v rámci opakování daného podnětu organismy tento deficit zmenšují. Proto je proces motorického učení tak významný (Trojan, Pokorný, 1997, pp. 667 – 670).

Během opakování jednotlivých intervencí dřepu Wall Sit mohlo dojít k projevu jednotlivých fází motorického učení dle Bernsteina:

- Novice stage – Freezing

Dochází k redukci DOF na minimum při prvním zkušenosti s pohybem pro snadnější provedení úkonu. Využívá se i jako ochrana před poškozením, kdy během bolesti stabilizujeme sousední segmenty.

- Advanced stage – Realising

Začínají se postupně uvolňovat jednotlivé DOF. Svalové synergie jsou více koordinovány dle požadavků prostředí.

- Expert stage

Uvolní se všechny DOF pro více efektivní a koordinovaný pohyb. Využíváme síly pasivních komponent během pohybové kontroly. Náklady na aktivní pohyb jsou ekonomizovány. To se projeví například oddálením svalové únavy (Latash, 2010, pp. 1 – 2; Muratori et al., 2013, p. 95).

Znovu by se podpořila naše teorie, že k největšímu zlepšení výkonu docházelo v poslední třech intervencích Wall Sit. Ovšem Boutin et al. (2013) popisuje tzv. off-line učení, kdy během poznávání nové činnosti se vyhodnocují informace z vnitřního a vnějšího okolí, upravuje se zapojení jednotlivých svalových synergií. Tyto motorické reprezentace se dlouhodobě ukládají a integrují do již existující neuronální paměťové sítě, aniž bychom museli znovu pohybovou aktivitu provádět. Tyto post-praktické procesy dlouhodobého skladování motorických reprezentací byly seskupeny pod názvem konsolidace. Rozvoj dovednosti během konsolidace se vyznačuje buď kvantitativní zvýšením výkonu nebo kvalitativním reprezentačním změnám (Boutin et al., 2013, p. 1201). Z pohledu motorického učení byla pro všechny zúčastněné pozice Wall Sit naprostou novinkou. Proto během jednotlivých intervencí zvoleného typu dřepu jsme mohli pozorovat určitý progres v zapojování svalových skupin. To vedlo k automatickému řízení v důsledku opakování učené činnosti jako dřep Wall Sit.

Otázkou je proč se díky pozitivním vlivům motorického učení, který působí

na optimální provedení pohybu nezlepšily výkonnostní parametry u všech jedinců. Možné výkyvy v pohybovém projevu vysvětluje fakt, že svalová únava může významně narušit proces učení, které začínají především změnou motorického cíle. Jak jsme již uváděli především interní zaměření potencuje rychlejší nástup svalové únavy (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, p. 36).

V procesu motorického učení musíme vyzdvihnout ještě jednu skutečnost. To je individualita jedince. Ovlivňuje chování během „dual task“ úkolu. S tím je spojen termín inteligence, jehož jednotná charakteristika nebyla nikdy vysvětlena. Naše individualita společně s intelektem je výsledkem celoživotního učení. Pearce charakterizuje inteligenci živočichů (mimo člověka) dle adaptability, učení a zpracování informací (Lund, 2012, pp. 11 – 12).

Garner nastavil pro inteligenci následující kritéria:

- závisí na strukturálních lokalizacích mozku společně s neurofyziologickými důkazy
- existují jedinci s mimořádnými a nedostatečně projevenými schopnostmi spojené s určitým typem inteligence
- spojena s jistou evoluční historií
- využívá specifické kognitivní operace

Garner zároveň představil 7 forem inteligence jako: jazyková, logicko – matematická, hudební, tělesně – pohybová, prostorová, interpersonální a přírodovědná. V praxi by jsme ke každému jedinci přirovnali určitý typ, který ho specifikuje. Například Einstein představuje matematicko – logickou inteligenci, Ghandí interpersonální atd.

Pro náš výzkum by byla podstatná tělesně – pohybová inteligence specifikující kontrolu pohybu spojenou s mentální regulací. K tomu nám dopomáhá prostorová inteligence uvádějící schopnost zpracovat a vhodně použít informace z prostředí. Z toho vyplývá, že během našeho experimentu se vyskytovali například jedinci, které matematický úkol naprosto degradoval. Z principu, že tento druh kognitivní zátěže nepatří mezi prioritní stránky nastaveného biologického potenciálu (Lund, 2012, pp. 94 – 95).

## **5.4 Proces automatizace a centrální generátory pohybu**

V předchozích kapitolách jsme hodnotili možnosti projevu pohybového systému za vlivu kognitivního úkolu. Stále ale neznáme mechanismus, který by naprosto vysvětlil teorii zvýšené výkonnosti během „dual task“ úkonu. Proč právě počítání číselné řady mohlo tak výrazně oddálit projevy svalové únavy?

Ze statistických výsledků se ukazuje vliv kognitivní zátěže jako velice prospěšný v celé své škále, ať už od časové a prostorové reorganizace MJ či subjektivně i objektivně zlepšenou výkonnost během zátěžové situace spojené se svalovou únavou. Předpokládáme tedy, že pokud si jedinci vytvořili během počítání číselné řady určitou chronologii či rytmus, následně se projevila predilekce řízení spinálních center spojené s CPG („central pattern generators“). Marder a Bucher (2001) potvrzují, že pokud řízení systému zajišťují CPG, dochází ke změnám na motoneuronech, které sníží rychlost a frekvenci signálů k jednotlivým MJ. Tento fenomén považují za formu neurální adaptace (Marder, Bucher, 2001, p. 986).

To potvrzuje i Duchateau et al. (2006), který tvrdí, že nervové obvody ovlivňující adaptabilní schopnosti MJ se vyskytují ve dvou hlavních úrovních jako supraspinální a míšní (Duchateau et al., 2006, p. 1766).

Také Turpin et al. (2011) ve své studii poukazuje na to, že svalová únava při cyklickém opakování daného úkolu přednostně navodí adaptační změny na úrovni svalové aktivity raději než změny ve standardní organizaci svalové koordinace (svalových synergií) (Turpin et al., 2011, p. 7 – 8). Samotnou adaptaci MJ během našeho měření by mohla opět vysvětlit například snížená amplituda EMG záznamu celé sady vybraných svalů nebo redukce kompenzační mechanismů svalové únavy, které během efektivního provedení pohybu nejsou zapotřebí.

Mnoho organismů vykazuje opakované oscilační vzory svalové činnosti, které produkují rytmické pohyby jako je lokomoce, dýchání, žvýkání aj. Mezi příklady z živočišné říše patří únikové plavání měkkýšů *Tritonia diomedea*, rytmický trávicí proces u humra, rychlé pohyby křídel u kobylky během letu a samozřejmě kvadrupedální či bipedální lokomoce u savců obecně (Crook, Cohen in Bower et al., 1998, 131 – 133).

I když jsme si dlouho naivně mysleli, že variabilní chování je nahodilé a chaotické, dnes už s jistotou víme, že existují tzv. centrální koordinátory pohybu („central pattern generators“ – CPG), jejichž evoluční algoritmy využíváme (Cheshire, 2014, s. 44). Druhově specifické neuronové obvody generují pohyby v rytmických časových sekvencích bez dalšího vlivu regulace CNS, ať už volní či mimovolní. Tento řídicí systém připomíná svojí automatizací adaptabilní chování. Není ojedinělé, že se různé druhy rytmického chování navzájem prolínají.

V rámci charakteristiky neuronálních obvodů CPG je důležité určení počtu buněk v komplexu, jejich rozměr a anatomická lokalizace, která se identifikovala a srovnávala nejprve s chováním u bezobratlých. Se zkoumáním stále složitějších neuronálních okruhů především toho lidského, jsme pochopili, že CPG mohou podléhat regulaci supraspinálních

center, senzorickeému feedbacku, neuromodulačním a humorálním změnám (Crook, Cohen in Bower et al., 1998, pp. 131 – 133; Marder, Bucher, 2001, pp. 986 – 990).

Dle postupného fylogenetického diferencování složitějších regulačních center rozlišujeme autonomní, spinální, subkortikální a kortikální úroveň řízení. Tato teorie hierarchické motorické kontroly platí i pro CPG a zahrnuje vzájemnou interakci mezi jednotlivými centry. Hierarchické uspořádání nervového systému funguje na principu tzv. top down, kdy vyšší supraspinální úroveň CNS zajišťuje kontrolu nižších spinálních struktur. CPG zde nemůžeme považovat za klíčovou determinantu, ale je součástí motorické kontroly společně s dalšími procesy. Supraspinální úroveň se podílí na aktivaci CPG, kdy zároveň reguluje intenzitu jednotlivých automatických sekvencí pohybu. Do jisté míry ovlivňuje i koordinaci mezi volným a mimovolním pohybem. Pro náš výzkum je především významný fakt, že pomáhá v adaptaci pohybového projevu za stále měnících se podmínek prostředí. Za klíčové struktury považujeme mezencephalon, mozeček, bazální ganglia a senzomotorickou kůru (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, p. 9; Vele, 2006, s. 75; Mackay-Lyons, 2002, p. 72; Taga, 2001, p. 147).

Během dlouhého uvažování jsme se ptali, za čím stojí vytvoření automatického pohybu, který je po všech stránkách efektivní jak z hlediska motorické kontroly, tak i samotného výběru provedení pohybu z nepřehledného množství variant. Domníváme se, že za procesem automatizace stojí právě CPG, jež představují z pohledu hierarchického postavení regulačních center základní stránku veškeré motoriky, která podporuje především mimovolní řízení s minimální aktivitou supraspinálních center.

O tom nás přesvědčuje i teorie motorických programů (Generalized Motor Program Theory, GMPT), která reprezentuje centrálních generátory pohybu, kdy neurální obvod zajišťuje generaci stereotypně se opakujících pohybů během lokomoce. Tato teorie však nepředpokládá, že nervový systém musí adekvátně reagovat na stávající změny prostředí. Variabilita je v tomto případě považována za důsledek chyby, která se projeví neadekvátní změnou pohybu. Motorickým učením je chybná odpověď eliminována a zlepšena efektivita výběru pohybového vzoru (Stergiou, Decker, 2011, p. 2).

## **5.5 Rytmicita**

Rytmus poskytuje soubor referenčních bodů, k němuž mohou být jednotlivá slova nebo číslice připojena (Robinson, 1974, pp. 508 – 511). Jedná se o průběh časových intervalů ohraničený rychlostí nástupu smyslových či motorických akcí. Jednotlivé intervaly odpovídají



různým modalitám jako jsou tóny, záblesky světla či taneční kroky. Rytmus chápeme jako supramodální entitu, která reprezentuje informace o čase. Skutečnost, že během dne jsme schopni rozpoznat, rozlišovat a reprodukovat velkou výbavu různých časových intervalů naznačuje, že jsou jednotlivé rytmy vnitřně reprezentovány (Sakai et al., 1999, p. 10074).

Vnímání rytmu vyžaduje poměrně komplexní percepční analýzu, protože do celého procesu řízení musíme zahrnout i abstraktní pohybové vzory a krátkodobou paměť. Především sluchové zpracování v temporálním laloku má primární vliv. Některé neurony v tomto regionu reagují na odlišné modulované frekvence jednotlivých tónů nebo na ascendentní či descendentní průběh akustických vzorů. Mezi další centra řízení rytmu patří putamen, doplňková motorická a premotorická korová oblast (Zatorre et al., 1994, p. 1906). Předpokládá se také, že zpracování řeči úzce souvisí s rytmickými vzory především v levé hemisféře (Robinson, 1974, pp. 508 – 511).

Essen a Povel (1985) navrhli na základě testování různých hudebních rytmů rozdělení časových intervalů na metrické a non – metrické. Poukázali na to, že pokud použijeme rytmy s malými celočíselnými hodnotami (1: 2, 1: 3 nebo 1: 4) přesněji reprodukuje ve srovnání s rytmy s většími (1: 5) nebo dokonce s neceločíselnými hodnotami (1: 2,5 nebo 1: 3,5) (in Sakai 1999, pp. 10074).

Komplexní motorické pohyby se skládají z přesně stanovených sekvencí s určitou chronologií. Během učení nové dovednosti dochází k reorganizaci jednotlivých sériových bloků pohybu. Tato časová posloupnost se musí dodržet, aby byl pohybový záměr zcela naplněn. Vnitřní rytmicita pomáhá jedincům během vypjatých situacích spojenými s řešením mnoha kognitivních úkolů najednou, což je záležitost běžného dne každého z nás. Nejčastějším příkladem je koordinace pohybového záměru a komunikace s logickým uvažováním. Tento předpoklad byl splněn v rámci našeho experimentu. Je prokázáno, že mechanismy vnitřní rytmicity pomáhají řídit automatické pohyby, ať už stanovených motorických sekvencí či kognitivních funkcí. Plně automatický a ekonomický pohyb vykazuje vysokou míru rytmicity, kdy jsou jednotlivé sekvence postupně zkracovány, což se projeví právě stabilnějším pohybovým vzorem. V tomto procesu hraje významnou funkci právě mozeček. Pokud k tomuto fenoménu dojde, otevře se nám větší prostor pro řízení a regulaci kognitivních funkcí jako je řeč či logické uvažování (Sakai et al., 2004, pp. 547 – 533).

Během našeho experimentu splňujeme předpoklady „dual task“ úkolu spojeným se svalovou únavou, který může vystihovat každodenní zátěž člověka, kterou musí zvládat. V rámci zlepšené výkonnosti předpokládáme, že díky kognitivní zátěži v podobě počítání

číselné řady se adaptabilnější jedinci naladili na rytmické tempo spojené s lepším vypořádáním s neadekvátními podmínkami, jimiž je organismus vystaven. Do jisté míry právě schopnost se tzv. rytmicky naladit během problematické situace má předpoklad k dosažení efektivnějšího výkonu s pomocí kognitivních funkcí jako je počítání, řeč, zpěv aj.

## **5.6 Proměnlivost rytmického chování**

Proměnlivost rytmického chování s flexibilní a adaptabilní funkcí je důsledkem genetické variability a odlišné míry reprodukce. Každý člověk vyvinutý z jednoho oplozeného vajíčka vlastní specifickou neopakovatelnou výbavu genů. To vytváří naprosto jedinečnou individualitu každého jedince, která následně mění celý pohybový projev. Právě velká část těchto odchylek může být opět relevantní pro přírodní výběr. Každý genom uložený v DNA buňky je ovlivňován genetickými a epigenetickými vlivy. Právě epigenetické vlivy působí na chování jednotlivých genů. Tvoří podklad fenotypové plasticity, adaptability organismu, fyzického vzhledu, metabolismu, chování, reakce na stres, dlouhověkosti a senzibility k chorobám. Epigenetické mechanismy nastiňují propojení vnějších vlivů a změn fenotypu v průběhu celého života jedince. Tento proces neprobíhá stále stejnou intenzitou. Vliv životního stylu obou rodičů sahá až do perikoncepčního období, kdy jsou posláze tyto faktory zprostředkované matkou. Již během intrauterinního vývoje potenciálně působí na plod řada vlivů: stres matky, výživa, hypoxie, medikamenty, patogeny, expozice toxickému prostředí, cigaretovému kouři, alkoholu a dalším návykovým látkám. To vše a mnoho dalšího indukuje změny ve fyziologii a metabolismu plodu. Pokud neadekvátní podmínky přetrvávají, adaptace se mění na ireverzibilní změnu fenotypu, což je projevem vývojové plasticity umožňující přizpůsobení vnějšímu prostředí. Určující pro tzv. vývojovou trajektorii jedince je interakce zděděného genotypu a environmentálních vlivů, která v dalším životě nastavuje reaktivitu systému na prostředí. Z evolučního pohledu dokud bude existovat genetická variabilita a nositelé některých nových mutací se budou rozmnožovat více než jiní, bude schopnost přírodního výběru nadále zachována (Ayala, 2014, s. 150 – 153; Kunzová, Hrubá, 2013, s. 80).

## 5.7 Kompenzační zapojení svalových synergií během svalové únavy

Většina činností během každodenního života je prováděna v submaximální zátěži. Během nástupu svalové únavy se organismus snaží celou situaci regulovat, aby se nezměnil momentální výkon jedince a výsledný pohyb byl proveden co nejkvalitněji. Zde se projevuje variabilita jednotlivých strategií nervosvalového systému. Jsou popsány například změny timingu svalové aktivace, reorganizace svalových synergií, změny posturální kontroly, zvýšení excitace nervových drah a zvýšení náboru motorických jednotek. Důležitá a nejméně prozkoumaná je teorie, že za svalovou únavou stojí především funkce kognitivní (Enoka, Duchateau, 2008, p. 11).

V rámci experimentu jsme mohli pozorovat variabilní zapojení m. tibialis anterior. Prakticky ani v jednom měření nebyl timing jeho zapojení totožný a různorodě se měnil během zátěže spojené s držením dřepu Wall Sit. Největší variabilní odchylky se vyskytovaly u sportovně založených jedinců, jejichž časy vykazovaly stabilní hodnoty v maximu a kognitivní zátěž na ně z výkonnostního hlediska neměla vliv. Takové jedince pokládáme za vysoce adaptabilní. Zároveň u inaktivních probandů s méně širokým repertoárem v počtu zapojených svalů naskakovala jeho aktivita především ke konci měření s největším výskytem svalové únavy na m. rectus femoris.

V každé situaci můžeme mluvit o kompenzačních mechanismech CNS, který se z pohledu vysoce redundantního systému snaží optimálně nastavit svalové souhry pro efektivní výkonnost. Během výzkumu svalové únavy jsou nejvýraznější regulační vlastnosti m. tibialis anterior aktivované v rámci nastavení optimální variability (good variability) vysoce adaptabilního jedince. U vědecké otázky č. 4 jsme potvrdili statistickou významnost aktivity m. tibialis ant. v závislosti na antropometrických hodnotách (výška, váha) pouze během interního zaměření pozornosti.

Dle Bergera et al. (2009) posturální kontrola vyžaduje detekci tělesných pohybů segmentů díky multimodálnímu senzoričkému systému a zároveň vhodné zpracování signálu. Pokud je CNS narušen procesem únavy způsobuje změnu v posturálním nastavení, které je především typické zvýšením COP (Berger et al., 2009, p. 952). To by potvrzovalo chování m. tibialis anterior, který by reagoval na změněnou posturu.

V praktickém životě se spíše setkáváme spíše s unilaterálním fenoménem svalové únavy na DK, kdy je popisován nápor na koaktivaci plantárních a dorsálních flexorů nohy. Pokud by svalové únavy narušila i jejich funkci hrozí nestabilita v medio – laterálním směru. Pro posturální kontrolu během svalové únavy je typický cross – over fenomén,

který se změnou aferencí, projevuje kontralaterálně. Nemůžeme tedy nikdy počítat s tím, že ke snížení výkonnosti vlivem únavy nastane rovnoměrně na DK. To je základ pro vznik abnormálních posturálních sway. Kontralaterální vyrovnávací strategie se projevuje tím, že pokud se sníží aktivita jednoho svalu zvýší se výkonnost na straně druhé. Tímto mechanismem dokážeme nastavit optimální posturální parametry i během svalové únavy (Berger et al., 2009, pp. 947 – 952).

Na základě fylogeneze hominidních znaků můžeme rekonstruovat zásadní vztahy mezi vyššími systematickými skupinami. Ty které vedou k pochopení příčiny vzniku adaptivních komplexů. V zásadě dostaneme evoluční vzorec, který je otisknut v čase (Vančata, 2003, s. 17 – 21).

Pokud bychom nahlédli do zákonitostí evoluce člověka, musíme si uvědomit, že právě pro rod Homo je natolik druhově ojedinelý skelet nohy transformovaný pro bipední lokomoci bez uchopovacích a manipulačních schopností (Vančata, 2003, s. 215 – 216). Bipedie je nespécializovanější způsob lokomoce, který je unikátní mezi savci obecně. Zásadní vliv zde hraje morfologické posturální uzpůsobení a vývoj mozku (Vančata, 2003, s. 91 – 108). Lidé vynikají mezi hominidy především schopností rozprostřít sílu v klíčových svalech pro bipední vzpřímení, mezi něž patří právě m. tibialis anterior (Payne et al., 2006, p. 721).

Člověk díky své urychlené a progresivní evoluci má většinu morfologických, ekologických a behaviorálních jasně amorfně odvozených. I přesto se však moderní lidé stále odlišují i od přímých paleotilických předků, kteří jsou řazeni do stejného živočišného druhu. Kupříkladu DNA neandrtálců prokazuje neočekávané genetické rozdíly (Vančata, 2003, s. 212 – 213).

Informace o vývoji lidské bipední chůze jsou zjišťovány z nalezených fosilních důkazů, které ovšem nemohou zcela vystihnout celou problematiku. Pro hlubší pochopení funkčních vztahů se přikláníme k doplňkovému, ale přesto zásadnímu studiu pohybové morfologie a mechaniky žijících primátů. Za geneticky nejvíce blízkému člověku pokládáme šimpanze bonoba (*Pan panicus*), který oproti šimpanzu učenlivému (*Pan troglodytes*) využívá bipedii poměrně často v kombinaci s kotníkochoďectvím. Díky principu adaptivní iradiace a odlišnému způsobu lokomoce jsme se stali odlišnými od těchto druhových linií (Payne et al., 2006, p. 709; Vančata, 2003, s. 212 – 213).

Vývojový model bipedalismu je nejčastěji představován právě u druhů šimpanze učenlivého a bonoba. Předpokládáme, že nejčastější příčinou vzniku bipedie je nošení břemen, kdy osvobozením horních končetin máme k dispozici účinnější a rychlejší způsob přenosu potravy. Zvýšením vizuálního horizontu nastavíme lepší strategii v prostředí s větší

predací a konkurencí. Zároveň díky vertikálnímu nastavení těla se zvýší detekce smyslových orgánů. Větší rozhled přispívá k lepšímu pochopení interakcí v prostředí, které pomáhají k dalšímu mentálnímu progresu jedince. Díky bipedii jsme si také v minulosti rozšířili potravní repertoár (Videan et al., 2002, pp. 184 – 185).

Lidská noha představuje vzorovou reflexi druhově specifické pohybové adaptace odrážející se z bipedálního napřímení. Ačkoli jsme pozemní lokomocí ztratili uchopovací schopnosti na noze, bipedie nám přinesla nový úkol v podobě zajištění stability, jež zatížil nápor na talokrurální skloubení (Vereecke, 2005, p. 455).

U gibona, šimpanze a člověka m. tibialis anterior společně s dalšími extenzory plní základní funkci dorsiflexe nohy. Úpon na mediální stranu os cuneiforme působí jako hlavní inventor. Dle stavu peroneu individuálně reguluje postavení plosky v supinačně- pronační rovině. S ostatními uvedenými komponentami viz. obrázek, tvoří zásadní svalovou synergii, která má podstatný vliv na tvar nožní klenby (Véle, 2012, s. 194; Vereecke, 2005, p. 455). Dle komponent této svalové smyčky jasně vidíme potvrzení evoluční jedinečnosti m. tibialis anterior při bipedálním napřímení. To hraje významnou roli při kompenzačních mechanismech regulující svalovou únavu na dolních končetinách.

- |   |
|---|
| <ol style="list-style-type: none"><li>1. m. tibialis anterior - m. peroneus longus</li><li>2. fibula - m. peroneus longus - metatars I. - os cuneiforme I. - m. tibialis anterior - tibia</li></ol> |
|---|

Obrázek 15 Svalový řetězec držící podélnou klenbu nohy (dle Véle, 2012, s. 194)

Během evoluce došlo u m. tibialis anterior k řadě morfologickým změnám. Pokud opomeneme reorganizaci svalových úponů v rámci morfologické přestavby nohy, je pro nás nejpodstatnějším faktem, že ještě u šimpanze bonoba byl tento sval dvojbříškový. Oproti ostatním svalům byl také velmi mohutný. Se ztrátou uchopovací schopnosti nohy a redukcí opozice palce, došlo i k přestavbě samotného m. tibialis anterior, kdy se svalová bříška propojila v jeden celek. Zároveň s lidskou bipedií dostal úplně jiné funkční rozměry v podobě vyrovnávání nestabilit a zajištění kvalitní opory. Proto tento sval vyzdvihujeme jako typicky lidskou morfologii, která základem svalových synergií na dolních končetinách, která byla potvrzena i v rámci statistického hodnocení vědecké otázky č. 4 (Vereecke, 2005, p. 455).

## 5.8 Přínos a propojení výsledků v praxi

Pro naši fyzioterapeutickou praxi je velmi důležité pohlížet na jedince vždy z individuálního hlediska. Nejenom strukturální stránka, ale především funkční schopnost je u každého z nás jedinečná a nikdy neopakovatelná. Přicházíme na svět s určitou genetickou výbavou, která je však působením prostředí velmi tvárná a měnlivá. Naše interakce s okolním světem přináší mnoho variant vyjádření a na nás je určit, kde je to pravé optimum. Mezi hledáním středu mezi variabilním a stabilním chováním pochopíme, že hlavní je především schopnost adaptability na jakékoliv podmínky. To je cíl každého živého organismu na Zemi.

V každém ohledu je variabilita chápána jako potřebné chování živého systému, aby ustál veškeré nároky na kvalitní život. Pokud by systém zůstal rigidní nemůže splnit základní pravidla interakce z prostředím a stane se tak nepotřebným a zbytečným. Denně se setkáváme s pacienty, kteří nedokáží svým způsobem zvládnout tempo nastavené naší populací. Jejich schopnost adaptovat se a odolávat denním nástrahám závratně klesá nebo zcela zmizí. Ať už je to neurologický či traumatický deficit, naše tělesná schránka nestačí reagovat a stáhne se do úsporného, avšak pro život neefektivního, režimu. Samotnou kapitolou jsou jedinci, u nichž v rámci genetické predispozice a malé zkušenosti s různými druhy prostředí v rámci svého postnatálního vývoje, dochází k chudé a méně kontrolované výbavě pohybových vzorů, kterou nezlepší ani zvýšená trénovanost. U těchto případů je mnohdy viděna větší predilekce k úrazům spojená s horší motorickou orientací v prostředí.

Naše fyzioterapeutická intervence je zaměřena především na obnovu ztracené funkce. Ať chceme nebo ne, měli bychom pacienta vést směrem k efektivnímu pohybu, který musí splňovat nároky proměnlivého prostředí. Toho dosáhneme pouze podporováním biologické adaptace a to vhodnou externí facilitací naší největší evoluční zbraně a to lidského mozku, který je nastaven pro nepřetržité získávání a zpracování informací o podmínkách prostředí. Během naší rehabilitační intervence neustále pracujeme s procesem motorického učení. Měli bychom se snažit v rámci kompenzace motorického deficitu nabídnout pacientovi výběr z toho nejširšího repertoáru pohybů v různých podmínkách prostředí. To znamená, že chceme maximálně využít variabilního potenciálu jedince. Jedině tak dojdeme ke kvalitní reedukaci a automatizaci funkce, která kvalitně odolává i takovým nástrahám jako je svalová únava.

Z terapeutického pohledu vlastníme velkou moc pro přetváření neadekvátního pohybu, kdy naše povely musí mít vždy určitý externí podtext, myšlenku či cíl. Vhodná komunikace a vedení pacienta je základem pro další průběh rehabilitace. Myslíme si, že spousta z nás si ani neuvědomuje, do jaké míry svým jednáním terapeuticky ovlivňuje svého pacienta

i v horším či lepším slova smyslu. Během našeho výzkumu jsme dokázali nastínit velkou roli kognitivních funkcí, jež především v zastoupení pozornosti mohou regulovat motorického učení směrem k efektivnímu pohybu a s oddálením projevu svalové únavy.

Výsledky z naší studie poukázaly také na fakt, že denně musíme terapeuticky reagovat na individuální míru biologické adaptace každého z nás, která ovlivňuje motorické učení asi nejvíce. Proto by reedukace pohybových aktivit neměla být bagatelizována v jednotný intervenční rehabilitační plán. V rámci rehabilitační intervence se musíme zaměřit na výběr takové činnosti, která splňuje individuální nároky pacienta. Vhodné je například zjistit v jakém pracovním prostředí se jedinec nachází za běžného dne a uzpůsobit tomu jednak externí povely vedení i samotný pohybový cíl spojený s představou. Tak můžeme využít maximální potenciál biologické adaptace.

## ZÁVĚR

Hlavním cílem experimentu bylo prezentovat vliv kognitivních funkcí na projev svalové únavy a zároveň posoudit výkonnostní parametry zkoumaných probandů během maximální fyzické zátěže v podobě staticky držené modifikace dřepu Wall Sit.

Výsledky experimentu potvrzují velmi významný a zároveň pozitivní vliv externího zaměření pozornosti, díky němuž výzkumná skupina produkovala efektivnější maximální a submaximální svalovou kontrakci, kterou byla schopna udržet po delší časový úsek. Tím jsme potvrdili i oddálení projevu svalové únavy. Na základě těchto informací můžeme prokázat, že supraspinální a spinální regulace CNS vlastní prioritní místo v ovlivňování jak ve smyslu podpory, tak i degradace pohybového systému. Je již téměř jasné, že zde najdeme největší podstatu všech adaptačních mechanismů řízení. Cestu k úspěchu nám pomáhají naleznout kognitivní funkce, jež jsou v takovém rozsahu natolik typické právě pro člověka.

Během dlouhé diskuze o mechanismu, který by zapříčinil zlepšenou výkonnost v rámci staticky drženého dřepu Wall Sit vlivem kognitivní zátěže, jsme přišli k zajímavému názoru. Tuto pozici můžeme chápat jako klíč k procesu motorického učení, jehož mechanismus se nám odkryl v celé své kráse. Společně s externí směřovanou pozorností se snaží zefektivnit pohybovou činnost tím, že redukuje odchylky, které znehodnocují ekonomizaci funkce.

Jako nejdůležitější domněnku pro rehabilitační praxi chápeme fakt, že kognitivní a motorické funkce by neměly být hodnoceny odděleně, protože za běžného fungování biologického systému se vzájemně ovlivňují. Zároveň „dual task“ úkony naprosto vystihují část stresové zátěže, kterou musíme neustále řešit a adekvátně na ni reagovat během každodenního života. Proto by měly být zahrnuty do rehabilitační intervence především u pacientů s poruchou CNS. Právě exekutivní funkce nám pomáhají zdolávat velké množství nástrah běžného života. Už jenom tím, že díky nim vyhodnocujeme účelnost podnětů či zorganizujeme vlastní plán. Pokud dokážeme udržet motorický výkon a zároveň řešit kognitivní úkony, vhodně se adaptujeme na stávající prostředí.

„Dual task“ úkony spojené se zátěží kognitivních funkcí poukazují na fyziologickou regulaci pohybové činnosti i během svalové únavy. Z pohledu neurorehabilitace by mohla být tato problematika velice prospěšná a stálo by zato rozšířit pole působnosti. Možná právě tímto směrem bychom se měli ubírat k pochopení takové schopnosti, jakou je plasticita mozku.



## REFERENČNÍ SEZNAM

- ANONYMOUS. 2013. Easy-to-use Outdoor Fitness & Exercise Tests & Assessments [online]. 2013, pp. 3 – 35. [cit. 14. 5. 2015]. Dostupné z: <https://bootcampmilitaryfitnessinstitute.files.wordpress.com/2013/05/0505-fitness-exercise-testing-assessment-2013-06-29.pdf>.
- ALLEN, D. G., LAMB, G. D., WESTERBLAD, H. 2008. Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. *Physiological Reviews* [online]. 2008, vol. 88, no. 1, pp. 287 – 332. [cit. 21. 1. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://physrev.physiology.org/content/88/1/287.long>.
- AYALA, F. J. 2014. *Velké otázky*. Praha: Universum, 2014. ISBN 978-80-242-4222-4.
- BARTON, CH. J., KENNEDY, A., TWYLCROSS-LEWIS, R., WOLEDGE, R., MALLIARAS, P. 2014. Gluteal muscle activation during the isometric phase of squatting exercises with and without a Swiss ball. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2014, vol. 15, pp. 39 – 46. [cit. 24. 5. 2014]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23770356>.
- BERGER, L. L., REGUEME, S. C., FORESTIER, N. 2009. Unilateral lower limb muscle fatigue induces bilateral effects on undisturbed stance and muscle EMG activities. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2009, vol. 20, no. neuvedeno, pp. 947 – 952. [cit. 24. 11. 2014]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105064110900131X>.
- BEHM, D. G. 2004. Force Maintenance With Submaximal Fatiguing Contractions. *Canadian Journal of Applied Physiology* [online]. 2004, vol. 29, no. 3, pp. 274 – 290. [cit. 19. 4. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.nrcresearchpress.com/doi/abs/10.1139/h04-019>.
- BISSON, E. J., LAJOIE, Y., BILODEAU, M. 2014. The influence of age and surface compliance on changes in postural control and attention due to ankle neuromuscular fatigue: An fMRI Study. *Experimental Brain Research* [online]. 2014, vol. 232, no. 3, pp. 837 – 845. [cit. 9. 4. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-013-3795-7>.

BLACK, D. P., SMITH, B. A., WU, J., ULRICH, B. D. 2007. Uncontrolled manifold analysis of segmental angle variability during walking: preadolescents with and without Down syndrome. *Experimental Brain Research* [online]. 2007, vol. 183, no. 4, pp. 511 – 521. [cit. 21. 1. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-007-1066-1>.

BOKSEM, M. A., MEIJMAN, T. F., LORIST, K. A., HICKS, A. L., NIELSON, K. A., HUNTER, A. K. 2005. Effects of mental fatigue on attention. *Cognitive Brain Research* [online]. 2005, vol. 25, no. 1, pp. 195 – 200. [cit. 25. 4. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301051111002602>.

BOUTIN, A., PANZER, S., BLANDIN, Y. 2013. Retrieval practice in motor learning. *Human Movement Science* [online]. 2013, vol. 32, no. 6, pp. 1201 – 1213. [cit. 4. 4. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167945712001200>.

BOWER, J. M., BEEMAN, D. 1998. *The book of Genesis: exploring realistic neural models with the General Neural Simulation System*. California.: TELOS, 1998. ISBN 03-879-4938-0.

BOYAS, S., GUÉVEL, A. 2011. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2011, vol. 54, no. 2, pp. 88 – 108. [cit. 13. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877065711000029>.

BRAY, S. R., GRAHAM, J. D., GINIS K. M., HICKS, A. L. 2012. Cognitive task performance causes impaired maximum force production in human hand flexor muscles. *Biological Psychology* [online]. 2012, vol. 89, no. 1, pp. 195 – 200. [cit. 17. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S030105111100260>.

CIFREK, M., MEDVED, V., TONKOVIĆ, S., OSTOJIĆ, S. 2009. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Clinical Biomechanics* [online]. 2009, vol. 24, no. 4, pp. 327 – 340. [cit. 22. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003309000254>.

CORTES, N., ONATE, J., MORRISON, S. 2014. Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait* [online]. 2014, vol. 39, no. 3, pp. 888 – 893. [cit. 18. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636213006930>.

DANNA DOS SANTOS, A., SLOMKA, A. K., ZATSIORSKY, V. M., LATASH, M. L. 2007. Muscle modes and synergies during voluntary body sway. *Experimental Brain Research* [online]. 2007, vol. 179, no. 4, pp. 533 – 550. [cit. 13. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-006-0812-0>.

DARWIN, CH. 2007. *O vzniku druhů přírodním výběrem*. Praha: Academia, 2007. s. 151 – 152. ISBN 948-80-200-1492-4.

DAVIDS, K., BENNETT, S., NEWELL, K. M. 2006. *Movement system variability*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2006. ISBN 07-360-4482-5.

DeLUCA, C. J. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 1997, vol. 13, no. 2, pp. 135 – 162. ISSN: 1543-2688.

DEUTSCH, K. M., NEWELL, K. M. 2004. Changes in the structure of children's isometric force variability with practice. *Journal of Experimental Child Psychology* [online]. 2004, vol. 88, no. 4, pp. 319 – 333. [cit. 6. 4. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022096504000670>.

DI GIULIO, C., DANIELE, F., TIPTON, CH. M. 2006. Angelo Mosso and muscular fatigue: 116 years after the first congress of physiologists: IUPS commemoration. *Advances in Physiology Education* [online]. 2006, vol. 30, no. neuvedeno, pp. 51 – 56. [cit. 20. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://advan.physiology.org/content/30/2/51.long>.

DIONISIO, V. C., ALMEIDA, G., DUARTE, M., HIRATA R. P. 2008. Kinematic, kinetic and EMG pattern during downward squatting. *Journal of electromyography and kineziology* [online]. 2008, vol. 18, no. neuvedeno, pp. 137 – 138. [cit. 20. 10. 2014]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Kinematic%2C+kinetic+and+EMG+patterns+during+downward+squatting>.

DRAGOUNOVÁ, Z., PERIČ, T., DOVALIL, J. 2013. Implicitní motorické učení – možnosti ve sportovním tréninku. 2013. *Česká kinantropologie* [online]. 2013. vol. 17, no. 3, pp. 11 – 22. [cit. 21. 1. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://www.ceskakinantropologie.cz/index.php/TestJournal/article/viewFile/317/172>.

DUCHATEAU, J., SEMMLER, J. G., ENOKA, R. M. 2006. Training adaptations in the behavior of human motor units. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2006, pp. 1766 – 1775. [cit. 25. 7. 2014]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16794023>.

ENOKA, R. M. 2012. Muscle fatigue – from motor units to clinical symptoms. *Journal of Biomechanics* [online]. 2012, vol. 40, no. nevedeno, pp. 427 – 433. [cit. 14. 2. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: [http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(11\)00741-X/abstract](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(11)00741-X/abstract).

ENOKA, R. M., DUCHATEAU, J. 2008. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J Physiol* [online]. 2008, vol. 586, no. 1, pp. 11 – 23. [cit. 14. 2. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17702815>.

ENOKA, R. M., KWAK, Y., FLING, B. W., BERNARD, J. A. Mechanisms of muscle fatigue: Central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 1995, vol. 5, no. 3, pp. 141 – 149. [cit. 12. 1. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/105064119500010W>.

ESCAMILLA, R. F. 2001. Knee Biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medical Science Sports Exercise* [online]. 2001, vol. 33, no. nevedeno, pp. 127 – 141. [cit. 24. 11. 2014]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://www.treinamentoesportivo.com/wp-content/uploads/2012/10/ARTIGO-AGACHAMENTO-02.pdf>.

ESCAMILLA, R. F., ZHENG, N., IMAMURA, R., MACLEOD, T. D., EDWARDS, W. B., HRELJAC, A., FLEISIG, G. S., WILK, K. E., MOORMAN C. T., ANDREWS, J. R. 2009. Cruciate Ligament Force during the Wall Squat and the One-Leg Squat. *Medical Science Sports Exercise* [online]. 2009, vol. 41, no. nevedeno, pp. 408 – 417. [cit. 24. 11. 2014]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19127183>.

ESCAMILLA, R. F., ZHENG, N., IMAMURA, R., MACLEOD, T. D., EDWARDS, W. B. HRELJAC, A., FLEISIG, G. S, WILK, K. E., MOORMAN C. T., ANDREWS, J. R. 2009. Patellofemoral joint force and stress during the wall squat and one – leg squat. *Medical Science Sports Exercise* [online]. 2009, vol. 41, no. nevedeno. pp. 134 – 143. [cit. 28. 10. 2014]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19276845>.

FLANAGAN, S., SALEM, G. J, WANG, M., SANKER, S. 2003. Squatting Exercises in Older Adults: Kinematic and Kinetic Comparisons. *Medical Science Sports Exercise* [online]. 2003, vol. 81, no. 4, pp. 635 – 643. [cit. 21. 1. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3474357/>.

GANDEVIA, C. S. 2001. Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, [online]. 2001, vol. 81, no. 4, pp. 1726 – 1771. [cit. 21. 1. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://physrev.physiology.org/content/81/4/1725.long>.

GIRARD, O., LATTIER, G, MAFFIULETTI, N. A., MICALEFF, J. P., MILLET, G. P. 2008. Neuromuscular fatigue during a prolonged intermittent exercise: Application to tennis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, [online]. 2008, vol. 18, no. 6, pp. 1038 – 1046. [cit. 29. 1. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641107000806>.

GONZÁLEZ-IZAL, M., MALANDA, A., GOROSTIAGA, E., IZQUIERDO, M. 2012. Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2012, vol. 22, no. 4, pp. 501 – 512. [cit. 18. 2. 2015] ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641112000508>.

GRAYBIEL, A. M. 1998. The Basal Ganglia and Chunking of Action Repertoires. *Neurobiology of Learning and Memory* [online]. 1998, vol. 70, no. nevedeno, pp. 119 – 136. [cit. 5. 4. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1074742798938436>

GRIFFITH, E. E., YOON, T., HUNTER, S. K., HICKS, A. L., NIELSON, K. A., HUNTER, S. K. 2010. Age and load compliance alter time to task failure for a submaximal fatiguing contraction with the lower leg: An ERP study. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2010. vol. 108, no. 6, pp. 1510 – 1519. [cit. 4. 4. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/cgi/doi/10.1152/japplphysiol.01396.2009>

GREIG, M., MARCHANT, D. 2014. Speed dependant influence of attentional focusing instructions on force production and muscular activity during isokinetic elbow flexions. *Human Movement Science* [online]. 2014, vol. 81, no. 4, pp. 384 – 399. [cit. 24. 1. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945713001073>.

GRUET, M., TEMESI, J., RUPP, T., LEVY, P., MILLET, G. Y., VERGES, S. 2013. Stimulation of the motor cortex and corticospinal tract to assess human muscle fatigue. *Neuroscience* [online]. 2013, vol. 231, no. neuvedeno. pp. 1726 – 1771. [cit. 21. 1. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306452212010822>.

HAIBACH, P. S., REID, G., COLLIER, D. H. 2011. *Motor learning and development*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2011, ISBN 07-360-7374-4.

HIKOSAKA, O., NAKAMURA, K., SAKAI K., NAKAHARA, H. 2002. Central mechanisms of motor skill learning. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 2002, vol. 12, no. 2, pp. 217 – 222. [cit. 23. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0959438802003070>.

HLADKÝ, V., KOČANDRLE, R., KRATOCHVÍL, Z. 2012. *Evoluce před Darwinem: nejstarší vývojová stadia evoluční nauky*. Červený Kostelec: Pavel Mervart, 2012, ISBN 978-807-4650-239.

HOŠEK, V., RYCHTECKÝ, A. 1975. *Motorické učení*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1975.

HOWLE, J. M. 2003. *Neuro – developmental treatment approach: Theoretical Foundations and Principles of Clinical Practice*. 1<sup>th</sup>ed. California: Neuro-Developmental Treatment Association , 2003. ISBN 09-724-6150-7.

CHESHIRE, G. 2014. *Evoluce: malé dějiny - velké myšlenky*. Praha: Dokořán, 2014, ISBN 978-807-3636-128.

CHROMÝ, K., HONZÁK, R. 2005. *Somatizace a funkční poruchy*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1473-6.

JACKSON, P., DECETY, J. 2004. Motor cognition: a new paradigm to study self – other interactions. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 2004, vol. 14, no. 2. pp. 259 – 263. [cit. 10. 12. 2014]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0959438804000297>.

JAMES, C. R., SCHEUERMANN, B. W., SMITH, M. P. 2010. Effects of two neuromuscular fatigue protocols on landing performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2010, vol. 20, no. 4, pp. 667 – 675. [cit. 18. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641109001631>.

KENNEDY, A., HUG, F., SVEISTRUP, H., GUÉVEL, A. 2013. Fatiguing handgrip exercise alters maximal force-generating capacity of plantar – flexors. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2013, vol. 113, no. 3, pp. 559 – 566. [cit. 15. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/18927827?accountid=16730>.

KITTNAR, O., HONZÁK. 2011. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-802-4730-684.

KLOUS, M., DANNA DOS SANTOS, A., LATASH M. L. 2010. Multi – muscle synergies in a dual postural task: evidence for the principle of superposition. *Experimental Brain Research* [online]. 2010, vol. 202, no. 2, pp. 457 – 47. [cit. 21. 1. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-009-2153-2>.

KOLÁŘ, Pavel, et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha : Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

KONRAD, P. 2005. *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. 1st ed. Scottsdale: Noraxon INC. USA., 2005. ISBN nevedeno. Dostupné z: <http://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>.

KRÁLÍČEK, P. 2011. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-807-2626-182.

KRUMLOVÁ, H., PÁNEK, D., PAVLŮ, D. 2010. Měření EMG aktivity svalové tkáně po aplikaci celotělové chladové terapie (-130°). *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, roč. 17, č. 1, s. 14 – 20. ISSN 1211-2658.

KUNZOVÁ, Š., HRUBÁ, D. 2013. Chování a zdraví II : Geny, chování a komplexní choroby. *Hygiena*, Praha: Tigris, roč. 58, č. 2, s. 79 – 85. 2013. ISSN 1802-6281.

LACQUANITI, F., IVANENKO Y. P., ZAGO, M. 2012. Patterned control of human locomotion. *The Journal of Physiology* [online]. 2012, vol. 590, no. 10, pp. 2189 – 2199. [cit. 21. 1. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1113/jphysiol.2011.215137/pdf>.

LATASH, M. L. 2002. *Progress in motor control – Structure – Function – Relations in Voluntary Movements*. Champaign, USA: Human kinetisc, 2002. ISBN 0-7360-0027-5.

LATASH, M. L. 2012. The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). *Experimental Brain Research* [online]. 2012, vol. 217, no. 1, pp. 1 – 5. [cit. 4. 2. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-012-3000-4>.

LATASH, M. L. 2010. Motor Synergies and the Equilibrium – Point Hypothesis. *Human Movement Science* [online]. 2010, vol. 29, no. 5, pp. 642 – 654. [cit. 20. 11. 2014]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2891849/>.



LIU, J. Z., WATANABE, Y. 2003. Human Brain Activation During Sustained and Intermittent Submaximal Fatigue Muscle Contractions: An fMRI Study. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2003, vol. 90, no. 1, pp. 300 – 312. [cit. 9. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jn.00821.2002>.

LOHSE, K. R., SHERWOOD, D. E. 2012. Thinking about muscles: The neuromuscular effects of attentional focus on accuracy and fatigue. *Acta Psychologica* [online]. 2012, vol. 140, no. neuvedeno, pp. 236 – 245. [cit. 20. 1. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Thinking+about+muscles%3A+The+neuromuscular+effects+of+attentional+focus+on+accuracy+and+fatigue>.

LOHSE, K. R., SHERWOOD, D. E., HEALY, A. F. 2014. On the advantage of an external focus of attention: A benefit to learning or performance?. *Human Movement Science* [online]. 2014, vol. 33, no. 6, pp. 120 – 134. [cit. 26. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167945713001061>.

LOHSE, K. R., JONES M., HEALY, A. F., SHERWOOD, D. E. 2014. The role of attention in motor control. *Journal of Experimental Psychology: General* [online]. 2014, vol. 143, no. 2, pp. 930 – 948. [cit. 2. 4. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://doi.apa.org/getdoi.cfm?doi=10.1037/a0032817>.

LOCHART, T., STERGIOUS, N. 2013. New perspectives in human movement variability. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2013, vol. 41, no. 8, pp. 1593 – 1594. [cit. 22. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs10439-013-0852-0>.

LUND, N. 2012. *Intelligence a učení*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3922-9.

MACKAY-LYONS, M. 2002. Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. *Physical Therapy*. [online]. 2002; vol. 82, no. 1, pp. 69 – 83. [cit. 25. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11784280>.

MAGILL, R. A., KWAK, Y., FLING, B. W., BERNARD, J. A. 1998. Knowledge is More than We Can Talk about: Implicit Learning in Motor Skill Acquisition. *Research Quarterly for Exercise and Sport* [online]. 1998, vol. 69, no. 2, pp. 104 – 110. [cit. 19. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02701367.1998.10607676>.

MARDER, E., BUCHER, D. 2001. Central pattern generators and the control of rhythmic movements. *Current Biology* [online]. 2001; vol. 23, no. neuvedeno, pp. 986 – 996. [cit. 14. 5. 2013]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960982201005814>.

MARKOVÁ, M. 2013, Možnosti vyhodnocení polyEMG signálu pro vědecko-výzkumné účely [online]. 2013, pp. 1 – 32. [cit. 19. 2. 2015]. Dostupné z: [http://projekt-vav-fzv.upol.cz/upload/soubory/vystupy\\_ka05/prezetace\\_workshop\\_14.5.2013.pdf](http://projekt-vav-fzv.upol.cz/upload/soubory/vystupy_ka05/prezetace_workshop_14.5.2013.pdf).

MAXWELL, J. P., MASTERS, R. S. W., EVES, F. F. 2000. From novice to no know-how: A longitudinal study of implicit motor learning. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2000, vol. 18, no. 2, pp. 111 – 120. [cit. 23. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/026404100365180>.

MONJO, F., FORESTIER, N. 2014. Movement unpredictability and temporal constraints affect the integration of muscle fatigue information into forward models. *Neuroscience* [online]. 2014, vol. 277, pp. 584 – 594. [cit. 10. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0306452214006289>

MURATORI, M. L., LAMBERG, E. M., QUIN, L., DUFF, S. V. 2013. Applying principles of motor learning and control to upper extremity rehabilitation. *Journal of Hand Therapy* [online]. 2013, vol. 26, no. neuvedeno, pp. 94 – 103. [cit. 29. 11. 2014]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1327249498?accountid=16730>.

NOAKES, T. D. 2007. The Central Governor Model of Exercise Regulation Applied to the Marathon. *Sports Medicine* [online]. 2007, vol. 37, no. 4 – 5, pp. 374 – 477. [cit. 15. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17465612>.

NOAKES, T. D. 2012. T. Fatigue is a Brain-Derived Emotion that Regulates the Exercise Behavior to Ensure the Protection of Whole Body Homeostasis. *Frontier in Physiology* [online]. 2012, vol. 82, no. 3, pp. 1 – 5. [cit. 5. 2. 2014]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3323922/>.

NOLAN, R., P. 2011. An External Focus of Attention Enhances Isometric Wall Sit Endurance Time: A Quantitative and Qualitative Analysis of the Attentional Focus Effect [online]. 2011, pp. 1 – 82. [cit. 27. 11. 2014]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://opensiuc.lib.siu.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1597&context=theses>.

PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J. 2009. Rychlost vedení akčního potenciálu jako identifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, roč. 16, č. 3, s. 96 – 101. ISSN 1211-2658.

PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, č. 4, s. 177 – 180. ISSN 1211-2658.

PARK, J., ZATSIORSKY, V. M., LATASH M. L. 2010. Optimality vs. variability: an example of multi – finger redundant tasks. *Experimental Brain Research* [online]. 2010, vol. 207, pp. 119 – 132. [cit. 13. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-010-2440-y>

PAULÍK, K., HONZÁK, R. 2010. *Psychologie lidské odolnosti*. 1. vyd. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-802-4729-596.

PAVLŮ, D. 2000. Co je skutečně „Brüggerův sed" (příspěvek ke správnému chápání držení těla dle Brüggera). *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2000. roč. 7, č. 4, s. 156 – 169. ISSN 1803-6597.

PAVLŮ, D., PÁNEK, D., KALVASOVÁ, E. 2009. Elektromyografická analýza cvičení s pružným tahem v oblasti trupu – případová studie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009. roč. 16, č. 3, s. 109 – 115. ISSN 1211-2658.

PAYNE, R. C., R. H. CROMPTON, K. ISLER, R. SAVAGE, E. E. VEREECKE, M. M. GÜNTHER, S. K. S. THORPE a K. D'AOÛT. Morphological analysis of the hindlimb in apes and humans. I. Muscle architecture. *Journal of Anatomy* [online]. 2006, vol. 208, issue 6, pp. 709 – 724. [cit. 2. 4. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-7580.2005.00433.x-i1>.

PIEK, J. P. 2002. The role of variability in early motor development. *Infant Behavior and Development* [online]. 2002, vol. 25, no. 4, pp. 452 – 463. [cit. 22. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0163638302001455>.

POST, M., STEENS, A., RENKEN, R., MAURITS, N. M., ZIJDEWIND, I. 2008. Voluntary activation and cortical activity during a sustained maximal contraction: An fMRI study. *Human Brain Mapping* [online]. 2008, vol. 30, no. 3, pp. 1014 – 1027. [cit. 20. 1. 2015]. ISSN neuvedeno, Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/hbm.20562/abstract;jsessionid=F704C03D68A9F9EECDE5EC57505BD934.f04t02>.

RILEY, M. A., TURVEY, M. T. 2002. Variability and Determinism in Motor Behavior. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2002, vol. 34, no. 2, pp. 99 – 125. [cit. 23. 2015]. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00222890209601934>.

ROBINSON, G. M., SOLOMON, D. J. 1974. Rhythm is processed by the speech hemisphere. *Journal of Experimental Psychology* [online]. 1974, vol. 102, no. 3, pp. 508 – 511. [cit. 27. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://content.apa.org/journals/xge/102/3/508>.

ROCK, C. M., PETAK-KRUEGER, S. 2000. *Agisticko – excentrické kontrakční postupy k ovlivnění funkčních poruch pohybového aparátu*. Brno: CERM Akademické nakladatelství, 2000. ISBN 39-054-0701-9.

ROKYTA, R., HONZÁK, R. 2000. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000. ISBN 80-858-6645-5.

SAKAI, K., HIKOSAKA, O., MIYAUCHI, S., TAKINO, R., TAMADA, T., IWATA, N. K., Nielsen, M. 1999. Neural Representation of a Rhythm Depends on Its Interval Ratio. *The Journal of Neuroscience* [online]. 2009, vol. 19. no. 22, pp. 10074 – 10081. [cit. 27. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/content/19/22/10074.long>.

SAKAI, K., HIKOSAKA, O., NAKAMURA, K. Emergence of rhythm during motor learning. *Trends in Cognitive Sciences* [online]. 2004, vol. 8, no. 12, pp. 547 – 553. [cit. 27. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1364661304002670>.

SEIDLER, R. D., KWAK, Y., FLING, B. W., BERNARD, J. A. 2014. Neurocognitive Mechanisms of Error – Based Motor Learning. *Advances in Experimental Medicine and Biology* [online]. 2012, vol. 732, no. neuvedeno, pp. 1 – 21. [cit. 14. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3817858/>.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. 2007. *Motor control: Translating Research into Clinical Practice*. 3<sup>th</sup>ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007. ISBN 978-0-7817-6691-3.

SCHMIDT, R. A. 2003. Motor Schema Theory After 27 Years: Reflections and Implications for a New Theory. [online]. 2003, vol. 74, no. 4, pp. 366 – 375. [cit. 18. 1. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02701367.2003.10609106#.VOS3WvmG-EA>.

SINGH, T., LATASH, M. L., GOROSTIAGA, E., IZQUIERDO, M. 2011. Effects of muscle fatigue on multi – muscle synergies. *Experimental Brain Research* [online]. 2011, vol. 214, no. 3, pp. 335 – 350. [cit. 18. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-011-2831-8>.

SINGH, T., ZATSIORSKY, V. M., LATASH, M. L. 2012. Adaptations to fatigue of a single digit violate the principle of superposition in a multi – finger static prehension task. *Experimental Brain Research* [online]. 2012, vol. 225, no. 4, pp. 589 – 602. [cit. 20. 1. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-013-3403-x>.

SMITH, E. E., KOSSLYN, S. M. 2007. *Cognitive psychology: mind and brain*. New Jersey: Pearson/Prentice Hall, 2007. ISBN 978-013-1825-086.

SLEPIČKA, P., HOŠEK V., HÁTLOVÁ, B. 1990. *Psychologie sportu: pro studující tělesnou výchovu*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1990. ISBN 978-802-4616-025.

STERGIOU, N., DECKER, L. M. 2011. Human Movement Variability, Nonlinear Dynamics, and Pathology: Is There A Connection? *Human Movement Science* [online]. 2011, vol. 30, no. 5, pp. 869 – 888. [cit. 20. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Human+Movement+Variability%2C+Nonlinear+Dynamics%2C+and+Pathology%3A+Is+There+A+Connection%3F>.

STERGIOU, N., HARBOURNE, R. T., CAVANAUGH, J. T. 2006. Optimal Movement Variability: A New Theoretical Perspective for Neurologic Physical Therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [online]. 2006, vol. 30, no. 3, pp. 120 – 129. [cit. 12. 1. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Optimal+Movement+Variability%3A+A+New+Theoretical+Perspective+for+Neurologic+Physical+Therapy>.

STERNBERG, R. J., HONZÁK, R. 2002. *Kognitivní psychologie*. Praha: Portál, 2002. ISBN 80-717-8376-5.

SYKA, J. 2006. Mozek a kognitivní funkce. *Podzimní škola* [online]. 2006, roč. 10, s. 38 – 47. [cit. 14. 5. 2015]. 2006. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://archiv.otevrenaveda.cz/users/Image/default/C2Seminare/MultiObSem/105.pdf>.

ŠPUNDA, M., DUŠEK, J. 2007. *Zdravotnická informatika*. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1378-9

TAGA, G., YAMAGUCHI, Y. , SHIMIZU, H. 1991. Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment. *Biological Cybernetics* [online]. 1991, vol. 65, no. 3, pp. 147 – 159. [cit. 25. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF00198086>.

TANAKA, M., WATANABE, Y. 2012 Supraspinal regulation of physical fatigue. *Neuroscience* [online]. 2012, vol. 36, no. 1, pp. 727 – 734 [cit. 5. 4. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0149763411001862>.

TERRIER, R., FORESTIER, N. 2009. Cognitive cost of motor reorganizations associated with muscular fatigue during a repetitive pointing task. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2009, vol. 19, no. 6, pp. 487 – 493. [cit. 15. 3. 2015]. ISSN neuvedeno Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641109000078>.

TODD, G., PETERSEN, N. T., TAYLOR J. L., GANDEVIA, S. C. 2003. The effect of a contralateral contraction on maximal voluntary activation and central fatigue in elbow flexor muscles. *Experimental Brain Research* [online]. 2003, vol. 150, no. neuvedeno, pp. 308 – 313. [cit. 12. 1. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/18927827?accountid=16730>.

TOMCHUK, D. 2011. *Companion guide to measurement and evaluation for kinesiology*. Sudbury, MA: Jones, 2011. ISBN 07-637-7610-6.

TROJAN, S., POKORNÝ, J. 1997. Teoretický a klinický význam neuroplasticity. *Bratislavské lekárske listy*, [online] 2007, vol. 98, no. 12, pp. 667 – 673. [cit. 25. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.bmj.sk/1997/09812-03.pdf>.

TURPIN, N. A., GUÉVEL, A., DURAND, S., HUG, F. 2011. Fatigue-related adaptations in muscle coordination during a cyclic exercise in humans. *The Journal of Experimental Biology* [online]. 2011, vol. 214, no. neuvedeno, pp. 1 – 9. [cit. 14. 5. 2013]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Fatiguerelated+adaptations+in+muscle+coordination+during+a+cyclic+exercise+in+humans>.

TURVEY M. T., FONSECA, S. 2009. Nature of Motor Control: Perspectives and Issues. *Advances in Experimental Medicine and Biology* [online]. 2009, vol. 629, no. nevedeno, pp. 93 – 123. [cit. 12. 1. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19227497>.

VALIHRACH, JIŘÍ. 2003. Bolesti při funkčních onemocnění pohybového aparátu dle konceptu Dr. Brüggera. *Neurologie pro praxi* [online]. 2003. vol. 15, no. 4, pp. 197 – 199. [cit. 12. 1. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-200304-0008.php>.

VANCE, J., WULF, G., TOLLNER, T., McNEVIN, N., MENCER, J. 2004. EMG Activity as a Function of the Performer's Focus of Attention. *Journal of Motor Behaviour* [online]. 2004, vol. 36, no. 4, pp. 450 – 459. [cit. 27. 3. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/216785262?accountid=16730>.

VANČATA, V. 2003, *Primatologie*. Díl 1. Evoluce, adaptace, ekologie a chování primátů – Prosimii a Platyrrhina. Praha: Univerzita Karlova v Praze – Pedagogická fakulta. 2003. ISBN 80-7290-093-5.

VANČATA, V. 2003, *Primatologie*. Díl 2. Catarrhina – opice a lidoopi. Praha: Univerzita Karlova v Praze – Pedagogická fakulta. 2003. ISBN 80-7290-127-3.

VANDEN NOVEN, M. L., PEREIRA, H. M., YOON, T., STEVENS, A. A., NIELSON, K. A., HUNTER, S. K. 2014. Motor Variability during Sustained Contractions Increases with Cognitive Demand in Older Adults. *Frontiers in Aging Neuroscience* [online]. 2014, vol. 6, no. 2, pp. 1 – 140. [cit. 2. 4. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnagi.2014.00097/abstract>.

VAN DER STEEN, M. C., BONGERS, R. M. Joint angle variability and co – variation in a reaching with a rod task. *Experimental Brain Research* [online]. 2011, vol. 208, no. 3, pp. 411 – 422. [cit. 5. 1. 2015]. ISSN nevedeno. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-010-2493-y>.



VÉLE, František. 2006. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

VÉLE, F. 2012. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie: příručka pro terapeutu pracující v neurorehabilitaci*. Praha: Triton, 2012. ISBN 978-80-7387-608-1.

VEREECKE, E., D'AOUT, K., DE CLERCQ, D., VAN ELSACKER, L., AERTS, P. 2003. Dynamic plantar pressure distribution during terrestrial locomotion of bonobos (*Pan paniscus*). *American Journal of Physical Anthropology* [online]. 2003, vol. 120, no. 4, pp. 373 – 383. [cit. 25. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ajpa.10163>.

VIDEAN, E. N., MCGREW, W. C., ISLER, K., SAVAGE, R., VEREECKE, E. E., GÜNTHER, M. M., THORPE, S. K. S., D'AOÛT, K. 2002. Bipedality in chimpanzee (*Pan troglodytes*) and bonobo (*Pan paniscus*): Testing hypotheses on the evolution of bipedalism. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. 2002, vol. 118, no. 2, pp. 184 – 190. [cit. 2. 4. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ajpa.10058>.

WILLIAMS, P. S., HOFFMAN, R. L., CLARK, B. C., HUG, F. 2014. Cortical and Spinal Mechanisms of Task Failure of Sustained Submaximal Fatiguing Contractions: Underlying factors and adaptation mechanisms. *PLoS One* [online]. 2014, vol. 9, no. 3, pp. 1 – 22. [cit. 13. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3965562/>.

WOLPERT, D. M, GHARAMANI, Z., FLANAGAN, J. R 2001. Perspectives and problems in motor learning: A longitudinal study of implicit motor learning. *Trends in Cognitive Sciences* [online]. 2001, vol. 5, no. 11, pp. 487 – 494. [cit. 23. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1364661300017733>.

WOLPERT, D. M., MIALL, R. CH., KAWATO, M. 1998. Internal models in the cerebellum. *Trends in Cognitive Sciences* [online]. 1998, vol. 2, no. 9, pp. 338 – 347. [cit. 29. 4. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1364661398012212>.

WULF, G., MCNEVIN, N. H., FUCHS, T., RITTER, F., TOOLE, T. 2000. Attentional Focus in Complex Skill Learning. *Research Quarterly for Exercise and Sport* [online]. 2000, vol. 71, no. 3, pp. 229 – 239 [cit. 28. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02701367.2000.10608903>.

YAMADA, N. 1995. Nature of variability in rhythmical movement. *Human Movement Science* [online]. 1995, vol. 14, no. 3, pp. 371 – 384. [cit. 22. 2. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupná z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/016794579500018N>.

ZATORRE, R. J., Evans, A.C., Meyer, E. 1994. Neural Mechanisms Underlying Melodic Perception and Memory for Pitch. *Journal of Neuroscience* [online]. 1994. vol. 14, no. 4, pp. 1908 – 1919. [cit. 27. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/content/14/4/1908.short>.

ZIJDEWIND, L., VAN DUINEN, H., ZIELMAN, R., LORIST, M. M. 2006. Interaction between force production and cognitive performance in humans. *Journal of International Federation of Clinical Neurophysiology* [online]. vol. 117, no. 3, pp. 660 – 667. [cit. 27. 3. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: [http://www.clinph-journal.com/article/S1388-2457\(05\)00483-9/abstract](http://www.clinph-journal.com/article/S1388-2457(05)00483-9/abstract).

ZIJDEWIND, I., ZWARTS, M. J., KERNELL, D. 1998. Influence of a voluntary fatigue test on the contralateral homologous muscle in humans? *Neuroscience Letters* [online]. 1998, vol. 253, no. 1, pp. 41 – 44. [cit. 6. 3. 2015]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394098006090>.

ZRZAVÝ, J., LOUŽEK, M. 2009. *Charles Darwin: dvě stě let od narození: sborník textů*. Praha : Centrum pro ekonomiku a politiku, 2009. ISBN 978-80-86547-80-0.

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AP - akční potenciál  
atd.- a tak dále  
bilat. - bilaterálně  
CPG - central pattern generators  
CNS - centrální nervový systém  
DNA - deoxyribonukleová kyselina  
DOF - degrees of freedom  
DF - dorsální flexe  
DK - dolní končetina  
dx. - pravý  
EK - externí kognice  
EMG - elektromyograf  
HK - horní končetina  
IK - interní kognice  
kap. - kapitola  
kat. - kategoriální  
kg - kilogram  
LTP - long term potentiation  
LT - levý  
m - metr  
m. - musculus  
M. F. (med. freq.) - median frequency  
MJ - motorická jednotka  
MUAP - motor unit action potential  
MVC - maximální volní kontrakce  
Na<sup>+</sup>/K<sup>+</sup> - kationt sodíku a draslíku  
p - hladina statistické významnosti  
PCr - kreatinfosfát  
PDF - Probability Density Function  
pp. - pages  
R<sup>2</sup> - koeficient determinace

příl. - příloha

rep. - report

RF (RECTUS FEM) - m. rectus femoris

RT - pravý

s. - strana

sin. - levý

st. - stupeň

TA (TIB ANT) - m. tibialis anterior

tzv. - takzvaně

UCM - Uncontrolled manifold hypothesis

vs. - versus

Ø - průměr

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Ukázka periodické, chaotické a randomizované časové řady a jejich trojrozměrná projekce .....	13
Obrázek 2 Mechanismy ovlivňující udržení submaximální kontrakce .....	19
Obrázek 3 Schematické vysvětlení spektrálních modifikací na EMG během trvalé kontrakce .....	23
Obrázek 4 Wall squat long .....	31
Obrázek 5 Výkonnost z hlediska času v jednotlivých intervencích testu Wall Sit.....	39
Obrázek 6 Párové porovnání výdrže interní kognice vs. externí kognice .....	42
Obrázek 7 Nárůst svalové aktivity (z pohledu Median Frequency) m. tibialis anterior l. sin .....	45
Obrázek 8 Nárůst svalové aktivity (z pohledu Median Frequency) m. rectus femoris l. sin .....	46
Obrázek 9 Vztah mezi průměrnou výdrží z pohledu času během interního zaměření vůči svalové aktivitě (dle Median Frequency) m. rectus femoris bilat. ....	47
Obrázek 10 Vztah mezi průměrnou výdrží z pohledu času během interního zaměření vůči svalové aktivitě (dle Median Frequency) m. rectus femoris bilat. ....	48
Obrázek 11 Analýza rozptylu mezi kategoriálně rozdělenou výškou a svalovou aktivitou m. tibialis ant. l dx. během interního zaměření pozornosti.....	50
Obrázek 12 Analýza rozptylu mezi kategoriálně rozdělenou výškou a svalovou aktivitou m. tibialis ant. l dx. během interního zaměření pozornosti.....	51
Obrázek 13 Rozdíl EMG záznamu během svalové únavy u 3. intervence 3. dřepu Wall Sit .....	52
Obrázek 14 Variabilní zapojení 1. a 3. intervence dřepu Wall Sit během interního zaměření pozornosti .....	53
Obrázek 15 Svalový řetězec držící podélnou klenbu nohy .....	69

## SEZNAM TABULEK

Tabulka.1 Charakteristika rozdělení motorického učení .....	29
Tabulka 2 Testování maximální volní kontrakce.....	37
Tabulka 3 Průměrné hodnoty antropometrických veličin výzkumné skupiny .....	38
Tabulka 4 Hodnotící časová škála testu Wall Sit.....	38
Tabulka 5 Průměrné hodnoty výdrže dřepu Wall Sit během jednotlivých intervencí za vlivu interní a externího zameření pozornosti .....	39
Tabulka 6 Svalový výkon (z pohledu Total Power Spektrum) během interního a externího zaměření pozornosti.....	40
Tabulka 7 Svalová aktivita (z pohledu Median Frequency) během interního a externího zaměření pozornosti.....	40
Tabulka 8 Rozdíl mezi výdrží v čase v rámci externí a interní kognice na hladině statistické významnosti.....	42
Tabulka 9 Rozdíl mezi svalovým výkonem (z pohledu Total Power Spektrum) vlivem externího a interního zaměření pozornosti na hladině statistické významnosti. ....	43
Tabulka 10 Rozdíl mezi svalovým výkonem (z pohledu Median Frequency) vlivem externího a interního zaměření pozornosti na hladině statistické významnosti. ....	44
Tabulka 11 Aktivita vybraných svalů (dle Total Power Spektrum) z hlediska výšky a váhy během interního a externího zaměření pozornosti.....	49
Tabulka 12 Hodnocení aktivity m. tibialis anterior během interního zameření pozornosti z pohledu kategoriálního rozdělení výšky a váhy .....	50
Tabulka 13 Charakteristika subjektivního ukončení dřepu Wall Sit v rámci periferní nebo centrální únavy .....	53

## **SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha 1 Informovaný souhlas

# PŘÍLOHY

Příl.1 Informovaný souhlas

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
Ústav fyzioterapie

## Informovaný souhlas

**Název diplomové práce: Vztahy mezi variabilitou a svalovou únavou  
v prototypových pohybech**

**Autor práce: Bc. Iva Vlčková**

**Vedoucí práce: doc. MUDr. Alois Krobot, Ph.D.**

### Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výzkumné části diplomové práce.

Byl/a jsem srozumitelně seznámen/a o podstatě výzkumu a průběhu laboratorního měření.

Byl/a jsem informován/a o výhodách a rizicích, které pro mě vyplývají díky účasti na diplomové práci.

Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity pro účely výzkumu a výsledky měření mohou být anonymně publikovány dle respektování pravidel osobních údajů.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď.

Jsem informován/a o možnosti kdykoliv od účasti odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Jméno, příjmení a podpis autora:

Jméno, příjmení a podpis účastníka:

V Olomouci dne: