

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

**2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

**Radovan Sakaláš**

**Vplyv inspiračného trenažéra a posturálneho  
zat'azenia na aktivitu dýchacích svalov**

*Diplomová práca*

Praha 2010

Meno a priezvisko autora: Radovan Sakaláš

Názov práce: Vplyv inspiračného trénažera a posturálneho zaťaženia na aktivitu  
dýchacích svalov

Pracovisko: Klinika rehabilitácie a telesovychovného lekárství UK 2. LF

Vedúci práce: Mgr. Michal Truc

Rok obhajoby práce: 2010

Abstrakt: Diplomová práca „Vplyv inspiračného trénažera a posturálneho zaťaženia na aktivitu dýchacích svalov“ sa zaoberá najmä elektromyografickou aktivitou dýchacích svalov pri použití inspiračného trénažera. V prvých častiach pojednáva o kineziológii dýchania a popisuje dychový stereotyp a prácu a dychovú a posturálnu funkciu respiračných svalov. V ďalšej časti sú popísané hlavné druhy inspiračných trénažerov a indikácie a kontraindikácie ich použitia. Ďalej práca definuje neurofyziologické základy potrebné k elektromyografii, jej využitie a vplyvy na kvalitu elektromyografického signálu. Hlavná časť práce je venovaná problematike použitia inspiračného trénažera a zlabilnenia posturálnej situácie a ich vplyvu na aktivitu dýchacích svalov. Záver práce prináša odporúčanie ohľadom výberu vhodnej polohy na efektívny nácvik dychovo-posturálnej funkcie pri dýchaní pomocou inspiračného trénažera.

Kľúčové slova: inspiračný trénažer, respiračné svaly, posturálne zaťaženie, dychovo-posturálna funkcia, elektromyografia

Súhlasím s požičiavaním diplomovej práce v rámci knižničných služieb.

Author's first name and surname: Radovan Sakaláš

Title of the master thesis: The effect of incentive spirometry and postural lability on activity of respiratory muscles

Department: Department of rehabilitation and sports medicine, Charles University in Prague, 2nd Faculty of Medicine

Supervisor: Mgr. Michal Truc

The year of presentation: 2010

Abstract: Master thesis "The effect of incentive spirometry and postural lability on activity of respiratory muscles" deals mainly with electromyographic activity of respiratory muscles while using incentive spirometry. In the first part the following aspects of breathing are covered: kinesiology, pattern, work, and the respiratory and postural function of respiratory muscles. The next section describes the main types of incentive spirometers and indications and contraindications of their usage. Furthermore, the thesis defines neurophysiological basics needed for electromyographic usage and the influence on its signal quality. The main part of the thesis deals with the issues of incentive spirometer usage and postural lability and the effects on activity of the respiratory muscles. The final section suggests recommendations regarding the suitable position for effective respiratory-postural function training using incentive spirometry.

Keywords: incentive spirometer, respiratory muscles, postural lability, respiratory-postural function, electromyography

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prehlasujem, že som predkladanú prácu spracoval samostatne pod vedením Mgr. Michala Truca, uviedol všetky použité literárne a odborné zdroje a dodržoval zásady vedeckej etiky.

V Prahe dňa 23. 4. 2010

.....

### Pod'akovanie autora

Na tomto mieste by som rád poďakoval pánovi Mgr. Michalovi Trucovi za cenné rady a za ústretové a trpezlivé vedenie pri spracovávaní tejto práce.

# Obsah

1	ÚVOD .....	10
2	PREHLAD POZNATKOV .....	11
2.1	Kineziológia dýchania .....	11
2.1.1	Dýchacie svaly .....	11
2.1.2	Regulácia dýchania .....	11
2.1.3	Dychový stereotyp .....	12
2.1.4	Dychová a posturálna funkcia respiračných svalov .....	14
2.1.5	Porucha dychového stereotypu .....	16
2.1.6	Dychová práca a mŕtvy priestor .....	18
2.2	Inspiračné trenažéry .....	19
2.2.1	Druhy inspiračných trenažérov .....	20
2.2.2	Účinok inspiračného trenažera na dychovú prácu .....	22
2.2.3	Indikácie a kontraindikácie používania .....	23
2.3	Elektromyografia .....	24
2.3.1	Neurofyziologické základy k EMG .....	24
2.3.2	Využitie EMG .....	26
2.3.3	Kvalita EMG signálu .....	27
3	CIELE A HYPOTÉZY .....	29
3.1	Cieľ práce .....	29
3.2	Hypotézy .....	29
4	METODIKA .....	30
4.1	Charakteristika výskumného súboru .....	30
4.2	Protokol vyšetrenia .....	30
4.2.1	Klinické vyšetrenie .....	30
4.2.2	Elektromyografické vyšetrenie .....	30
4.2.3	Metodika spracovania EMG signálu .....	31
4.2.4	Intervencia .....	32
4.3	Spracovanie dát .....	34
4.4	Štatistická analýza .....	35
5	VÝSLEDKY .....	36
5.1	Výsledky testov hodnotiacich vplyv trenažera v jednotlivých posturálnych polohách .....	36
5.1.1	Poloha v sede .....	36
5.1.2	Poloha v sede so zdvihnutou DK .....	38
5.1.3	Poloha v ľahu .....	40
5.1.4	Poloha v ľahu so zdvihnutými DKK .....	42

5.2	Výsledky testov hodnotiacich vplyv posturálneho zaťaženia v jednotlivých posturálnych polohách .....	44
5.2.1	Poloha v sede .....	44
5.2.2	Poloha v sede s trenažérom .....	46
5.2.3	Poloha v ľahu .....	48
5.2.4	Poloha v ľahu s trenažérom .....	50
6	DISKUSIA .....	52
7	ZÁVERY .....	62
8	REFERENČNÝ ZOZNAM .....	64
9	PRÍLOHY .....	71
	Príloha č. 1: Charakteristika výskumnej skupiny .....	72
	Príloha č. 2: Základné vyšetrovacie polohy .....	73
	Príloha č. 3: Polohy pri vyhodnocovaní vplyvu trenažéra .....	74
	Príloha č. 4: Polohy pri vyhodnocovaní vplyvu posturálneho zaťaženia .....	76
	Príloha č. 5: Inspiračné trenažéry .....	78

## **Zoznam použitých skratiek**

AARC - American Association for Respiratory Care

AP – akčný potenciál

BMI – body mass index

BSA – body surface area

CNS – centrálny nervový systém

DK – dolná končatina

DKK – dolné končatiny

EMG – elektromyografia, elektromyografický

EO – musculus obliquus abdominis externus

FEV1 – sekundová vitálna kapacita

HKK – horné končatiny

CHOPN – chronická obštrukčná pľúcna nemoc

IO – musculus obliquus abdominis internus

IRV – inspiračný rezervný objem

IS – incentive spirometry (dýchanie pomocou inspiračného trenažéra)

LDK – ľavá dolná končatina

m. - musculus

mm. - musculi

n. - nervus

p – pravdepodobnosť chyby

pauza-1 – jedno-minútová pauza

pauza-2 – dvoj-minútová pauza

PDK – pravá dolná končatina

PI<sub>max</sub> – maximálny inspiračný tlak

PM – musculus pectoralis major

RA – musculus rectus abdominis (horná časť)

SCM – musculus sternocleidomastoideus

SD - smerodajná odchýlka

SFEMG – elektromyografia jedného svalového vlákna (single fibre electromyography)

SMI – neprerušovaný maximálny nádych (sustained maximal inspiration)

STM - krátkodobá modulácia (short-term modulation)

T – musculus trapezius pars descendens



Th-L – thorako-lumbálny

VAS – vertebrogénny algický syndróm

VC – vitálna kapacita

# 1 ÚVOD

Dýchanie je vitálnou funkciou, ktorá zabezpečuje výmenu plynov medzi alveolami a atmosférickým vzduchom. Tento proces je zabezpečený neustálou aktivitou dýchacích svalov, a to hlavne bránice. Dychová funkcia dýchacích svalov je neoddeliteľne spojená s ich posturálnou funkciou, pričom táto spolupráca je postupne zapájaná dozrievaním centrálného nervového systému počas vývoja jedinca. Vyvážená činnosť týchto dvoch funkcií, fyziológia dýchacích ciest a pľúc, či zdravotný stav respiračného a pohybového systému určujú veľkosť dychovej práce, a tým aj veľkosť aktivity dýchacích svalov.

Dýchanie pomocou inspiračného trenažéra je vo svete často využívané v terapii alebo prevencii pulmonálnych komplikácií spôsobených primárne ochoreniami respiračného systému, alebo sekundárne operáciami hlavne v oblasti brucha a hrudníka. Avšak využitie inspiračného trenažéra k nácviku dychovo-posturálnej funkcie doposiaľ nie je v dostupnej literatúre popisované. Práve z tohoto dôvodu sme sa rozhodli použiť elektromyografiu k zisteniu podielu efektu samotného inspiračného trenažéra na aktivitu dýchacích svalov v rôznych posturálnych polohách.

Cieľom tohoto experimentu bolo podať komplexnejší pohľad na elektromyografickú aktivitu dýchacích svalov v rôznych posturálnych polohách pri použití inspiračného trenažéra. Zámerom bolo zistiť vplyv použitia trenažéra, posturálneho zaťaženia alebo kombinácie oboch, na aktivitu meraných svalov v nami určených polohách. Fyziológia hlbokého dýchania, ktorá tvorí podstatu dýchania pomocou inspiračného trenažéra, naznačuje, že použitím tohoto prístroja môžeme modulovať dynamický či statický odpor, či veľkosť mŕtveho priestoru. Kombinácia posturálnej lability vedúcej k zvýšeniu posturálnej kontroly a modulácia nádychu pomocou inspiračného trenažéra by mohla priniesť zaujímavé poznatky k výberu vhodnej polohy na zefektívnenie nácviku dychovo-posturálnej funkcie pomocou inspiračného trenažéra.

## **2 PREHL'AD POZNATKOV**

### **2.1 Kineziológia dýchania**

#### **2.1.1 Dýchacie svaly**

Dýchacie svaly delíme na dve hlavné skupiny: inspiračné a expiračné svaly. Ďalej ich delíme na svaly pomocné inspiračné a pomocné expiračné. Avšak je možné tvrdiť, že toto rozdelenie nie je z hľadiska ich funkcie a účasti pri jednotlivých cykloch dýchania tak jednoznačné, pretože sa ich funkcie v jednotlivých fázach dýchania prekrývajú. Medzi hlavné inspiračné svaly radíme bránicu, mm. intercostales externi a mm. levatores costarum. K pomocným inspiračným svalom patria m. sternocleidomastoideus (SCM), mm. scaleni, mm. suprahyoidei a infrahyoidei, m. pectoralis major (PM) et minor, m. serratus anterior, m. serratus posterior superior, m. latissimus dorsi pri abdukovanej paži a m. iliocostalis. Medzi primárne expiračné svaly patria mm. intercostales interni a m. sternocostalis. Zaradenie daných svalov do skupiny primárnych expiračných je diskutabilná, pretože expírium môže byť za kľudového stavu považované za pasívny dej, na ktorom sa účastní hlavne uložená energia elastických štruktúr pľúc a hrudníka. Na tomto deji sa podieľajú aj svaly nádychové, ktoré pôsobia excentricky, a tým brzdia expírium. Ďalšiu úlohu pri výdychu zohráva aj gravitácia. K pomocným expiračným svalom patrí m. obliquus abdominis externus (EO) a m. obliquus abdominis internus (IO), mm. rectus abdominis, m. transversus abdominis, m. iliocostalis, m. quadratus lumborum, m. serratus posterior inferior, m. latissimus dorsi (pri forsírovanom výdychu) a svalstvo pánvového dna (Véle, 2006).

#### **2.1.2 Regulácia dýchania**

V regulácii dýchania má hlavné slovo dychové centrum, ktoré je uložené v predĺženej mieche a pozostáva z inspiračného a expiračného oddielu. Zásadnú funkciu zohráva inspiračný oddiel, do ktorého prichádzajú aferenty cestou n. vagus, n. phrenicus, aferenty z inspiračných svalov a autonómne sympatické a parasympatické vlákna z hladkej svaloviny bronchov. Dychové centrum je ovplyvňované tiež chemoreceptormi, ktoré informujú o zmenách kyslíka a oxidu uhličitého v krvi. Vplyv na inspiračné centrum má aj mozgová kôra, ktorá ho do určitej miery dokáže ovplyvniť vôľou. Mohutná aktivácia inspiračného centra vedie k aktivácii nádychu a nádychových

svalov. Pokračujúce dráždenie vyvolá útlm inspiračného centra a začne prevládať expiračné centrum, ktoré je menej dráždivé v porovnaní s tým inspiračným. Preto je kľudové dýchanie z veľkej časti pasívnym dejom (Dylevský et al., 2000).

### **2.1.3 Dychový stereotyp**

Podľa Véleho (2006) sa delí respiračný motorický systém na tri hlavné oblasti: horný sektor (horná hrudná oblasť), stredný sektor (dolná hrudná oblasť) a dolný sektor (brušná oblasť).

V dostupnej literatúre je popisovaná dychová vlna, ktorá postupuje z dolného sektoru kraniálne. Na začiatku nádychu je zreteľná aktivita brušnej steny, ktorá postupuje vyššie rozšírením spodnej, strednej a nakoniec hornej časti hrudníka. Pri kľudnom dýchaní však táto aktivita nie je pozorovateľná až do horného sektoru. Tiež je známe, že rotácia rebier pri dýchaní sa líši v daných oblastiach. Osi otáčania kaudálnych rebier sú prevažne orientované k sagitálnej rovine, a preto smeruje pohyb daných rebier viac laterálne. Naopak, osi otáčania rebier v hornej časti hrudníka sú smerované k rovine frontálnej, a preto je smer ich pohybu ventrálny. Dôležitú úlohu pri nádychu hrá bránica. Bránica, ako hlavný nádychový sval, je plochý kopulovitý sval s vrcholom v centrum tendineum. Od neho sa rozbiehajú svalové vlákna k vnútornému obvodu hrudníka–k 11. a 12. rebro, sternu a stavcom lumbálnej chrbtice do oblasti thorako-lumbálneho (Th-L) prechodu. Skladá sa z niekoľkých funkčných svalových jednotiek schopných izolovanej aktivácie. Táto aktivácia je závislá na posturálne-lokomotočnej situácii a záťaži (Kapandji, 2002). Za vyváženej dychovej a posturálnej funkcie je bránica schopná zväčšiť hrudnú dutinu všetkými tromi smermi–vertikálnym (poklesom centrum tendineum), transverzálnym (rotáciou dolných rebier) a ventrodorzálnym (rotáciou vyšších rebier a pohybom sternu ventrálne). Toto všetko je však umožnené jedine na báze jej koaktivácie s brušnými svalmi, svalmi panvového dna a medzirebrovými svalmi. Podľa aktuálnej situácie sa okrem týchto svalov do dýchania zapájajú aj iné svaly, ktoré majú taktiež formatívny vplyv na tvar hrudníka (Véle, 2006).

Dychový cyklus rozdelujeme do štyroch fáz–inspirium, preexpiračná pauza, expírium a preinspiračná pauza.

#### **Inspírium**

Inspírium je predchádzané preinspiračnou pauzou, ktorá trvá 250 ms. Počas preinspiračnej pauzy trvá inhibičný účinok expíria na posturo-lokomotočný systém, ktorý môže byť aplikovaný napríklad pri nárazovej manipulácii (Véle, 2006). Hlavným

inspiračným svalom je bránica. Kopule bránice klesajú pri kľudnom dýchaní kaudálne. V spolupráci s bránicou fungujú synergicky brušné svaly, svaly panvového dna a mm. intercostales externi, ktoré vďaka špecifickému zakriveniu rebier zväčšujú priečny a predozadný rozmer hrudníka. Pri dýchaní musia byť spomínané svaly v koaktivácii. EO musí podržať obvod hrudníka, aby fixoval dolné rebrové oblúky, a tým pri nádychu umožnil roztiahnutie dolných, a následne aj horných partií hrudníka. Vďaka týmto mechanizmom sa zvýši vnútrohrudný objem a vznikne podtlak v interpleurálnej dutine, ktorý je na začiatku vdychu -2,5 mmHg a počas kľudového nádychu klesne na -6 mmHg, čo umožní nasatie vzduchu do pľúc. Najpohyblivejšími časťami sú báze pľúc a najmenej pohyblivými sú ich hroty. Pri hlbokom vdychu sa prvá fáza zhoduje s kľudovým nádychom, v ďalšej fáze sa bránica zmršťuje k maximu, kostodiafragmatické úhly sa roztvoria, interpleurálny tlak klesá až na -30 mmHg a zvýši sa vnútrohrudný objem. Tak sa dokážu ventilovať aj bežne málo ventilované časti pľúc. Pri forsírovanom nádychu sa do funkcie dostávajú pomocné nádychové svaly za podmienky spevnenia ich mimohrudníkových úponov. K tomu je potrebné funkčné prepojenie hrudníka a brucha cestou EO, m. serratus anterior a m. pectoralis minor. M. serratus anterior pri fixovanej lopatke napomáha pri nádychu laterálnemu rozširovaniu hrudníka. Fixovaná lopatka a ramenný pletenec sú ďalej dôležité aj pre funkciu mm. pectorales. M. pectoralis minor napomáha rozvinutiu horných častí hrudníka a PM, v závislosti na polohe paže, rozvíja hornú, respektíve strednú časť hrudníka. Tak dochádza k elevácii rebier a zväčšeniu objemu hrudníka. Ďalšie auxiliárne svaly, mm. scaleni a SCM, sa uplatňujú pri zvýšených nárokoch na dýchanie pri zvýšenej námahe alebo patologických stavoch ako napríklad pri zlyhávaní srdca alebo pľúcnej cirkulácie (Dylevský et al., 2000; Ganong, 2005, Kováčiková, 1998).

### **Expírium**

Expírium je predchádzané preexpiračnou pauzou, v ktorej ešte trvá excitačný účinok inšpiria, ktorý môže byť využitý v svalovej aktivite posturo-lokomotívneho systému napríklad pri Jendrassikovom fenoméne (Véle, 2006). Po dokončení kľudného inšpiria povolia z kontrakcie bránica a interkostálne svaly a dochádza k pasívnemu zmršteniu pľúc vlastnou elasticitou a následnému vytlačeniu vzduchu. Týmto vznikne malý podtlak v pohrudnicovej dutine, ktorým je bránica vtiahnutá na pôvodné miesto. V prípade niektorých patologických stavov alebo v starobe je elasticita pľúc porušená, a tak je nutné použiť výdychové svaly. Pri forsírovanom výdychu dochádza k zapojeniu pomocných výdychových svalov, hlavne brušných svalov. Tie pracujú voči bránici

antagonisticky. Tiahnu hrudný kôš kaudálnym smerom a zároveň ho znižujú aj v predozadnom smere (Kapandji, 2002). V tomto prípade zvýšený vnútrobrušný tlak vytláča bránicu kraniálne, kostodiafragmatické uhly sa znižujú a vzduch je vytláčaný z pľúc (Dylevský et al., 2000).

#### **2.1.4 Dychová a posturálna funkcia respiračných svalov**

Úloha respiračných svalov nespočíva len v zabezpečení dýchania, ale ich funkcia je významne prepojená s posturálnou funkciou. Koordinovaná aktivita bránice, brušných svalov a svalov panvového dna vyvíja a prispôsobuje vnútrobrušný tlak. Obsah brušnej dutiny tvorí akýsi viskózne-elastický stĺpec, ktorý poskytuje oporu lumbálnej chrbtici. Pre stabilizáciu lumbálnej oblasti je dôležitá súhra medzi extenzormi lumbálnej a dolnej hrudnej chrbtice s ventrálnou svalovou synergiou tvorenou funkčnou súhrou bránice, brušnými svalmi a svalmi panvového dna. Táto ventrálna flekčná synergia koordinuje vnútrobrušný tlak, a tým stabilizuje chrbticu z prednej strany. Je aktivovaná pri posturálnom zaťažení ako aj pri cielelom pohybe končatín (Kolář, 2006). Aktivita bránice je dokonca zaznamenaná ešte pred vlastným zahájením fázičného pohybu končatín. Táto aktivita bránice spolu s koaktiváciou brušných svalov, hlavne m. transversus abdominis a IO, je prítomná pri pohybe v korejkoľvek fáze dychu (Hodges et al., 2001). Dvořák (2005b) popisuje fungovanie bránice v zmysle kinematických reťazcov a s nimi spojenými stupňami voľnosti. Bránica, ako hlavný dýchací sval, má predprogramovanú činnosť v zmysle agonistického výkonu zväčšovania a znižovania hrudnej dutiny. Ako významný posturálny sval spolupracuje s viacerými svalmi v agonisticko-antagonistickom vzťahu na základe vývoja motoriky. Z pohľadu kinematických reťazcov je kraniokaudálny pohyb centra tendinea chápaný ako pohybový výkon jedného stupňa voľnosti. Na druhej strane, koaktivácia bránice s brušnými svalmi a svalmi panvového dna, či nastavenie segmentov chrbtice axiálnym autochtóнным svalstvom, predstavuje vzťah uzavretého pohybového reťazca s vysokým stupňom voľnosti, a tým četné možnosti pohybových stratégií dýchania od fyziologických až po patologické. K fungovaniu bránice ako dýchacieho a stabilizačného svalu je teda potrebná vyvážená súhra medzi hlbokými extenzormi chrbtice a hlbokými flexormi krku spolu so synergickou aktivitou bránice, brušných svalov a svalov panvového dna (Kolář, 2006).

Veľkosť intenzity aktivácie bránice pri posturálnej činnosti rozhoduje o tom, či si dychová a posturálna funkcia vzájomne nekonkurujú. Pri stabilizovaní chrbtice

dochádza pri dýchaní k oplošteniu konvexných kontúr a k zvýšenému tonickému napätiu bránice. Paralelný priebeh oboch dejov však môže byť zmenený napríklad posturálne náročnejšou situáciou, pri ktorej dochádza k synchronizácii dychu za účelom zvýšenia stabilizácie. V takom prípade môže dôjsť až k apnoickej pauze, pričom respiračné svalstvo je v tom momente zapojené plno v prospech postúry aj za cenu krátkej hypoxie (Kolář, 2006). Takéto obmedzenie dýchania v prospech posturálnej funkcie je možné vidieť pri situáciách s veľkým nárokom na stabilizačnú funkciu (Valsavov manéver) alebo pri kašli či zvracaní (Hodges, Gandevia, 2000b). Opačný prípad predstavujú situácie so zvýšeným nárokom na dýchanie, ako je záťaž alebo choroba respiračného systému, pri ktorých môže dôjsť k zníženej stabilizačnej funkcii respiračných svalov s cieľom zachovania homeostázy, kedy musí centrálny nervový systém (CNS) uprednostniť ich dychovú funkciu pred posturálnou (Hodges et al., 2001).

Posturálna a dychová funkcia respiračných svalov sú úzko prepojené a vzájomne sa ovplyvňujú. Porucha jednej z nich sa preto prejaví vo fungovaní aj tej druhej. Porucha synergickej funkcie dýchacích svalov vedie z rôznych dôvodov (Kapitola 2.1.5) k poruche dychovej funkcie a v trupovej oblasti sa prejaví taktiež na stabilizačnej funkcii tejto oblasti. Pri poruche stabilizácie dochádza k nadmernej aktivácii EO a hornej časti m. rectus abdominis (RA). Insuficientné chovanie preukazuje m. transversus abdominis spolu s dolnou časťou m. rectus abdominis a IO. Ak je koaktivácia EO, IO a m. transversus abdominis porušená, tak sa centrum tendineum nemôže oprieť o brušné orgány, ktoré unikajú kaudálne a ventrálne, čo následne negatívne ovplyvní ďalšiu akciu bránice. Z toho dôvodu je oslabená funkcia bránice, a zároveň je obmedzený aj nádych. Nastáva porucha vo funkčnom prepojení hrudníka a brucha. Z dôvodu kompenzácie poruchy dychovo-posturálnej funkcie dôjde k zvýšenej aktivite extenzorov chrbtice, pomocných dychových svalov a ku kraniokaudálnemu pohybu sternu (Kolář, 2006). Je pravdepodobné, že porucha dychovo-posturálnej funkcie môže dokonca spôsobovať obmedzenie vo ventilácii. Ukazuje sa, že nácvik tejto funkcie vedie k zlepšeniu spirometrických parametrov (usilovnej vitálnej kapacity a sekundovej vitálnej kapacity (FEV1)) a spiroergometrických parametrov (minútovej ventilácie a dychového objemu na úrovni anaeróbného prahu) (Hellebrandová, 2009).

Na základe príkladov diskutovaných v tejto kapitole je zrejmé, že dýchanie je komplexný proces, a preto je možné dýchacie svaly jednoducho rozdeliť na nádychové a výdychové len z didaktického hľadiska. Ich funkcia počas dýchania je

komplexnejšia v spojitosti so stabilizačnou funkciou–stabilizačný dychový stereotyp (Kolář, 2006).

### **2.1.5 Porucha dychového stereotypu**

Vzťah dychovej a posturálnej funkcie je veľmi blízky a obe funkcie sa navzájom ovplyvňujú. Z daného dôvodu vyvolá porucha v dýchaní zmeny v oblasti posturality a držania tela a naopak. Príčina týchto porúch nie je jednotná a zahŕňa niekoľko hlavných vplyvov. Posturálna dysharmónia vzniká následkom anatomickej, neurologickej a funkčnej poruchy. K funkčnej poruche často dochádza z dôvodu centrálnej koordinačnej poruchy behom posturálneho vývoja, stereotypizovaním pohybov, nocicepciou, či psychikou (Kolář et al., 2009a).

Vývoj zapojenia jednotlivých svalov do funkcie koreluje so zrením CNS. CNS determinuje dvojité motorické chovanie–hybné stereotypy, dané motorickým učením a na druhej strane motorické vzory, ktoré sú geneticky zakódované. Ako už bolo spomenuté, na poruche svalových funkcií, a tým na vzniku svalových dysbalancií a následnom možnom vzniku morfológických zmien sa podieľajú rôzne príčiny. Janda definoval systém tonický a fázický, svaly s tendenciou k hypertónii a skráteniu a na druhej strane svaly s tendenciou k útlmu, ochabnutiu a hypotónii. Na základe tejto funkčnej patológie pohybového systému definoval takzvaný horný a dolný skrížený syndróm a vrstvomý syndróm (Haladová, Nechvátalová, 2003). Kolář (2001) sa pozerá na rozdelenie svalov z pohľadu ich zapájania do posturálnej funkcie behom vývoja. Delí ich na svaly vývojovo mladšie (fázické) a vývojovo staršie (tonické). Fázický systém funguje ako celok, a preto zapojenie určitej svalovej skupiny z tohoto systému vyvolá zmenu držania v celom tele. Naopak, oslabenie niektorých svalov z tohoto systému vyvolá zmenu v postavení kĺbu (do decentrácie), čím vzniká reflexný útlm v celom systéme. Tak začne prevládať ontogeneticky starší systém (Kolář, 2001). Táto dysbalancia sa následne premieta do postúry a do každého pohybu, to znamená aj do dychového stereotypu. Pri fyziologickom dýchaní sa rozširuje spodná časť hrudníka a pohyb sternu sa uskutočňuje v predozadnom smere. Optimálne by mala byť aktivovaná bránica a interkostálne svaly. Pri poruche dychového stereotypu dochádza k zapojeniu pomocných dýchacích svalov, ktoré následne, kvôli stabilizácii svojich úponov, vyžadujú zapojenie ďalších svalov. Takto sa do dýchania zapojí celá skupina svalov, ktoré sú fyziologicky nepotrebné k dýchaniu, a vytvoria funkčnú jednotku.



Chronické zapájanie týchto svalov vedie k preťaženiu mäkkých tkanív a kĺbových štruktúr (Kolář et al., 2009a).

Pri poruche dýchacieho systému vznikajú často odchylky, a to hlavne v oblasti ramenných pletencov, hrudníku a panvy. Vznikajúce deformity môžu predstavovať substitučné mechanizmy dýchania. Ak ich u daného pacienta nekorigujeme, pacient môže stratiť pojem o fyziologickom pohybe. Stret týchto dvoch funkcií–dýchania a priestorového pohybu tela, môže vyvolať zmeny vo funkcii svalov, ktoré sa zároveň podieľajú na oboch funkciách. Pôvodne posturálne lokomočné svaly sa tak stávajú výhradne dychovými, pretože pri patologickom stave je uprednostňované zachovanie vitálnych funkcií, teda v tomto prípade dýchania. Dochádza k zmene postúry a zmene kvality pohybu. Globálne motorické fyziologické pohyby sa ochranné menia na dychové a v neskoršej fáze ochorenia už nie sú vôbec schopné posturálneho chovania. Všetka energia je vkladaná do dýchania. Vznikajú deformity na kostiach a svaloch (dochádza k ich prestavbe) a kĺby sa stávajú afunkčnými (Smolíková, Máček, 2006).

Pri vznikuologickej situácie v organizme dochádza k tvorbe nociceptívnych informácií, ktoré ďalej spúšťajú obranné reakcie s cieľom predchádzania alebo zníženia poškodenia organizmu. Týmto spôsobom reaguje motorický systém ovplyvnením výstupnej motorickej informácie, vzniká šetriaci program. Dochádza k zmenám svalovej funkcie v zmysle hypertonu a hypotonu svalovej skupiny, svalu, či len časti svalu (Kolář et al., 2009a). Vzniká svalová dysbalancia, ktorá môže sekundárne vplývať aj na respiračné svaly. Dvořák (2005a) uvádza nocicepciu v príklade reťazenia funkčných porúch vo funkčných reťazcoch. To znamená, že prekážka v uskutočnení určitej stratégie dosiahnutia cieľa je obídená výberom inej stratégie s rovnakým cieľom. Nová stratégia je náhradná–neoptimálna, takže s veľkou pravdepodobnosťou v nejakom článku zlyhá, a následne bude ďalej nahradená inou stratégiou. Takto sa šíri funkčná patológia. Ak je s danou stratégiou dosiahnutia cieľa spojená nocicepcia, napríklad preťažením, začne predstavovať prekážku. Následne vyberie CNS inú stratégiu k dosiahnutiu daného cieľa.

V neposlednom rade vplýva významne na posturálne chovanie aj psychické ladenie človeka. Prostredníctvom limbického systému dochádza pri emočne zaťažujúcich situáciách k zmene svalového tonu, a tým aj k zmene motorického prejavu (Kolář et al., 2009a).

### 2.1.6 Dychová práca a mŕtvy priestor

Prácu dýchacích svalov by sme mohli definovať ako prácu k prekonaniu statických a dynamických odporov respiračného systému. Prejavom práce dýchacích svalov v inšpirii je elastická (statická) práca a dynamická práca. Elastická práca je charakterizovaná ako práca k prekonaniu retrakčnej sily pľúc, a je tým menšia, čím je poddajnosť pľúc väčšia. Dynamická práca je nutná k prekonaniu odporu pľúcneho tkaniva a k prekonaniu prúdového odporu. Práca pri prekonávaní odporu dýchacích ciest a prúdenia vzduchu je tým menšia, čím menší je odpor dýchacích ciest a stúpa so zväčšovaním rýchlosti prúdu vzduchu (Slavíková, 1997). Meranie dychovej práce je užitočným prístupom k vypočítaniu celkového výdaja energie vytvorenej dýchacími svalmi. Dychová práca má rovnaký rozmer ako je súčin zmeny objemu a tlaku ( $\text{g/cm}^2 \cdot \text{cm}^3 = \text{g} \cdot \text{cm}$ ). Celková dychová práca pri kľudnom dýchaní predstavuje hodnotu približne 0,3 až 0,8 kg.m/min (Ganong, 2005). Energetická náročnosť pri kľudovom dýchaní činí približne 3-5% celkovej energetickej spotreby organizmu. Pri intenzívnej záťaži však môže stúpnuť až 50-násobne, a to hlavne u osôb s obmedzenou poddajnosťou pľúc alebo zvýšeným odporom dýchacích ciest, čo môže v konečnom dôsledku limitovať intenzitu svalovej práce neschopnosťou organizmu zaistiť dostatok energie pre vlastnú respiráciu (Slavíková, 1997).

Zvýšenie dychovej práce je typické pri chorobách ako je emfyzém, astma, či srdcové zlyhanie, pričom v niektorých prípadoch môže dôjsť až k únave dýchacích svalov a k ich zlyhaniu (Ganong, 2005). Mechanické charakteristiky a nedostatky vo výmene plynov v pľúcach prispievajú u pacientov s chronickou obštrukčnou pľúcnou nemocou (CHOPN) k zvýšenej ventilačnej práci v kľude aj v záťaži a energetická „cost of ventilation“ (cena za akú pacient dýcha) je v takomto prípade zvýšená na akejkoľvek úrovni externej práce. K zvyšovaniu dychovej práce prispievajú inšpiračný a expiračný odpor a vnútorný pozitívny pretlak na konci výdychu. Avšak pravdepodobne najdôležitejším faktorom prispievajúcim k zvyšovaniu ventilačnej práce je insuficiencia výmeny plynov. Dynamická hyperinflácia, prítomná u pacientov s CHOPN, môže predstavovať prekážku vo funkcii inšpiračných svalov a, na druhej strane, môže byť základnou adaptáciou na ťažkú obštrukciu dýchacích ciest. Restriktia hrudníka neumožňuje dosiahnuť a udržať abnormálne veľké pľúcne objemy u pacientov s CHOPN, čím môže limitovať ich dýchaciu funkciu (Loring et al., 2009).

Respiračný systém zdravých jedincov má pozoruhodnú kapacitu na zvládnutie metabolických požiadavkov počas vysokej záťaže. Napríklad k udržaniu alveolárnej ventilácie dokáže zvýšiť minútovú ventiláciu až 20-násobne. Toto zvýšenie následne zvyšuje aj dychovú prácu, čo môže vyústiť do niekoľkých obmedzení dýchacieho systému. Príkladom je limitácia expiračného prietoku, ktorá vedie k neschopnosti ďalej zvyšovať alveolárnu ventiláciu, čím dochádza k poruche výmeny dýchacích plynov a zníženiu vytrvalostného výkonu. Ďalším obmedzením dýchacieho systému pri zvýšenej dychovej práci je záťažou indukovaná únava bránice. Príčinou je pravdepodobne zvýšenie vazokonstrikčnej aktivity sympatiku a následne je znížené prekrvenie končatinových svalov počas dlhotrvajúcej záťaže. Pri tomto jave dochádza k súťaženiu o krvné zásobenie behom záťaže medzi dýchacími a končatinovými svalmi (Guenette, Sheel, 2007).

Ďalším dôležitým fyziologickým parametrom je mŕtvy priestor v dýchacích cestách. Výmena dýchacích plynov prebieha až v konečných partiách dýchacích ciest. Vzduch, ktorý zostáva centrálnejšie, a nedochádza k jeho výmene, sa nachádza v tzv. anatomickom mŕtvom priestore. Anatomický mŕtvy priestor má vplyv na množstvo nadychovaného vzduchu k udržaniu danej alveolárnej ventilácie. V prípade dospelého muža to znamená, že z nadychnutého vzduchu o objeme 500 ml, len prvých 350 ml dôjde k alveolom. Pri výdychu najprv opustí dýchacie cesty 150 ml vzduchu z mŕtveho priestoru a až potom 350 ml z alveolov. To znamená, že plytké dýchanie ventiluje hlavne mŕtvy priestor a znižuje alveolárnu ventiláciu v porovnaní s pomalým a hlbokým dýchaním pri rovnakej minútovej ventilácii. Existuje však aj celkový (fyziologický) mŕtvy priestor–vzduch, ktorý sa nezúčastňuje na výmene plynov. Predstavuje ho anatomický mŕtvy priestor a neúčinná ventilácia, spôsobená napríklad poruchami ventilácie a perfúzie (Ganong, 2005).

## **2.2 Inspiračné trenažéry**

V zahraničnej literatúre predstavuje pojem „incentive spirometry“ (IS) dýchanie pomocou inspiračného trenažera. Keďže spirometria v našom jazyku zobrazuje spirometrické vyšetrenie, budeme v tejto práci IS radšej chápať ako dýchanie pomocou inspiračného trenažera.

IS je tiež nazývané ako „sustained maximal inspiration“ (SMI)–nepretržitý maximálny nádych do maximálnej pľúcnej kapacity za čo najdlhšiu možnú dobu trvania nádychu. IS vo svojej podstate napodobňuje prirodzený povzdych alebo zívanie tým, že

jedinec je vyzvaný k dlhým, pomalým a hlbokým nádychom. Toto je umožnené použitím inspiračného trenažera, ktorý dáva pacientovi vizuálnu alebo inú pozitívnu spätnú väzbu počas jeho nádychu v predurčenom prietoku alebo objeme. Cieľom tejto metódy je zvýšiť transpulmonárny tlakový gradient (rozdiel medzi alveolárnym a pleurálnym tlakom na konci inspiria) a inspiračné objemy, zlepšiť prácu nádykových svalov a znovu obnoviť alebo simulovať normálny vzor pľúcnej hyperinflácie. Pri opakovanom a pravidelnom používaní inspiračného trenažera sa očakáva udržanie priechodnosti dýchacích ciest a prevencia pľúcnej atelektázy (American Association for Respiratory Care (AARC) Clinical Practice Guidelines, 1991) .

### **2.2.1 Druhy inspiračných trenažerov**

V praxi sa na nácvik plynulosti nádychu, zlepšenie spirometrických parametrov a sily nádykových svalov používajú rôzne inspiračné trenažery (Príloha 5), ktoré môžeme rozdeliť do troch základných skupín: flow-oriented (zamerané na prietok), volume-oriented (zamerané na objem) a inspiratory muscle trainers (trenažery na posilňovanie inspiračných svalov).

#### **Flow-oriented inspiračné trenažery**

Tento druh inspiračných trenažerov umožňuje pracovať hlavne s veľkosťou prietoku vdychovaného vzduchu. Medzi najčastejšie používané flow-oriented trenažery patria zariadenia Mediflo a Triflo II. Na jednotlivých typoch sa množstvo prietoku nastavuje individuálne v rôznom rozmedzí. Napríklad na zariadení Mediflo je to hodnota 200 ml/s až 1200 ml/s. V dráhe vdychovaného vzduchu sa nachádza guľička, ktorá je prúdiacim vzduchom nadľahčovaná a pacient sa ju snaží udržať zdvihnutú. Táto guľička slúži pacientovi ako vizuálna spätná väzba (Weindler, Kiefer, 2001). Na trenažeri typu Triflo II sú v dráhe nádychu tri stĺpce a v každom je guľička. Pri zvyšovaní prietoku sa postupne nadľahčujú všetky tri guľičky. Niektorí autori však v prípade Triflo II poukazujú na jeho nevýhody. Tomich et. al (2007) pri použití tohto trenažera s prietokom 900 ml/s zaznamenal signifikantné zvýšenie aktivity SCM, ale v prípade použitia volume-oriented trenažera sa jeho aktivita nezmenila v porovnaní s kľudovým dýchaním. Weindler a Kiefer (2001) popisujú vyššiu aditívnu dychovú prácu pri použití flow-oriented trenažerov v porovnaní s volume-oriented trenažermi. Parreira et al. (2005) poukázal na väčší pohyb brušného segmentu pri použití volume-oriented trenažerov v porovnaní s flow-oriented trenažermi.

Cliniflo je ďalším produktom tohoto druhu trenažérov, na ktorom je možné jednoducho nastaviť veľkosť prietoku za sekundu. Vďaka možnosti nastavenia nízkeho prietoku o hodnote 100 ml/s je tento trenažér vhodný v geriatrickej a pediatrickej rehabilitácii alebo pre oslabených pooperačných pacientov (Association of chartered physiotherapists in respiratory care, 2010).

### **Volume-oriented inspiračné trenažéry**

Tento druh inspiračných trenažérov je zameraný hlavne na vdychovaný objem. V porovnaní s flow-oriented trenažermi majú volume-oriented zariadenia o stĺpec s ukazovateľom vdychovaného objemu navyše. Vďaka nemu môže pacient vizuálne kontrolovať inspirovaný objem a pomocou šípky si nastaviť cieľový objem pri jednom nádychu. Úlohou pacienta je taktiež kontrolovať plynulosť nádychu (prietok) tým, že pri nádychu udrží predmet, ktorý sa nachádza v dráhe nádychu, v predurčenom pásme vyznačenom na trenažéri. Medzi najznámejšie volume-oriented trenažéry na trhu patria zariadenia typu Coach (použitý v tomto experimente) a Voldyne (Tomich et al., 2007; Weindler, Kiefer, 2001).

Z hygienického aspektu majú väčšiu výhodu volume-oriented trenažéry v porovnaní s flow-oriented. Je to dané tým, že volume-oriented trenažéry majú chlopňový mechanizmus medzi telom a trubičkou trenažéra, čo bráni spätnému výdychu, vstupu slín a mikrobiálnej kontaminácie do prístroja. Preto je volume-oriented trenažér po hygienickej stránke vhodnejší ako flow-oriented trenažér. Pri druhom type trenažéra vniká vzduch pri výdychu do vnútra trubičky a do prístroja, kde navyše kondenzuje vodná para z výdychu, a tým vznikajú ideálne podmienky pre rast mikroorganizmov v tejto „vlhkej komore“ (Mueller, 1994).

### **Inspiratory muscle trainers**

Najbežnejším zástupcom tejto skupiny je Threshold trenažér. Threshold trenažéry kontrolujú intenzitu inspiračného tlaku. Skladá sa z náustku a kalibrovanej chlopne na pružine. Pacient musí vygenerovať daný inspiračný tlak, aby sa chlopňa otvorila a vzduch prúdil dovnútra. Chlopňa je kalibrovaná a môže byť uspôsobená danému percentu maximálneho inspiračného tlaku (P<sub>Imax</sub>). Mnohé štúdie (McConnel et al., 2004; Enright et al., 2006; Laoutaris et al., 2008; Suzuki et al., 1993) však poukázali na fakt, že tieto trenažéry našli uplatnenie a pozitívne ovplyvnili napr. P<sub>Imax</sub>, či hrúbku bránice pri kontrakcii. Pri tréningu s týmito trenažermi je pacientovi najprv nameraný P<sub>Imax</sub>, a potom sa pracuje s odporom pri nádychu, ktorý predstavuje určité percento

z P<sub>I</sub>max. Nevýhodou tohoto trenažéru môže byť neprimerané nastavenie intenzity odporu zvyšujúcej statický odpor, čo môže viesť k nadmernému zvyšovaniu aktivity pomocných nádechových svalov (Orozco-Levi et al., 1995).

Na trhu existuje v dnešnej dobe mnoho druhov trenažérov. Avšak cieľom tejto kapitoly bolo podať stručný a základný prehľad hlavných skupín bežne používaných inspiračných trenažérov.

### **2.2.2 Účinok inspiračného trenažéra na dychovú prácu**

Výsledný efekt použitia inspiračného trenažéru na mechaniku dýchania a aktivitu dýchacích svalov môže byť vo výsledku otázný. Hlavným mechanizmom, ktorým môže IS pôsobiť na dychovú prácu a aktivitu inspiračných svalov, je ovplyvnenie dynamických a statických odporov pri dýchaní. Pomalý a hlboký nádych mení turbulentné prúdenie vzduchu na laminárne, ktoré v konečnom dôsledku znižuje dynamický odpor. Nielen zmena typu prúdenia, ale aj jeho rýchlosť určuje dynamický odpor. Pri znížení rýchlosti, čo sa deje v prípade IS, sa odpor znižuje. Ďalším faktorom vplyvujúcim na dynamický odpor je zväčšenie priemeru dýchacích ciest. V tomto prípade pootverenie úst a dýchanie trubičkou miesto dýchania nosom, vedie pravdepodobne taktiež k zníženiu dynamického odporu, ktorý sa v bronchoch a bronchioloch mení so štvrtou mocninou ich polomeru (Slavíková, 1997). Popri účinku IS na dynamické odpory, môže prehĺbovanie nádychu zvyšovať dychovú prácu prekonávaním väčších statických odporov kladených elasticitou pľúc a samotným hrudníkom. Navyše, pri použití určitých druhov trenažérov, napríklad Threshold, môže viesť prekonanie iniciálneho odporu (zvýšený statický odpor) k zvýšeniu dychovej práce.

Ďalším mechanizmom inspiračného trenažéra, ktorým pravdepodobne pôsobí na dychovú prácu, je zvýšený mŕtvy priestor. Použitie nadstavbovej trubičky na trenažéri zväčšuje anatomický mŕtvy priestor. Zvýšením mŕtveho priestoru je potrebné inspirovať väčší objem vzduchu na to, aby sa pri jednom nádychu dostal rovnaký objem vzduchu až k alveolom. V takom prípade môže zvýšený mŕtvy priestor viac aktivovať inspiračné svaly k nádychu väčšieho objemu vzduchu, čo môže vo výsledku znovu zvyšovať dychovú prácu. Wood et al. (2008, 2009) popisujú efekt pridania externého mŕtveho priestoru na aktivitu inspiračných svalov pomocou mechanizmu takzvanej krátkodobej modulácie (short-term modulation–STM). STM je daná tým, že centrálny neurálny mechanizmus prepojí záťažovú ventilačnú odpoveď do kľudového ventilačného režimu bez potreby zmeny chemoreceptorovej spätnej väzby z kľudu do záťaže. Autori tvrdia,

že STM je indukovaná v situácii, keď je kľudový ventilačný „drive“ zvýšený externým mŕtvym priestorom. Toto môže byť ďalší spôsob akým IS vplýva na zvýšenie aktivity inspiračných svalov.

### **2.2.3 Indikácie a kontraindikácie používania**

Medzi hlavné indikácie použitia IS podľa AARC Clinical Practice Guidelines (1991) patrí prítomnosť podmienok vedúcich k rozvoju pľúcnej atelektázy, prítomnosť pľúcnej atelektázy, hrudná operácia a operácia hornej časti brušnej dutiny, operácia u pacientov s CHOPN alebo prítomnosť restriktívnej pľúcnej poruchy doprevádzaná kvadruplégiou a/alebo dysfunkčnou bránicou. Medzi najčastejšie komplikácie hrudných, brušných, či kardiálnych operácií vo vzťahu k dýchacím svalom patria: efekt na neurálnu kontrolu dýchacích svalov napríklad po phrenicotomii, efekt na integritu respiračných svalov po chirurgickej incízii, reflexné mechanizmy (inhibícia n. phrenicus), zmeny vo funkčnej reziduálnej kapacite, zmeny v thorako-abdominálnej mechanike spôsobené napríklad zmenou poddajnosti hrudného koša, anestézia a pooperačná bolesť, špecifické chirurgické procedúry ako napríklad zachladenie pri operácii srdca, či operácia na orgánoch ovplyvňujúcich funkciu respiračných svalov. IS sa však často využíva aj v príprave respiračných svalov v predoperačnom období (Siafakas et al., 1999).

Dôvodom indikovania IS hlavne v pooperačnom období je jeho pozitívny efekt na zlepšenie spirometrických parametrov, ktoré bývajú po hrudných a brušných operáciách zhoršené. Použitie IS vedie v tomto období hlavne k zvýšeniu vitálnej kapacity (VC), inspiračného rezervného objemu (IRV) a FEV1 (Bastin et al., 1997; Gale, Sanders, 1977; Weiner et al., 1997). Ďalším pozitívnym efektom IS je jeho vplyv na zvýšenie P<sub>I</sub>max, zvýšenie kontraktility bránice a hypertrofiu bránice (Enright et al., 2006; Laoutaris et al., 2008; McConnel et al., 2004; Suzuki et al., 1993). Pozitívny vplyv IS je možné sledovať aj na znížení slabosti a unaviteľnosti respiračných svalov. Z tohoto dôvodu dochádza k zníženiu dušnosti pacientov a k zvýšeniu klaudikačného intervalu (Dekhuijzen et al., 1991; Ribeiro et al., 2008; Weiner et al., 2003). Znížením unaviteľnosti dýchacích svalov pôsobí IS na ich metaboreflex, čím následne zlepšuje prekrvenie lokomočných svalov, znižuje ich únavu, a tým zvyšuje klaudikačný interval (Romer, Polkey, 2008). Ďalším dôvodom zvýšenia klaudikačného intervalu pomocou tréningu inspiračných svalov je zmiernenie vzostupu sympatikom mediovanej tepovej

frekvencie a stredného arteriálneho tlaku, ktorý sa bežne vyskytuje pri únavnej práci nádechových svalov (Witt et al., 2007).

Medzi hlavné kontraindikácie AARC Clinical Practice Guidelines (1991) radí použitie u pacientov, ktorí nemôžu byť vedení alebo nie je možné im vysvetliť správne používanie trenažéra. Ďalšou kontraindikáciou je použitie u nespolupracujúcich pacientov alebo pacientov neschopných pochopiť a predviesť správne použitie trenažéra, či použitie u pacientov neschopných efektívneho hlbokého nadýchu. Neprimeraná intenzita či nesprávne používanie IS môže taktiež u niektorých pacientov navodiť alebo prehĺbiť zdravotné komplikácie. Použitie IS môže byť dokonca spojené s výskytom pneumonie, bronchitídy či atelektázy ako komplikácií vzniknutých počas liečby (Dohi, Gold, 1978).

## **2.3 Elektromyografia**

„Elektromyografia môže byť definovaná ako skúmanie vnútornej elektrickej aktivity svalu“ (Echternach, 2003, s.2). „Ide o záznam elektrických potenciálov z priečne pruhovaných svalov“ (Trojan et al, 2005, s. 83). V rámci elektromyografie (EMG) sa vo výskume najčastejšie používa ihlová a povrchová EMG. Ihlová EMG umožňuje ľahšie hodnotenie motorickej jednotky. Ihlová EMG jedného svalového vlákna (SFEMG) registruje elektrickú aktivitu generovanú jedným svalovým vláknom, takže umožňuje skúmanie vzájomnej interakcie jednotlivých svalových vlákien danej motorickej jednotky (Deuschl; Eisen, 1999). „Povrchová elektromyografia umožňuje pomocou povrchových elektród (monopolárnych, bipolárnych, multielektród) registrovať elektrické prejavy činnosti svalového aparátu“ (Rodová, et al., 2001, s.173). Povrchová EMG (PEMG) je určená hlavne na detekovanie hrubého elektrického signálu skupiny svalových vlákien depolarizovaných svalov (Bishop, Pathare, 2004).

### **2.3.1 Neurofyziologické základy k EMG**

Na pochopenie EMG signálu a jeho merania a správnej interpretácie je dôležité oboznámiť sa a pochopiť základné neurofyziologické princípy fungovania svalového vlákna, motorickej jednotky a akčného potenciálu.

#### **Svalové vlákno**

Stavebnými jednotkami jednotlivých priečne pruhovaných svalov sú svalové vlákna, ktoré sa pri stimulácii motoneuronom kontrahujú. Elektrické deje, a spolu s tým



spojené presuny iontov vo svaloch, sú veľmi podobné dejom na nervoch. Kľudový membránový potenciál svalu je približne -90 mV a nervu -70 mV. Dĺžka akčného potenciálu je 2 až 4 ms a rýchlosť jeho vedenia po svalovom vlákne 5 m/s. Pri depolarizácii vstupujú  $\text{Na}^+$  ionty do bunky a repolarizácia je spôsobená výstupom  $\text{K}^+$  z buniek. Svalový zášklb začína asi 2 ms po depolarizácii a jeho dĺžka trvania závisí od typu svalových vlákien. V prípade rýchlych vlákien trvá zášklb 7,5 ms a v prípade pomalých až 100 ms. Sval, podobne ako nerv, reaguje na opakované dráždenie ďalšou odpoveďou kontraktálnych elementov, a tak postupne vzniká tetanický sťah-úplný tetanus (Ganong, 2005).

### **Akčný potenciál**

Akčný potenciál (AP) je elektrickou odpoveďou neurónov a je hlavným jazykom nervového systému. Podstata jeho vzniku je daná zmenou vodivosti bunečnej membrány pre ionty. Ak súčet postsynaptických potenciálov v danom okamžiku prekročí prahovú hodnotu, vznikne v oblasti iniciálneho segmentu AP. Ten je ďalej vedený axónom do jeho zakončenia. Vedenie podnetu je aktívny a spontánne sa šíriaci proces o konštantnej amplitude a rýchlosti. Vyvolanie akčného potenciálu sa riadi zákonom „všetko alebo nič“. To znamená, že akonáhle je dosiahnutá prahová intenzita, vznikne úplny AP. Ďalšie pridávanie intenzity už nevyvolá AP a ani ho nezmení. AP bude mať konštantnú amplitúdu a tvar. V prípade, že je intenzita podprahová, AP nevznikne (Ganong, 2005). Šírenie AP je umožnené axónom nervovej bunky, respektíve metabolickými a biofyzikálnymi mechanizmami v mikroštruktúre axónu. Energia spotrebovaná na šírenie je zaistená vlastným axónom a ďalšie šírenie AP je nezávislé na neuróne. Určitú dobu po prechode vzruchu nastáva na axóne buď absolútna alebo relatívna refraktérna fáza. Rýchlosť šírenia impulzu závisí od myelínového obalu axónu. U myelinizovaných axónov sa to nazýva saltatorné vedenie a šíri sa Ranvierovými zárezmi. Rýchlosť je v tomto prípade až stonásobne vyššia (je priamo úmerná dĺžke internodia a hrúbke myelínového obalu) a úspora energie vysoká (Keller, 1999).

### **Motorická jednotka**

Motorická jednotka je najmenšia časť svalu, ktorá sa zmrští po podráždení jediného motorického neurónu a tvorí ju motoneurón, jeho axón a svalové vlákna ním inervované. Pri minimálnej voľnej aktivite sa dráždi len málo motorických jednotiek. Každé jednotlivé pálenie motoneurónu vyprovokuje zášklb príslušných svalových

vlákien. Ak sa tieto zášklby objavia dostatočne krátko po sebe, sčítajú sa a vytvoria už spomínaný tetanický sťah (DeLuca, 2008). V prípade, že volné úsilie stúpa, do aktivity sa postupne zapája viac motorických jednotiek – nábor motorických jednotiek (recruitment). Motorické jednotky sú postupne uvádzané do činnosti asynchronicky, čo spôsobuje, že kontrakcie jednotlivých svalových vlákien splývajú do hladkého sťahu celého svalu (Ganong, 2005).

Prenos akčného potenciálu z nervu na sval prebieha podobne ako na ostatných synapsiách v organizme. Podnet na zakončení motoneurónu zvýši priestupnosť pre vápnikové kationty. Tie sú príčinou zvýšenej exocytózy vakuol s acetylcholínom (mediátor prenosu), ktorý obsadí nikotínové receptory na postsynaptickej membráne nervosvalovej platničky, a to následne zvýši vstup  $\text{Na}^+$  do bunky a vyvolá depolarizačný potenciál, pričom príľahlá svalová membrána je depolarizovaná na spúšťiacu úroveň – svalový AP. Okolo nervosvalovej platničky vznikajú akčné potenciály, ktoré sa šíria pozdĺž svalového vlákna oboma smermi rýchlosťou 5 m/s. Impulz prechádza aj na membránu T-tubulov a dostáva sa dovnútra svalového vlákna až k centrálnym myofibrilám. AP svalu tak zahajuje svalovú kontrakciu (Ganong, 2005; Keller, 1999).

Pri zapájaní motorických jednotiek je možné vidieť priestorovú a časovú sumáciu. Výsledná svalová sila závisí od počtu zapojených motorických jednotiek a na frekvencii ich impulznej aktivity. Svalová sila rastie s postupným asynchrónnym zapojením ďalších motorických jednotiek. Tento jav sa nazýva priestorová sumácia, alebo už vyššie spomenutý recruitment. Prechodné zvýšenie svalovej sily pomocou vyššej frekvencie výbojov motoneurónov je známa pod pojmom časová sumácia. Fyziologicky sa objavuje priestorová a časová sumácia súčasne. Pri patologickom znížení motoneurónov prevažuje časová sumácia. Synchronne zapájanie motorických jednotiek sa často prejavuje ako tremor (Keller, 1999).

### **2.3.2 Využitie EMG**

Základná EMG sa zaoberá akčnými potenciálmi jednej motorickej jednotky. Rôzne prístupy k získavaniu dát, grafických výsledkov a softvéru na úpravu EMG signálu závisia od typu užívateľa (anatóm, ergonomik, fyziológ inžinier, fyzioterapeut, neurológ), z čoho vyplýva využitie EMG v rôznych oboroch ako neurológia, neurofyziológia, neurochirurgia, bioinžinierstvo, funkčná elektrostimulácia, ortopédia, zoológia, ergonómia, biomechanika a medicína v zamestnaní, rehabilitácia, či športová medicína (Clarys, 2000). Kineziologická EMG skúma a analyzuje svalovú funkciu

a koordináciu v rôznych selektívnych a komplexných pohyboch, postúrach, pri športe, v zamestnaní a v rehabilitácii. Ďalej vyhodnocuje funkčnú anatomickú aktivitu svalu (overuje klasické anatomické funkcie), špecificitu a efektivitu tréningových metód; a jej súčasťou sú aj koordinačné a synchronizačné štúdie (kinematické reťazce). EMG dáta sa v analýze často kombinujú s kineziologickými, antropometrickými, psychosociálnymi a epidemiologickými dátami (Clarys, 2000; Merletti, Parker, 2004). PEMG je klinicky využívaná nielen pri pomocnej diagnostike pacientov s neuromuskulárnym onemocnením, ale aj pri rozlíšení rôznych typov tremoru. Tiež sa využíva pri sledovaní funkcie svalu v čase, napríklad konkrétnych synergií za rôznych okolností, alebo sledovanie časovania v súvislosti s nástupom sily. Ďalšou možnosťou využitia PEMG je sledovanie veľkosti aktivácie ako aj únavy svalov. Ihlová EMG sa používa k diferencálnej diagnostike neurogénnych a myogénnych porúch (Merletti, Parker, 2004; Rodová et al., 2001).

### **2.3.3 Kvalita EMG signálu**

PEMG sa meria pomocou povrchových elektród umiestnených na koži nad vyšetrovaným svalom. Koža a podkožie sa tak stávajú zdrojom odporu a impedancie pri meraní AP (Bishop, Pathare, 2004). Kvalitu a spoľahlivosť EMG signálu určuje užitočnosť extrahovaných informácií z EMG signálu. Nekvalitné dáta sa prejavajú v poškodených výsledkoch a mylnej interpretácii.

Existuje mnoho faktorov ovplyvňujúcich kvalitu EMG signálu. Nielen samotná existencia takýchto faktorov, ale aj ich interakcia môžu ovplyvniť signál. Medzi vonkajšie faktory patrí charakteristika senzoru, spôsob jeho umiestnenia a vzťah pokožka-senzor. Tieto faktory musia byť kontrolované ako výrobcom, tak aj užívateľom senzoru, pretože miesto a spôsob priloženia elektród významne pôsobí na kvalitu signálu. Umiestnenie elektród bude popísané nižšie. Do skupiny vnútorných faktorov patria anatomické, fyziologické a elektrické vlastnosti, na ktoré užívateľ nemá vplyv, ako napríklad „cross-talk“ svalu s ďalšími svalmi, synchronizácia pálenia motorických jednotiek, podkožné tkanivo, priemer svalového vlákna alebo interakcie medzi svalovými vláknami (DeLuca, 2008). Pri detekovaní a nahrávaní EMG signálu je treba dávať pozor na dva hlavné vplyvy na spoľahlivosť signálu. Ruchový pomer (noise ratio), t.j. pomer energie EMG signálu k energii ruchového signálu, je prvým z nich. Inak povedané, ruch predstavuje elektrické signály, ktoré nie sú časťou požadovaného EMG signálu. Ďalším vplyvom je distorzia signálu (DeLuca, 2002). To znamená, že na

udržanie individuality PEMG signálu musí detekovaný EMG signál obsahovať čo najmenšie množstvo kontaminácie z vedľajších svalov (DeLuca, 2008).

DeLuca (2002) zhŕňa charakteristiku elektrického ruchu a jeho potenciálnych zdrojov. Prvým z nich je inherentný ruch v elektrických komponentoch detekčného a nahrávacieho zaradenia. Ďalším je ruch pochádzajúci zo zdrojov elektromagnetického žiarenia–rádio, žiarovky, mikrovlnná rúra. Pohybové artefakty, jednak v kontakte pokožka–elektroda a pohyb káblov spájajúcich elektródu a zosilňovač, predstavujú ďalší potenciálny zdroj ruchu. Posledným diskutovaným zdrojom je inherentná instabilita signálu spôsobená nestabilitou frekvenčných komponentov v rozsahu 0-20 Hz, ktorá je ovplyvnená prirodzeným náhodným pálením motorických jednotiek v tomto pásme.

Existuje niekoľko spôsobov, ktorými je možné minimalizovať rušivé elementy pôsobiace na signál, a tým zvýšiť jeho kvalitu. Príprava pokožky, umiestnenie elektród, či spracovanie EMG signálu predstavujú niektoré z nich. Očistenie a abrázia pokožky pomáha znížiť jej impedanciu, a tak zlepšiť prostredie medzi elektródou a pokožkou (Bishop, Pathare, 2004). Veľkosť a umiestnenie elektród tiež zohráva veľkú úlohu. DeLuca (2008) práve tento faktor hodnotí ako jedno z najdôležitejších opatrení, ktoré vedie k zlepšeniu kvality signálu, pričom tvrdí, že správne umiestnenie elektród zvýši intenzitu a kvalitu signálu, zvýši ruchový pomer, a zredukuje „cross-talk“ s ostatnými svalmi. DeLuca (2008) tiež odporúča umiestnenie senzoru na stred svalu, pretože amplitúda akčného potenciálu svalových vlákien je proporcionálna s priemerom vlákna. Svalové vlákna v strede svalu majú väčší priemer v porovnaní s tými pri úponovej šľache. Signály z oblasti inervačnej zóny majú takisto nižšiu amplitúdu. Inými slovami povedané, senzor by nemal byť umiestnený v oblasti úponovej šľachy alebo inervačnej zóny, ktorá má tiež nižšiu amplitúdu.

Je potrebné vziať do úvahy aj fakt, že EMG signál neukazuje elektrickú aktivitu celého svalu. Zvýšenia a zníženia v amplitúde signálu nie vždy reflektujú zmeny svalovej aktivácie. Je to aj preto, že na signál vplývajú aj biomechanické faktory a rýchlosť pohybu napríklad pri rôznych typoch cvičenia. Ďalšou mylnou interpretáciou je fakt, že amplitúda signálu odráža neurálny výstup z CNS. Amplitúda EMG signálu podhodnocuje aktivačný signál vyslaný z CNS, a preto je nesprávne považovať vyššie hodnoty amplitúdy EMG signálu na povrchu pokožky za zvýšenú aktivitu z CNS (Beck, 2005).

## **3 CIELE A HYPOTÉZY**

### **3.1 Cieľ práce**

Cieľom práce bolo zistiť, či modulácia nádychu pomocou inspiračného trénažera alebo zlabilnenie posturálnej situácie, ktoré smeruje k zvýšeniu posturálnej kontroly, vedie k zmene aktivity dýchacích svalov.

V konečnom dôsledku bolo cieľom vybrať najvhodnejšiu polohu z nami určených polôh na nácvik dýchania pomocou inspiračného trénažera so zámerom lepšej aktivácie spodnej časti brušnej dutiny a zníženia svalovej aktivity pomocných nádychových svalov. Túto polohu by sme určili ako vhodnú na zefektívnenie nácviku dychovo-posturálnej funkcie respiračných svalov pomocou inspiračného trénažera.

Ďalším cieľom práce bolo zhrnúť poznatky o kineziológii dýchania, príčinách porúch dychového stereotypu, inspiračných trénažeroch a povrchovej elektromyografii.

### **3.2 Hypotézy**

Hypotéza č.1: Použitím inspiračného trénažera pri dýchaní v štyroch stanovených posturálnych polohách dôjde k zníženiu EMG aktivity pomocných nádychových svalov (m. sternocleidomastoideus, m. pectoralis major, m. trapezius pars descendens).

Hypotéza č.2: Použitím inspiračného trénažera pri dýchaní v štyroch stanovených posturálnych polohách dôjde k zvýšeniu EMG aktivity m. obliquus abdominis internus.

Hypotéza č.3: Posturálne zaťaženie (zlabilnenie polohy) v určených polohách nezvýši EMG aktivitu pomocných nádychových svalov (m. sternocleidomastoideus, m. pectoralis major, m. trapezius pars descendens).

Hypotéza č.4: Posturálne zaťaženie (zlabilnenie polohy) v určených polohách zvýši aktivitu m. obliquus abdominis internus.

## **4 METODIKA**

### **4.1 Charakteristika výskumného súboru**

Vzorka pozostávala z dvanástich zdravých dobrovoľníkov–univerzitných študentov, pričom súbor tvorilo 7 žien a 5 mužov. Kritéria na zaradenie do tohoto experimentu boli: neprítomnosť respiračných a interných chorôb, gravidity, vertebrogénneho algického syndrómu (VAS), fajčenia v anamnéze a neznalosť techník IS. Kritéria na vyradenie z experimentu boli nedostatočná kapacita a neschopnosť pochopiť alebo uskutočniť vyšetrenie. Žiadny z probandov v dobe merania nešportoval profesionálne a pohybový aparát skúmaných jedincov bol bez výraznejších patologických zmien.

Charakteristika skupiny (Príloha 1):

- priemerný vek: 24 rokov, smerodajná odchýlka (SD) 2,56 roka; vekové rozpätie 20-28 rokov
- priemerná telesná výška: 172 cm, SD 10 cm; rozmedzie telesnej výšky 158-184 cm
- priemerná telesná hmotnosť: 67 kg; SD 12,73 kg; rozmedzie telesnej hmotnosti 50-90 kg
- Priemerný body mass index (BMI): 22,4 a SD 2,27; rozmedzie BMI 19,2 – 26,6
- Priemerný body surface area index (BSA): 1,78 m<sup>2</sup> a SD 0,27; rozmedzie BSA 1,49 – 2,14 m<sup>2</sup>

### **4.2 Protokol vyšetrenia**

#### **4.2.1 Klinické vyšetrenie**

Na začiatku vyšetrenia bola prevedená anamnéza za účelom vylúčenia respiračných a interných ochorení, gravidity, VAS a výraznejších patologických zmien pohybového aparátu. Ďalej sa zisťovali informácie o fyzickej aktivite probandov.

#### **4.2.2 Elektromyografické vyšetrenie**

Elektromyografické vyšetrenie prebiehalo vo funkčnom laboratóriu Kliniky rehabilitácie a telovýchovného lekárství fakultnej nemocnice Motol. Na meranie bol použitý 16-kanálový polyelektromyograf „MyoSystem 1400A“ firmy Noraxon.

Na záznam elektromyografickej aktivity IO, RA, PM, m. trapezius pars descendens (T) a SCM počas nádychov bez a s inspiračným trenažérom v rôznych posturálnych polohách bolo použité meranie pomocou PEMG. Všetky spomenuté svaly boli merané obojstranne. Aby sa predošlo elektromagnetickej interferencii a ostatným ruchom, mobilné telefóny boli vypnuté. Probandi tiež boli požiadaní odložiť kovové objekty, ktoré by mohli byť v blízkosti aktívnych elektród alebo referenčnej elektródy. Samotné elektromyografické vyšetrenie predchádzala príprava probanda. Meranie prebiehalo priložením elektród na pokožku, pričom pokožka bola predtým očistená, odmastená a depilovaná. Aby sa predošlo prípadným artefaktom v elektromyografickom zázname, po prilepení elektród nasledovala niekoľko minútová doba kľudu. Elektródy boli priložené podľa odporúčenia DeLucy (2008) a štandardov dostupných v programe Master Edition (Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) na stred bruška svalu a referenčná elektróda bola umiestnená na pravú hornú spinu panvovej kosti. Po spustení kontrolného záznamu bolo selektívnou aktiváciou jednotlivých svalov overené správne priloženie konkrétnych elektród ku konkrétnym svalom. Po overení správneho umiestnenia elektród sa začalo meranie podľa nižšie rozpísaného protokolu.

#### **4.2.3 Metodika spracovania EMG signálu**

V každej posturálnej situácii bol počas jednotlivých nádychov zaznamenávaný EMG signál vyšetrovaných svalov. Záznam so surovými dátami bol upravený pomocou rektifikácie (vytvorí absolútne hodnoty z jednotlivých elektrických hodnôt) a smoothingu (vyhladí krivku). Ak bola v EMG zázname svalov zachytená elektrická aktivita myokardu, záznam bol upravený redukciou elektrokardiografického signálu. Na vyhodnotenie priemernej aktivity svalu v danej situácii a porovnanie s ostatnými svalmi bola použitá analýza „Average Activation“. Z výsledných prezentovaných hodnôt „mean“ (priemer), „input“ (percentuálne zastúpenie aktivity svalu v porovnaní s ostatnými svalmi) a „peak“ (najvyššia hodnota v danom zázname), bola vybraná hodnota „mean“. Neskôr sa analyzovalo, ktorý sval a akou veľkou aktivitou sa zapája v danej situácii a porovnával sa percentuálny rozdiel zmeny EMG aktivity jednotlivého svalu pri dýchaní bez trenažéru a s trenažérom, respektíve bez a s posturálnym zaťažením.

#### **4.2.4 Intervencia**

V tomto experimente bola použitá jedna modalita respiračného cvičenia založená na IS. V teste bol použitý volume-oriented inspiračný trénažer Coach 2 (Smith Medical ASD, Inc., Keene, NH, USA). Probandom bola elektromyograficky nameraná len fáza inšpiria a aktivita svalov pri expíriu nebola zaznamenávaná.

#### **Polohy pri vyšetrení**

Hneď po odobraní anamnestických údajov a príprave pacienta na EMG vyšetrenie sa v daných polohách začala merať EMG aktivita svalov. Na experiment boli zvolené dve základné polohy, vertikálny sed (ďalej len sed) a horizontálny sed–ľah s opretými dolnými končatinami (DKK) v trojflexii (neskôr len ľah), ktoré boli ďalej ešte doplnené posturálnym zaťažením (zlabilnením) polohy. To znamená, že spolu bolo pri meraní použitých päť posturálnych polôh: sed, sed so zdvihnutou PDK, sed so zdvihnutou ľavou dolnou končatinou (LDK), ľah, ľah so zdvihnutými DKK. Sed predstavoval sed na stoličke s narovnaným chrbátom. Horné končatiny (HKK) boli volne spustené pozdĺž trupu, bedrové kĺby v miernej abdukcii. Holene smerovali kolmo k zemi a chodidlá sa opierali celou plochou o zem. Druhý metatarz, kolenný a bedrový kĺb ležali v jednej pomyslenej rovine. Z tejto základnej polohy boli probandi v ďalšej variante požiadaní odľahčiť PDK, respektíve LDK. Ľah predstavoval ďalšiu základnú polohu. Proband ležal na chrbte, HKK boli položené vedľa trupu a DKK opreté v trojflexii s miernou abdukciou a vonkajšou rotáciou v bedrových kĺboch. V ďalšej variante boli probandi požiadaní držať vlastnú váhu DKK v trojflexii vo vzduchu bez ich opretia.

Poradie polôh, v ktorých meranie postupovalo, bolo nasledovné (Príloha 2):

1. Sed
2. Sed so zdvihnutou PDK
3. Sed so zdvihnutou LDK
4. Ľah
5. Ľah so zdvihnutými DKK

#### **Priebeh vyšetrenia**

V spomínaných polohových variantách sa merala EMG aktivita daných svalov pri dýchaní bez inspiračného trénažeru a s inspiračným trénažerom v každej posturálnej polohe. Proband bol požiadaný nadýchnuť sa 10 krát v každej polohe v kombinácii bez a s trénažerom. Za účelom spätnej väzby ohľadom vymedzenia nádychu a výdychu bol



použitý zvukový signál, ktorý oznamoval začiatok nádychu a koniec nádychu. Proband sa po zaznení signálu nadychoval po dobu 3,5 sekundy a výdychová nahrávacia pauza bola nastavená na 4 sekundy. Takto bolo zaznamenaných 10 po sebe idúcich nádychov. Pauza medzi jednotlivými cyklami bola jedna minúta. To znamená, že po dýchaní bez trénažeru, nasledovala pauza jednu minútu (pauza-1), po ktorej nasledovalo dýchanie s trénažerom. Pred meraním v ďalšej polohe bola stanovená dvoj-minútová pauza (pauza-2). Poradie EMG meraní pri dýchaní v sede teda vyzeralo nasledovne: sed, pauza-1, sed s trénažerom, pauza-2, sed so zdvihnutou PDK, pauza-1, sed so zdvihnutou PDK s trénažerom, pauza-2, sed so zdvihnutou LDK, pauza-1, sed so zdvihnutou LDK s trénažerom. Vzápätí nasledovala zmena polohy do ľahu. Poradie EMG meraní pri dýchaní v ľahu bolo nasledovné: ľah, pauza-1, ľah s trénažerom, pauza-2, ľah so zdvihnutými DKK, pauza-1, ľah so zdvihnutými DKK s trénažerom. Inštrukcie k dýchaniu bez trénažera zneli takto: „Po zaznení zvukového signálu sa plynule nadychujte nosom. Po zaznení signálu pre výdych voľne vydýchnite“. Inštrukcie k dýchaniu s trénažerom zneli takto: „Po zaznení zvukového signálu vdychujte ústami cez náustok trénažera tak, aby ste udržali predmet určujúci prietok v danom rozmedzí nakreslenom na prietokovom stĺpci. Po zaznení signálu pre koniec nádychu vydýchnite nosom.“

Probandi si pred meranými pokusmi na trénažeri vyskúšali, či zvládnu správne postupovať podľa inštrukcií. Aby sa vylúčilo vedomé zapájanie niektorých svalov, neboli zadané žiadne inštrukcie ohľadom mechaniky dýchania. Týmto mal byť docielený samostatný efekt použitia trénažeru na aktivitu daných svalov.

### **Inspiračný trénažer**

V experimente bol použitý volume-oriented inspiračný trénažer značky Coach 2 (Smith Medical ASD, Inc., Keene, NH, USA). Prístroj pozostáva z dvoch stĺpcov – jedného pre nadychovaný objem (0 – 4000 ml) a druhého pre prietok s uloženým predmetom v dráhe nádychu, ktorý sa pri nadychovaní zdvíha. Úlohou pri dýchaní je udržať stály prietok tým, že sa predmet nádychom elevuje a drží sa vo vyhradenom rozmedzí. Tento trénažer má zabudovanú jednosmernú chlopňu na prevenciu kontaminácie systému počas výdychu.

### 4.3 Spracovanie dát

Získané dáta ohľadom aktivity piatich párov svalov (10 svalov) boli najprv spriemerované do piatich svalov. To znamená, že napríklad aktivita zvlášť pravého a zvlášť ľavého IO bola spriemerovaná a neskôr kalkulovaná ako aktivita IO. K obdobnému spriemerovaniu neskôr došlo aj pri dátach získaných meraním v polohe v sede so zdvihnutou PDK a v sede so zdvihnutou LDK a ich variantami s trenažérom. Spriemerovaním týchto dát oboch DKK sa získali dáta pre jednu dolnú končatinu (DK). To znamená, že vznikli polohy sed so zdvihnutou DK, respektíve sed s trenažérom so zdvihnutou DK.

Výsledky vplyvu trenažéra boli spracované pre tieto polohy (Príloha 3):

1. Sed
2. Sed so zdvihnutou DK
3. Ľah
4. Ľah so zdvihnutými DKK

Pri vyhodnocovaní vplyvu posturálneho zaťaženia sme porovnávali tieto polohy (Príloha 4):

1. Sed a sed so zdvihnutou DK (posturálne zaťaženie v sede)
2. Sed s trenažérom a sed s trenažérom so zdvihnutou DK (posturálne zaťaženie v sede s trenažérom)
3. Ľah a ľah so zdvihnutými DKK (posturálne zaťaženie v ľahu)
4. Ľah s trenažérom a ľah s trenažérom so zdvihnutými DKK (posturálne zaťaženie v ľahu s trenažérom)

Ďalej prebiehalo spracovanie dát následovne. Namerané hodnoty boli rozdelené do dvoch skupín pre každú polohu, to znamená, že napríklad pre sed boli spárované hodnoty namerané pri dýchaní bez trenažéru s hodnotami nameranými s trenažérom. Následovne bola vypočítaná zmena elektrickej aktivity každej dvojice hodnôt pre každého jedinca. Táto zmena bola vyjadrená ako percentuálny rozdiel dvoch nameraných hodnôt, z ktorých hodnota nameraná pri dýchaní bez trenažéra, respektíve bez posturálneho zaťaženia, predstavuje 100%. Vypočítané hodnoty sme zoradili a vypočítali hodnotu zastupujúcu celú skupinu v podobe mediánu. Takto sme postupovali vo všetkých ďalších posturálnych polohách a výpočte percentuálnych

hodnôt zmien medzi dýchaním bez trenažéru a s trenažérom. Ďalej bolo možné z nameraných hodnôt v rôznych polohách vypočítať vplyv posturálneho zaťaženia na aktivitu daných svalov. Z nameraných dát sme dokázali porovnávať hodnoty namerané v základných polohách bez posturálneho zaťaženia a hodnoty namerané s variantou posturálneho zaťaženia. Dáta boli spracované obdobne ako pri výpočte percentuálnej zmeny pri skúmaní vplyvu trenažéra.

#### **4.4 Štatistická analýza**

Po nameraní dát sme overovali ich normálne rozloženie a symetričnosť pomocou deskriptívnej štatistiky. Z dôvodu asymetrického rozloženia dát (percentuálnych rozdielov) bol v práci použitý výpočet mediánu, ktorý presnejšie vyjadří hodnotu zastupujúcu celú skupinu. K overeniu štatistickej významnosti porovnávaných dát sme použili Wilcoxonov test a párový t-test v programe STATISTICA (StatSoft, Tulsa, OK, USA). Hladina významnosti bola stanovená na hodnote 0,05.

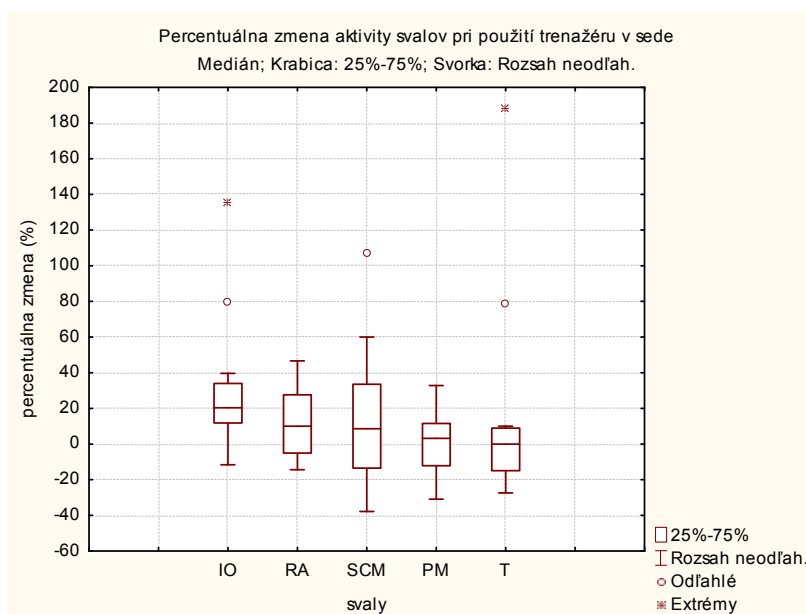
## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Výsledky testov hodnotiacich vplyv trénažera v jednotlivých posturálnych polohách

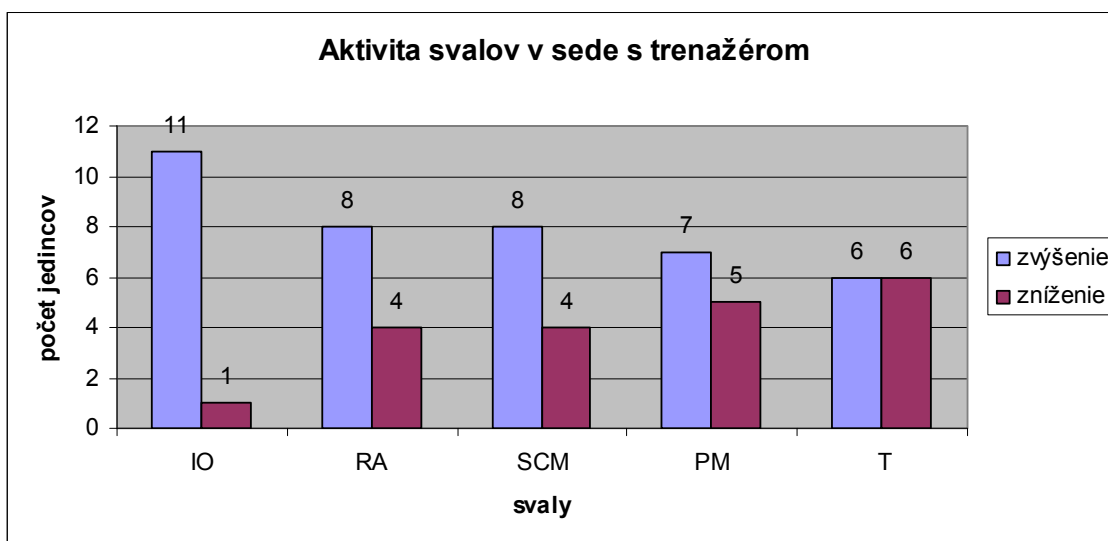
#### 5.1.1 Poloha v sede

Proband	Svaly				
	IO	RA	SCM	PM	T
1	14,80	19,94	10,33	13,29	1,12
2	13,35	21,39	46,02	6,40	10,08
3	27,24	35,56	59,99	20,44	4,74
4	3,74	0,56	6,75	-9,48	-2,91
5	10,31	-14,43	-10,47	-13,53	-13,16
6	80,01	-9,76	-37,84	-30,90	-23,90
7	135,98	-0,37	-27,42	-19,61	-16,74
8	21,71	33,78	-15,95	4,88	-1,13
9	-11,66	-10,87	-11,00	-10,68	188,04
10	18,91	1,98	20,98	9,73	-27,40
11	28,40	46,63	107,36	32,78	79,21
12	39,63	18,12	16,80	1,41	7,81
<b>medián</b>	<b>20,31</b>	<b>10,05</b>	<b>8,54</b>	<b>3,15</b>	<b>-0,01</b>
<b>p</b>	<b>0,018604</b>	0,116665	0,694887	0,813945	1

**Tabuľka 1.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov daných probandov pri použití trénažera v sede. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens, p (pravdepodobnosť chyby) <0,05



**Obrázok 1.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov pri použití trénažera v sede. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens



**Obrázok 2.** Zmena aktivity svalov pri použití trenažéra v sede. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens

### Výsledky testu hodnotiaceho vplyv trenažéra v polohe v sede

IO: EMG aktivita tohoto svalu sa pri použití inspiračného trenažéra štatisticky významne zvýšila ( $p=0,018604$ ). Toto zvýšenie nastalo u 11 z 12 probandov. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 20,31%.

RA: U 8 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity svalu. Medián zmeny činil zvýšenie o 10,05% ( $p=0,116665$ ).

SCM: U SCM došlo k zvýšeniu EMG aktivity u 8 z 12 probandov. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 8,54% ( $p=0,694887$ ).

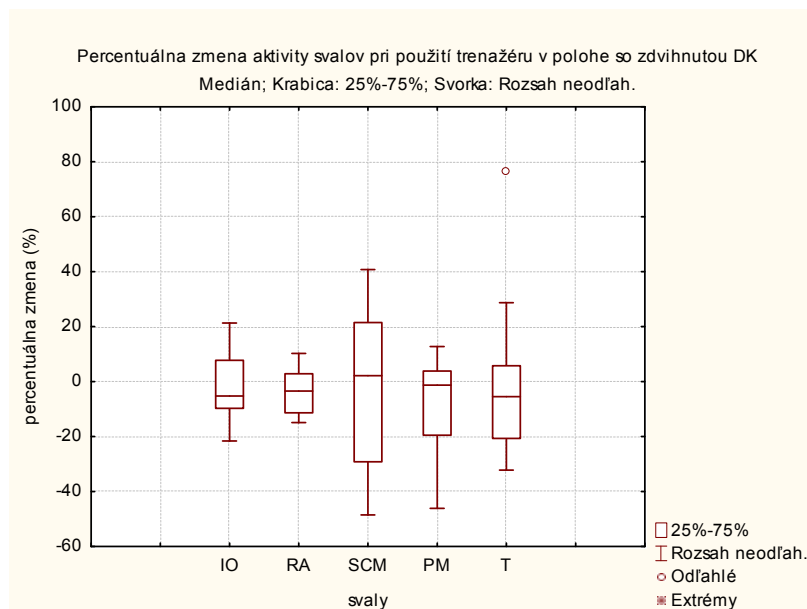
PM: 7 z 12 jedincov zaznamenalo zvýšenie EMG aktivity svalu pri použití trenažéra. Medián percentuálnej zmeny predstavoval zvýšenie o 3,15% ( $p=0,813945$ ).

T: U tohoto svalu nedošlo k významnej zmene. 6 z 12 probandov zaznamenalo zníženie EMG aktivity pri použití trenažéra. Medián zmeny činil zníženie o 0,01% ( $p=1$ ).

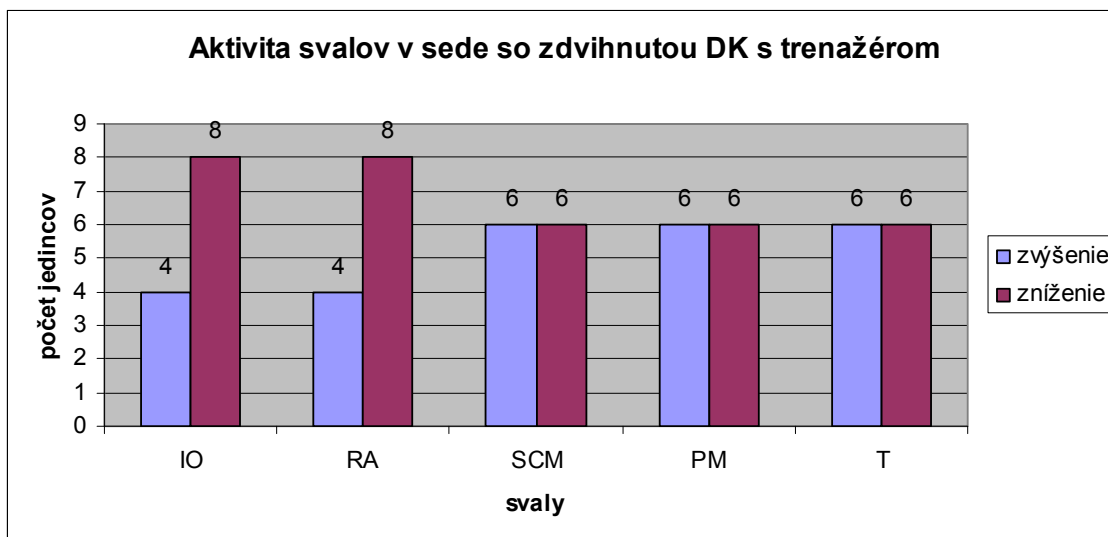
## 5.1.2 Poloha v sede so zdvihnutou DK

Proband	Svaly				
	IO	RA	SCM	PM	T
1	-1,48	10,23	11,17	8,45	-15,52
2	-21,61	-11,05	22,27	2,74	1,37
3	-4,10	-2,12	40,76	4,94	5,01
4	-7,57	-14,90	-21,00	-26,25	6,51
5	12,12	-2,53	-6,82	-2,70	-24,20
6	21,30	-4,80	-39,11	-46,12	-22,70
7	3,40	1,58	-7,65	-12,70	76,77
8	-11,70	-11,56	-48,49	-8,99	28,72
9	-7,71	-14,57	-37,34	-28,94	-32,22
10	-6,33	-4,34	20,73	0,15	-12,29
11	15,47	5,40	38,04	12,76	-18,65
12	-13,39	4,10	12,92	2,44	4,59
<b>medián</b>	<b>-5,22</b>	<b>-3,43</b>	<b>2,18</b>	<b>-1,28</b>	<b>-5,46</b>
<b>p</b>	0,637871	0,15794	0,753684	0,346522	0,388187

**Tabuľka 2.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov daných probandov pri použití trénažera v sede so zdvihnutou DK. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens,  $p < 0,05$



**Obrázok 3.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov pri použití trénažera v sede so zdvihnutou DK. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens



**Graf 4.** Zmena aktivity svalov pri použití trenažéru v sede so zdvihnutou DK. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens

#### **Výsledky testu hodnotiaceho vplyv trenažéra v polohe v sede so zdvihnutou DK**

IO: Pri zdvihnutej DK v sede s použitím trenažéra došlo u 8 z 12 probandov k zníženiu EMG aktivity svalu. Medián zmeny predstavoval zníženie o 5,22% ( $p=0,937473$ ).

RA: U 8 z 12 probandov došlo k zníženiu EMG aktivity svalu. Medián zmeny predstavoval zníženie o 3,43% ( $p=0,15794$ ).

SCM: U SCM došlo k zvýšeniu EMG aktivity u 6 z 12 probandov. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 2,18% ( $p=0,753684$ ).

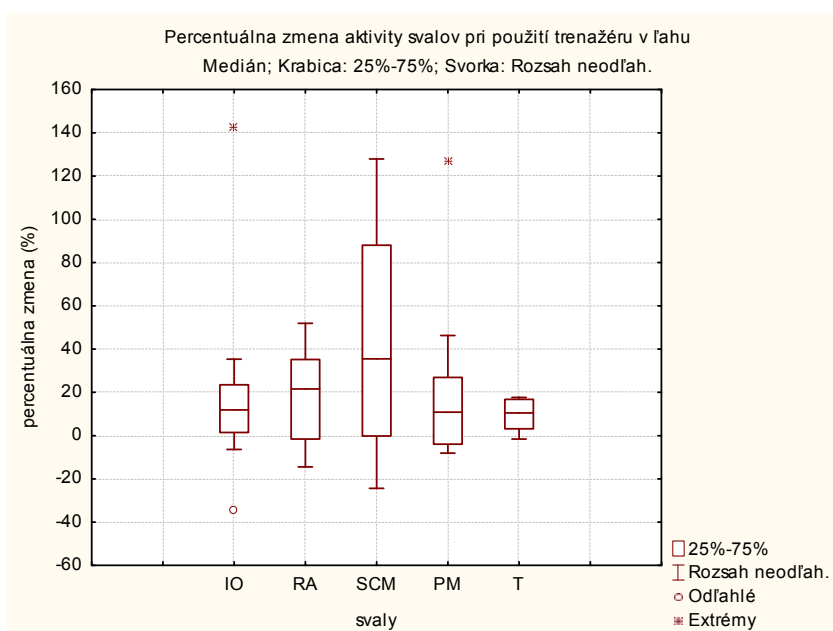
PM: Nedošlo k významným zmenám. 6 z 12 jedincov zaznamenalo zníženie EMG aktivity svalu za použitia trenažéra. Medián zmeny činil zníženie o 1,28% ( $p=0,346522$ ).

T: U tohoto svalu došlo k zníženiu EMG aktivity u 6 z 12 probandov. Medián percentuálnej zmeny reprezentoval zníženie o 5,46% ( $p=0,388187$ ).

### 5.1.3 Poloha v ľahu

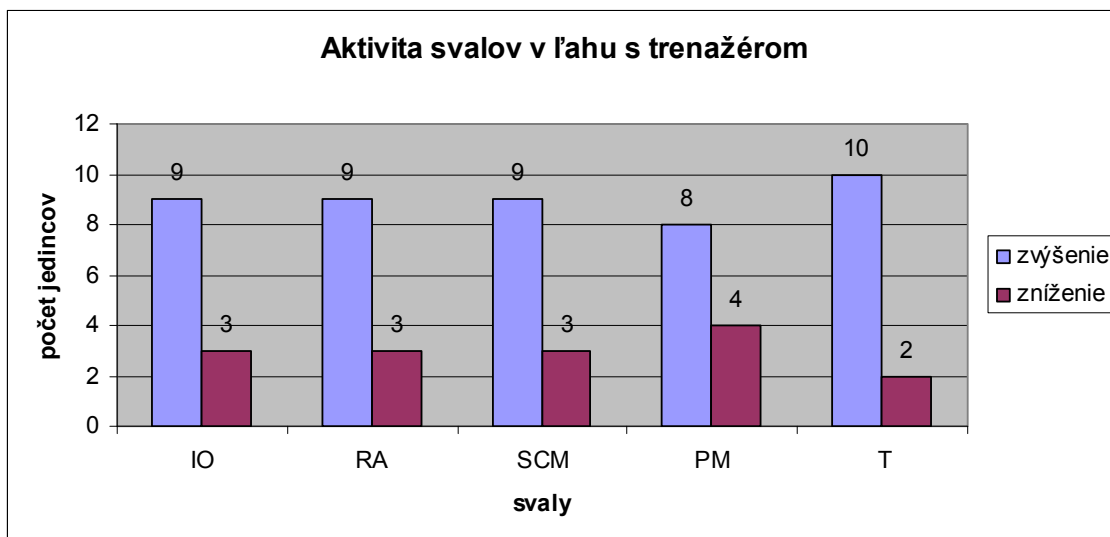
Proband	Svaly				
	IO	RA	SCM	PM	T
1	-0,83	32,55	25,90	4,09	6,51
2	142,73	51,94	90,56	9,99	11,64
3	3,65	37,78	127,92	46,26	12,45
4	-34,36	28,45	-7,92	30,16	9,36
5	22,84	-9,28	3,39	-8,13	1,02
6	8,86	-14,51	1,17	-5,65	-1,62
7	14,85	32,53	102,13	11,64	17,65
8	24,11	0,57	-24,40	-7,03	5,30
9	22,46	14,68	-1,58	-2,23	-0,29
10	4,55	11,66	85,51	23,64	17,05
11	35,34	46,47	64,34	14,59	16,62
12	-6,39	-3,81	45,15	126,65	16,85
<b>medián</b>	<b>11,86</b>	<b>21,56</b>	<b>35,52</b>	<b>10,82</b>	<b>10,50</b>
<b>p</b>	<b>0,08438</b>	<b>0,034171</b>	<b>0,034171</b>	<b>0,04139</b>	<b>0,00604</b>

**Tabuľka 3.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov daných probandov pri použití тренаžéra v ľahu. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens,  $p < 0,05$



**Obrázok 5.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov pri použití тренаžéra v ľahu. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens





**Obrázok 6.** Zmena aktivity svalov pri použití trenažéra v ľahu. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens.

### Výsledky testu hodnotiaceho vplyv trenažéra v polohe v ľahu

IO: Pri použití trenažéra v ľahu došlo k zvýšeniu EMG aktivity u 9 z 12 probandov. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 11,86% ( $p=0,08438$ ).

RA: U 9 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 21,56% ( $p=0,034171$ ).

SCM: U SCM došlo k zvýšeniu EMG aktivity u 9 z 12 probandov. Medián zmeny činil zvýšenie o 35,52% ( $p=0,034171$ ).

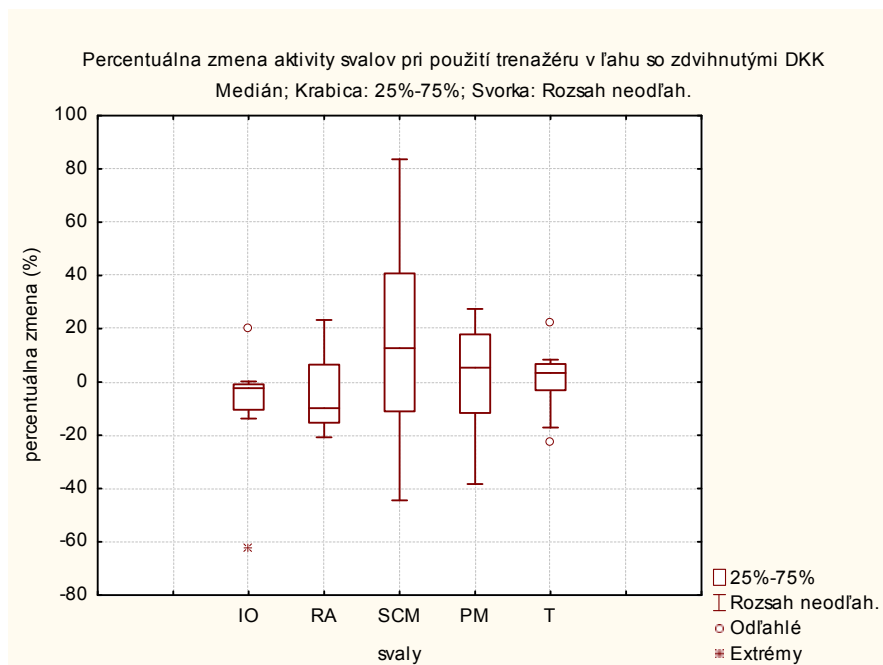
PM: U 8 z 12 jedincov bolo zaznamenané zvýšenie EMG aktivity tohoto svalu pri použití trenažéra. Medián zmeny reprezentoval zvýšenie o 10,82% ( $p=0,04139$ ).

T: U tohoto svalu došlo k zvýšeniu EMG aktivity u 10 z 12 probandov. Medián zmeny činil zvýšenie o 10,50% ( $p=0,00604$ ).

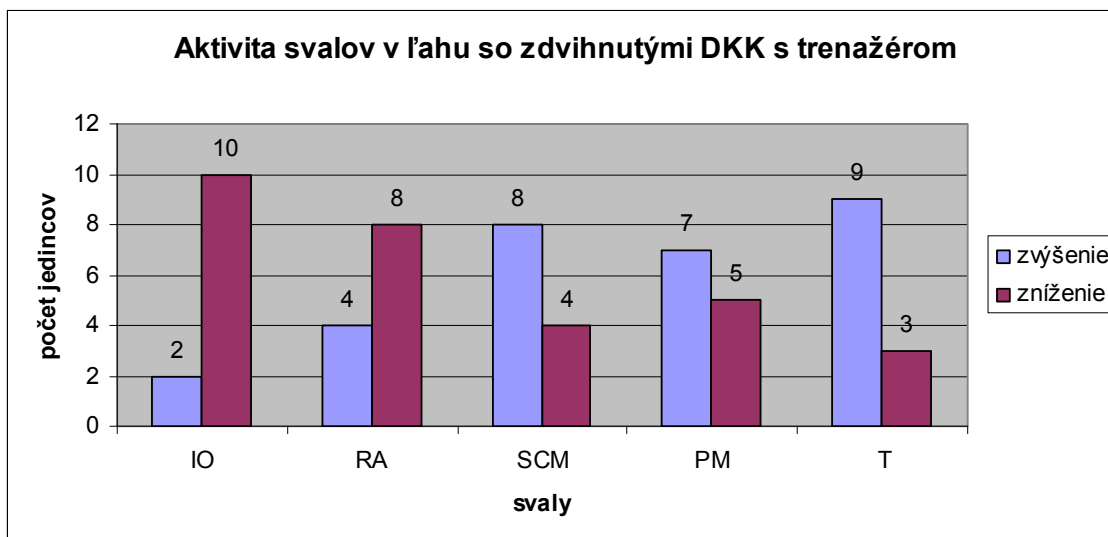
## 5.1.4 Poloha v ľahu so zdvihnutými DKK

Proband	Svaly				
	IO	RA	SCM	PM	T
1	20,35	18,72	65,73	-8,42	8,40
2	-62,15	12,85	41,17	3,18	4,91
3	-2,13	-12,80	22,13	10,90	5,57
4	-7,03	-12,40	2,57	20,03	7,91
5	-0,77	0,11	-14,51	-38,32	1,27
6	-10,92	-7,20	-44,46	-19,60	0,12
7	-2,41	-12,92	83,59	27,46	4,84
8	-0,94	23,30	-36,56	22,25	-22,67
9	-13,70	-17,67	3,28	-4,09	-17,10
10	0,18	-3,20	35,05	-14,83	-6,28
11	-2,23	-20,75	40,32	7,60	22,42
12	-9,86	-18,04	-7,59	15,75	1,94
<b>medián</b>	<b>-2,32</b>	<b>-9,80</b>	<b>12,71</b>	<b>5,39</b>	<b>3,39</b>
<b>p</b>	<b>0,028057</b>	0,136098	0,346522	0,58292	0,432768

**Tabuľka 4.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov daných probandov pri použití trenažera v ľahu so zdvihnutými DKK. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens,  $p < 0,05$



**Obrázok 7.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov pri použití trenažera v ľahu so zdvihnutými DKK. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens



**Obrázok 8.** Zmena aktivity svalov pri použití trenažéra v ľahu so zdvihnutými DKK. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens

### Výsledky testu hodnotiaceho vplyv trenažéra v polohe v ľahu so zdvihnutými DKK

IO: Pri polohe v ľahu so zdvihnutými DKK a s použitím trenažéra došlo u 10 z 12 probandov k zníženiu EMG aktivity. Medián zmeny činil zníženie o 2,32% ( $p=0,028057$ ).

RA: U 8 z 12 probandov došlo k zníženiu EMG aktivity. Medián zmeny predstavoval zníženie o 9,80% ( $p=0,136098$ ).

SCM: U SCM došlo k zvýšeniu EMG aktivity u 8 z 12 probandov. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 12,71% ( $p=0,346522$ ).

PM: U 7 z 12 jedincov bolo zaznamenané zvýšenie EMG aktivity svalu. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 5,39% ( $p=0,58292$ ).

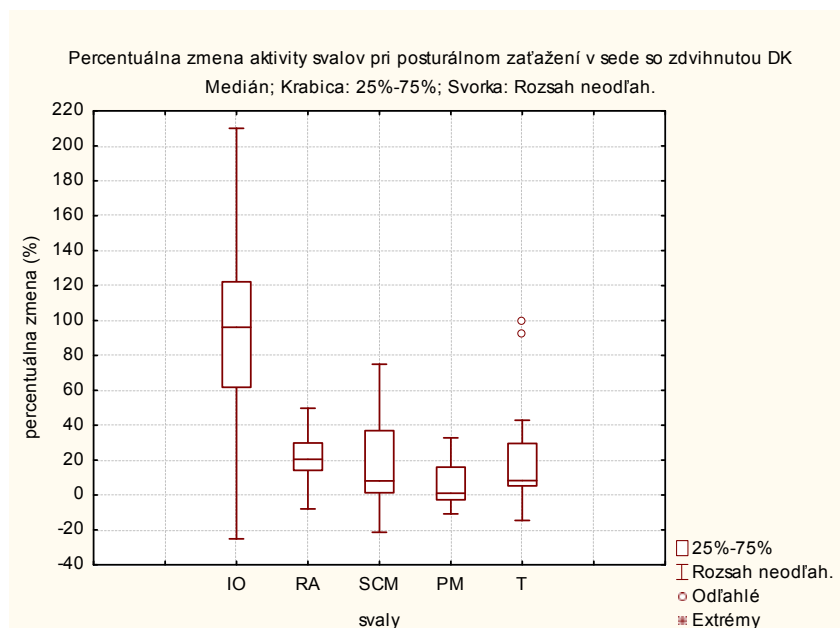
T: U 9 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity svalu. Medián zmeny reprezentoval zvýšenie o 3,39% ( $p=0,432768$ ).

## 5.2 Výsledky testov hodnotiacich vplyv posturálneho zaťaženia v jednotlivých posturálnych polohách

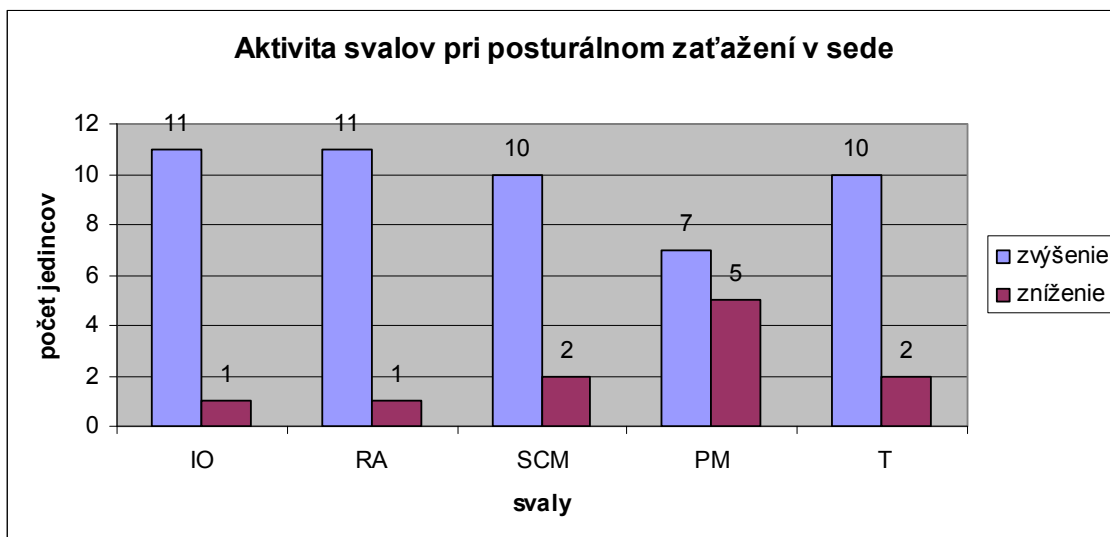
### 5.2.1 Poloha v sede

Proband	Svaly				
	IO	RA	SCM	PM	T
1	94,09	8,54	1,88	0,25	16,30
2	-25,05	49,76	17,00	3,43	13,32
3	113,24	16,20	0,72	-4,21	3,28
4	127,36	12,02	9,26	25,63	8,61
5	66,84	-7,97	-21,32	-10,73	7,15
6	56,64	25,82	41,95	1,91	99,30
7	180,11	21,05	5,29	-1,21	-4,96
8	116,96	42,11	31,85	7,40	7,79
9	13,57	21,29	49,79	32,80	42,80
10	70,31	19,81	-19,57	-5,92	-14,53
11	98,11	33,89	74,91	24,70	93,05
12	210,05	19,06	6,94	-0,90	7,92
<b>medián</b>	<b>96,10</b>	<b>20,43</b>	<b>8,10</b>	<b>1,08</b>	<b>8,27</b>
<b>p</b>	<b>0,00604</b>	<b>0,003702</b>	<b>0,049861</b>	0,307822	<b>0,028057</b>

**Tabuľka 5.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov daných probandov pri posturálnom zaťažení v sede. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens,  $p < 0,05$



**Obrázok 9.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov daných probandov pri posturálnom zaťažení v sede. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens



**Obrázok 10.** Zmena aktivity svalov pri posturálnom zaťažení v sede. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens

### Výsledky testu hodnotiaceho posturálne zaťaženie v sede

IO: U 11 z 12 probandov k zvýšeniu EMG aktivity. Medián zmeny činil zvýšenie o 96,10% ( $p=0,00604$ ).

RA: U 11 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 20,43% ( $p=0,003702$ ).

SCM: U 10 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity svalu. Medián zmeny činil zvýšenie o 8,10% ( $p=0,049861$ ).

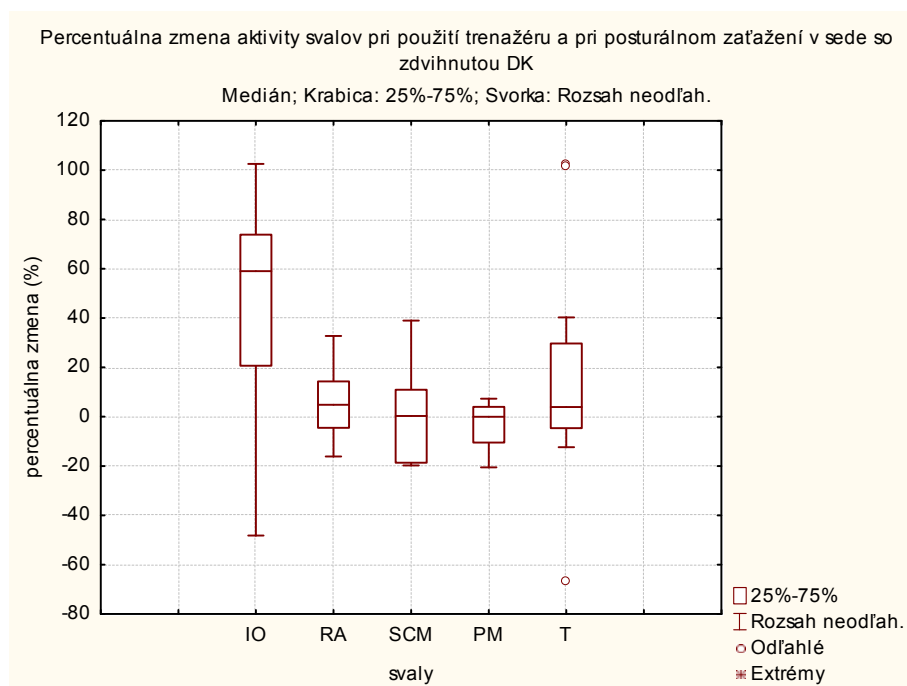
PM: U 7 z 12 jedincov bolo zaznamenané zvýšenie EMG aktivity svalu. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 1,08% ( $p=0,307822$ ).

T: U 10 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity svalu. Medián zmeny reprezentoval zvýšenie o 8,27% ( $p=0,028057$ ).

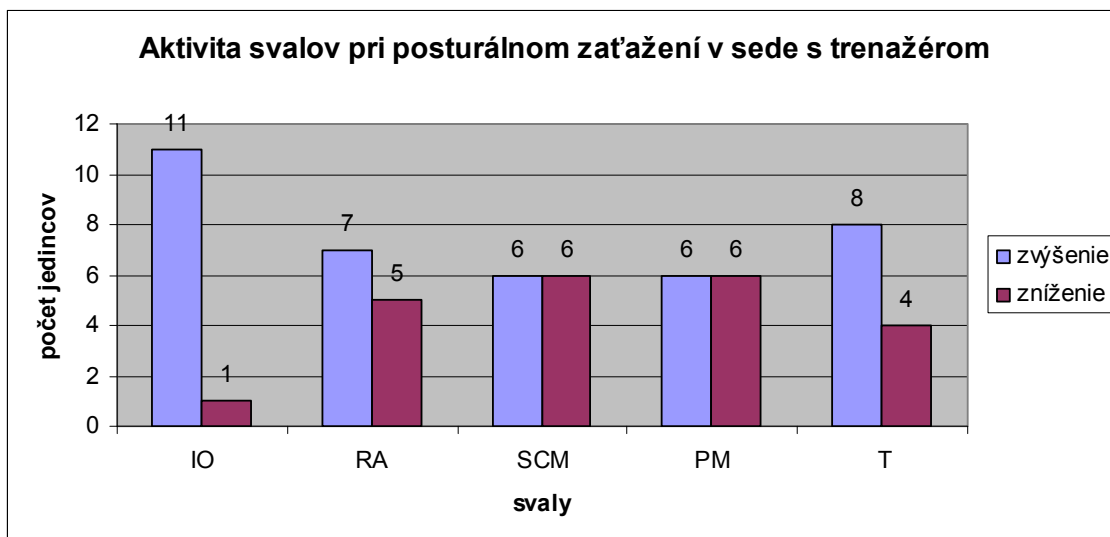
## 5.2.2 Poloha v sede s trenažérom

Proband	Svaly				
	IO	RA	SCM	PM	T
1	66,56	-0,25	2,66	-4,02	-2,84
2	-48,17	9,74	-2,02	-0,13	4,35
3	60,71	-16,10	-11,39	-16,54	3,55
4	102,57	-5,20	-19,14	2,35	19,15
5	69,59	4,83	-18,11	0,45	-6,47
6	5,55	32,73	39,04	-20,53	102,45
7	22,74	23,42	33,97	7,28	101,79
8	57,41	-6,05	-19,19	-6,81	40,33
9	18,65	16,24	5,46	5,66	-66,40
10	34,16	12,39	-19,73	-14,13	3,26
11	78,16	-3,75	16,44	5,89	-12,37
12	92,32	4,93	3,39	0,10	4,69
<b>medián</b>	<b>59,06</b>	<b>4,88</b>	<b>0,32</b>	<b>-0,01</b>	<b>3,95</b>
<b>p</b>	<b>0,02291</b>	0,209428	0,937473	0,530285	0,307822

**Tabuľka 6.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov daných probandov pri posturálnom zaťažení v sede s trenažérom. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens,  $p < 0,05$



**Obrázok 11.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov pri posturálnom zaťažení v sede s trenažérom. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens



**Obrázok 12.** Zmena aktivity svalov pri posturálnom zaťažení v sede s trenažérom. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens

### Výsledky testu hodnotiaceho posturálne zaťaženie v sede s trenažérom

IO: U 11 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity. Medián zmeny činil zvýšenie o 59,06% ( $p=0,02291$ ).

RA: U 7 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 4,88% ( $p=0,209428$ ).

SCM: U 6 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity svalu. Medián zmeny činil zvýšenie o 0,32% ( $p=0,937473$ ).

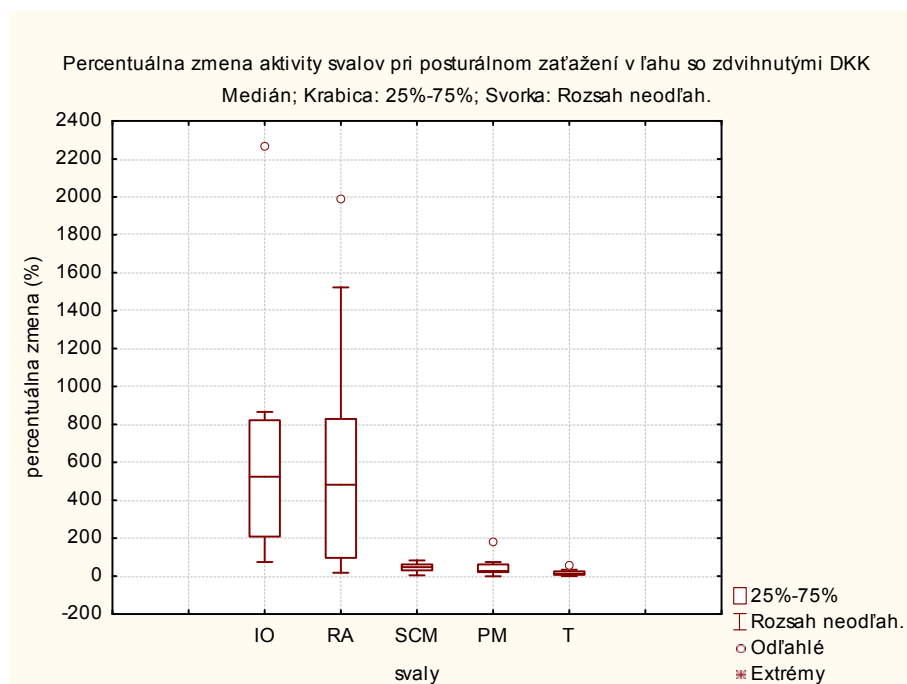
PM: U 6 z 12 jedincov sme zaznamenali zníženie EMG aktivity svalu. Medián zmeny predstavoval zníženie o 0,01% ( $p=0,530285$ ).

T: U 8 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity svalu. Medián zmeny reprezentoval zvýšenie o 3,95% ( $p=0,307822$ ).

## 5.2.3 Poloha v ľahu

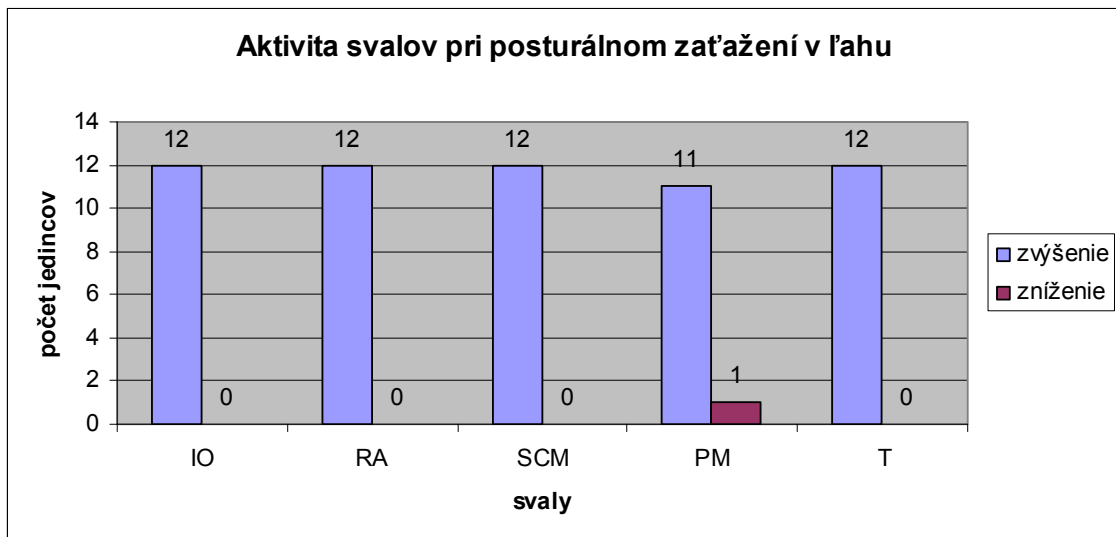
Proband	Svaly				
	IO	RA	SCM	PM	T
1	253,83	472,59	21,26	22,26	11,10
2	162,91	18,11	17,85	-0,90	0,21
3	865,99	751,73	81,95	20,89	9,66
4	275,40	117,23	4,14	21,15	5,16
5	2268,74	905,84	51,93	72,17	8,81
6	485,68	96,78	65,43	26,54	2,93
7	562,94	1986,24	39,62	74,89	18,33
8	794,63	570,79	43,30	179,64	55,74
9	849,31	1522,45	82,64	12,65	33,71
10	150,59	82,85	56,69	27,54	22,16
11	738,21	490,43	49,62	45,69	28,70
12	74,09	95,28	44,78	50,18	13,93
<b>medián</b>	<b>524,31</b>	<b>481,51</b>	<b>47,20</b>	<b>27,04</b>	<b>12,52</b>
<b>p</b>	<b>0,002218</b>	<b>0,002218</b>	<b>0,002218</b>	<b>0,002874</b>	<b>0,002218</b>

**Tabuľka 7.** Percentuálne zmeny aktivity jednotlivých svalov daných probandov pri posturálnom zaťažení v ľahu. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens,  $p < 0,05$



**Obrázok 13.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov pri posturálnom zaťažení v ľahu. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens





**Obrázok 14.** Zmena aktivity svalov pri posturálnom zaťažení v ľahu. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens

### Výsledky testu hodnotiaceho posturálne zaťaženie v ľahu

IO: U všetkých 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity. Medián zmeny činil zvýšenie o 524,31% ( $p=0,002218$ ).

RA: U všetkých 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 481,51% ( $p=0,002218$ ).

SCM: U všetkých 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity svalu. Medián zmeny činil zvýšenie o 47,20% ( $p=0,002218$ ).

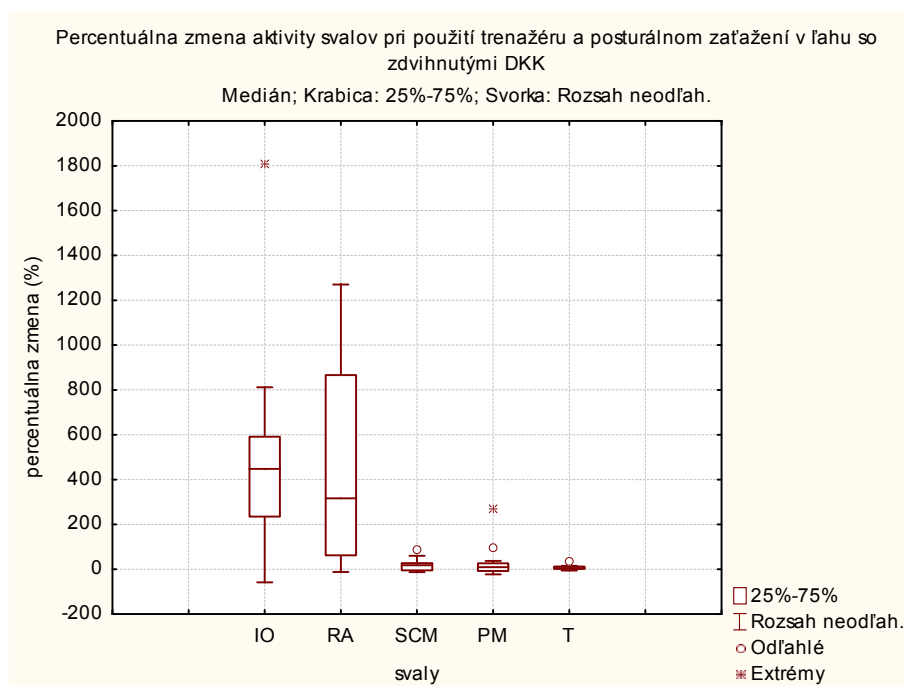
PM: U 11 z 12 probandov bolo zaznamenané zvýšenie EMG aktivity svalu. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 27,04% ( $p=0,002874$ ).

T: U všetkých 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity svalu. Medián zmeny reprezentoval zvýšenie o 12,52% ( $p=0,002218$ ).

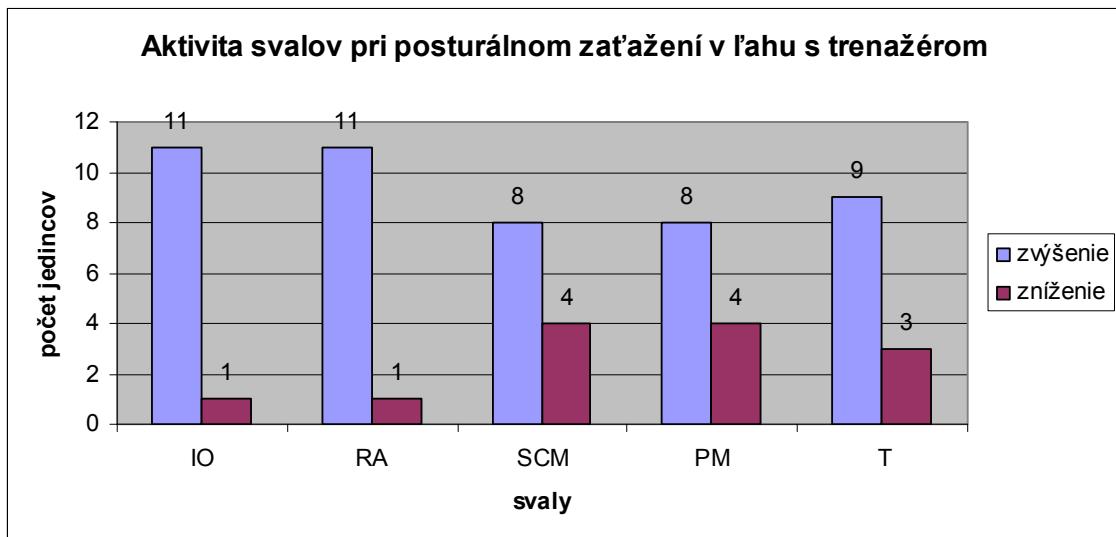
## 5.2.4 Poloha v ľahu s trenažérom

Proband	Svaly				
	IO	RA	SCM	PM	T
1	329,37	412,84	59,62	7,56	13,07
2	-59,00	-12,27	-12,70	-7,04	-5,83
3	812,12	439,04	-2,50	-8,34	2,95
4	431,71	48,15	16,00	11,72	3,76
5	1813,37	1010,03	25,63	15,60	9,09
6	379,25	113,59	-9,19	7,83	4,75
7	463,33	1270,72	26,81	99,67	5,45
8	614,10	722,41	20,26	267,71	14,38
9	568,96	1064,82	91,66	10,50	11,18
10	140,13	58,50	14,07	-12,15	-2,19
11	505,53	219,49	27,75	36,81	35,10
12	67,65	66,39	-7,83	-23,30	-0,61
<b>medián</b>	<b>447,52</b>	<b>316,16</b>	<b>18,13</b>	<b>9,17</b>	<b>5,10</b>
<b>p</b>	<b>0,003702</b>	<b>0,002874</b>	<b>0,034171</b>	0,307822	<b>0,02291</b>

**Tabuľka 8.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov daných probandov pri posturálnom zaťažení v ľahu s trenažérom. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens,  $p < 0,05$



**Obrázok 15.** Percentuálne zmeny jednotlivých svalov pri posturálnom zaťažení v ľahu s trenažérom. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens



**Obrázok 16.** Zmena aktivity svalov pri posturálnom zaťažení v ľahu s trenažérom. IO – m.obliquus abdominis internus, RA – horná časť m.rectus abdominis, SCM – m.sternocleidomastoideus, PM – m.pectoralis major, T – m.trapezius pars descendens

### Výsledky testu hodnotiaceho posturálne zaťaženie v ľahu s trenažérom

IO: U 11 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity svalu. Medián zmeny činil zvýšenie o 447,52% ( $p=0,003702$ ).

RA: U 11 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity svalu. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 316,16% ( $p=0,002874$ ).

SCM: U 8 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity svalu. Medián zmeny činil zvýšenie o 18,13% ( $p=0,034171$ ).

PM: U 8 z 12 jedincov bolo zaznamenané zvýšenie EMG aktivity svalu. Medián zmeny predstavoval zvýšenie o 9,17% ( $p=0,307822$ ).

T: U 9 z 12 probandov došlo k zvýšeniu EMG aktivity svalu. Medián zmeny reprezentoval zvýšenie o 5,10% ( $p=0,02291$ ).

## 6 DISKUSIA

Vplyv inspiračného trénera na dýchací systém bol predmetom skúmania mnohých štúdií. Dostupné štúdie však hlavne hodnotili jeho účinok na respiračné parametre jedincov s ochoreniami dýchacieho systému, či jedincov s pooperačnými pľúcnymi komplikáciami. Bastin et al. (1997) odporúča použitie IS v prvých dňoch po lobektomii z dôvodu zlepšenia VC a IRV, či zvýšenia VC u pacientov po kardio-pulmonálnom bypasse (Gale, Sanders, 1977). Weiner et al. (1997) prezentoval signifikantný efekt IS na spirometrické parametre pacientov s CHOPN po resekcii pľúc. Ďalší autori poukazujú, že tréning inspiračných svalov zvyšuje P<sub>I</sub>max u pacientov so zlyhaním srdca (Laoutaris et al., 2008), u pacientov s CHOPN (McConnel et al., 2004), ale aj u zdravých jedincov (Enright et al., 2006; Suzuki et al., 1993). Pri zvýšení P<sub>I</sub>max zároveň autori zaznamenali zvýšenie kontraktility bránice a jej hypertrofiu (Laoutaris et al., 2008; Suzuki et al., 1993). Efekt IS je preukázateľný aj na pacientoch po miešnom poranení a ventilovaných pacientoch. Pomocou IS je u týchto pacientov možné predĺžiť dobu spontánneho dýchania a skrátiť čas do odpojenia od mechanickej ventilácie (Martin et al., 2002; Stiller & Huff, 1999). Witt et al. (2007), Ribeiro et al. (2008) a Dekhuijzen et al. (1991) poukazujú, že tréning pomocou IS pozitívne vplyva na slabosť a unaviteľnosť nádechových svalov. Pochopiteľne, IS tak pozitívne ovplyvňuje vnímanie dušnosti (McConnel et al., 2004) a s ňou spojené zvýšenie klaudikačného intervalu, či prekonanú vzdialenosť v teste vzdialenosti v určenom časovom úseku u pacientov s CHOPN (Dekhuijzen et al., 1991; Weiner et al., 2003). Zlepšenie v spomenutých testoch pravdepodobne nastáva vďaka mechanizmu ovplyvnenia metaboreflexu respiračných svalov. Bránica a brušné svaly sú náchylné k únave pri ťažkej trvajúcej záťaži. Zdá sa, že únava nastáva vďaka zvýšenej práci dýchacích svalov kombinovanej so zvýšeným dopytom pre ich krvné zásobenie a krvné zásobenie lokomočných svalov. Hlavným následkom únavy dýchacích svalov je zvýšená vazokonstričná aktivita sympatiku, ktorá pôsobí na pracujúce skeletálne svaly cestou metaboreflexu respiračných svalov, a tak znižuje krvné zásobenie končatín a zvyšuje stupeň záťažou indukovanej únavy lokomočných svalov (Romer, Polkey, 2008).

Podstatne menej štúdií však skúma bezprostredný efekt IS na mechaniku dýchania a na aktivitu a charakter zapájania dýchacích svalov. Práve tejto problematike sa

venoval napríklad Orozco-Levi et al. (1995), ktorý sledoval účinok dýchania proti odporu rôznej intenzity na aktivitu m. latissimus dorsi. Ďalšie štúdie sledovali účinok rôznych druhov inspiračných trenažérov na aktivitu SCM (Tomich et. al, 2007), či na thorako-abdominálny pohyb (Parreira et al., 2005). Respiračnú funkciu je však dôležité chápať v prepojení s posturálnou funkciou. Preto je potrebné rozumieť ich spoločným súvislostiam a tomu, že porucha jednej z nich vedie k ovplyvneniu tej druhej. V zahraničnej literatúre neexistuje mnoho štúdií venujúcich pozornosť vzájomnému prepojeniu dychovej a stabilizačnej funkcie. Avšak napríklad Gandevia et al. (2002) sa snažil skúmať otázku prepojenia týchto dvoch funkcií z pohľadu riadenia CNS. Na druhej strane, pohľadu fungovania dýchacích svalov v dychovej a posturálnej funkcii venuje podrobnú pozornosť niekoľko českých autorov (Čápková, 2008; Kolář, 2006; Kolář et al., 2009b; Kolář, Lewit, 2005; Suchomel, 2006). Na prepojenie medzi dychovou a posturálne-lokomočnou funkciou dýchacích svalov poukazujú Smolíková a Máček (2006), pričom tvrdia, že stret týchto dvoch dôležitých funkcií môže vyvolať zmeny vo funkcii svalov podieľajúcich sa pôvodne na oboch funkciách. Takže z pôvodne posturálnych a lokomočných svalov sa v prípade ťažkého stupňa respiračného onemocnenia môžu stať svaly výhradne dýchacie.

Otázkou ostáva, či je trénovaním pomocou IS možné posilniť účinok nácviku dychovo-posturálnej funkcie. Cieľom tejto práce bolo zistiť samostatný efekt IS na aktivitu meraných svalov v relatívne stabilnej polohe a pri posturálnom zaťažení. Ďalej, pri spracovaní dát bolo možné vypočítať vplyv posturálneho zaťaženia (zlabilnením posturálnej situácie) na aktivitu daných svalov. Výsledky môžu ukázať, či použitie trenažera vôbec spĺňa očakávaný efekt stanovený v hypotézach, a naznačiť, ktorá poloha by bola vhodná na nácvik fyziologickej dychovo-posturálnej funkcie. Keďže neexistuje mnoho štúdií spracovávajúcich bezprostredný efekt IS na EMG aktivitu dychových svalov zdravých jedincov, snažili sme sa v našom experimente podať širší pohľad na EMG aktivitu pri IS a v situáciách s vyšším posturálnym zaťažením. Na experiment bola vybraná vzorka zdravých univerzitných študentov spĺňajúcich dané kritéria popísané v metodologickej časti tejto práce.

Medzi hlavné výsledky tohto experimentu patria: 1) Porovnanie hlbokého kľudového dýchania a dýchania pomocou inspiračného trenažera v polohe v sede prinieslo signifikantné zvýšenie aktivity IO pri použití trenažera. 2) Porovnanie hlbokého kľudového dýchania a dýchania pomocou inspiračného trenažera v polohe v ľahu prinieslo signifikantné zvýšenie EMG aktivity všetkých meraných svalov.

Najväčšie zvýšenie však bolo zaznamenané u SCM. 3) Použitie trenažera pri posturálne náročnejšej polohe viedlo v polohe v ľahu so zdvihnutými DKK k zníženiu aktivity IO. 4) Posturálne zaťaženie (zlabilnenie polohy) bez použitia trenažera viedlo v polohe v ľahu k zvýšeniu aktivity všetkých meraných svalov.

Pri polohe v sede s použitím trenažera (Tabuľka 1, Obrázok 1, 2) sa signifikantne zvýšila EMG aktivita IO o 20,31% ( $p=0,018604$ ), čo poukazuje na efektívnosť dýchania s trenažerom s cieľom aktivovať spodnú časť brucha, ktorá pri dychovo-posturálnej insuficiencii býva často nefunkčná (Kolář, 2006). Až 11 probandov z celkových 12 vykázalo práve toto zvýšenie. Veľmi blízko k štatistickej významnosti mala aktivita RA ( $p=0,116665$ ), kde 8 z 12 probandov takisto vykazovalo zvýšenie aktivity o 10,05%. Tento nárast, aj keď nie štatistický významný, môže naznačovať, že pri skupine s väčším množstvom probandov by mohlo toto zvýšenie byť signifikantné. Signifikantne zvýšená aktivita dolnej časti brucha (IO) nás vedie k opodstatnenému uváženiu, že použitie trenažera v tejto polohe môže byť, spolu s ďalšou inštrukciou, vhodným prostriedkom k nácviku stabilizačne-dychového stereotypu. S odvolaním sa na fyziológiu hlbokého a pomalého dýchania, ktoré tvorí základ IS, môžeme očakávať prehĺbenie dychového objemu a spomalenie dychovej frekvencie, čo môže prispievať k laminárnemu prúdeniu vzduchu pri nádychu. Táto zmena prúdenia z turbulentného na laminárne pravdepodobne vedie k zníženiu dynamických odporov v dýchacích cestách. Zníženie dynamického odporu, a tým aj dychovej práce, môže byť dané taktiež zmenou periférie, t.j. dýchaním pomocou úst a trubičky a nie nosom. Je známe, že pri zvýšenej záťaži sa pri určitej ventilácii jedinec prikloní k dýchaniu cez ústa. Táto zmena periférie, z dýchania nosom do dýchania cez ústa, môže tak následne prispieť k zníženiu dynamických odporov. Ak by takáto zmena nastala priamo v bronchoch alebo bronchioloch, bol by pokles dynamických odporov enormný, pretože sa mení so štvrtou mocninou ich polomeru. Tiež je dokázané, že dynamický odpor je závislý aj na rýchlosti prúdenia vzduchu v dýchacích cestách (Slavíková, 1997). Keďže princípom IS je pomalé a hlboké dýchanie, môžeme si dovoliť tvrdiť, že k zníženiu dynamických odporov ovplyvnením rýchlosti prúdenia vzduchu dochádza aj pomocou IS. Zníženie dynamických odporov znamená v konečnom dôsledku zníženie dychovej práce. Za fyziologických okolností dochádza k zvýšeniu dychovej práce pri zvýšenej fyzickej záťaži, pri ktorej sa začínajú aktivovať pomocné nádychové svaly. Môžeme preto usudzovať, že IS, ktorý ako predpokladáme, znižuje dynamické odpory a dychovú prácu, bude znižovať aktivitu, respektíve nebude aktivovať pomocné nádychové svaly

pri situácii v kľude. Týmto spôsobom očakávame facilitáciu a prehĺbenie bráničného dýchania v koaktivácii s brušnými svalmi, čo sa v našom prípade prejaví vyššou aktivitou IO. Existujú štúdie, ktoré podporujú naše úvahy. Napríklad Tomich et al. (2007) poukázal na to, že pri použití volume-oriented trenažéra došlo k signifikantnému zvýšeniu pomeru času trvania nádychu k celkovému nádychovému cyklu ( $T_i/T_{tot}$ ) v porovnaní s kľudovým dýchaním, čo pravdepodobne prispieva k laminárnemu prúdeniu vzduchu pri nádychu. Parreira et al. (2005) potvrdil naše pozorovania v pozícii v sede. Vo svojom výskume zvolil polosed so sklonom  $45^\circ$ . Porovnával flow-oriented (Triflo II a Respirex) a volume-oriented trenažéry (Coach a Voldyne). Meranými parametrami boli: dychový objem, dychová frekvencia, minútová ventilácia, priemerný inspiračný prietok a thorako-abdominálny pohyb. Pre meranie pohybu hrudníka a brucha použili teflónom pokryté indukčné cievky vhodnej veľkosti umiestnené v úrovni axily a umbilicu. Výsledky tejto štúdie ukázali väčší pohyb brušného segmentu pri použití volume-oriented trenažérov. To blízko koreluje s našimi pozorovaniami, kde sa v polohe v sede pri použití volume-oriented trenažéra signifikantne zvýšila aktivita IO. Po diskusii o dynamických odporoch a ich možnom ovplyvnení pomocou IS sa ponúka otázka ohľadom statických odporov. Prehĺbením dýchania, a tým zvýšením dychového objemu nedochádza pravdepodobne len k úprave prúdenia na laminárne, ale aj k zvyšovaniu statického odporu, ktorý je úmerný zvyšovaniu dychového objemu (Slavíková, 1997). Je možné, že zníženie dynamických odporov predčí prácu potrebnú k prekonaniu statického odporu daného zvyšovaním dychového objemu u zdravých jedincov. Otázkou ostáva, či by pri použití IS došlo k podobnej situácii napríklad u ľudí s ochorením respiračného aparátu.

Ovplyvnenie statických a dynamických odporov pomocou inspiračných trenažérov, a tým aj dychovej práce potrebnej k ich prekonaniu, skúmal Weindler a Kiefer (2001), ktorí popisujú vyššiu dychovú prácu pri použití flow-oriented trenažérov v porovnaní s volume-oriented trenažérmi, a preto z tohoto dôvodu odporúčajú pacientom so stredným rizikom pľúcnych komplikácií použitie volume-oriented trenažéra. Pri voľbe trenažéra v terapii je tak dôležité myslieť na príspevok aditívnej dychovej práce trenažéra k už zvýšenej dychovej práci danej atelektázou, slabosťou inspiračných svalov a nadmernou produkciou hlienu v dýchacích cestách. Ako naznačili štúdie popísané v úvode tejto kapitoly, IS pozitívne ovplyvňuje respiračné parametre po absolvovaní určitej doby terapie, ale dôležité je porozumieť tomu, za akú cenu to pacienti zvládnu, a aký dopad to má na ich pohybový aparát. Literatúra často udáva „oxygen cost of

breathing“ (aké množstvo kyslíka spotrebuje človek na dýchanie). Napríklad už McGregor a Becklake (1961) zistili, že „oxygen cost of breathing“ na kilogram-meter mechanickej práce bol až dvakrát vyšší u pacientov s obštrukčným respiračným ochorením ako u zdravých jedincov. Z pohľadu pohybového systému môžeme takisto hovoriť o „cost of breathing“, čo by v tomto prípade znamenalo, aký dopad má na pohybový systém ľudí trpiacich respiračným ochorením to, že zvládnu dostatočne „udýchať“ tento patologický stav. U týchto pacientov často vznikajú odchýlky, ktoré môžu predstavovať substitučné mechanizmy dýchania. Hrozí, že posturálne-lokomotívne svaly sa stanú výhradne dychovými svalmi, čím dôjde k zmene postúry a kvality pohybu (Smolíková, Máček, 2006). Avšak nielen to je daň za zvládnutie bežných respiračných nárokov. Napríklad pacienti s CHOPN často trpia myopatiou periférnych svalov. Príčinou tohoto svalového ochorenia sú hlavne farmakologické a/alebo patofyziologické mechanizmy. Faktormi podnecujúcimi vznik myopatie sú: liečba kortikosteroidmi, inflamácia, hypoxémia a oxidatívny stres (Couillard, Prefaut, 2005). Napríklad efekt hypoxémie na svaly bol skúmaný aj u zdravých jedincov. Hypoxémia ovplyvňuje rôzne vlastnosti svalu, ako napríklad jeho funkčnosť, t.j. zníženie sily a vytrvalosti (Caquelard et al., 2000). Svalová atrofia predstavuje ďalší výsledok vplyvu hypoxémie na morfológiu svalu (Hoppeler et al., 1990). V neposlednom rade má hypoxémia vplyv na svalový metabolizmus tým, že znižuje aktivitu enzýmov Krebsovho cyklu, a tým sa podieľa aj na vzniku metabolickej acidózy (Green et al., 1989). Ďalšou podstatnou zmenou, ktorá predstavuje „cost of breathing“ pohybového aparátu sú štrukturálne a biochemické zmeny vo svaloch. Dušnosť vedúca k pohybovej inaktivite pacientov s CHOPN vedie k zníženiu svalových vlákien typu I (oxidatívne, pomalé) a k premene IIa (medzi I a IIb) na IIb (rýchle, glykolytické) vlákna (Mador, Bozkanat, 2001). Spomenuté faktory spojené s respiračnými chorobami ovplyvňujú veľkosť dychovej práce vynaloženej pacientami pri dýchaní. Preto je dôležité pri terapii pomocou IS zvoliť správny inspiračný trenažér so správnou voľbou intenzity a frekvencie terapie a objemu a prietoku pri tréningu pomocou IS, a to na základe kineziologických, záťažových a spirometrických vyšetrení.

Pri sledovaní efektu inspiračného trenažéra v ľahu (Tabuľka 3, Obrázok 5, 6) sme zistili, že táto poloha príliš aktivuje pomocné nádychové svaly a menej IO. Významné zvýšenie aktivity bolo zaznamenané u všetkých meraných svalov okrem IO ( $p=0,08438$ ), ale prekvapujúco najväčšia zmena, až o 35,52%, bola nameraná u SCM. Aktivita RA bola tiež významne zvýšená. V tomto prípade medián zmeny predstavoval



hodnotu 21,56%. Až 10 jedincov z 12 vykázalo nárast aktivity T. Otázkou stále ostáva signifikantné zvýšenie SCM. Tomich et al. (2007) tiež zaznamenal zvýšenú EMG aktivitu daného svalu pri použití flow-oriented inspiračného trenažera (Triflo II). Avšak použitím volume-oriented trenažera (Voldyne), neregistroval žiaden signifikantný rozdiel v porovnaní s aktivitou svalu pri hlbokom dýchaní. To by znamenalo, že použitie IS aj v jeho prípade zvyšuje aktivitu pomocného nádychového svalu, ale práve použitím flow-oriented trenažera a nie volume-oriented, ktorý bol použitý v našom experimente. De Andrade et al. (2005) nameral pacientom s CHOPN tak isto 28% zvýšenie aktivity SCM pri tréningu s threshold trenažerom. Toto zvýšenie dobre korelovalo so stupňom pľúcnej obštrukcie. Costa et al. (1994) nepreukázal pri rôznych variáciách dýchania zvýšenie aktivity daného svalu počas hlbokého dýchania, ale zvýšenie aktivity v tomto experimente nastalo u jedincov s kostálnym typom dýchania počas rýchleho dýchania. Ďalším možným faktorom vedúcim k tak významnému zvýšeniu aktivity daného svalu môže byť poloha, v ktorej boli probandi vyšetřovaní. V našom prípade poloha v ľahu, a s ňou spojené umiestnenie trenažera počas dýchania, mohla stimulačne vplývať na aktivitu spomínaného svalu (Príloha 3). Toto jeho umiestnenie mohlo byť príčinou mierneho pohybu hlavy a krku smerom do flexie, pretože pohľad očí kaudálnym smerom facilituje predklon (Kolář et al., 2009a). Dôvodom možného pohybu bola kontrola požadovaného prietoku na trenažeri. Aj keď optimálna viditeľnosť kontroly prietoku na trenažeri bola u každého probanda tesne pred vyšetřením v danej polohe overená, nemôžeme vylúčiť ani tento fenomén. Môžeme preto hypoteticky uvažovať, že určitý podiel na zvýšenej aktivite daného svalu mal nepretržitý pohľad na trenažer v kaudálnom smere s cieľom kontroly prietoku. Dôvodom, prečo nedošlo v prípade Tomicha et al. (2007) k zvýšeniu aktivity SCM pri dýchaní pomocou volume-oriented trenažera, môže byť voľba inej vyšetřovacej polohy. V danom prípade bol zvolený ľah s 30° sklonom flexie trupu. Aj keď štúdia nepopisuje umiestnenie trenažera, môžeme sa domnievať, že daný sklon bol vybraný práve preto, aby proband mohol pohodlne sledovať trenažer priamo pred sebou, čím boli vylúčené potenciálne komplikácie nášho experimentu v polohe v ľahu. Rozdielne výsledky pri použití volume-oriented trenažerov v oboch prípadoch môžu byť dané rozdielnou inštrukciou k prevedeniu nádychu. Kým v našom prípade sme probandov neinštruovali v zmysle smerovania dychu pri nádychu či dychovej motoriky, Tomich et al. (2007) požadoval probandov pri vdychu smerovať nádych pod dlane terapeuta, ktoré boli položené pod spodnými rebrami. Probandi boli požiadani nadychovať maximálnym

možným objemom tak, aby nedošlo k pohybu hrudníka. Takáto rozdielnosť inštrukcií môže tak isto prispievať k rozdielnosti výsledkov.

Pri použití trenážera v posturálne náročnejšej situácii v sede so zdvihnutou DK (Tabuľka 2, Obrázok 3, 4) nedošlo k signifikantne významným výsledkom. Mohli sme pozorovať pokles aktivity RA o 3,43% ( $p=0,15794$ ), kde u 8 z 12 probandov bolo zaznamenané zníženie aktivity. U rovnakého počtu probandov bolo registrované zníženie aktivity IO o 5,22% ( $p=0,937473$ ), avšak toto zníženie je štatisticky nevýznamné. Pri polohe v ľahu so zdvihnutými DKK (Tabuľka 4, Obrázok 7, 8) sme pri použití trenážera zaznamenali u 10 z 12 jedincov malé zníženie aktivity IO o 2,32% ( $p=0,02857$ ). Podobne ako pri predošlej polohe, zníženie aktivity RA bolo viditeľné u 8 z 12 jedincov v strednej hodnote 9,80% ( $p=0,136098$ ). Naopak, u rovnakého počtu probandov došlo k zvýšeniu aktivity SCM o 12,71% ( $p=0,346522$ ). Táto hodnota nie je štatisticky významná, ale ako už bolo diskutované vyššie, môže naznačovať, že zvýšenie EMG aktivity tohto svalu u 8 z 12 probandov mohlo byť znovu dané polohou trenážera voči probandovi. Až 9 z 12 probandov reagovalo na trenážer zvýšením aktivity T ( $p=0,432768$ ). Pohľadom na vplyv trenážera na dýchacie svaly pri posturálne náročnejšej situácii môžeme pozorovať tendenciu znižovať aktivitu brušného svalstva. Aj keď nie štatisticky významne, v ľahu so zdvihnutými DKK, môžeme pozorovať zvýšenie aktivity pomocných nádechových svalov. Otázne je, či by bola táto zmena štatisticky významná pri väčšej experimentálnej skupine. Z daných výsledkov môžeme usúdiť, že použitie inspiračného trenážera môže viesť v posturálne náročných situáciách k zníženiu aktivity brušného svalstva. Tento fenomén môže byť daný za účelom zachovania homeostázy, kedy musí CNS uprednostniť respiračnú funkciu dýchacích svalov pred ich posturálnou funkciou. Z toho dôvodu môže dôjsť k zníženej stabilizácii chrbtice v situáciách, v ktorých je zvýšený nárok na dýchanie, napríklad pri záťaži alebo onemocneniach respiračného systému (Hodges, Heijnen, Gandevia, 2001). Týmto sa znovu vraciame k pacientom s respiračnými chorobami, u ktorých v ťažkom štádiu dochádza, ako už bolo spomenuté, k zmene funkcie lokomočných svalov na výhradne dýchacie (Smolíková, Máček, 2006). Toto tvrdenie opäť poukazuje na úzke prepojenie dychovej a posturálnej funkcie respiračného svalstva.

Pri skúmaní vplyvu posturálneho zaťaženia v sede (Tabuľka 5, Obrázok 9, 10) na aktivitu meraných svalov sme zistili významné zvýšenie aktivity všetkých svalov okrem PM. U 11 z 12 probandov sme zaregistrovali zvýšenie aktivity IO a RA o 96,10% ( $p=0,00604$ ) u prvého a 20,43% ( $p=0,003702$ ) u druhého svalu. 10 z 12

probandov zvýšilo aktivitu SCM a T o 8,10% ( $p=0,049861$ ) u prvého, respektíve o 8,27% ( $p=0,028057$ ) u druhého svalu. V ľahu zvyšovalo antigravitačné držanie DKK (Tabuľka 7, Obrázok 13, 14) EMG aktivitu všetkých meraných svalov. Všetkých 12 probandov zvýšilo významne ( $p=0,002$ ) aktivitu IO v strednej hodnote o 524,31%, RA o 481,51%, SCM o 47,20%, T o 27,04% a 11 z 12 jedincov zaznamenalo zvýšenie aktivity PM (o 12,52%). Zvýšenie aktivity brušných svalov môžeme spájať s potrebou zvýšenia intraabdominálneho tlaku počas posturálne náročnejšej situácie s cieľom zníženia kompresných tlakov na chrbticu (DePalo et al., 2003; Hodges, Gandevia, 2000a; Puckree et al., 1998).

Porovnávanie tých istých situácií, s použitím trenažéra v oboch z nich, prinieslo podobné výsledky. V polohe v sede (Tabuľka 6, Obrázok 11, 12) bolo štatisticky významné len zvýšenie aktivity IO len o 59,06% ( $p=0,02291$ ) v porovnaní z posturálnym zaťažením bez trenažéra (96,10%), čo potvrdzuje len fakt, že trenažér má pri posturálne labilnejšej polohe tendenciu znižovať aktivitu tohoto svalu. Pri posturálnom zaťažení v ľahu s trenažérom (Tabuľka 8, Obrázok 15, 16) došlo opäť k signifikantnému zvýšeniu aktivity všetkých meraných svalov, ale s menším percentuálnym rozdielom ako pri tej istej situácii bez použitia trenažéru, čo opäť, podobne ako v sede so zdvihnutou DK, potvrdzuje tendenciu trenažéra znižovať aktivitu spodnej časti brucha pri posturálne náročnejšej situácii.

Zaujímavý je aj pohľad na percentuálnu zmenu aktivity svalov jednotlivých probandov, kde môžeme sledovať, napríklad v situácii so zvýšeným posturálnym zaťažením v ľahu (Tabuľka 7), veľké rozdiely. Napríklad proband č.5 zaznamenal zvýšenie EMG aktivity IO až o viac ako 2000% a RA približne o 900% v porovnaní s probandom č.7, ktorý zvýšil aktivitu IO približne o 500% a RA skoro až o 2000%, či s probandom č. 9, u ktorého bolo zvýšenie IO približne o 800% a RA o 1500%. Príklad môže demonštrovať recipročný vzťah veľkosti aktivácie týchto dvoch svalov, kde pri výraznejšom zapojení jedného, došlo k dvoj- až štvor-násobnému rozdielu zapojenia druhého svalu. Pri zvýšenom zapojení IO tak došlo k zníženej aktivácii RA a opačne. Dané tvrdenie potvrdzujú aj ďalší probandi (č.2, 6), u ktorých došlo až k 9-, respektíve 5-násobnému rozdielu medzi percentuálnymi rozdielmi aktivácie IO a RA. To môže poukazovať, v prípade väčšieho zvýšenia RA, na poruchu aktivácie dychovej a posturálnej funkcie, pri ktorej dochádza k väčšej aktivácii RA a EO a k nižšej aktivite spodnej časti m. rectus abdominis a IO (Kolář, 2006).

Prepojenie a vzťah aktivity svalov v jednotlivých polohách je možné pozorovať na probandovi č.5. Pri posturálnom zaťažení v ľahu ako aj v sede je vidieť významné zvýšenie aktivity IO v porovnaní s inými svalmi, respektíve v polohe v sede došlo u tohoto probanda dokonca k zníženiu aktivity ostatných svalov. Pri posturálnom zaťažení v ľahu je nápadné zvýšenie PM. Táto poloha však predstavovala pre každého jedinca príliš veľké posturálne zaťaženie, pri ktorom došlo k zvýšenej aktivite aj pomocných nádychových svalov. Vplyv trenažéra spôsobil u probanda č.5 v polohe v sede, ako aj v polohe v sede so zdvihnutou DK, opäť zvýšenie aktivity IO a zníženie aktivity ostatných svalov. Podobne tomu bolo aj pri použití trenažéra v ľahu. Zmena nastala len v aktivite SCM, u ktorého sme v ľahu zaznamenali mierne zvýšenie. Pri použití trenažéra v polohe v ľahu so zdvihnutými DKK nedošlo u IO, RA a T skoro k žiadnej zmene, ale aktivita SCM a PM bola znížená. Daný proband sa z nášho pohľadu približuje akejsi „optimálnej“ a očakávanej zmene aktivity dýchacích svalov vplyvom použitia IS alebo vplyvom posturálneho zaťaženia pri „optimálnom“ prepojení dychovej a posturálnej funkcie dýchacích svalov. Niektorí ďalší probandi ukázali podobné zapojenie daných svalov, avšak tieto zmeny boli zaznamenané len čiastočne v niektorých polohách, buď napríklad len v sede alebo len v ľahu, ako to môžeme vidieť u probanda č.6, ktorý taktiež ako proband č.5 v minulosti dlhoročne závodne športoval. Jedinou nami pozorovanou odlišnosťou od ostatných jedincov, ktorá mohla u probanda č.5 spôsobiť jeho priblíženie sa k „optimálu“ nášho experimentu, mohol byť momentálny tréning čínskych bojových umení spolu s dychovými cvičeniami Chi kung. Avšak tvrdiť, že práve toto cvičenie vedie k takýmto výsledkom by bolo príliš odvážne, pretože jeho vplyv na posturálne-dychovú funkciu respiračných svalov nebol doposiaľ skúmaný.

Výsledky nášho experimentu naznačujú, že použitie IS má efekt na EMG aktivitu dýchacích svalov, a to hlavne pri jeho použití v sede, kde spôsobuje zvýšenie aktivity IO. Nemalý efekt bol zaznamenaný pri použití IS aj v ľahu, kde došlo k zvýšenej aktivite všetkých meraných svalov, ale hlavne SCM. Ďalej nám experiment naznačuje, že použitie IS v posturálne náročnejšej situácii vedie k útlmu aktivity brušného svalstva. Výsledky experimentu ďalej napovedajú, že posturálne zaťaženie vyvoláva zvýšenie aktivity všetkých meraných svalov. Nové zistenia nám viac-menej naznačujú smer, ktorý by mohol byť potvrdený štúdiou s väčším počtom probandov. Zaujímavé by bolo pozmeniť metodiku výskumu zo strany inštrukcie probandov pri dýchaní. Môžeme sa

domnievať, že použitie IS pri súčasnej inštrukcii dýchania v rámci nácviku dychovo-posturálnej funkcie, zlepší a zintenzívni efekt tohto nácviku.

## 7 ZÁVERY

Cieľom výskumu bolo zistiť, ako vplýva modulácia nádychu pomocou inspiračného trenažéra alebo zlabilnenie posturálnej situácie na aktivitu dýchacích svalov, pričom hlavný dôraz tohoto experimentu bol kladený na výber vhodnej polohy na nácvik dychovo-posturálnej funkcie pri dýchaní pomocou inspiračného trenažéra. Významná časť tejto práce bola venovaná základom kineziológie dýchania, príčinám porúch dychového stereotypu ako aj využitiu inspiračných trenažérov a povrchovej elektromyografie. Stanovené ciele boli splnené.

Po vyhodnotení výsledkov sme zistili, že použitie inspiračného trenažéra v štyroch stanovených posturálnych polohách nevedlo k zníženiu aktivity pomocných nádechových svalov (SCM, PM, T), čo nepotvrďuje v úvode špecifikovanú hypotézu č.1. Napriek tomu, že v sede došlo k štatisticky významnému zvýšeniu aktivity IO, v polohe v ľahu nebolo toto zvýšenie štatisticky významné ( $p=0,08438$ ), i keď bolo zaznamenané u 9 z 12 probandov. Zaujímavým zistením je, že v ľahu so zdvihnutými DKK došlo dokonca k miernemu zníženiu jeho aktivity ( $p=0,028057$ ), čo nám len potvrdzuje neplatnosť hypotézy č.2. Možným dôvodom spomínaného zníženia môže byť posturálna náročnosť danej polohy a insuficientná stabilizačná funkcia jedincov. Praktický výskum tejto štúdie vyvrátil aj hypotézu č.3. Pri posturálnom zaťažení v ľahu s použitím trenažéra a pri posturálnom zaťažení v sede bez jeho použitia došlo k štatisticky signifikantnému zvýšeniu aktivity SCM a T. K nárastu aktivity SCM, PM a T došlo aj pri posturálnom zaťažení v ľahu. Jedinou potvrdenou hypotézou je hypotéza č.4. Zvýšenie EMG aktivity IO nastalo pri posturálnom zaťažení vo všetkých variantách polôh, pričom najvýraznejší nárast bol viditeľný v ľahu s antigravitačným držaním DKK, čo môžeme pripisovať zvýšeniu intraabdominálneho tlaku počas posturálne náročnejšej situácie s cieľom zníženia kompresných tlakov na chrbticu.

Záverom tejto štúdie je potvrdenie vplyvu inspiračného trenažéra na aktivitu dýchacích svalov, pričom v rámci efektívneho nácviku dychovo-posturálnej funkcie by sme na základe zistených výsledkov odporučili polohu sedu, v ktorej dochádza k signifikantnej aktivácii IO, a zároveň k nezmenenej aktivite pomocných inspiračných svalov. Pre potvrdenie získaných výsledkov a vyvodených odporúčaní by bolo vhodné previesť štúdiu na väčšej homogénnej vzorke probandov. Tiež je možné sa domnievať, že aj štúdia zameraná na použitie trenažéra spolu s aplikáciou konkrétnych inštrukcií

a povelov v rámci nácviku dychovo-posturálnej funkcie by mohla priniest' zaujímavé a užitočné výsledky.

## 8 REFERENČNÝ ZOZNAM

- AARC Clinical Practice Guideline : Incentive spirometry. *Respiratory care* [online]. 1991, vol. 36, n. 12, [cit. 2010-02-16]. s. 1402–1405. Dostupný z WWW: <<http://www.rcjournal.com/cpgs/ispircpg.html>>. ISSN 0020-1324.
- Association of Chartered Physiotherapists in Respiratory Care* [online]. 2010 [cit. 2010-02-17]. Cliniflo. Dostupné z WWW: <[http://www.acprc.org.uk/index2.php?option=com\\_content&do\\_pdf=1&id=153](http://www.acprc.org.uk/index2.php?option=com_content&do_pdf=1&id=153)>.
- BASTIN, R.; MORAINÉ, J.; BARDOCKSKY, G. et al.: Incentive spirometry Performance : Reliable indicator of pulmonary function in the early postoperative period after lobectomy?. *Chest* [online]. 1997, vol. 111, n. 3, [cit. 2010-02-11]. s. 559-563. Dostupný z WWW: <<http://chestjournal.chestpubs.org/content/111/3/559.full.pdf+html>>. ISSN 1931-3543.
- BECK, T.W.: Applications of Surface Electromyography In Strength and Conditioning. *NSCA* [online]. 2005, [cit. 2010-02-17]. s. 1-10. Dostupný z WWW: <<http://www.nasca-lift.org/HotTopic/download/EMG.pdf>>.
- BISHOP, M.D.; PATHARE, N.: Consideration for the use of surface electromyography. *KAUTPT* [online]. 2004, vol. 11, n. 4, [cit. 2010-02-16]. s. 61-70. Dostupný z WWW: <<http://kmbase.medric.or.kr/Fulltext/06083/2004-11-4/61-70.pdf>>.
- CAQUELARD, F.; BURNET, H.; TAGLIARINI, F. et al.: Effects of prolonged hypobaric hypoxia on human skeletal muscle function and electromyographic events. *Clin Sci (Lond)*. 2000, vol. 98, n. 3, s. 329-337. ISSN 0143-5221.
- CLARYS, J.P.: Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics* [online]. 2000, vol. 43, n. 10, [cit. 2010-02-16]. s. 1750-1762. Dostupný z WWW: <[http://www.castonline.ilstu.edu/mccaw/hpr482/EMGREAD\\_files/5268%20Clarys%20EMG%20history.pdf](http://www.castonline.ilstu.edu/mccaw/hpr482/EMGREAD_files/5268%20Clarys%20EMG%20history.pdf)>. ISSN 1366-5847.
- COSTA, D.; VITTI, M.; DE OLIVEIRA TOSELLO, D. et al.: Participation of the sternocleidomastoid muscle on deep inspiration in man. An electromyographic study. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1994, vol. 34, n. 5, s. 315-320. ISSN 0301-150X.
- COUILLARD, A.; PREFAUT, C.: From muscle disuse to myopathy in COPD: potential contribution of oxidative stress. *Eur Respir J* [online]. 2005, vol. 26, n. 4, [cit. 2010-02-12]. s. 703-719. Dostupný z WWW: <<http://erj.ersjournals.com/cgi/reprint/26/4/703>>. ISSN 1399-3003.
- ČÁPOVÁ, J.: *Terapeutický koncept : Bazální programy a podprogramy*. Ostrava : Repronis, 2008. 119 s. ISBN 978-80-7329-180-8.



- DE ANDRADE, A.D.; SILVA, T.N.; VASCONCELOS, H. et al.: Inspiratory muscular activation during threshold therapy in elderly healthy and patients with COPD. *Electromyogr Kinesiol.* 2005, vol. 15, n. 6, s. 631-639. ISSN 1050-6411.
- DEKHUIJZEN, P.N.; FOLGERING, H.T.; VAN HERWAARDEN, C.L.: Target-flow inspiratory muscle training during pulmonary rehabilitation in patients with COPD. *Chest* [online]. 1991, vol. 99, n. 1, [cit. 2010-02-11]. s. 99.1.128. Dostupný z WWW: <<http://chestjournal.chestpubs.org/content/99/1/128.full.pdf+html>>. ISSN 1931-3543.
- DELUCA, C.J.: A practicum on the use of sEMG signals in movement sciences. *DelSys Incorporated* [online]. 2008, [cit. 2010-02-16]. s. 102. Dostupný z WWW: <<http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Practicum.html>>. ISBN 978-0-9798644-0-7.
- DELUCA, C.J.: Surface electromyography : detection and recording. *DelSys Incorporated* [online]. 2002, [cit. 2010-02-16]. s. 1-10. Dostupný z WWW: <[http://www.delsys.com/Attachments\\_pdf/WP\\_SEMGintro.pdf](http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf)>.
- DEPALO, V.A.; PARKER, A.L.; AL-BILBEISI, F. et al.: Respiratory muscle strength training with nonrespiratory maneuvers. *J Appl Physiol* [online]. 2004, vol. 96, n. 2, [cit. 2010-02-14]. s. 731-734. Dostupný z WWW: <<http://jap.physiology.org/cgi/content/full/96/2/731>>. ISSN 1522-1601.
- DEUSCHL, G.; EISEN, A.: Recommendation for the practice of the clinical neurophysiology : Guidelines of the International federation of clinical neurophysiology. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1999, Suppl. 52, s. 297. ISBN 0-444-50295-5.
- DOHI, S.; GOLD, M.I.: Comparison of two methods of postoperative respiratory care.. *Chest* [online]. 1978, vol. 73, n. 5, [cit. 2010-02-11]. s. 592-595. Dostupný z WWW: <<http://chestjournal.chestpubs.org/content/73/5/592>>. ISSN 1931-3543.
- DVOŘÁK, R.: Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005a, roč. 12, č. 1, s. 12-17. ISSN 1211-2658.
- DVOŘÁK, R.: Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005b, roč. 12, č. 1, s. 18-22. ISSN 1211-2658.
- DYLEVSKÝ, I.; DRUGA, R.; MRÁZKOVÁ, O.: *Funkční anatomie člověka*. Praha : Grada Publishing, spol. s r.o., 2000. 664 s. ISBN 80-7169-681-1.
- ECHTERNACH, J.L.: *Introduction to electromyography and nerve conduction testing*. Thorofare, USA : SLACK Incorporated, 2003. 173 s. ISBN 1-55642-529-5.
- ENRIGHT, S.J.; UNNITHAN, V.B.; HEWARD, C. et al.: Effect of high-intensity inspiratory muscle training on lung volumes, diaphragm thickness, and exercise

- capacity in subjects who are healthy. *Physical Therapy* [online]. 2006, vol. 86, n. 3, [cit. 2010-02-11]. s. 345-354. Dostupný z WWW: <<http://ptjournal.apta.org/cgi/reprint/86/3/345>>. ISSN 1538-6724.
- GALE, G.D.; SANDERS, D.E.: The Bartlett-Edwards incentive spirometer : A preliminary assessment of its use in the prevention of atelectasis after cardiopulmonary bypass. *Canadian Journal of Anesthesia* . 1977, vol. 24, n. 3, s. 408-416. ISSN 0832-610X.
- GANDEVIA, S.C.; BUTLER, J.E.; HODGES, P.W. et al.: Balancing acts: Respiratory sensations, motor control and human posture. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*. 2002, vol. 29, n. 1-2, s. 118 - 121. ISSN 0305-1870.
- GANONG, W.F.: *Přehled lékařské fyziologie*. 20. Praha : Galén, 2005. 890 s. ISBN 80-7262-311-7.
- GREEN, H.J.; SUTTON, J.R.; CYMERMAN, A. et al.: Operation Everest II: adaptations in human skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*. 1989, vol. 66, n. 5, s. 2454-2461. ISSN 8750-7587.
- GUENETTE, J.A.; SHEEL, A.W.: Physiological consequences of a high work of breathing during heavy exercise in humans. *J Sci Med Sport*. 2007, vol. 10, n. 6, s. 341-350. ISSN 1440-2440.
- HALADOVÁ, E.; NECHVÁTALOVÁ, L.: *Vyšetřovací metody hybného systému*. Brno : Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2003. 135 s. ISBN 80-7013-393-7.
- HELLEBRANDOVÁ, L.: *Ovlivnění respiračních parametrů koaktivací bránice s ostatními svaly trupu*. Praha, 2009. 106 s. Diplomová práce. Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství. Vedúci práce Mgr. Marcela Šafářová.
- HODGES, P.W.; GANDEVIA, S.C.: Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *J Appl Physiol* [online]. 2000a, vol. 89, n. 3, [cit. 2010-02-14]. s. 967-976. Dostupný z WWW: <<http://jap.physiology.org/cgi/reprint/89/3/967>>. ISSN 1522-1601.
- HODGES., P.W.; GANDEVIA, S.C.: Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *The Journal of Physiology* [online]. 2000b, vol. 522., no. 1, [cit. 2010-02-14]. s. 165-175. Dostupný z WWW: <<http://jp.physoc.org/content/522/1/165.full.pdf+html>>. ISSN 1469-7793.
- HODGES, P.W.; HEIJNEN, I.; GANDEVIA, S.C.: Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *Journal of Physiology* [online]. 2001, vol. 537, n. 3, [cit. 2010-02-14]. s. 999–1008. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2278995/pdf/tjp0537-0999.pdf>>. ISSN 1469-7793.

- HOPPELER, H.; KLEINERT, E.; SCHLEGEL, C. et al.: Morphological adaptations of human skeletal muscle to chronic hypoxia. *Int J Sports Med.* 1990, vol. 11, Suppl. 1, s. 3-9. ISSN 0172-4622.
- KAPANDJI, I.A.: *The physiology of the joints : The trunk and the vertebral column.* Edinburgh : Churchill Livingstone, 2002. 251 s. ISBN 0-443-01209-1.
- KELLER, O.: *Obecná elektromyografie.* Praha : Triton s.r.o., 1999. 173 s. ISBN 80-7254-047-5.
- KOLÁŘ, P.: Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 2001, roč. 8, č. 4, s. 152-164. ISSN 1211-2658.
- KOLÁŘ, P.: Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika. *Rehabil. fyz. Léč.* 2006, roč. 13, č. 4, s. 155-170. ISSN 1803-6597.
- KOLÁŘ, P., et al.: *Rehabilitace v klinické praxi .* Praha : Galén, 2009a. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOLÁŘ, P.; LEWIT, K.: Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi* [online]. 2005, č. 5, [cit. 2010-02-09]. s. 270-275. Dostupný z WWW: <<http://www.solen.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>>. ISSN 1213-1814.
- KOLÁŘ, P.; NEUWIRTH, J.; ŠANDA J. et al.: Analysis of diaphragm movement during tidal breathing and during its activation while breath holding using MRI synchronized with spirometry. *Physiol. Res.* [online]. 2009b, vol. 58, [cit. 2010-02-16]. s. 383-392. Dostupný z WWW: <[http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/58/58\\_383.pdf](http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/58/58_383.pdf)>. ISSN 1802-9973.
- KOVÁČIKOVÁ, V.: Reeducace dechových funkcí Vojtovou metodou. *Rehabilitácia.* 1998, vol. 31, n. 2, s. 87-91. ISSN 0375-0922.
- LAOUTARIS, I.D.; DRITSAS, A.; ADAMOPOULOS, S. et al.: Effects of Inspiratory Muscle Training in Patients With Chronic Heart Failure. *J. Am. Coll. Cardiol.* [online]. 2008, vol. 52, n. 23, [cit. 2010-04-13]. s. 1888-1889. Dostupný z WWW: <<http://content.onlinejacc.org/cgi/reprint/52/23/1888.pdf>>. ISSN 1558-3597.
- LORING, S.H.; GARCIA-JACQUES, M.; MALHOTRA, A.: Pulmonary characteristics in COPD and mechanisms of increased work of breathing. *J Appl Physiol.* 2009, vol. 107, n. 1, s. 309-314. ISSN 1522-1601.
- MADOR, M.J.; BOZKANAT, E.: Skeletal muscle dysfunction in chronic obstructive pulmonary disease. *Respir Res* [online]. 2001, vol. 2, n. 4, [cit. 2010-02-14]. s. 216-224. Dostupný z WWW: <<http://respiratory-research.com/content/2/4/216>>. ISSN 1465-993X.

- MARTIN, A.D.; DAVENPORT, P.D.; FRANCESCHI, A.C. et al.: Use of inspiratory muscle strength training to facilitate ventilator weaning : A series of 10 consecutive patients. *Chest* [online]. 2002, vol. 122, n. 1, [cit. 2010-02-11]. s. 192-196. Dostupný z WWW: <<http://chestjournal.chestpubs.org/content/122/1/192.full.pdf+html>>. ISSN 1931-3543.
- MCCONNELL, A.K.; WEINER, P.; ROMER, L.M.: Inspiratory muscle training as a tool for the management of patients with COPD. *Eur Respir J* [online]. 2004, vol. 24, n. 1, [cit. 2010-02-11]. s. 510-514. Dostupný z WWW: <<http://erj.ersjournals.com/cgi/reprint/24/3/510>>. ISSN 1399-3003.
- MCGREGOR, M.; BECKLAKE, M.R.: The relationship of oxygen cost of breathing to respiratory mechanical work and respiratory force. *Joint Cardio-respiratory Service of the Royal Victoria Hospital and the Montreal* [online]. 1961, [cit. 2010-02-14]. s. 971-980. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC290814/pdf/jcinvest00305-0087.pdf>>.
- MERLETTI, R.; PARKER, P.A.: *Electromyography: Physiology, engineering, and noninvasive applications*. New Jersey : John Wiley & Sons, Inc., 2004. 477 s. ISBN 0-471-67580-6.
- MUELLER, R.L.: Hygienic aspects of postoperative respiratory therapy with incentive spirometers. *Forum städte-hygiene*. 1994, vol. 45, n. 2, s. 109-116. ISSN 0342-202X.
- OROZCO-LEVI, M.; GEA, J.; MONELLS, J. et al.: Activity of latissimus dorsi muscle during inspiratory threshold loads. *Eur Respir J* [online]. 1995, vol. 8, n. 3, [cit. 2010-02-11]. s. 441-445. Dostupný z WWW: <<http://erj.ersjournals.com/cgi/reprint/8/3/441.pdf>>. ISSN 1399-3003.
- PARREIRA, V.F.; TOMICH, G.M.; BRITTO, R.R. et al.: Assessment of tidal volume and thoracoabdominal motion using volume and flow-oriented incentive spirometers in healthy subjects. *Braz J Med Biol Res* [online]. 2005, vol. 38, n. 7, [cit. 2010-02-11]. s. 1105-1112. Dostupný z WWW: <<http://www.scielo.br/pdf/bjnbr/v38n7/v38n7a14.pdf>>. ISSN 1414-431X.
- PUCKREE, T.; CERNY, F.; BISHOP, B.: Abdominal motor unit activity during respiratory and nonrespiratory tasks. *J Appl Physiol* [online]. 1998, vol. 84, n. 5, [cit. 2010-02-14]. s. 1707-1715. Dostupný z WWW: <<http://jap.physiology.org/cgi/reprint/84/5/1707>>. ISSN 1522-1601.
- RIBEIRO, J.P.; CALLEGARO, C.C.; SCHNEIDER, F.L. et al.: Exaggerated peripheral chemoreflex response in heart failure with inspiratory muscle weakness. *J Cardiovasc Prevent Rehabil* . 2008, vol. 15, Suppl. 1, s. 113. ISSN 1741-8267.
- RODOVÁ, D.; MAYER, M.; JANURA, M.: Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 4, s. 173-177. ISSN 1211-2658.

- ROMER, L.M.; POLKEY, M.I.: Exercise-induced respiratory muscle fatigue: implications for performance. *J Appl Physiol* [online]. 2008, vol. 104, n. 3, [cit. 2010-02-11]. s. 879-888. Dostupný z WWW: <<http://jap.physiology.org/cgi/content/full/104/3/879>>. ISSN 1522-1601.
- SIAFAKAS, N.M.; MITROUSKA, I.; BOUROS, D. et al.: Surgery and the respiratory muscles. *Thorax* [online]. 1999, vol. 54, n. 5, [cit. 2010-04-11]. s. 458-465. Dostupný z WWW: <<http://thorax.bmj.com/content/54/5/458.full.pdf>>. ISSN 1468-3296.
- SLAVÍKOVÁ, J.: *Fyziologie dýchání*. Praha : Univerzita Karlova, 1997. 54 s. ISBN 807066-658-7.
- SMOLÍKOVÁ, L.; MÁČEK, M.: *Fyzioterapie a pohybová léčba u chronických plicních onemocnění*. Praha : Blue Wings s.r.o., 2006. 215 s.
- STILLER, K.; HUFF, N.: Respiratory muscle training for tetraplegic patients : A literature review. *Australian Journal of Physiotherapy*. 1999, vol. 45, n. 4, s. 291-299. ISSN 00049514.
- SUCHOMEL, T.: Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém - podstata a klinická východiska. *Rehabil. fyz. Lék.* 2006, vol. 13, n. 3, s. 112-124. ISSN 1803-6597.
- SUZUKI, S.; YOSHIIKE, Y.; SUZUKI, M. et al.: Inspiratory muscle training and respiratory sensation during treadmill exercise.. *Chest* [online]. 1993, vol. 104, n. 1, [cit. 2010-02-11]. s. 197-202. Dostupný z WWW: <<http://chestjournal.chestpubs.org/content/104/1/197.full.pdf+html>>. ISSN 1931-3543.
- TOMICH, G.M.; FRANCA, D.C.; DIÓRIO, A.C.M. et al.: Breathing pattern, thoracoabdominal motion and muscular activity during three breathing exercises. *Braz J Med Biol Res* [online]. 2007, vol. 40, n. 10, [cit. 2010-04-14]. s. 1409-1417. Dostupný z WWW: <<http://www.scielo.br/pdf/bjmr/v40n10/6750.pdf>>. ISSN 1414-431X.
- TROJAN, S.; DRUGA, R.; PFEIFFER, J. et al.: *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha : Grada Publishing, a.s., 2005. 240 s. ISBN 80-247-1296-2.
- VÉLE, F.: *Kineziologie : Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. Praha : Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- WEINDLER, J.; KIEFER, R.: The efficacy of postoperative incentive spirometry is influenced by the device-specific imposed work of breathing. *Chest* [online]. 2001, vol. 119, n. 6, [cit. 2010-02-10]. s. 1858-1864. Dostupný z WWW: <<http://chestjournal.chestpubs.org/content/119/6/1858.full.html>>. ISSN 1931-3543.

- WEINER, P.; MAGADLE, R.; BECKERMAN, M. et al.: Comparison of specific expiratory, inspiratory, and combined muscle training programs in COPD. *Chest* [online]. 2003, vol. 124, n. 4, [cit. 2010-02-11]. Dostupný z WWW: <<http://chestjournal.chestpubs.org/content/124/4/1357.full.pdf+html>>. ISSN 1931-3543.
- WEINER, P.; MAN, A.; WEINER, M. et al.: The effect of incentive spirometry and inspiratory muscle training on pulmonary function after lung resection. *J Thorac Cardiovasc Surg* [online]. 1997, vol. 113, n. 1, [cit. 2010-02-11]. s. 552-557. Dostupný z WWW: <<http://jtcs.ctsnetjournals.org/cgi/content/full/113/3/552>>. ISSN 1097-685X.
- WITT, J.D.; GUENETTE, J.A.; RUPERT, J.L. et al.: Inspiratory muscle training attenuates the human respiratory muscle metaboreflex. *J Physiol* [online]. 2007, vol. 584, n. 3, [cit. 2010-02-11]. s. 1019–1028. Dostupný z WWW: <<http://jp.physoc.org/content/584/3/1019.full.pdf+html>>. ISSN 1469-7793.
- WOOD, H.E.; MITCHELL, G.S.; BABB, T.G.: Short-term modulation of the exercise ventilatory response in young men. *J Appl Physiol*. 2008, vol. 104, n. 1, s. 244-252. ISSN 1522-1601.
- WOOD, H.E.; MITCHELL, G.S.; BABB, T.G.: Breathing mechanics during exercise with added dead space reflect mechanisms of ventilatory control. *Respir Physiol Neurobiol*. 2009, vol. 168, n. 3, s. 210-217. ISSN 1569-9048.

## **9 PRÍLOHY**

Príloha č. 1: Charakteristika výskumnej skupiny

Príloha č. 2: Základné vyšetrovacie polohy

Príloha č. 3: Polohy pri vyšetrení vplyvu trenažéra

Príloha č. 4: Polohy pri vyšetrení vplyvu posturálneho zaťaženia

Príloha č. 5: Inspiračné trenažéry

## Príloha č. 1: Charakteristika výskumnej skupiny

proband	pohlavie	vek	výška (m)	váha (kg)	BMI	BSA (m <sup>2</sup> )
1	žena	22	1,60	50	19,53	1,49
2	žena	25	1,63	51	19,20	1,52
3	muž	26	1,80	70	21,60	1,87
4	žena	26	1,63	59	22,21	1,63
5	muž	28	1,84	82	24,22	2,05
6	žena	24	1,70	58	20,07	1,65
7	muž	21	1,78	67	21,15	1,82
8	muž	26	1,84	90	26,58	2,14
9	muž	21	1,83	80	23,89	2,02
10	žena	23	1,75	75	24,49	1,91
11	žena	20	1,66	60	21,77	1,66
12	žena	26	1,58	60	24,03	1,62
<b>priemer</b>		<b>24</b>	<b>1,72</b>	<b>67</b>	<b>22,40</b>	<b>1,78</b>

Tabuľka 1. Charakteristika výskumnej skupiny



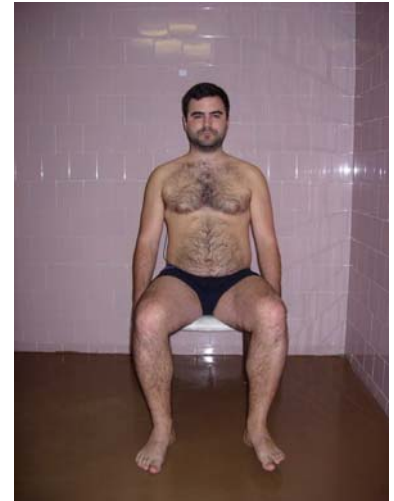
## Príloha č. 2: Základné vyšetrovacie polohy



Sed



Sed so zdvihnutou PDK



Sed so zdvihnutou LDK



Ľah



Ľah so zdvihnutými DKK

## Príloha č. 3: Polohy pri vyhodnocovaní vplyvu trénažéra

### 1. Poloha v sede



Sed



Sed s trénažérom

### 2. Poloha v sede so zdvihnutou DK



Sed so zdvihnutou DK



Sed so zdvihnutou DK a s trénažérom

### 3. Poloha v ľahu



Ľah



Ľah s trenažérom

### 4. Poloha v ľahu so zdvihnutými DKK



Ľah so zdvihnutými DKK



Ľah so zdvihnutými DKK s trenažérom

## Príloha č. 4: Polohy pri vyhodnocovaní vplyvu posturálneho zaťaženia

### 1. Poloha v sede



Sed



Sed so zdvihnutou DK

### 2. Poloha v sede s trenažérom



Sed s trenažérom



Sed so zdvihnutou DK s trenažérom

### 3. Poloha v ľahu



Ľah



Ľah so zdvihnutými DKK

### 4. Poloha v ľahu s trenažérom



Ľah s trenažérom



Ľah so zdvihnutými DKK s trenažérom

## Príloha č. 5: Inspiračné trenažéry

### 1. Volume-oriented trenažéry



Voldyne



Coach

### 2. Flow-oriented trenažéry



Triflo II



Cliniflo

### 3. Inspiračný trenažér Threshold



Threshold<sup>®</sup> IMT