

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA
Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Jitka Dařinová

**Vliv změny posturální stability na sílu
respiračních svalů**

Diplomová práce

Praha 2015

Autor práce: **Bc. Jitka Dařinová**

Vedoucí práce: **Mgr. Petr Bitnar**

Oponent práce: **PhDr. Ondřej Čákr, Ph.D.**

Datum obhajoby: **2015**

Bibliografický záznam

DAŘINOVÁ, Jitka. *Vliv změny posturální stability na sílu respiračních svalů*. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2015. 60 s. Vedoucí diplomové práce Mgr. Petr Bitnar.

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá zkoumáním vlivu změny posturální stability na sílu respiračních svalů. Cílem práce bylo zjistit, zda se bude síla respiračních svalů měnit při zvýšených nárocích na posturální stabilitu a pokud ano, tak jakým způsobem. Teoretická část shrnuje poznatky o bránici v její posturálně – stabilizační funkci, o souvislostech mezi dýcháním a posturální kontrolou a o vlivu změny polohy těla na sílu respiračních svalů. V praktické části byly s využitím spirometru měřeny hodnoty maximálních ústních tlaků (PI max a PE max) u 21 zdravých jedinců ve věku od 20 do 26 let ve třech posturálních situacích - ve stoji, ve stoji na balanční ploše a ve stoji na balanční ploše s vyřazením kontroly zraku. V rámci celé skupiny nebyly v jednotlivých posturálních situacích u naměřených hodnot nalezeny statisticky významné rozdíly ($p \geq 0,05$). Byly pozorovány dva trendy ve změnách hodnot PI max a PE max. Při zvýšení nároků na posturální stabilitu vzrostla hodnota PI max u 29% jedinců a klesla u 71% jedinců. Hodnota PE max vzrostla u 33% jedinců a klesla u 67% jedinců. Tato práce je především fyziologickou studií, která by mohla přispět k odkrytí neurofyziologických mechanismů řízení postury ve vztahu k činnosti dýchacích svalů.

Klíčová slova

bránice, posturální stabilita, síla respiračních svalů, maximální nádechový a výdechový ústní tlak

Bibliographic identification

Dařinová, Jitka. *Influence of postural stability changes on respiratory muscle strength*. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2015, 60 p. Supervisor Mgr. Petr Bitnar.

Abstract

The presented thesis is focused on the influence of postural stability changes on respiratory muscle strength. The aim of this thesis was to determinate whether the respiratory muscle strength will change during the increased demands on postural stability, and if so, then how exactly. The theoretical part summarized the findings about the diaphragm and its postural stabilizing function, about the connection between breathing and postural control as well as about the influence of body position on respiratory muscle strength. In the practical part of the thesis, the values of the maximal respiratory mouth pressures were measured (PI max and PE max) on 21 healthy subjects ranging from 20 to 26 years of age using the spirometer in three postural situations – standing, standing on the balance surface and standing on the balance surface with no visual control. Throughout the whole group, there were no significant statistical differences ($p \geq 0,05$) in the outcome values of the measured postural situations. Two trends were observed in the changes of values of PI max and PE max. During the increased demands for postural stability the value of PI max was higher for 29% and lower for 71% of the measured individuals. The value of PE max was higher for 33% and lower for 67% of the measured individuals. This thesis is mainly a physiological study which could contribute to the revelation of neuropsychological postural control mechanism in relation to the respiratory muscles activity.

Keywords

diaphragm, postural stability, respiratory muscle strength, maximal inspiratory and expiratory mouth pressures

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Petra Bitnara, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 11. 5. 2015

Jitka Dařinová

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala Mgr. Petru Bitnarovi za odborné vedení diplomové práce, za cenné rady a připomínky při jejím zpracování a především za čas, který věnoval konzultacím této práce. Mé velké poděkování patří Mgr. Petře Domašinské za pomoc při statistickém zpracování a analýze naměřených dat. Děkuji také všem ochotným dobrovolníkům, kteří se nechali naměřit pro účely této práce. Poděkování patří i mým blízkým za pomoc a podporu při psaní práce.

OBSAH

OBSAH	7
SEZNAM ZKRATEK	8
ÚVOD	9
1 PŘEHLED POZNATKŮ	10
1.1 DÝCHÁNÍ.....	10
1.1.1 Řízení dýchání.....	10
1.1.2 Dýchací svaly.....	10
1.2 POSTURÁLNÍ STABILITA.....	12
1.2.1 Zajištění posturální stability.....	13
1.2.2 Posturální stabilita ve vztahu k dýchání.....	15
1.3 BRÁNICE.....	20
1.3.1 Funkce bránice.....	21
1.3.2 Nitrobřišní tlak.....	26
1.4 VYŠETŘENÍ SÍLY RESPIRAČNÍCH SVALŮ.....	29
1.4.1 Hodnoty PI max a PE max.....	29
1.4.2 Vliv polohy těla na hodnoty PI max a PE max.....	31
2 CÍL A HYPOTÉZY	33
3 METODIKA	34
3.1 SOUBOR VYŠETŘOVANÝCH OSOB.....	34
3.2 PŘÍSTROJE VYUŽITÉ PRO MĚŘENÍ.....	34
3.3 POMŮCKY VYUŽITÉ PŘI MĚŘENÍ.....	35
3.4 POSTUP MĚŘENÍ.....	35
3.5 ANALÝZA DAT.....	36
4 VÝSLEDKY	37
4.1 POSTURÁLNÍ STABILITA.....	37
4.2 SPIROMETRICKÁ MĚŘENÍ.....	37
4.2.1 Hodnoty maximálního nádechového ústního tlaku (PI max).....	37
Změny hodnot PI max: stoj vs. stoj na balanční ploše.....	39
Změny hodnot PI max: stoj vs. stoj na balanční ploše se zavřenýma očima (EC).....	39
Změny hodnot PI max: stoj na balanční ploše vs. stoj na balanční ploše se zavřenýma očima (EC).....	40
Změny hodnot PI max: stoj vs. zhoršené balanční podmínky.....	41
4.2.2 Hodnoty maximálního výdechového ústního tlaku (PE max).....	42
Změny hodnot PE max: stoj vs. stoj na balanční ploše.....	43
Změny hodnot PE max: stoj vs. stoj na balanční ploše se zavřenýma očima.....	44
Změny hodnot PE max: stoj na balanční ploše vs. stoj na balanční ploše se zavřenýma očima (EC).....	44
Změny hodnot PE max: stoj vs. zhoršené balanční podmínky.....	45
5 DISKUZE	46
5.1 DISKUZE K TEORETICKÉ ČÁSTI.....	46
5.2 DISKUZE K PRAKTICKÉ ČÁSTI.....	50
ZÁVĚR	54
REFERENČNÍ SEZNAM	55

SEZNAM ZKRATEK

CNS	centrální nervový systém
COG	průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze, center of gravity
COP	působíště vektoru reakční síly podložky, center of pressure
C	krční obratel
DKK	dolní končetiny
CHOPN	chronická obstrukční plicní nemoc
EO	m. obliquus abdominis externus
GERD	gastroezofageální reflux
HK	horní končetina
Th	hrudní obratel
EC	zavřené oči, eyes closed
EMG	elektromyografie
ES	m. erector spinae
FRC	funkční reziduální kapacita plic
IMT	trénink inspiračního svalstva, inspiratory muscle training
IO	m. obliquus abdominis internus
L	bederní obratel
LBP	bolest bederní oblasti zad, low back pain
mCTSIB	Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance
m.	musculus
mm.	musculi
n.	nervus
nn.	nervi
MRI	magnetická rezonance
p	hladina statistické významnosti
PI max	maximální inspirační tlak
PE max	maximální expirační tlak
PEFR	největší expirační průtoková síla, „peak expiratory flow rate“
RA	m. rectus abdominis
SEK	sed s lokty na kolenou, „sitting with elbow on the knee“
SD	směrodatná odchylka
TrA	m. transversus abdominis

ÚVOD

Při dýchacích pohybech neustále dochází ke drobným výchyilkám těla, které jsou kompenzovány mechanismy zajišťujícími posturální kontrolu. Svaly, které jsou označovány hlavně jako svaly respirační, plní též funkci posturální, jelikož se jejich aktivitou při dýchání mění uspořádání hybných segmentů. To má vliv na držení těla a tedy i na aktivitu a funkci svalů posturálních. Proto nelze vzhledem k funkci striktně rozdělit svaly na ryze respirační či posturální, dokonce ani na čistě inspirační nebo expirační (Véle, 2006). Bránice je označována jako hlavní respirační sval. Na její aktivitu mimo respirační funkci poukázal ve své studii z roku 1969 Skládal a kol., a to na základě radiologického vyšetření (Skládal et al., 1969). Její aktivita při zvýšených nárocích na stabilizaci trupu byla potvrzena i v několika studiích Paula Hodgese nebo Pavla Koláře, kteří její činnost sledovali pomocí EMG a MRI.

Při držení postury, udržování balance a rovnováhy těla v prostoru i v různě náročných posturálních situacích, se v našem těle aktivuje řada mechanismů zajišťujících posturální kontrolu. Vzpřímené držení těla a schopnost udržet těžiště těla nad opěrnou bází vyžaduje aktivitu posturálních svalů a především jejich správnou koaktivaci (Nasher et al. 1982). Ke korekci polohy těla je využíván součet všech sensorických informací, tedy signálů ze systému somatosenzorického, vestibulárního a zrakového. Každý pohyb provází multisenzorická činnost. Důležitým atributem motoriky a tím i posturální stability je součinnost řídicích, výkonných i sensorických funkcí (Véle, 2006).

Srovnávání síly respiračních svalů, respektive bránice, ve třech různě posturálně náročných situacích jsme si jako téma diplomové práce vybrali zejména proto, že zkoumání posturálně-stabilizační funkce bránice i vztah dýchání k posturální kontrole jsou stále aktuálními tématy a v posledních letech také tématy řady studií od různých autorů (Kolář , Hodges, Janssens). Cílem této práce bylo zjistit, zda se síla respiračních svalů (vyjádřená hodnotou maximálního inspiračního a expiračního ústního tlaku) při zvýšených nárocích na jejich posturální aktivitu změní a pokud ano, tak jakým způsobem.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Dýchání

1.1.1 Řízení dýchání

Dýchání je řízeno centrálně. Svaly podílející se na dýchání jsou inervovány motoneurony z krční a hrudní míchy, k nimž přicházejí dráhy z medully oblongaty a oblasti jejího přechodu v míchu. V této oblasti se nachází tzv. generátor dýchacího rytmu („dýchací centrum“). Nacházejí se zde skupiny inspiračně a expiračně aktivních neuronů, které se aktivují střídavě, vzájemně se inhibují a dochází tak k periodickému střídání nádechu a výdechu. Aktivovány jsou z retikulační formace, jež je ovlivňována z vyšších center centrální nervové soustavy (CNS) a z periferie. Část podnětů pro řízení dýchání je modulována systémem zpětných vazeb, kdy jsou zpracovávány informace z chemoreceptorů (parciální tlaky dýchacích plynů v krvi a v likvoru), mechanoreceptorů (rozpínání plic), a také ze svalových vřetének dýchacích svalů.

Činnost svalů se tak přizpůsobuje nárokům na ventilaci. Zvýšení minutové ventilace při tělesné práci nastává také na základě informací z proprioceptorů hybného systému. Další podněty pro dýchání v systému zpětných vazeb nejsou, mají ale důležité modulační vlivy na dýchací rytmus. Citlivá zakončení ve sliznici bronchů reagují na zmenšení objemu plic, čímž dojde ke zvýšení dechové frekvence (Headův reflex) a na některé dráždivé plyny a prachové částičky, což vyvolá reflex kašlací. Dýchání se může měnit i působením teplot nebo hormonů. Mezi podněty ovlivňující dýchání patří i aferentace z vyšších center CNS (kůra, hypotalamus, limbický systém, pons), kdy je dýchání ovlivňováno volně při zpěvu či řeči, nebo se mění vlivem emocí, například při radosti nebo úzkosti (Silbernagl a Despopoulos, 2003, str. 132).

1.1.2 Dýchací svaly

Nejčastěji se dýchací svaly dělí dle funkce na inspirační a expirační a na hlavní a pomocné (Dylevský, 2009, s. 93). Dýchací pohyby probíhají rytmicky se současnou aktivitou svalů osového orgánu (Véle, 2006, s. 229).

Aby došlo k naplnění plic vzduchem, je nutná aktivita nádechových svalů, vlivem které dochází k elevaci žeber a zvětšení objemu dutiny hrudní během nádechu. Hlavními inspiračními svaly jsou:

- *bránice*
- *mm. intercostales externi*

- *mm. levatores costarum*

Samotná aktivita bránice je schopna zajistit dostatečný nádech, nicméně v situacích, kdy je větší potřeba výměny plynů, jako při tělesné zátěži, z metabolických příčin či vlivem psychiky dochází k zapojení dalších, akcesorních inspiračních svalů. Jedná se o:

- *m. sternocleidomastoides*
- *mm. scaleni, mm. supra et infrahyoidei*
- *mm. pectorales*
- *m. serratus anterior*
- *m. latissimus dorsi*
- *m. serratus posterior superior*
- *m. iliocostalis, m. erector spinae a krátké hluboké svaly zádové (Véle, 2006, s. 229)*

Tyto svaly mají své primární funkce ve vztahu k osovému orgánu, a to posturální, fixační a hybné. Pokud jsou dlouhodobě používány jako pomocné inspirační, dochází k jejich přetížení. To se projeví zvýšenou unavitelností svalů a dyskoordinací dýchacích pohybů (Smolíková, Máček, 2010, s. 27).

Za podmínek klidového dýchání je výdech ústy spíše pasivním dějem, který je způsoben elasticitou plic a hrudníku. Primární expirační svaly se při klidném dýchání ústy aktivují poměrně málo. Více se uplatňují při výdechu nosem a jejich aktivita roste, zvyšuje-li se výdechové úsilí včetně výdechu proti odporu. Mezi primární expirační svaly dle Véleho patří:

- *mm. intercostales interni*
- *m. sternocostalis*

Za akcesorní expirační svaly jsou označovány:

- *m. transversus abdominis*
- *mm. obliqui abdominis interni et externi*
- *m. rectus abdominis*
- *pars inferior m. iliocostalis*
- *m. erector spinae*
- *m. serratus posterior inferior*
- *m. quadratus lumborum*
- *diaphragma pelvis (Véle, 2006, s. 229)*

K zapojení inspiračních svalů dochází i při klidném výdechu. Určité nádechové svaly konají tzv. negativní práci, což je vysvětlováno tak, že při výdechu brzdí rychlost smrštění hrudního koše a zpomalují výdech (Máček, Smolíková, 1995, s. 15; Ganong, 2005, s. 652).

Dělení respiračních svalů dle funkční anatomie plně neodpovídá skutečnosti. V průběhu dýchání působí inspirační i expirační svaly v koaktivaci, tedy v partnerské spolupráci při nádechu i výdechu. Na dýchání se rovněž podílejí i hluboké svaly zádového pásu, které nastavují polohy jednotlivých obratlů (flekční pohyb při expiriu a extenční při inspiriu) a ovlivňují tak držení těla. Dále se dýchání účastní svalstvo pánevního dna, jež se podílí na regulaci nitrobřišního tlaku a na změnách konfigurace páteře během dýchání (Véle, 2006, s. 230).

Aktivitu a nábor břišních svalů během klidného dýchání a respiračních manévrů ve své studii z roku 1997 objektivizoval pomocí EMG záznamu Paul Hodges a kol. V této práci měřil u pěti zdravých jedinců pomocí EMG aktivitu m. transversus abdominis (TrA), m. obliquus abdominis externus (EO) et internus (IO) a m. rectus abdominis (RA), a to ve stoji během klidného dýchání, během nádechu proti odporu (přes úzkou trubičku o průměru 5,5 mm a délce 19cm), usilovného výdechu po dosažení FRC a během výdechu proti uzavřené glottis. V průběhu měření byl přidán i fázický pohyb horní končetinou a byla snímána aktivita ventrální porce m. deltoideus. Z výsledků je zřejmé, že jsou nábor a aktivita břišních svalů během posturálního úkolu ovlivněny fází dechu i zvýšením dechového úsilí. Zvýšená aktivita břišních svalů byla zaznamenána při nádechu proti odporu, usilovném výdechu po dosažení FRC i při výdechu proti uzavřené glottis. Při zvýšení respirační aktivity břišních svalů současně s pohybem horní končetinou došlo k nástupu EMG aktivity u m. transversus abdominis a m. obliquus internus prokazatelně dříve v situaci, kdy pohyb začal v expiriu, než když byl začátek pohybu proveden v inspiriu (Hodges et al, 1997a).

1.2 Posturální stabilita

Stabilita je označována jako schopnost jakéhokoliv systému ustálit se v rovnovážném stavu při působení podnětu, a také se po odeznění podnětu vrátit do původního stavu. Posturální stabilita je dle Horaka (2006) definována jako schopnost jedince udržet rovnováhu díky mechanismům, které zajišťují stabilitu držení těla (postury) při stoji i v průběhu lokomoce. Je to komplex motorických dovedností, které jsou založené na interakci dynamického senzomotorického zpracování. Při kontrole rovnováhy dochází ke koordinaci pohybových mechanismů pro kontrolu těžiště těla, a to během volného pohybu i při narušení stability působením zevních podnětů (Horak, 2006). Vařeka (2002) například popisuje posturální stabilitu

jako schopnost zajistit vzpřímené držení těla a zároveň reagovat na působení zevních podnětů i vnitřních sil tak, aby nedošlo k pádu.

Stabilitu těla ovlivňuje řada faktorů. Například svalový (posturální) tonus, který je daný aktivací antigravitačních svalů. Už samotné vzpřímené držení těla při optimálním nastavení minimalizuje vliv působení gravitační síly. Právě posturální tonus trupového svalstva je zmiňován jako hlavní antigravitační mechanismus, který byl některými autory označen jako klíčový pro kontrolu úrovně posturální stability při vzpřímeném držení těla. Tím je v tomto případě myšlena optimální postura pro následné provedení pohybu (Schenkman & Butler, 1992; Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

I při klidném vzpřímeném stoji neustále dochází ke spontánním výkyvům těla. Největší možné rozsahy, ve kterých se jedinec může vychylovat, aniž by ztratil stabilitu v jakémkoliv směru, jsou označovány jako tzv. limity stability. Těžiště těla pak musí být mezi těmito limity udrženo (Míková, 2006).

1.2.1 Zajištění posturální stability

Obecně se autoři shodují na tom, že je posturální stabilita výsledkem interakcí mezi řadou fyziologických a funkčních systémů (Lehmann, Boswell & Price, 1990; Dorman, Fernie & Holiday, 1978; Dietz, Quintern & Sillem, 1987). Jako statickou posturální stabilitu označuje Horak (2006) udržování vertikálního uspořádání tělesných segmentů v gravitačním poli, a jako dynamickou stabilitu označuje koordinaci a nastavení segmentů těla během pohybu (Horak, 2006). Pro zajištění posturální stability je nutná řídicí funkce CNS, výkonná funkce pohybového systému a nezbytné zpracování informací přicházejících z různých typů senzorů. Pro zajištění posturální stability mají hlavní význam informace ze tří systémů:

- vizuálního
- vestibulárního
- somatosenzorického

Ty pracují ve vzájemné koordinaci a výsledkem je komplexní děj (Wolsley et al., 1996). Na zajištění posturální stability mají vliv i další faktory, například psychika nebo vlivy vnitřního prostředí (Vařeka, 2000).

1.2.1.1 Zrakový systém

Zrak má při celkové orientaci v prostoru zásadní úlohu a výrazně ovlivňuje stabilizační mechanismy při pohybu a při změnách působení vnějších sil. Pokud dojde k narušení funkcí somatosenzorického systému, má vizuální kontrola významnou roli při udržování stabilního stoje (Massion & Woolacott, 1996). Pokud je narušena kontrola zraku, dochází k narušení stability stoje. To vyplývá například ze studií Bronsteina (1986), Derava a kol. (2002) nebo Simoneaua a kol. (1995), kteří uvádějí, že se při testování stoje bez zrakové kontroly zhoršují hodnoty parametrů rovnováhy až dvojnásobně. Při vyřazení vizuální kontroly roste variabilita výchylek COP a zvyšuje se také rychlost změn jeho polohy (Vařeka et al., 2001; Riach & Starkes, 1993). Existuje několik faktorů, kterými může zraková kontrola ovlivňovat parametry posturální stability. Patří sem například ostrost zraku, pohyb sledovaného cíle, rychlost pohybu očí, vzdálenost od pozorovaného objektu nebo pohyb pozorovatele (Jahn et al., 2002).

Vliv různých typů oslabení zraku na stabilitu stoje ve své studii zkoumali například Rondot, Odier a Valade (1992). Pacienti prováděli na dynamické platformě NeuroCom posturography Rombergův test. V tomto výzkumu se potvrdil význam zrakové kontroly při udržování stability stoje, dále ale vyplynula zajímavá zjištění získaná z dotazníkového průzkumu. Jen část pacientů spojovala své potíže s udržováním stabilního stoje s individuálním poškozením zraku. Ve většině případů uvedli dotazovaní pacienti jako příčinu nestability zhoršenou mobilitu pohybového aparátu (Rondot et al., 1992).

1.2.1.2 Vestibulární systém

Zásadní význam při určování polohy a pohybu hlavy a při orientaci v prostoru mají informace z vestibulárního systému (Armstrong et al., 2008). Vestibulární ústrojí je uloženo v kostěném labyrintu pars petrosa ossis temporalis a informuje o směru působící gravitace v klidu i během pohybu. Jsou zde uloženy tři blanité polokruhové kanálky, jež detekují rotační zrychlení hlavy, a dále utriculus a saculus (blanité váčky), které umožňují určit polohu hlavy vzhledem k vektoru působení gravitační síly (Trojan, 2005). Signály z vestibulárního systému zprostředkovávají posturální reflexní reakce, díky kterým jsou hlava a trup v prostoru drženy ve vzpřímené, vyvážené poloze. Vestibulookulomotorický reflex je další reakcí na informace z vestibulárního systému, díky kterému je umožněno udržet oči fixované na pozorovaném objektu při změně polohy hlavy (Králíček, 2011). Dalšími významnými reflexy posturální kontroly jsou vestibulokolický reflex, který stabilizuje hlavu v prostoru a je zprostředkován

signály z vestibulárního systému a reflex cervikokolický, který reaguje na protažení krčních svalů a stabilizuje hlavu ve vztahu k trupu (Peng, Hain, Peterson, 1996).

Studie z roku 1982 ukazuje na význam vestibulárního systému při udržování posturální stability. Autoři předpokládají, že vestibulární systém plní dva základní úkoly. Těmi jsou vysoký podíl informací pro zlepšování orientace v prostoru a při udržování rovnováhy, a dále jeho význam při stimulaci posturálních svalů (Nashner et al., 1982).

1.2.1.3 Somatosenzorický systém

Díky propriocepci je nervový systém informován o tom, v jakém aktuálním stavu se pohybový systém nachází. Informuje o poloze jednotlivých tělesných segmentů, o napětí svalů nebo o směru, rychlosti a rozsahu pohybů v prostoru. Díky propriocepci jsou zpracovávány aferentní vstupy z periferie, týkající se polohy a pohybu kloubu, informuje také o silách působících na kloub a uvnitř kloubu (Borsa & Lephart, 1993). Podle Trojana et al. (1990) má zásadní podíl na zajištění posturální stability složka vizuální, z provedených experimentů (Simoneau et al., 1995) ale vyplývá, že rozhodující úlohu při udržení stability stoje má propriocepce. Její vyřazení má stejný dopad jako vyřazení zrakové a vestibulární složky. V případě vyřazení informací ze somatosenzorického systému vzrůstá posturální instabilita až o 66 % (Simoneau et al., 1995). Za standardních podmínek na stabilní podložce jsou využívány zejména informace z proprioreceptorů (70 %), méně pak ze zrakového (20 %) a vestibulárního (10 %) systému. Podíl složek se ale mění v případě labilní podložky, kdy naopak vzrůstá podíl informací ze zrakového a vestibulárního systému (Horak, 2006). Vestibulární složka se pak podle Šalinga a kol. (1991) uplatňuje při změnách polohy hlavy a v rotačních pohybech. Podle Horaka (2006) je při udržování posturální stability stěžejní skutečnost, že v rozdílných podmínkách umí organismus využít informace v různém poměru.

1.2.2 Posturální stabilita ve vztahu k dýchání

Během dýchání dochází ke drobným výchylkám těla. Při vzpřímeném stoji jsou pohyby hrudníku a břicha, spojené s dýcháním, neustále vyrovnávány kompenzačními posturálními mechanismy. Výzkumem vztahu zajišťování posturální stability vzhledem ke klidovému i změněnému dýchání se ve své studii z roku 2002 zabývá P. Hodges a kol. V této práci je rozebrána kinematická analýza, záznam EMG a záznam výchylek COP jedenácti zdravých jedinců. Kinematická analýza byla provedena pěti kamerami, které snímaly výchylky dvanácti bodů umístěných na různých místech těla. Mezi těmito body byla oblast čela, zevního

zvukovodu, dolního konce sternu, trn obratle C7, Th7, velký trochanter, body na přední i zadní straně pánve, laterální kondyl femuru, hlavička fibuly, laterální maleolus a palec u nohy. Záznamem EMG byla sledována aktivita musculus erector spinae, hamstringů, musculus obliquus abdominis externus a musculus tensor fasciae latae. Dále byly snímány výchylky COP při několika dechových situacích. Měření probíhala ve stoji při klidném dýchání, dýchání se zvětšeným mrtvým prostorem (o 2000 ml) pro zvýšení respirační poptávky při hyperkapnii, dýchání zvětšených objemů - po dobu 2 minut a ve stoji se zadržným dechem. Ve výsledcích autor poukazuje na pohyby hrudníku, břicha, pánve a dolních končetin při změnách intenzity dýchání. Největší rozdíly byly viditelné při dýchání větších objemů. Byly zaznamenány větší výchylky trupu, větší pohyby hrudního koše, krku a větší výchylky v kotnících, ale nezvýšil se například pohyb v kolenou. Tělo není drženo rigidně a pro kontrolu proximálních segmentů je třeba kontroly trupu. Drobné pohyby trupu a dolních končetin jsou důležité pro aktivní tlumení periodických výchylek v držení těla při dýchání a pohyb COP není podle Hodgese čistě náhodný. Je to aktivní proces, při kterém dochází ke koordinovanému náboru svalů z více segmentů – aktivují se multisegmentální kinetické řetězce, které jsou organizované pro kontrolu stability i mobility (Hodges et al., 2002).

Lotte Janssens a kol. ve svých studiích zkoumala vliv bolestí bederní oblasti zad (low back pain – LBP) na propioceptivní složku kontroly posturální stability. Vychází z poznatků o tom, že lidé s LBP používají k udržování vzpřímeného držení těla rigidnější propioceptivní strategii posturální kontroly, než zdraví jedinci. Ve své studii z roku 2010 spolu s kolegy zkoumala vliv momentální únavy inspiračních svalů a vyřazení propioceptivní informace z lýtkových a paravertebrálních svalů na posturální kontrolu u šestnácti jedinců s LBP v porovnání s dvanácti zdravými jedinci. Měření probíhalo na stabilní a nestabilní podložce s kontrolou zraku i s jejím vyřazením. Na této plošině byly zároveň měřeny výchylky COP. Měření probíhalo před i po únavě inspiračních svalů, které se docílilo nádechy proti odporu o hodnotě 80% z naměřeného PI max. Proprioceptivní informace z mm. triceps surae a z paravertebrálních svalů byly ovlivňovány přidanou vibrační složkou. Výsledky ukázaly, že jedinci s LBP měli prokazatelně větší výchylku COP po únavě inspiračních svalů, na nestabilní podložce. Podle závěrů autorky využívají i zdraví jedinci po únavě inspiračních svalů rigidnější posturální strategie, než běžnější multisegmentální kontrolu. Ta je podobná strategii využívané jedinci s LBP. Podle závěrů autorky může mít akutní únava inspiračních svalů podobný efekt na řízení posturální kontroly, jako chronická LBP. Nesprávný dechový vzor a následná únava inspiračních svalů mohou být jedním z faktorů vysoké míry opakovaných bolestí bederní části zad (Janssens et al., 2010).

V další studii z roku 2013 porovnávala stejná autorka výchylky COP a změny v posturální strategii u jedinců s chronickou obstrukční plicní nemocí (CHOPN) oproti zdravým jedincům. Měření se zúčastnilo dvacet pacientů s CHOPN a dvacet zdravých jedinců. Opět byly měřeny výchylky COP v klidném stoji a ve stoji na nestabilní podložce s vyřazením kontroly zraku. Jako v předchozích studiích, tak i v této práci byly při měření použity vibrace na distální část bérce a na oblast zádových svalů pro ovlivnění propriocepce. Během stoje na nestabilní podložce vykazovali pacienti s CHOPN oproti zdravým jedincům zvýšené výchylky v antero-posteriorním směru. Autoři udávají, že u pacientů s CHOPN roste při posturální kontrole závislost na signálech z proprioceptorů svalů kotníku a klesá závislost na signálech z proprioceptorů zádových svalů. Ve výsledku tito pacienti mohou využívat kotníkovou strategii při aktivitě například na nerovném povrchu a jsou tím tak citlivější k pádům. Výsledky této studie mohou vysvětlit zhoršení posturální stability u pacientů s CHOPN, zvláště pak těch s oslabením inspiračních svalů. Maladaptaci na kotníkovou strategii u jedinců s CHOPN lze dle autorky vysvětlit změnou proprioceptivních informací z inspiračních svalů pro zpětnou aktivitu mechanismů kontroly trupu. Když je při zvýšené respirační poptávce ztížená respirační funkce bránice, může být podle autorky ztížená i její posturální funkce, což má negativní dopad na posturální kontrolu. Zdraví jedinci jsou schopni kompenzovat zvýšení respirační poptávky pomocí multisegmentálního řízení. Tato kompenzace je narušena při zvýšených nárocích na práci inspiračních svalů, například při nádechu proti odporu a dochází k využívání strategie kotníkové. Výsledky v této studii potvrzují, že jedinci s CHOPN prokazují slabost inspiračních svalů a jedinci s těžší formou CHOPN prokázali největší závislost na proprioceptivních signálech z kotníků. Tato zjištění naznačují, že inspirační svalová slabost přispívá ke zhoršení proprioceptivní kontroly postury (Janssens et al., 2013a).

V následující studii z roku 2013 zkoumala Janssens a kol. podobným způsobem, jako ve studii předchozí, vliv zvýšení nároků na inspirační svaly vyvolaných nádechy proti rezistentnímu odporu na posturální strategie a na prokrvení a okysličení zádových svalů v bederní oblasti. Měření se zúčastnilo dvanáct zdravých jedinců a bylo zjištěno, že po sedmi minutách zatěžování inspiračních svalů byli měření jedinci při vzpřímeném stoji nuceni přejít k suboptimální strategii posturální kontroly se zvýšeným využíváním proprioceptivních informací z kotníků a sníženým využíváním signálů ze zádových svalů. To je spojováno i se sníženým prokrvením a okysličením této části paravertebrálních svalů. Změna proprioceptivních informací z těchto svalů může pro CNS znamenat změnu strategie posturální stability a je využívána více strategie kotníková (Janssens a kol., 2013b).

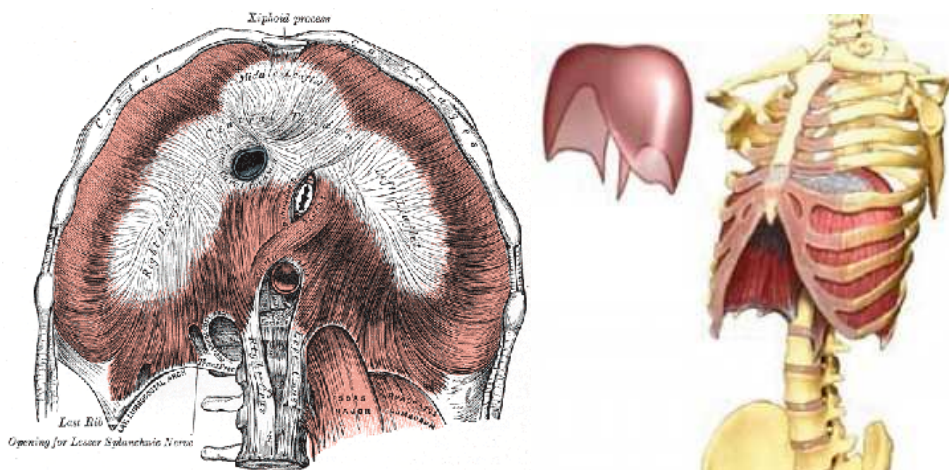
V nové studii z roku 2015 zkoumala stejná autorka vliv intenzivního tréninku inspiračního svalstva na využití propioceptivních informací a bolesti zad u dvaceti osmi jedinců s LBP (low back pain). Z předchozích studií vyplynuly závěry, že lidé s recidivující nespecifickou LBP nebo zdraví jedinci nadechující se proti odporu využívají při vzpřímeném stoji méně propioceptivní signály z oblasti zad (Janssens et al., 2010, 2012, 2013). Jelikož jedinci s LBP vykazují větší náchylnost k unavitelnosti bránice, je možné předpokládat, že LBP, dysfunkce bránice a aference propiocepce mohou být vzájemně propojeny. V této studii se autorka zabývala tím, jak ovlivní intenzivní osmitýdenní trénink inspiračního svalstva využití propiocepce během posturální kontroly u jedinců s LBP. Dvacet osm jedinců bylo rozděleno do dvou skupin podle intenzity tréninku na high intensity inspiratory muscle training group (high IMT) a low intensity IMT group (low IMT). Využití propiocepce bylo opět hodnoceno měřením výchylek COP. Měření probíhalo se současnou inhibicí propiocepce vibracemi v oblasti zad a hlezenního kloubu včetně oblasti Achillovy šlachy. Zároveň byla naměřena síla inspiračních svalů (dle hodnoty PI max), závažnost LBP nebo stupeň neschopnosti či invalidity. Obě skupiny cvičily různě náročné tréninky inspiračních svalů pod vedením fyzioterapeuta pravidelně po dobu osmi týdnů. Po této době byla u „high IMT“ skupiny pacientů s LBP prokázána větší závislost na propioceptivních signálech z oblasti zad, větší síla inspiračních svalů a zlepšení ve vnímání bolestí zad, než u „low IMT“ skupiny pacientů. Trénink inspiračního svalstva může usnadnit propioceptivní zapojení trupu při posturální kontrole u pacientů s LBP a mohl by být užitečný při rehabilitaci těchto pacientů (Janssens et al., 2015).

Messery, Hagins, Hodges a kol. ve své studii z roku 2013 zkoumali posturální kontrolu ve vztahu ke kontrole glottis. Pro udržování vzpřímeného stoje a zajišťování posturální kontroly je třeba komplexních neuromotorických procesů, které zahrnují také kontrolu hrudního a břišního tlaku. Ovlivnění proudění vzduchu pomocí struktur glottis je primární faktor změn hrudního tlaku a může hrát roli v kontrole posturální stability. Cílem studie bylo zjistit účinek modulace kontroly glottis na posturální stabilitu ve vzpřímeném stoji. Stabilita stoje byla měřena u dvanácti zdravých jedinců a byla mírně narušena sedmi dechovými nebo hlasovými úkoly, které se týkaly zavřené (zadržení dechu), částečně otevřené (hlasové úkoly) a zcela otevřené glottis (vzdech, otevřený, prodloužený výdech). Měřeny byly výchylky COP, horizontální posuny hrudníku, aktivita m. obliquus externus a m. erector spinae pomocí povrchové EMG, dechové funkce pneumotachometrem a nitrobřišní tlak u pěti z měřených jedinců pomocí žaludeční sondy. Výsledky studie ukazují, že při zavřené glottis jsou výchylky COP menší, než v situacích, kdy je glottis zcela otevřená nebo částečně uzavřená. Výchylky COP ne vždy odpovídaly pozorovaným posunům hrudního koše. V situaci, kdy byla glottis

otevřená (výdech na „ah“), byly výchylky COP i pohyb hrudníku větší, při uzavřené glottis (zadržení dechu v maximálním nádechu) byly výchylky hrudníku nejmenší, ale vychýlení COP bylo stejné, jako v první situaci. To může být způsobeno vzájemným vztahem mezi zpevněním trupu a následnou volbou posturální strategie. Hrudník byl stabilnější při uzavřené glottis, než když byla otevřená, zatímco kontrola výchylky COP byla neoptimálnější během přirozené dynamické „mid-range airway“ modulace hlasu, tedy při mluvení. Tyto výsledky naznačují, že má kontrola glottis vliv na rovnováhu, a že strategie kontroly glottis může být významným faktorem pro pacienty s poruchou rovnováhy nebo s dechovými obtížemi (Massery et al., 2013).

1.3 Bránice

Bránice je šlašitě – svalová plochá membrána, která je kopulovitě formována směrem vzhůru do hrudní dutiny a odděluje ji od dutiny břišní. Vrchol kopule tvoří šlašité centrum tendineum, které má tvar trojlístku. Odtud se paprskovitě rozbíhají svalová vlákna směrem dolů, k úponům na periferii, a to ve třech oddílech – pars lumbalis, pars costalis a pars sternalis (obrázek 1). Pars lumbalis pokračuje na bederní páteř (od L1 až po L4) a do šlašitých oblouků vedle páteře (lig. arcuatum mediale et laterale). Pars costalis pokračuje ke chrupavkám žebér (od 12. k 7.) a pars sternalis k vnitřní ploše proc. xiphoideus a do zadní pochvy přímých břišních svalů (Kapandji, 2008, s. 160; Véle, 2006, s. 231, Čihák, 2001, s. 348-354). Bránice vytváří dvě klenby – levou klenbu brániční, jež se vyklenuje do výše pátého mezižebří a pravou klenbu brániční, klenoucí se o něco výše (Dylevský, 2009, s. 94). V bránici jsou utvořeny otvory, kterými procházejí aorta, ductus thoracicus, oezofagus, vena cava inferior, nervy (nn. vagi) a cévy (Dylevský, 2009, s. 94; Véle, 2006, s. 231).



Obrázek 1. Zobrazuje anatomické uspořádání bránice: vlevo řez v transversální rovině, vpravo uložení bránice v hrudním koši

(http://wiki.cviky.info/index.php/Svaly_hrudniku_a_branice; <http://tetsujidojo.infoblog.sk/clanok/branicove-dychanie>)

1.3.1 Funkce bránice

1.3.1.1 Bránice ve funkci respirační

Bránice je považována za hlavní dýchací sval, který má rovněž významnou funkci posturální, a to jak při dýchání, zvýšených nárocích na dýchání, tak i při nerespirační aktivitě (Hodges 2001, Kolář, 2009a).

Samotná činnost bránice je schopná zajistit 60 % nádechové aktivity (Kapandji, 2008, s. 164). Díky prostorovému uspořádání bránice při její kontrakci a poklesu klenby dochází k rozšíření hrudníku do všech tří rovin, zvětšení dutiny hrudní a v důsledku podtlaku je umožněno proudění vzduchu do plic. Snížení napětí a uvolnění bránice vede k opačnému ději. Existuje lineární závislost (korelace) mezi exkurzemi bránice a plicním objemem (Kolář et al., 2009a). Tím, že v dutině hrudní dochází ke střídání podtlaku a přetlaku, což je způsobeno kontrakcí a dekontrakcí bránice, je dán fyzikální podklad mechaniky dýchání (Kolář, 2009b, s. 255). Bránice tvoří antagonisticko-synergistickou jednotku s břišními svaly a pro její optimální funkci je spolupráce s břišní muskulaturou nezbytná. Při inspiriu jsou břišní svaly jejími synergisty, bez nichž by její inspirační funkce byla méně efektivní. Naopak při expiriu vůči bránici pracují antagonisticky (Kapandji, 2008, s. 160).

Při respirační funkci bránice se v první fázi nádechu centrum tendineum pohybuje kaudálně a punctum fixum je na žeberních, sternálních a krurálních úponech. Tím se zvětší objem hrudní dutiny, snižuje se interpleurální tlak a tlak nitrobřišní roste. Břišní orgány se posouvají kaudálně a břišní stěna se začne vyklenovat zevně. Svaly pánevního dna i břišní stěny reagují na rostoucí tlak svou zvýšenou aktivitou, která vyklenování břišní stěny brání a dochází k dalšímu zvýšení nitrobřišního tlaku. Druhá fáze pak nastává při zastavení kaudálního posunu bránice způsobeným vzrůstajícím odporem, který vytváří orgány břišní dutiny. V této fázi se punctum fixum bránice přemístí na centrum tendineum a dolní žebra se pohybují laterálně a kranálně. Přes sternum se pohyb přenáší i na oblast horních žeber a rozšíří se mezižeberní prostory. Hrudník se rozšiřuje v horní části v předozadním směru a v dolní části ve směru laterolaterálním, což vyplývá z anatomického uspořádání kostovertebrálních skloubení. Interkostální svaly se na rozšiřování mezižeberních prostor i celého hrudníku podílejí také a při zvýšených nárocích na respiraci se přidávají i pomocné inspirační svaly. Kaudální posun bránice ve spolupráci s funkční aktivitou svalů břišní stěny a svalů pánevního dna a změny intraabdominálního tlaku mají vliv na všechny orgány břišní dutiny i oblasti pánevní, na jejich

prokrvení, pohyblivost i funkci (Véle, 2006, s. 232, Kapandji, 2008, s. 160-164; Kolář, 2009b, s. 255-256). Fyziologický pohyb bránice ovlivňuje také stabilizaci páteře – působením nitrobřišního tlaku se snižují kompresivní síly působící na bederní obratle (Hodges & Gandevia, 2000b).

Bránice má vztah také k ochranným dějům vztahujícím se k dýchání, a to ke kašli, kýchání, zvracení či při zdvihání břemene. V těchto chvílích je i přes to, že je bránice primárně respirační sval, na krátkou chvíli potlačena její respirační funkce. V ostatních situacích by měly být obě funkce bránice koordinovány. Koordinuje tak tlaky v hrudní a břišní dutině pro zajištění respirace i zvýšení nitrobřišního tlaku pro stabilizaci páteře (Hodges, Heijnen a Gandevia, 2001).

Jemné sladení brániční motoriky se svaly hrtanu je také podkladem fonace. Dále má význam při defekaci, usilovné mikci a při porodu. Pohyb a činnost bránice, její koaktivita s břišními svaly a následné změny nitrobřišního a intrapleurálního tlaku mají také významný podíl na dynamice krevního oběhu. Kontrakce bránice vyvolává tlakové změny ve velkých cévách (aorta i horní a dolní dutá žíla) s dopadem na krevní tlak a tepovou frekvenci (Kolář, 2009b, s. 255). Vliv působení bránice na cirkulaci ve splachnické oblasti ukazují například výsledky studií A. Aliverti a kol. z let 2009 a 2010. Z výsledků detailních měření zdravých jedinců vyplývá, že dynamika cirkulace ve splachnické oblasti přímo závisí na zvýšení nitrobřišního tlaku, které je důsledkem kontrakce bránice a břišních svalů (A. Aliverti a kol., 2009, 2010).

Jednotlivé funkční oblasti bránice jsou schopné izolované aktivity, což umožní lokalizovaný nádech. Kontaktní a lokalizované dýchání je důležitou součástí respirační fyzioterapie a využívá se při respiračních poruchách či skolióze. (Véle, 2006, s. 114).

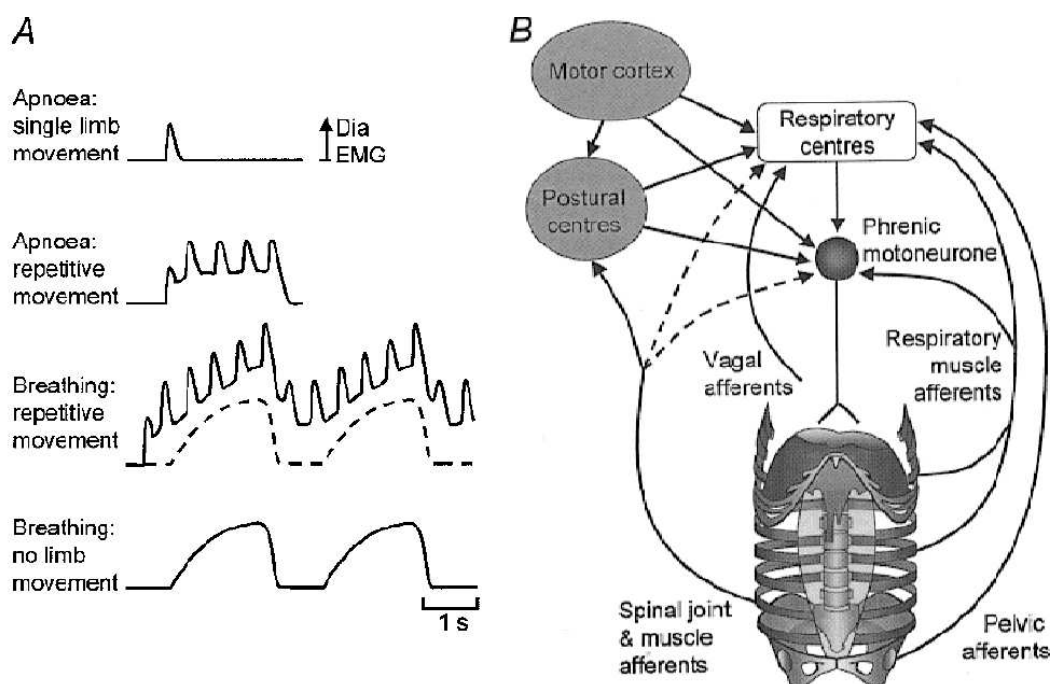
1.3.1.2 Bránice ve funkci posturálně – stabilizační

Kromě dechové funkce je zcela zásadní i posturální funkce bránice, která je spojena se zvýšením transdiafragmatického tlaku (ukazatel síly bránice) a souvisí se změnou hodnot nitrobřišního tlaku. Kontrakce bránice je těsně následována aktivitou abdominálních svalů a svalů pánevního dna. Jejich aktivita ve vzájemné souhře udržuje a zvyšuje nitrobřišní (intraabdominální) tlak, který z ventrální strany stabilizuje bederní páteř a trup. Stabilizovaný a posturálně zajištěný trup pak vytváří punctum fixum (úponové zajištění) pro svaly končetin (Véle, 2006, s. 232; Kolář, 2006a,b). Aktivace bránice v posturálním režimu podmiňuje každou pohybovou činnost a intenzita její aktivace rozhoduje o tom, zda si dechová a posturální aktivita nekonkurují. Dechová a posturální funkce probíhá paralelně, nebo je dech synchronizován

s posturálně náročnější situací. Při posturálně náročné situaci může dojít i k apnoické pauze, při které dojde k zapojení respiračního svalstva plně pro účel posturálního zajištění za cenu krátké hypoxie (Kolář, 2006a).

Hodges a kol. v několika studiích popisuje aktivitu bránice v souhře s břišními svaly při fázickém pohybu horní končetinou. Například podle EMG a záznamů z jícnové a žaludeční sondy se bránice aktivuje při nádechu, zvýšená aktivita předchází iniciaci fázického pohybu celou horní končetinou a dále se aktivně kontrahuje po celou dobu těchto pohybů, a to nezávisle na dýchání (obrázek 2). Bránice a její aktivita souvisí s její posturálně – stabilizační úlohou. Na EMG byla při pohybu celou horní končetinou zaznamenána také aktivita musculus transversus abdominis, který se účastní stabilizace trupu (Hodges et al., 1997a,b, 2000a,b).

V dalších studiích se potvrzuje, že se při stabilizaci trupu aktivují společně s musculus transversus abdominis i další břišní svaly (Imai et al. 2010, Kera et al., 2005).



Obrázek 2. Znárodnění integrace respiračních a posturálních signálů pro n. phrenicus

A - aktivita bránice sledována pomocí EMG – nahoře – pohyb HK během apnoe, následující situace znázorňuje aktivitu bránice při opakovaných pohybech HK během apnoe, dále pak aktivitu bránice při opakovaných pohybech HK při normálním dýchání, poslední situace znázorňuje aktivitu bránice během dýchání. B - schéma aferentních signálů pro n. phrenicus z dýchacího centra, z vyšších center CNS a z periferie (Hodges et al., 2000a).

Profesor Kolář a kol. ve svých studiích využil pro analýzu pohybu a funkce bránice zobrazení pomocí magnetické rezonance. Měření probíhalo současně se sledováním ventilace pomocí spirometru. Jako první tak zkoumal bránici v její respirační i posturální funkci zároveň. Tyto studie poskytly detailní informace o pohybech jednotlivých částí bránice, a to v závislosti na dýchání i nezávisle na něm. Během klidového dýchání dochází ke kontrakci a kaudalizaci bránice při nádechu, při výdechu relaxuje. Mezi exkurzibilitou bránice a dechovými objemy existuje přímá korelace (Kolář et al., 2009a). Bránice není jen respirační sval, ale je aktivována i nezávisle na dýchání. Aktivní kontrakce bránice a její kaudální posun má za následek zvýšení nitrobřišního tlaku a spoluúčastní se tak stabilizace páteře. Při zvýšených nárocích na stabilizaci, v tomto případně vyvolaných izometrickou kontrakcí flexorů dolních končetin, se bránice kaudalizuje u většiny měřených jedinců více, než při klidovém dýchání. Výsledky potvrzují myšlenku, že motoneuron n. phrenicus je aktivní nejen při dýchání, ale podléhá také volní kontrole (Kolář et al., 2009a).

V další studii profesora Koláře a kol. bylo naměřeno 30 jedinců. Z analýzy pohybů bránice autoři popisují, že je bránice funkčně duální celek a jednotlivé části mají různý nábor i exkurzi. V posturálním režimu jsou krurální i kostální část aktivovány sériově, naopak při respiračním režimu fungují paralelně. Největší rozsah pohybu byl zaznamenán u apexu a dorsální části. Kostální a krurální část pracují v určité synchronizaci. Při porovnání exkurzí bránice při klidovém dýchání, při aktivitě horních a dolních končetin se bránice prokazatelně více kaudalizuje při zvýšených posturálních nárocích. Rozdíly jsou zcela patrné i mezi aktivitou bránice při pohybu horních nebo dolních končetin. Při flexi dolních končetin se bránice posunula nejkaudálněji, z čehož vyplývá i různá náročnost stabilizace při pohybech horních končetin oproti dolním. Při zajištění posturální aktivity pro pohyb dolních končetin bránice zůstává v kaudalizovaném postavení při nádechu i výdechu bez ohledu na dechové objemy. Posturální zatížení při pohybu dolních končetin vyžaduje více polohových mechanismů, bránice je aktivně zapojená do stabilizace páteře a při zvýšených posturálních nárocích plně nerelaxuje ani v expirační fázi (Kolář et al., 2010).

Dýchání hraje významnou roli při posturální kontrole. Bránice se při plnění posturálních úkolů kaudalizuje nezávisle na dýchání. Aktivní kontrakci a kaudalizaci bránice zajišťuje koaktivace břišních svalů a svalů pánevního dna, které se stabilizace trupu rovněž účastní (Neuman & Gil, 2002, Hodges et al., 2007, Kolář et al., 2010).

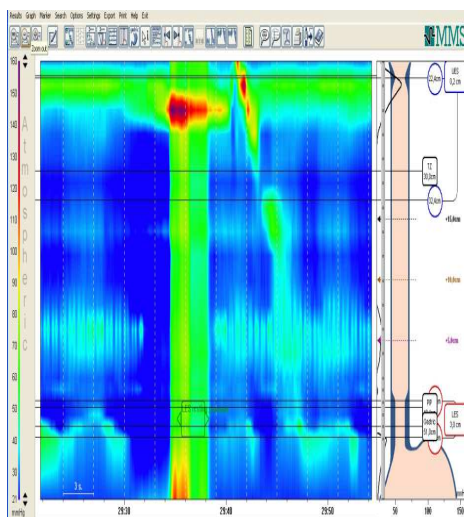
Al-Bilbeisi a McCool (2000) ve své práci poukazují na fakt, že bránice u svalnatých jedinců může mít větší množství svalové hmoty. Při namáhavé činnosti, kterou může být i zdvihání těžkých břemen, se zapojují břišní svaly, roste nitrobřišní tlak a zlepšuje se stabilizace

páteře. Aby ale nedošlo ke zvýšení nitrohruďního tlaku, musí se kontrahovat bránice a tím roste trandiafragmatický tlak. Pokud se tyto aktivity delší dobu opakují, bránice se periodicky kontrahuje a dochází k její hypertrofii. V této studii autoři citují výsledky pitev z roku 1982, které prokázaly větší svalovou hmotu bránice u těžce manuálně pracujících dělníků. Pokud ale například při zvedání břemene zůstane zavřená glottis, tlak z břišní dutiny se kvůli snížení aktivity bránice přenáší do dutiny hrudní a to může mít za následek zvýšení systémového krevního tlaku a snížení žilního návratu. Dalším negativním dopadem může být i zvýšení intrakraniálního tlaku. Zapojení bránice při posturálních aktivitách reguluje nitrohruďní a nitrobřišní tlak. Zapojení nonrespiračních aktivit při posilování inspiračních a expiračních svalů může být využito v rehabilitaci u respiračních onemocnění (Al-Bilbeisi a McCool, 2000).

1.3.1.3 Bránice ve funkci sfinkterové

Bránici tvoří dvě části s různým embryonálním vývojem, část krurální a kostální, jež by mohly být charakterizovány jako dva samostatné svaly s rozdílnou funkcí. Snopce svalových vláken krurální části bránice obtáčí oblast dolního jícnového svěrače, který je tvořen svalovinou hladkou, a vytváří tak jeho vnější vrstvu z kosterní svaloviny. Kostální i krurální část pracují v průběhu dýchání synchronně, jejich činnost se liší například při polykání nebo zvracení (Pickering & Jones, 2002).

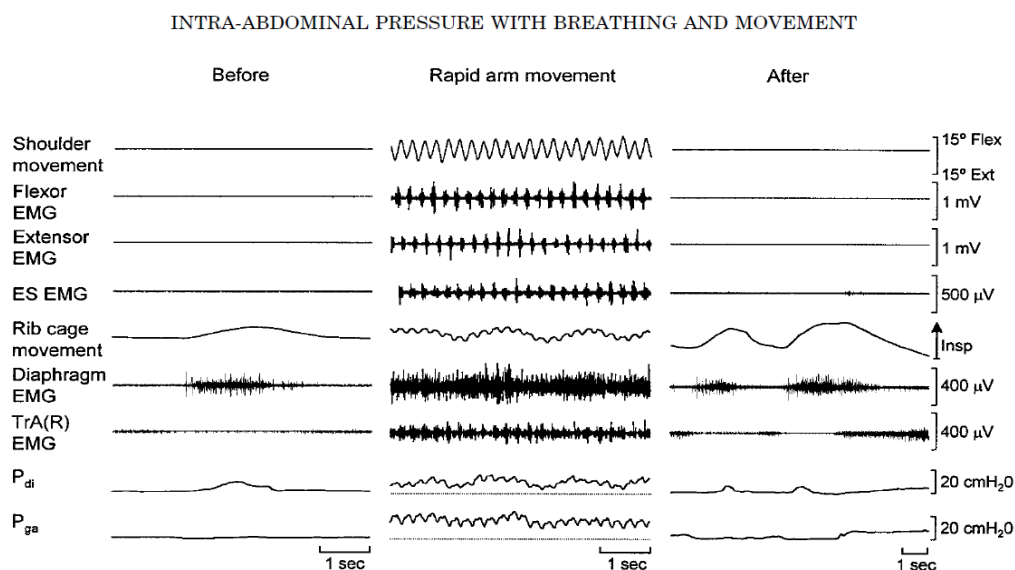
Monitoring krurální části bránice ve funkci jícnového svěrače provedl pomocí jícnového manometru Petr Bitnar a kol. Výsledky studie byly prezentovány v roce 2012 na světové konferenci ve městě Como v Itálii (11th World Congress of OESO, Como, Italy). Aktivita krurální části bránice byla zkoumána u 26 pacientů s gastroezofageálním refluxem (GERD) za použití jícnové manometrie a současné spirometrie (měření maximálních okluzních tlaků). U jednoho pacienta byla navíc provedena gastroskopie. Bylo prokázáno, že se během jednoduše facilitovaného abdominálního (bráničního) dýchání zvyšuje tonus v oblasti dolního jícnového svěrače a při tomto stereotypu dýchání bylo zaznamenáno zvýšení tonu v této oblasti i při výdechu, kdy se krurální část bránice pohybuje kranální směrem (obrázek 3). Výsledky také poukázaly na sníženou funkci bránice u všech vyšetřených pacientů s GERD při vytváření maximálních ústních tlaků. Návlek správného stereotypu dýchání může mít pozitivní vliv na činnost bránice v její sfinkterové funkci u pacientů s GERD (Bitnar et al., 2012).



Obrázek 3. Nález z jícnového manometru. Zvýšením krurální části bránice při expiriu se zvyšuje tonus dolního jícnového svěrače, aktivitou kostální části stoupá intragastrický tlak (Bitnar et al., 2012.)

1.3.2 Nitrobřišní tlak

Při kontrakci bránice dojde za fyziologických podmínek k jejímu kaudálnímu posunu, centrum tendineum klesá, vytváří se podtlak v interpleurální dutině a zvýší se tlak v dutině břišní. Ve své studii to potvrzuje Hodges a kol., který měřil změny intra-abdominálního tlaku při kontrakci bránice pomocí jícnové a žaludkové sondy u sedmi mužů. Spolu s měřením tlaků byla také pomocí EMG zaznamenávána aktivita bránice, břišních svalů a flexorů a extenzorů paže. Měření jedinci byli měřeni v klidu a při rychle prováděných pohybech paží. Ze záznamů je patrná aktivita musculus transversus abdominis v korelaci s aktivitou bránice. Bránice se aktivuje při pohybech horní končetiny a s její kontrakcí roste i nitrobřišní tlak. Podle EMG se m. obliquus internus et externus abdominis a m. rectus abdominis aktivují až při zvýšených nárocích na stabilizaci – při flexi a extenzi v ramenním kloubu. Koaktivita bránice a musculus transversus abdominis neustále přispívá k řízení stability a k dýchání. Mechanickým výsledkem kontrakce bránice je protichůdný efekt na břišní a hrudní dutinu (hrudní koš). Ke zvýšení nitrobřišního tlaku dochází kombinací tonické a fázické aktivity bránice a břišních svalů, což je mechanismem CNS pro koordinaci dýchání a posturální kontroly (kontroly páteře) během fázického pohybu horní končetinou, jak je vidět na obrázku 4 (Hodges et al., 2000b).



Obrázek 4. Nitrobřišní tlak během dýchání a během pohybu HK. Znázorňuje srovnání záznamů z EMG svalů ramene, *m. erector spinae*, bránice, *m. TrA*, snímaného pohybu žeber a změn jícnového a intragastrického tlaku během klidného dýchání, během rychlých pohybů HK a po ukončení fyzických pohybů HK (Hodges et al., 2000b).

Další práce se zabývají tím, jaký má zvýšení nitrobřišního tlaku vliv na stabilizaci páteře (Hodges et al., 2005, Kolář et al., 2012). Je experimentálně prokázáno, že kontrakce bránice, koaktivace břišních svalů a zvýšení nitrobřišního tlaku má významný podíl na stabilizaci páteře. Hodges a kol. (2005) ve své studii zkoumali vliv zvýšení nitrobřišního tlaku na stabilizaci páteře v anterioposteriorním směru a také na stabilizaci v jednotlivých segmentech bederní páteře. Nitrobřišní tlak v této studii zvyšovali kontrakcí bránice, jež byla vyvolána stimulací *n. phrenicus*. Tím chtěli autoři zajistit kontrakci pouze bránice, bez koaktivace břišních či zádočných svalů. Tímto pokusem bylo potvrzeno, že modulace nitrobřišního tlaku přispívá k mechanické stabilizaci páteře. Krurální vlákna bránice se upínají na druhý až třetí bederní obratel a mechanicky ovlivňují pevnost obratle L2, což má vliv na stabilitu horní bederní páteře. Proto je modulace nitrobřišního tlaku důležitým mechanismem pro udržení posturální kontroly (Hodges et al., 2005).

Profesor Kolář a kol. (2012) ve své další studii porovnával rozdíly mezi exkurzemi bránice v klidu a při posturálním úkolu u dvaceti devíti zdravých jedinců a u osmnácti jedinců s chronickými bolestmi v oblasti bederní páteře. Pohyby bránice v sagitální rovině byly zaznamenávány u všech jedinců v poloze vleže na zádech pomocí MRI. Zároveň probíhalo měření MesterScope Jaeger spirometrem. Výsledky této studie jasně ukazují, že pro správnou funkci bránice je potřeba nejen správný nábor a koordinace bránice a ostatních svalů, ale také

správný nábor a souhra jejích jednotlivých částí. Při porovnání náboru jednotlivých částí bránice při nádechu nebo při posturálním úkolu je patrné, že je u skupiny pacientů s bolestmi zad omezený pohyb v přední a střední části bránice. Změna náboru jednotlivých částí je způsobena tím, že zadní část bránice svírá s osou páteře strmější úhel, než je tomu u fyziologického postavení. To zvětšuje velikost a působení smykových sil na ventrální část obratlů. Jsou tak taženy více kraniálně a ventrálně, což přispívá ke zvýšení laxicity této části páteře a k biomechanickým změnám. Omezený pohyb kostální části bránice může mít za následek její více klenuté inspirační postavení. Správné nastavení bránice vůči páteři, svalům pánevního dna a koaktivace břišních i dalších svalů zajišťují optimální podmínky pro její kontrakci. Nábor jednotlivých částí probíhá současně, pohybují se směrem kaudálním a konkavity se oplošťují. To zvyšuje nitrobřišní tlak, který se za fyziologické situace významně podílí na stabilizaci páteře (Kolář et al., 2012).

Souvislosti mezi aktivitou břišních svalů, svalů pánevního dna a změnami intra-abdominálního tlaku popsali ve své studii z roku 2002 také Neumann a Gil. Aktivitu svalů měřili pomocí EMG vsedě a vestoje a podle výsledků se aktivita svalů pánevního dna zvyšuje se stoupajícím nitrobřišním tlakem a souvisí s činností břišních svalů (Neumann & Gil, 2002).

Respirační a posturální funkci svalů pánevního dna zkoumal pomocí EMG ve své studii z roku 2007 také P. Hodges a kol. U jednoho muže a šesti žen měřil aktivitu svalů pánevního dna v klidu, při pohybech horní končetinou a při dýchání se zvětšeným mrtvým prostorem. Aktivita svalů byla snímána pomocí análních, u žen také intra-vaginálních elektrod. Současně byla zaznamenávána aktivita vybraných svalů břicha, ramene, dolních končetin a zad. Pánevní dno se aktivuje při pohybu horní končetinou. Dalším zajímavým výsledkem je ale aktivita svalů pánevního dna při změněném dýchání. Při dýchání se zvětšeným mrtvým prostorem po dobu devadesáti sekund vzrostla na EMG aktivita svalů pánevního dna během nádechu i výdechu. Vaginální EMG prokázalo větší aktivitu svalů pánevního dna během expiria se zvětšeným mrtvým prostorem, stejně tak i u břišních svalů. Naopak u m. erector spinae byla v této situaci zaznamenána větší aktivita při inspiriu. Výsledky této studie potvrzují, že svaly pánevního dna plní funkci respirační, podílí se na zajišťování posturální stability a jejich činnost úzce souvisí s aktivitou břišních svalů (Hodges et al., 2007).

1.4 Vyšetření síly respiračních svalů

I když existuje více způsobů vyšetření síly respiračních svalů, mezi nimiž jsou i invazivní metody, nejčastěji se toto vyšetření provádí výhodnou, neinvazivní metodou měření maximálních nádechových a výdechových ústních tlaků, značených například zkratkou PI max a PE max (Kera, Aihara, Inomata, 2013). Hodnota PI max odráží zejména sílu bránice, zatímco hodnota PE max vyjadřuje hlavně sílu břišních a dalších expiračních svalů (Moxham J., 2013).

Aktivitu a nábor břišních svalů během klidného dýchání a respiračních manévrů ve své studii z roku 1997 objektivizoval pomocí EMG záznamu Paul Hodges a kol. V této práci měřil u pěti zdravých jedinců pomocí EMG aktivitu musculus transversus abdominis (TrA), m. obliquus abdominis externus (EO) et internus (IO) a m. rectus abdominis (RA), a to ve stoji během klidného dýchání, během nádechu proti odporu (přes úzkou trubičku o průměru 5,5 mm a délce 19cm), usilovného výdechu po dosažení FRC a během výdechu proti uzavřené glottis. V průběhu měření byl přidán i fázický pohyb horní končetinou a byla snímána aktivita ventrální porce m. deltoideus. Z výsledků je zřejmé, že jsou nábor a aktivita břišních svalů během posturálního úkolu ovlivněny fází dechu i zvýšením dechového úsilí. Zvýšená aktivita břišních svalů byla zaznamenána při nádechu proti odporu, usilovném výdechu po dosažení FRC i při výdechu proti uzavřené glottis. Při zvýšení respirační aktivity břišních svalů současně s pohybem horní končetinou došlo k nástupu EMG aktivity u m. transversus abdominis a m. obliquus abdominis internus prokazatelně dříve v situaci, kdy pohyb začal v expiriu, než když byl začátek pohybu proveden v inspiriu (Hodges et al, 1997a).

1.4.1 Hodnoty PI max a PE max

Měření maximálních okluzních ústních tlaků je validní metoda, která je objektivní. Standardně se tyto tlaky měří v pozici vsedě, kdy je pacient napřímen v osovém orgánu a má nasazen nosní klip. Do úst si vloží rigidní náustek nebo náustek s obrubou. Hodnota PI max se měří po maximálním výdechu následovaném maximálním statickým nádechovým úsilím v ústech (známé též jako Müllerův manévr). Hodnota PE max se pak měří po maximálním nádechu během největšího výdechového úsilí (tzv. Valsalvův manévr). Je třeba naměřit alespoň 3 až 5 hodnot po sobě s odstupem jedné minuty. Vyšetřovaný musí udržet maximální úsilí nejméně po dobu jedné sekundy. Tato metoda je pacienty dobře tolerována, vyžaduje ale také plnou spolupráci a motivaci pacienta (Žurková, Shudeiwa, 2012).

Hodnoty okluzních tlaků jsou udávány nejčastěji v jednotkách cmH₂O, mmHg nebo v kPa (Moxham J., 2013). Mezi těmito jednotkami platí vztah 1kPa = 10,19cmH₂O a 1kPa = 7,5mmHg. [http://www.medana.unibas.ch/eng/amnesix1/si_1.htm]

1.4.1.1 Náležitě referenční hodnoty

Hodnoty maximálních okluzních tlaků závisí na věku, pohlaví, výšce, hmotnosti, plicních funkcích, typu náustku, úsilí pacienta a také na motivaci a spolupráci měřeného s vyšetřujícím (Žurková a Shudeiwa, 2012, Hautmann et al., 2000). Škála normálních hodnot je tedy široká a významně závisí na velikosti a charakteru populace. Ženy mají například nižší střední hodnoty oproti mužům a významně se liší také hodnoty mezi dětskou, dospělou populací a populací vyššího věku. Dalším faktorem, který může hodnotu ovlivnit je typ měřicího přístroje (Hautmann et al., 2000).

Autoři Karvonen, Saarelainen a Nieminen měřili v roce 1994 maximální inspirační a expirační ústní tlaky u dvou set zdravých jedinců za použití membránového manometru. Interval hodnot pro PI max udávají pro muže -5 až -15 kPa a pro ženy interval -3 až -14 kPa. Pro hodnoty PE max udávají interval hodnot 9 až 21 kPa pro muže a 5 až 15 kPa pro ženy (Karvonen et al., 1994).

Hodnoty P_{Imax} měřil pro stanovení spodních limitů u pěti set čtyř zdravých jedinců v roce 2000 H. Hautmann a kol. Měření jedinci měli normální plicní funkce a byli ve věkovém rozmezí od osmnácti do osmdesáti dvou let. Náležitě hodnoty byly počítány po zaznamenání váhy, výšky, věku, pohlaví a statutu kuřák/nekuřák. Střední hodnota PI max byla u mužů naměřena 9,95 kPa a u žen 7,43 kPa. Jako spodní limit určil hodnotu 60 % PI max (5,97 kPa) pro muže a 59 % PI max (4,38 kPa) pro ženy. Hodnoty maximálních inspiračních tlaků významně korelovaly s hmotností, výškou, věkem a pohlavím. Pokud je hodnota PI max výrazně nízká a naměřená hodnota PE max je normální, svědčí to o izolovaném postižení bránice (Hautmann et al., 2000).

John Moxham (2013) uvádí pro jedince v rozmezí od 18 do 65 let jako referenční hodnoty PI max - 9,2 až -12,1 kPa pro muže a - 6,8 až -7,9 kPa pro ženy. Jako průměrnou hodnotu PE max uvádí pro muže 14 kPa a pro ženy 9,5 kPa (Moxham, 2013).

1.4.2 Vliv polohy těla na hodnoty PI max a PE max

Výchozí poloha těla jedince, která je zvolená pro měření, má vliv na výsledné hodnoty PI max i PE max (Costa, Almeida, Ribeiro; 2014).

Vliv polohy těla na maximální výdechový tlak a průtok zkoumali ve své studii na třiceti šesti jedincích Ch. Badr, M. R. Elkins a E. R. Ellis (2002). Skupina byla rozdělena na dvě podle respiračních funkcí. Výzkumu se zúčastnilo celkem dvacet pět zdravých jedinců a jedenáct pacientů s chronickým respiračním omezením („chronic airflow limitation“, CAL). Podmínkou měření byl stabilizovaný stav a nepřítomnost infekce dýchacích cest minimálně poslední dva týdny před měřením. Opakovaná měření probíhala v sedmi různých pozicích, kterými byly stoj, sed na židli (trup v 90° vůči stehnům, bérce kolmo k podlaze), sed na rovné podložce s extendovanými dolními končetinami (opět 90° trup vůči DKK), „polosed“ s extendovanými dolními končetinami (trup svírá s DKK úhel 135°), dále pak leh na zádech se 45° flexe v kyčelních kloubech a ploskami nohou na podložce, leh na boku opět se 45° flexe v kyčelních kloubech a v pozici na zádech s hlavou níže než nohy, čehož se docílilo sklopením desky stolu o 20°. Měřeny byly hodnoty maximálního expiračního tlaku (PE max) a největší expirační průtoková síla („peak expiratory flow rate“, PEFr). Ačkoliv byly průměrné hodnoty tlaků u skupiny s CAL nižší, než u zdravých jedinců, hlavním cílem této studie bylo objektivizovat, jak se PE max mění v různých polohách těla. Bylo zjištěno, že nejvyšších hodnot PE max bylo dosaženo ve stoji. Hodnoty tlaků ve stoji byly signifikantně vyšší, než vsedě na židli a tyto hodnoty byly také signifikantně vyšší, než hodnoty naměřené ve zbylých polohách. Prokazatelně nejnižší hodnoty PE max byly u obou skupin naměřeny v poloze na zádech, kdy byla hlava níže, než dolní končetiny. Z těchto výsledků autoři usuzují, že poloha těla může příznivě ovlivnit efekt drenážních technik dýchacích cest, při kterých se využívá například kontrolovaný kašel nebo huffing (Badr, Elkins, Ellis; 2002).

Kera a Maruyama zkoumali ve své studii z roku 2005 vliv polohy těla na respirační aktivitu břišních svalů u patnácti mladých mužů. Při vyvíjení maximálních inspiračních a expiračních tlaků zaznamenávali pomocí EMG aktivitu břišních svalů, konkrétně musculus obliquus abdominis exterius et internus (m. EO et m. IO) a m. rectus abdominis (m. RA), a to ve čtyřech různých pozicích. Ve stoji, vsedě, vleže na zádech a vsedě s lokty na kolenou („sitting with elbow on the knee“ = SEK). Současně byly zaznamenávány objemy plic během klidového dýchání a maximální volní ventilace a ústní tlaky při dýchání proti odporu. Výsledky ukazují, že se dechové objemy plic mění v závislosti na poloze těla. Záznam EMG pak odráží několik skutečností o aktivitě břišních svalů. Během maximální volní ventilace byla expirační aktivita

m. IO nejmenší v pozici „SEK“ a nejvyšší aktivita tohoto svalu byla zaznamenána ve stoji. Zvýšenou aktivitu m. IO ve stoji přisuzují autoři vlivu protažení břišní stěny působením nitrobřišního tlaku. Naproti tomu inspirační aktivita m. EO byla nejnižší v poloze na zádech a během spontánního dýchání byla aktivita tohoto svalu největší v poloze „SEK“, což autoři přisuzují anatomickému uspořádání svalu, jež souvisí se směrem pohybu spodních žebere. Aktivita m. RA se během inspirace ani expirace v různých polohách významně neměnila. Autoři v závěru shrnují, že rozdíly v respirační aktivitě břišních svalů při různých polohách těla souvisí s rozdíly v jejich anatomickém uspořádání a vlivem působení gravitace (Kera, Maruyama; 2005).

Další práce, ve které autoři zkoumali vliv změny polohy těla na hodnoty PI max a PE max je z roku 2014. Costa a kol, měřili maximální ústní tlaky u šedesáti tří zdravých jedinců kolem 20 let, z nichž bylo padesát žen. Měření probíhalo vsedě, v polosedě (úhel mezi trupem a stehny svíral 135°) a vleže na zádech. Výsledky potvrdily, že hodnoty PI max i PE max jsou signifikantně vyšší při měření v napřímém sedu, než vleže nebo než v polosedě. Nejnižší hodnoty tlaků byly naměřeny vleže na zádech (Costa, Almeida, Ribeiro; 2014).

2 CÍL A HYPOTÉZY

Z poznatků shrnutých v teoretické části práce je zřejmé, že se bránice aktivuje i při nerespiračních aktivitách a plní stabilizační funkci už při menším posturálním úkolu, kterým je například izolovaný pohyb horní či dolní končetiny (Kolář et al., 2009a, 2010, 2012; Hodges et al., 1997b, 2000a,b). Zároveň víme, že je bránice hlavní respirační sval a aktivuje se při nádechu a společně s břišními svaly i při usilovném výdechu (Hodges et al., 2000b; Kolář et al., 2010; Bitnar et al., 2012). Dalším důležitým faktem jsou poznatky L. Janssens, ze kterých vyplývá, že zvýšené nároky na dechové funkce mají vliv na kontrolu posturální stability (Janssens et al., 2013a,b, 2015) a také že je posturální stabilita výrazně zhoršena nestabilní opěrnou plochou a také vyřazením vizuální kontroly (Véle, 2006).

Cílem této práce bylo prozkoumat, zda mají změněné nároky na posturální stabilitu, způsobené stojem na kulové úseči s kontrolou zraku i s jejím vyřazením, vliv na sílu respiračních svalů. Dílčím cílem studie bylo zjistit, zda se síla respiračních svalů vyjádřená hodnotami PI max a PE max bude ve zhoršených posturálních podmínkách snižovat.

Na základě shrnutí teoretických poznatků byla stanovena tato vědecká otázka:

- Bude se měnit síla respiračních svalů v různě posturálně náročných situacích?

Dále byly stanoveny následující hypotézy:

- Síla respiračních svalů se v různě posturálně náročných situacích významně změní.
- Při zvýšených nárocích na posturální stabilitu se síla inspiračních svalů zmenší.
- Při zvýšených nárocích na posturální stabilitu se síla inspiračních svalů zvětší.
- Při zvýšených nárocích na posturální stabilitu se síla expiračních svalů zmenší.
- Při zvýšených nárocích na posturální stabilitu se síla inspiračních svalů zvětší.

3 METODIKA

3.1 Soubor vyšetřovaných osob

Pro experimentální část studie byla vybrána skupina jednadvaceti zdravých jedinců ($n=21$). Skupinu tvořilo třináct mužů a osm žen ve věku 20 – 26 let ($SD \pm 1,5$). Průměrná výška jedinců ve skupině byla 178,3 cm ($SD \pm 9,3$), hmotnost 72,9 kg ($SD \pm 10,3$) a průměrné BMI 22,86 kg/m² ($SD \pm 2,18$). Žádný z vybraných jedinců při odebrání anamnestických dat neuvedl akutní či chronické dechové obtíže, plicní onemocnění ani jiná onemocnění, která by měla vliv na respirační funkce. Žádný z vybraných jedinců neuvedl akutní ani chronické bolesti hybného systému nebo onemocnění, která by ovlivňovala posturální stabilitu. Každý z měřených jedinců byl klinicky vyšetřen zkušeným fyzioterapeutem a byl seznámen s průběhem měření. Všechny měřené osoby uvedly, že rozumí průběhu měření a podepsaly informovaný souhlas se zpracováním naměřených dat.

Všechna měření proběhla ve funkční laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice Motol.

3.2 Přístroje využité pro měření

Pro zhodnocení posturální stability měřených osob byl proveden modifikovaný CTSIB test (Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance) na přístroji BalanceMaster[®] System od firmy NeuroCom, který je využíván v mnoha medicínských oborech pro objektivní hodnocení rovnovážných funkcí i pro jejich trénink. Základní komponentou je dvojitá silová plošina zasazená do dřevěné desky. Druhou komponentou je počítač. V plošině jsou zabudovány senzory snímající vertikální rozložení sil působících na povrch. Data jsou následně převedena do počítače. Zabudovaný program umožňuje analýzu silových charakteristik a výsledky jsou zobrazeny buď grafem, nebo numerickou hodnotou. Pacient musí být při vyšetření schopen samostatně stát po dobu dvou až tří minut. Pro náš výzkum byl zvolen test balanční sensorické interakce, výše zmíněný mCTSIB. Do zadávacího protokolu byla uvedena výška, hmotnost, věk a pohlaví měřených osob. Měřena byla výchylka těžiště („mean COG sway velocity“) ve stoji a ve stoji na pěnové podložce, v obou situacích se zrakovou kontrolou i s jejím vyřazením.

Pro vyjádření síly respiračních svalů bylo provedeno neinvazivní spirometrické měření maximálních ústních tlaků přístrojem Mastercope Jaeger spirometr (verze 4.67, Jaeger, VIASYS, Würzburg, Germany) s přídatným modulem pro měření síly respiračních svalů (program LabManagerV467, test Respiratory drive/muscle strength). Do zadávacího protokolu byl opět

uveden věk, výška, hmotnost, pohlaví a skutečnost, zda je měřená osoba kuřák či nikoliv. Měřicí přístroj byl kalibrován ještě před sběrem dat pro každý subjekt s využitím kalibrační pumpy o objemu 1 litr.

3.3 Pomůcky využité při měření

Pro měření okluzních tlaků při změněných posturálních podmínkách byla použita dřevěná kulová úseč o průměru 35 cm a výšce 7 cm.

Při spirometrickém měření byl použit speciální kolíček na nos, aby bylo zabráněno dýchání nosem a šátek pro převázání očí při měření s vyřazením zrakové kontroly.

3.4 Postup měření

Pro vyšetření senzomotorických schopností na přístroji BalanceMaster[®] System byl využit modifikovaný test senzorické interakce mCTSIB. Test probíhá ve čtyřech posturálních situacích – v klidný stoj na pevné plošině a na pěnové podložce, obojí s kontrolou zraku a následně s jejím vyřazením. Každý ze čtyř testů trvá 10 sekund a opakuje se třikrát. Během testování jsou hodnoceny pohyby COG („centre of gravity“) a měřeným parametrem je rychlost výchylek COG („COG sway velocity“), vyjádřená ve stupních za 10 sekund. Udává poměr vzdálenosti, kterou urazí COG za deset sekund. Další hodnocenou veličinou je umístění COG („COG Alignment“), které odráží polohu COG ve vztahu k centru opěrné báze na začátku každého testu. Z výsledků testu je možné identifikovat abnormality ve složkách podílejících se na udržování stability stoje. Měření bylo provedeno z důvodu vyloučení případných posturálních a balančních patologií a pro ucelení homogenity vybrané skupiny probandů.

Spirometrické měření se běžně využívá pro zhodnocení funkce plic, plicních objemů a pro zhodnocení síly respiračních svalů. V této studii byly měřeny maximální nádechové (PI max) a výdechové (PE max) ústní tlaky ve třech různě posturálně náročných situacích, kterými byly klidný stoj, stoj na balanční ploše (dřevěné kulové úseči) a stoj na balanční ploše s vyřazením vizuální kontroly. Měření každého z maximálních okluzních tlaků bylo provedeno vždy 3x po sobě pro získání průměrné hodnoty s pauzou zhruba 10 sekund mezi jednotlivými usilovnými nádechy nebo výdechy. Mezi jednotlivými měřeními byly stanoveny přestávky 10 minut kvůli možné unavitelnosti dýchacích svalů. Měřenému jedinci byl na nos umístěn speciální kolíček a následně byl vyzván, aby stál klidně, s chodidly na šíři pánve, s jednou rukou svěřenou volně podél těla a do druhé ruky uchopil spirometr. Plastový náustek spirometru měřený jedinec vložil mezi zuby, pevně ho obemknul rty a několik sekund klidně dýchal. Poté byl testovaný jedinec vyzván, aby začal pomalu maximálně nadechovat (respektive vydechovat) a to do té doby, než

dosáhl fáze plató (viditelné na průběhu grafického znázornění dýchání na monitoru). Ve chvíli, kdy měřený jedinec dosáhl maximálního inspiračního (respektive expiračního) objemu, byl vyzván a následně slovně motivován k maximálnímu výdechu (respektive nádechu) proti odporu, který byl vytvořen aktivací membrány ve spirometru terapeutem (Active shutter), a to po dobu minimálně pěti sekund. Jak je zmíněno výše, měření proběhlo pro každý tlak vždy minimálně 3x po sobě. Následně program automaticky vybírá hodnotu, kterou porovná s hodnotami referenčními a výsledná hodnota je pak udávána v procentech normy. Stejně měření bylo opakováno při stožení na dřevěné kulové úseči a při stožení na dřevěné úseči s vyřazením kontroly zraku. Před prvním měřením si každý z měřených probandů vyzkoušel měření podle instrukcí bez uložení zaznamenaných hodnot. Po celou dobu měření byla přítomna třetí osoba, která kontrolovala pozici měřeného a bránila případnému pádu při ztrátě stability.

3.5 Analýza dat

K porovnání dat byl použit párový t – test, statistické zpracování bylo provedeno v programech QC Expert a v Microsoft Excel. Tento test se používá například k porovnání toho, zda se výsledky měření na jedné skupině významně liší od výsledků měření na skupině druhé. Dá se rovněž využít k porovnání stavu před danou změnou se stavem po změně. Řeší tedy otázku, zda příslušná změna měla na daný soubor vliv, či nikoliv. V případě této studie je nejprve porovnána celá skupina v různě posturálně náročných situacích. Párový t – test bylo možné použít, protože byly splněny podmínky t – testu, kterými jsou normalita dat a shoda rozptylu. Zadané hypotézy byly testovány na hladině významnosti $p = 0.05$.

4 VÝSLEDKY

4.1 Posturální stabilita

Žádný z měřených jedinců nevykazoval při měření modifikovaného CTSIB testu na přístroji BalanceMaster® System odchylky od norem zadaných v programu hodnotícím měřená data, který je součástí přístroje, a to v žádné ze čtyř měřených situací (stoj, stoj se zavřenýma očima, stoj na pěnové podložce a stoj na pěnové podložce se zavřenýma očima). Měření jedinci jsou z hlediska posturální stability v normě.

4.2 Spirometrická měření

Spirometrická měření maximálních inspiračních a expiračních ústních tlaků probíhala pomocí přístroje MasterScope Jaeger spirometer (test Respiratory drive/muscle strength). Naměřené hodnoty tlaků (PI max a PE max) byly v programu porovnány s náležitými hodnotami vygenerovanými na základě zadaného pohlaví, výšky, hmotnosti, věku a statutu kuřák/nekuřák. Výsledná hodnota je pak udávána v procentech z náležité hodnoty

4.2.1 Hodnoty maximálního nádechového ústního tlaku (PI max)

Hodnoty naměřené ve všech třech situacích jsou uvedeny níže (Tab. 1). V každé posturální situaci probíhalo měření vždy minimálně třikrát. Alespoň tři naměřené hodnoty se nesměly výrazně lišit (cca o více než 20%), aby mohl program vybrat relevantní hodnotu. Hodnoty jsou uváděny v kPa a v procentech z náležité hodnoty.

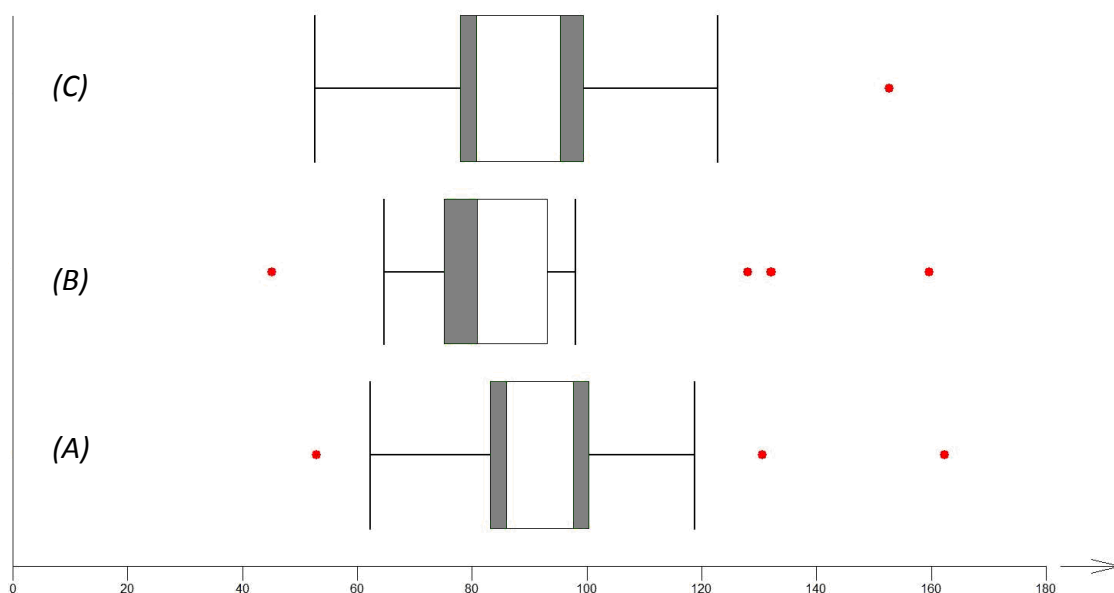
n	PI max stoj			PI max balanční plocha			↓ ↑	PI max bal.ploch.zav. očí			↓ ↑
	Nál..	Změř.	% z nál.	Nál.	Změř.	% z nál.		Nál.	Změř.	% z nál.	
1	10,6	10,57	99,7	10,6	10,4	98,1	↓	10,6	8,94	84,3	↓
2	10,72	9,85	91,9	10,72	9,96	92,9	↑	10,72	8,36	78	↓
3	10,66	8,99	84,4	10,66	9,93	93,1	↑	10,66	9,43	88,5	↑
4	10,6	10,66	100,5	10,6	9,6	90,6	↓	10,6	9,59	90,5	↓
5	10,6	8,08	76,2	10,6	9,29	87,6	↑	10,6	8,58	80,9	↑
6	10,66	6,64	62,3	10,66	6,99	65,6	↑	10,66	6,3	59,1	↓
7	10,66	10,45	98	10,66	8,61	80,7	↓	10,66	6,4	60	↓
8	7,38	4,86	65,9	7,38	5,89	79,9	↑	7,38	4,69	63,5	↓
9	7,05	7,53	106,8	7,05	6,45	91,5	↓	7,05	7,02	99,5	↓
10	10,66	5,64	52,9	10,66	4,81	45,2	↓	10,66	5,62	52,7	↓
11	10,6	8,82	83,2	10,6	7,19	67,8	↓	10,6	10,68	100,7	↑
12	10,66	10,35	97,1	10,66	9,27	87	↓	10,66	9,36	87,8	↓
13	10,6	9,61	90,6	10,6	8,75	82,5	↓	10,6	9,37	88,3	↓

14	7,05	9,21	130,6	7,05	9,1	128	↓	7,05	7,2	102,1	↓
15	7,19	8,54	118,7	7,19	9,51	132,2	↑	7,19	8,83	122,8	↑
16	10,72	10,28	95,9	10,72	8,45	78,8	↓	10,72	9,44	88,1	↓
17	7,1	6,33	89,2	7,1	5,33	75,1	↓	7,1	6	84,5	↓
18	7,15	6,29	88,1	7,15	5,51	77,1	↓	7,15	6,86	96	↑
19	6,96	11,3	162,3	6,96	11,12	159,7	↓	6,96	10,63	152,7	↓
20	10,66	7,85	73,6	10,66	6,89	64,7	↓	10,66	5,95	55,8	↓
21	7,15	8,49	118,8	7,15	9,44	132	↑	7,15	8,22	115	↓
Stř.h.			94,6%			91%	↓			88,1%	↓
SD			23,893			26,206				23,266	

Tabulka 1. Hodnoty PI max ve stoji, ve stoji na balanční ploše a ve stoji na balanční ploše se zavřenými očima (n = počet osob, Nál. = náležitá hodnota (kPa), Změř. = změřená hodnota (kPa), % z nál. = procenta z náležité hodnoty, ↓ ↑ = zvýšení / snížení hodnoty PI max proti stoji)

popisná statistika naměřených hodnot	PI max stoj	PI max stoj bal. pl.	PI max stoj bal. plocha zav. oči
Střední hodnota (kPa)	8,59	8,21	7,97
SD	1,785	1,798	1,690
rozptyl	3,187	3,234	2,84

Tabulka 2. Popisná statistika (bal. pl. = balanční plocha, zav. oči = zavřené oči, SD = směrodatná odchylka)

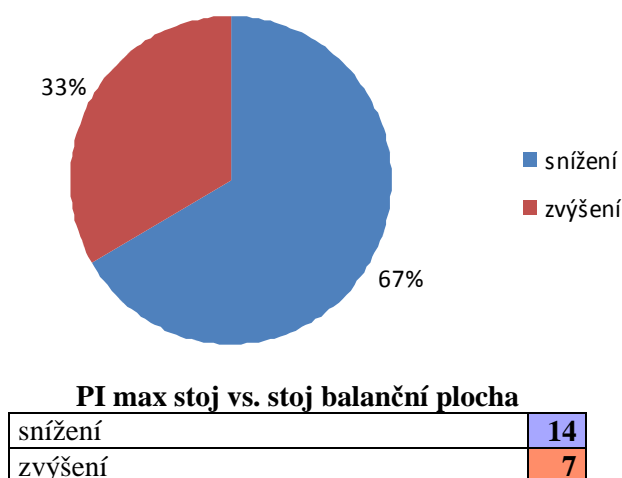


Obrázek 5. Grafické znázornění rozložení hodnot PI max (na ose x vyjádřené v % z náležité hodnoty), naměřených ve třech posturálních situacích – stoj (A), stoj na balanční ploše (B), stoj na balanční ploše se zavřenými očima (C)

Změny hodnot PI_{max} : stoj vs. stoj na balanční ploše

Při testování vlivu změny polohy z klidného stoje do stoje na balanční plošině nebyly v rámci celé skupiny nalezeny statisticky významné rozdíly mezi hodnotami PI_{max} naměřenými v těchto dvou situacích ($p = 0,163 \geq 0,05$).

Jsou zde ale pozorovány dva trendy ve změnách hodnot maximálního inspiračního tlaku (obrázek 6). U sedmi z testovaných jedinců (33 %) došlo k nárůstu PI_{max} , u čtrnácti (67 %) se hodnota PI_{max} snížila (přesné hodnoty viz Tabulka 1).

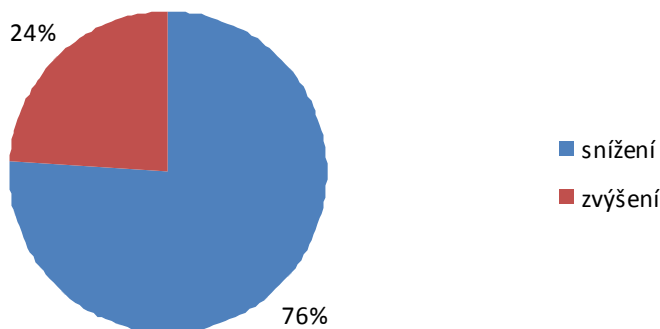


Obrázek 6. Grafické znázornění trendů ve změnách hodnot PI_{max} stoj vs. stoj balanční plocha

Změny hodnot PI_{max} : stoj vs. stoj na balanční ploše se zavřenýma očima (EC)

Při testování vlivu změny polohy z klidného stoje do stoje na balanční plošině se zavřenýma očima na hodnotu PI_{max} také nebyly pro celý soubor dat nalezeny statisticky významné rozdíly ($p = 0,114 \geq 0,05$).

Přesto, že rozdíly v rámci celé skupiny nejsou statisticky významné, je zde opět možné pozorovat dva trendy ve změnách hodnot PI_{max} při výrazněji zhoršených posturálních podmínkách. U pěti z měřených jedinců (24 %) byla hodnota PI_{max} ve stoji na balanční ploše se zavřenýma očima vyšší, než při stoji na pevné podložce s kontrolou zraku. U sedmnácti (76 %) jedinců se hodnota snížila (obrázek 7, přesné hodnoty viz Tabulka 1).

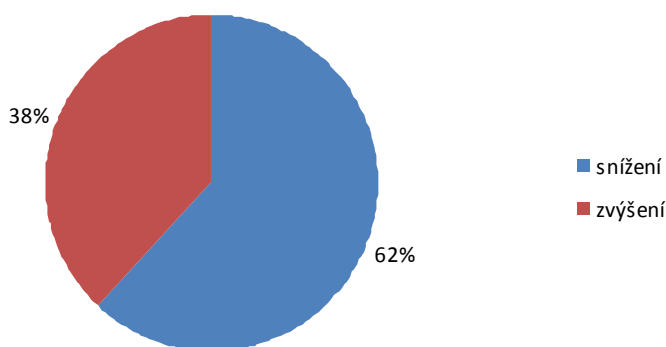


snížení	16
zvýšení	5

Obrázek 7. Grafické znázornění trendů ve změnách hodnot PI max stoj vs. stoj balanční plocha se zavřenýma očima (EC)

Změny hodnot PI max: stoj na balanční ploše vs. stoj na balanční ploše se zavřenýma očima (EC)

Při testování vlivu změny balančních nároků podmíněné vyřazením zrakové kontroly při stoji na kulové úseči na hodnotu PI max opět nebyly nalezené rozdíly shledány statisticky významnými ($p \geq 0,05$). Při této změně nároků na posturální stabilitu bylo zvýšení hodnoty PI max zaznamenáno u osmi jedinců (38 %). U třinácti (62 %) jedinců došlo ke snížení hodnoty maximálního inspiračního tlaku (obrázek 8).

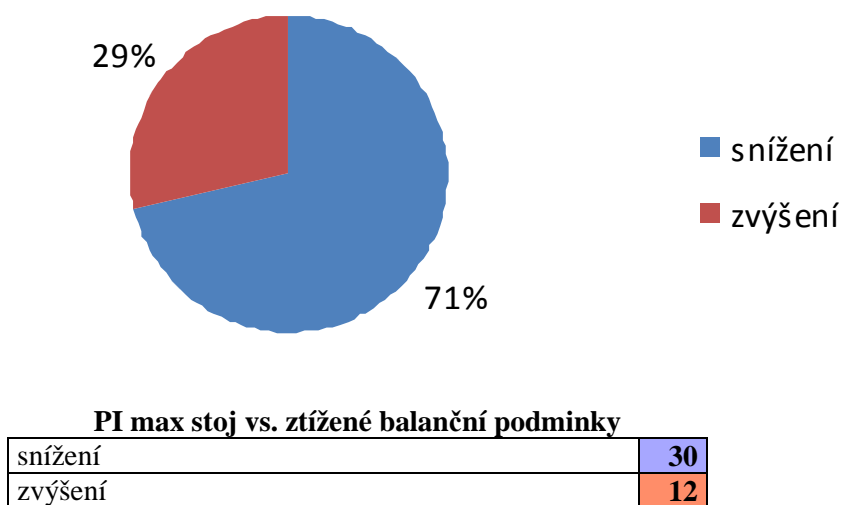


snížení	13
zvýšení	8

Obrázek 8. Grafické znázornění trendů ve změnách hodnot PI max stoj na balanční ploše vs. stoj na balanční ploše se zavřenýma očima (EC)

Změny hodnot PI_{max} : stoj vs. zhoršené balanční podmínky

Pokud porovnáme změny v hodnotách PI_{max} ve stoji oproti celkově zhoršeným balančním podmínkám (stoj na balanční ploše s i bez zrakové kontroly), je opět možné pozorovat dva trendy ve změnách hodnot PI_{max} . Téměř u třetiny jedinců (29 %) dochází v náročnějších podmínkách pro udržování stability oproti stoji ke zvýšení maximálního inspiračního tlaku PI_{max} . U 71 % jedinců došlo ke snížení PI_{max} (obrázek 9).



Obrázek 9. Grafické znázornění trendů ve změnách hodnot PI_{max} stoj vs. ztížené balanční podmínky

4.2.2 Hodnoty maximálního výdechového ústního tlaku (PE max)

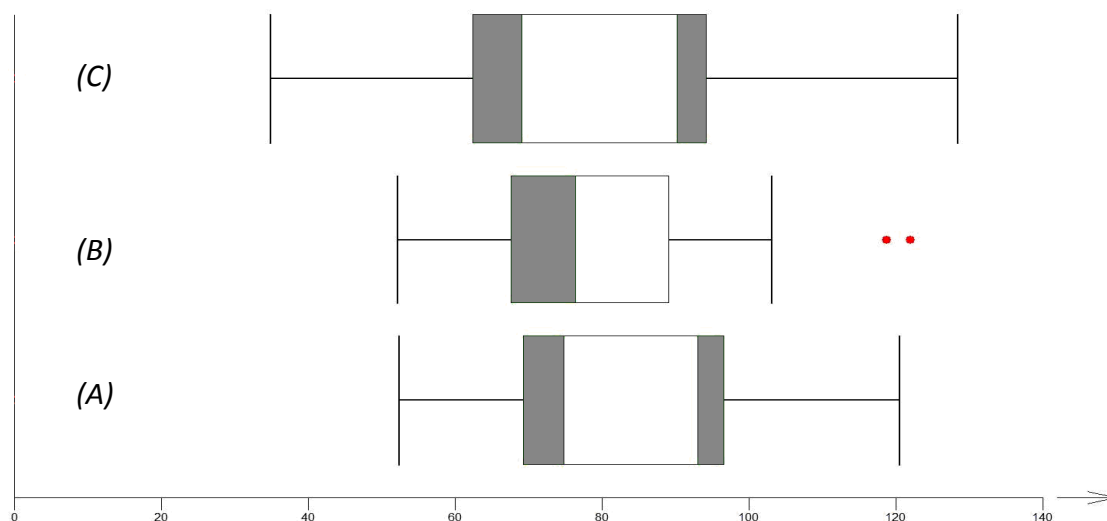
Hodnoty maximálního výdechového tlaku (PE max) naměřené ve všech třech situacích jsou uvedeny v Tabulce 3. V každé posturální situaci probíhalo měření opět minimálně třikrát. Alespoň tři naměřené hodnoty se nesměly výrazně lišit (cca o více než 20 %), aby mohl program vybrat relevantní hodnotu. Hodnoty jsou uváděny v kPa a v procentech z náležité hodnoty.

n	PE max stoj			PEmax balanční plocha			↓ ↑	PEmax bal.ploch.zav.oči			↓ ↑
	Nál.	Změř.	% z nál.	Nál.	Změř.	% z nál.		Nál.	Změř.	% z nál.	
1	14,59	14,31	98,1	14,59	15,3	103,1	↑	14,59	13,94	95,6	↓
2	14,66	10,2	68,3	14,66	8,6	55	↓	14,66	9,04	61,7	↓
3	14,62	9,15	62,6	14,62	9,64	65,9	↑	14,62	9,44	64,5	↑
4	14,59	12,41	85,1	14,59	11,26	77,2	↓	14,59	12,11	83	↓
5	14,59	10,74	73,7	14,59	13,34	91,4	↑	14,59	11,86	81,3	↑
6	14,62	9,8	67	14,62	8,7	59,5	↓	14,62	8,01	54,8	↓
7	14,62	13,13	89,8	14,62	12,57	86	↓	14,62	8,13	55,6	↓
8	9,46	9,17	96,9	9,46	8,23	87	↓	9,46	8,46	89,4	↓
9	9,02	8,85	98,1	9,02	7,51	83,2	↓	9,02	8,3	92	↓
10	14,62	7,66	52,4	14,62	7,64	52,2	↓	14,62	5,11	34,9	↓
11	14,59	10,28	70,5	14,59	10,59	72,6	↑	14,59	11,39	78,1	↑
12	14,62	10,6	68,8	14,62	9,06	62	↓	14,62	9,01	61,6	↓
13	14,59	13,93	95,5	14,59	11,99	82,2	↓	14,59	13,85	95	↓
14	9,02	7,6	84,3	9,02	7,57	84	↓	9,2	6,45	71,5	↓
15	9,21	11,1	120,5	9,21	11,23	122	↑	9,21	11,83	128,4	↑
16	14,66	11,48	78,3	14,66	12,44	84,9	↑	14,66	11,23	76,6	↓
17	9,09	7,6	83,6	9,09	7,63	84	↑	9,09	9,4	103,5	↑
18	9,15	8,77	95,8	9,15	7,54	82,4	↓	9,15	8,01	87,5	↓
19	8,9	10,54	118,5	8,9	10,57	118,8	↑	8,9	9,87	111	↓
20	14,62	11,05	75,6	14,62	10,88	74,4	↓	14,62	10,95	68,7	↓
21	9,15	9,47	103,5	9,15	9,29	101,5	↓	9,15	11,11	121,5	↑
Stř.h.			85,1%			82,3%	↓			81,7%	↓
SD			17,4			18,1				22,5	

Tabulka 3. Hodnoty PE max ve stoji, ve stoji na balanční ploše a ve stoji na balanční ploše se zavřenými očima (n = počet osob, Nál. = náležitá hodnota (kPa), Změř. = změřená hodnota (kPa), % z nál. = procenta z náležité hodnoty, ↓ ↑ = zvýšení / snížení hodnoty PE max proti stoji)

popisná statistika naměřených hodnot	PE max stoj	PE max stoj bal. pl.	PE max stoj bal. plocha, zav. oči
Střední hodnota (kPa)	10,37	10,08	9,88
SD	1,878	2,158	2,211
rozptyl	3,528	4,659	4,889

Tabulka 4. Popisná statistika (bal. pl. = balanční plocha, zav. oči = zavřené oči, SD = směrodatná odchylka)

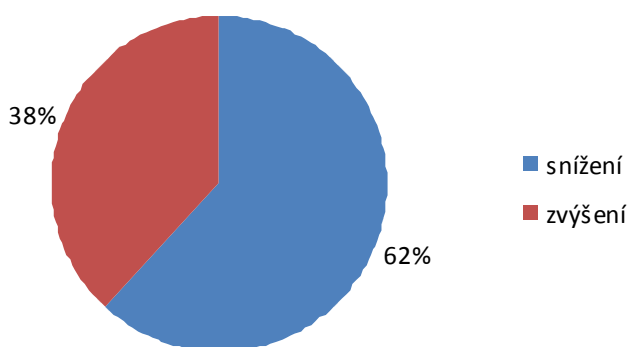


Obrázek 10. Grafické znázornění rozložení hodnot PE max (na ose x vyjádřené v % z náležité hodnoty), naměřených ve třech posturálních situacích – stoj (A), stoj na balanční ploše (B), stoj na balanční ploše se zavřenýma očima (C)

Změny hodnot PE max: stoj vs. stoj na balanční ploše

Při testování vlivu změny polohy z klidného stoje do stoje na balanční plošině nebyly v rámci celé skupiny nalezeny statisticky významné rozdíly ($p = 0,252 \geq 0,05$) mezi hodnotami PE max naměřenými v těchto dvou situacích.

I přes to, že celkové rozdíly nejsou považovány za statisticky významné, je zde opět možné pozorovat dva trendy ve změně hodnoty PE max při změně posturálních podmínek. Ke zvýšení hodnot PE max došlo u osmi jedinců (38%), u třinácti (62%) se hodnota PE max snížila (obrázek 11).



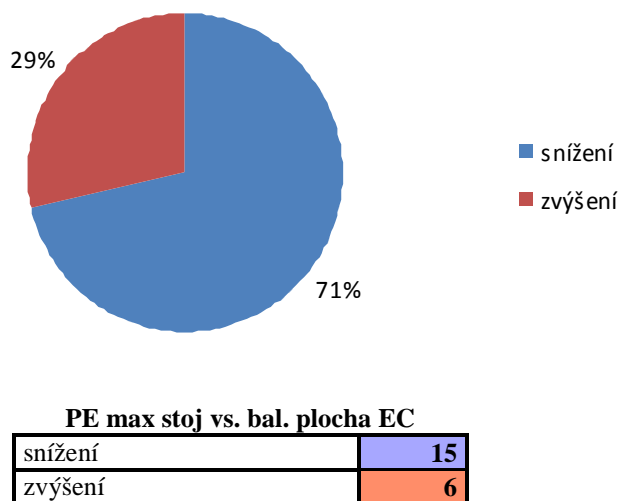
PE max stoj vs. bal. plocha

snížení	13
zvýšení	8

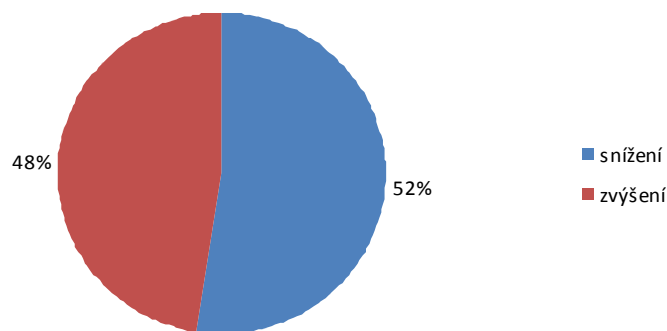
Obrázek 11. Grafické znázornění trendů ve změnách hodnot PE max stoj vs. stoj balanční plocha**Změny hodnot PE max: stoj vs. stoj na balanční ploše se zavřenýma očima**

Při testování vlivu změny polohy z klidného stoje do stoje na balanční plošině se zavřenýma očima (EC) na hodnotu PE max také nebyly v rámci celé skupiny nalezené rozdíly shledány jako statisticky významné ($p = 0,255 \geq 0,05$).

Vyskytují se zde opět dva trendy ve změnách měřených hodnot. U šesti jedinců (29 %) se hodnota PE max při přechodu ze stoje do stoje na balanční ploše se zavřenýma očima zvýšila, u šestnácti (71%) se snížila (obrázek 12).

**Obrázek 12.** Grafické znázornění trendů ve změnách hodnot PE max stoj vs. stoj balanční plocha**Změny hodnot PE max: stoj na balanční ploše vs. stoj na balanční ploše se zavřenýma očima (EC)**

Při testování vlivu změny balančních nároků podmíněné vyřazením zrakové kontroly při stoji na kulové úseči na hodnotu PE max opět nebyly nalezené rozdíly shledány statisticky významnými ($p \geq 0,05$). Při této změně nároků na posturální stabilitu bylo zvýšení hodnoty PE max zaznamenáno u deseti jedinců (48 %). U jedenácti (52 %) jedinců došlo ke snížení hodnoty maximálního expiračního tlaku (obrázek 13).

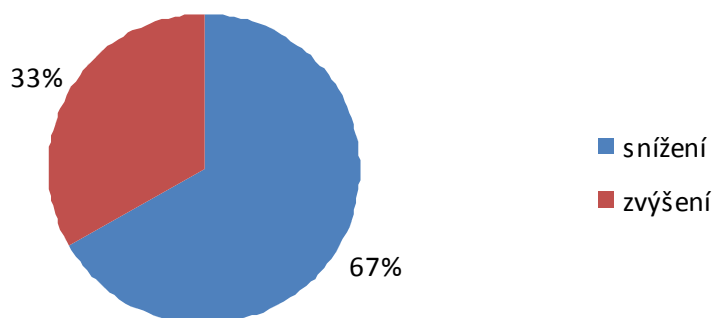


PE max bal. pl. vs. bal. plocha EC	
snížení	21
zvýšení	10

Obrázek 13. Grafické znázornění trendů ve změnách hodnot PE max stoj na balanční ploše vs. stoj na balanční ploše se zavřenýma očima (EC)

Změny hodnot PE max: stoj vs. zhoršené balanční podmínky

Pokud porovnáme změny v hodnotách PE max ve stoji oproti celkově zhoršeným balančním podmínkám (stoj na balanční ploše si bez zrakové kontroly), je i zde možné pozorovat dva trendy ve změnách hodnot PE max. U více než třetiny jedinců (33 %) dochází v náročnějších podmínkách pro udržování stability oproti stoji ke zvýšení maximálního inspiračního tlaku. U 67 % jedinců došlo ke snížení hodnoty PE max (obrázek 14).



Celkem PE max stoj vs. ztížené balanční podmínky	
snížení	28
zvýšení	14

Obrázek 14. Grafické znázornění trendů ve změnách hodnot PE max stoj vs. ztížené balanční podmínky

5 DISKUZE

5.1 Diskuze k teoretické části

V tomto výzkumu jsme se zabývali otázkou, jaký budou mít změněné nároky na posturální stabilitu vliv na sílu respiračních svalů, vyjádřenou hodnotou maximálního nádechového a výdechového ústního tlaku (PI max a PE max). Hlavním cílem bylo zjistit, zda se bude síla respiračních svalů v různě balančně náročných situacích měnit a pokud ano, tak jakým způsobem. Důvodem domnívat se, že by se síla respiračních svalů mohla měnit, byly zejména poznatky ze studií dokazující posturální funkci bránice jakožto hlavního respiračního svalu a poukazující na její nezbytnou účast při stabilizaci trupu.

Při dýchacích pohybech dochází ke drobným výchylkám těla, které jsou neustále kompenzovány mechanismy zajišťujícími posturální kontrolu. Podle Véleho (2006) mají svaly, které jsou označovány hlavně jako svaly respirační, též funkci posturální, jelikož se jejich aktivitou při dýchání mění uspořádání hybných segmentů. To má vliv na držení těla a tedy i na aktivitu a funkci svalů posturálních. Proto nelze vzhledem k funkci striktně rozdělit svaly na ryze respirační či posturální, dokonce ani na čistě inspirační nebo expirační. To ovšem potvrzuje i studie Hodgese a kol. z roku 1997, z jejichž výsledků je patrné, že se břišní svaly aktivují jak při zesíleném výdechu po dosažení FRC nebo výdechu proti zavřené glottis, tak i při nádechu proti zvýšenému odporu. Jejich nábor a aktivita jsou v průběhu posturálního úkolu ovlivněny fází dechu i zvýšením dechového úsilí. Dýchání a udržování posturální stability jsou spolu související komplexní dynamické děje, ovlivňované různými lokálními i globálními faktory (Hodges et al., 1997a).

Teoretickými východisky pro tuto práci byly poznatky různých autorů (Hodges, P., Kolář, P., Horak, F., Janssens, L.), kteří se ve svých studiích zabývali posturální stabilitou, souvislostmi mezi dýcháním a posturální kontrolou, aktivitou bránice při její respirační i posturálně stabilizační funkci a její koaktivací s břišními i dalšími svaly, úlohou bránice a dalších svalů při změnách a regulaci nitrobřišního a nitrohruďního tlaku a dále také studie (Costa, R., Badr, Ch.), jež poukazují na vliv polohy těla na hodnoty PI max a PE max. Hodnoty maximálního inspiračního ústního tlaku vyjadřují především sílu bránice, jakožto hlavního nádechového svalu. Při vytvoření maximálního výdechového přetlaku se jako pomocné expirační svaly aktivují břišní i zádové svaly a svaly pánevního dna, a to v koaktivaci s bránicí, jejíž tonická aktivita napomáhá zvýšení nitrobřišního i nitrohruďního tlaku.

Síla kontrakce bránice je podmíněná koaktivací dalších, především břišních a zádových svalů a také svalů pánevního dna. Jejich komplexní činností je vytvořeno punctum fixum po obvodu bránice a tím je umožněn její fyziologický pohyb. (Kera et al., 2013; Hodges et al., 2000b; Kolář et al., 2010).

Na posturální funkci bránice ukázal pomocí radiologického vyšetření už v roce 1969 Skládal a kol., kdy dokázal kaudální posun bránice při rychlém vyzdvižení na špičky a označil tuto skutečnost jako její posturální reakci. Aktivita bránice mimo její respirační funkci byla potvrzena výsledky několika studií. Paul Hodges a kolektiv autorů zkoumali aktivitu bránice a změny nitrobřišního tlaku ve stoji a vsedě při fázickém pohybu horní končetinou o různé frekvenci (1997, 2000a, 2000b 5,6). Ze záznamů EMG bylo zřejmé, že zvýšení aktivity bránice předchází samotnému fázickému pohybu horní končetinou a to nezávisle na dýchání. Reakce bránice vyžaduje prahovou velikost reakčních sil, které podle autorů mohou vyplývat z velikosti pohybujícího se segmentu. Její kontrakci současně doprovází i aktivita m. transversus abdominis (m. TrA), což bylo také pozorováno na záznamu EMG. Výsledky podporují tvrzení, že se bránice aktivně účastní posturální kontroly trupu a to v přímé koaktivaci s musculus transversus abdominis.

Další studie stejného autora poukazuje na fakt, že i přes to, že je za normálních podmínek respirační a posturální funkce bránice v koordinaci, při centrálním zvýšení nároků na respiraci může být její posturální funkce utlumena. Snížení EMG aktivity při zvýšených nárocích na ventilaci (hyperkapnie v důsledku dýchání se zvětšeným mrtvým prostorem) a zároveň při zvýšení nároků na stabilizaci (pohyb horní končetinou) bylo zaznamenáno u bránice (znatelné zejména při max. expiriu) i u m. transversus abdominis. Naopak u musculus erector spinae ke snížení aktivity nedošlo (Hodges et al, 2001). Vzhledem k tomu, že výše zmíněná měření probíhala vsedě a především vestoje, lze do faktorů ovlivňujících činnost bránice a dalších svalů uvažovat i aktivní posturální mechanismy pro zajištění vzpřímeného držení těla. Jak sám autor uvádí, stoj byl stabilní a měl být dle instrukcí „relaxovaný“. V této situaci byla aktivita bránice na EMG zaznamenána jen při inspiriu a zvýšení aktivity vyvolala iniciace pohybu horní končetinou. Na základě těchto poznatků můžeme jen odhadovat, jak by se aktivita bránice měnila při zvýšených balančních nárocích. Ze záznamů EMG je možné popsat situace, ve kterých je patrný nárůst nebo pokles aktivity bránice i dalších svalů, nevypovídá ale o průběhu pohybu nebo o náboru jejích jednotlivých částí.

Pavel Kolář ve svých studiích (2008, 2010, 2012) podrobně analyzoval pohyby bránice během respirace a při nárocích na stabilizaci trupu pomocí záznamu MRI. Díky výsledkům těchto studií bylo možné popsat strategii náboru jednotlivých částí bránice, její pohyby

při respirační funkci i při stabilizaci trupu a také rozdíly ve funkci bránice při porovnání zdravých jedinců a jedinců s LBP. Výsledky ukazují, že je pro správnou funkci bránice nezbytná koordinace nejen mezi bránicí a ostatními svaly, ale také mezi jejími jednotlivými částmi. Správná výchozí poloha bránice vůči pánvi a její aktivita významně ovlivňují změny nitrobřišního tlaku a tím také stabilizaci trupu. Výsledky potvrzují myšlenku, že je bránice aktivní i nezávisle na dýchání. Pohyb bránice je na MRI viditelný během klidového dýchání, ale i při zadržení dechu, což dle autorů není jen důsledkem změny intraabdominálního tlaku, ale také její aktivní kontrakcí. To podporuje myšlenku, že motoneuron n. phrenicus podléhá i volní kontrole. Tato tvrzení podporuje i obdobná studie Vostatka a kolektivu z roku 2013 (Vostatek, Novák, Rychnovský a Rychnovská, 2013), kteří pohyby bránice také analyzovali pomocí záznamu MRI u šestnácti zdravých jedinců a sedmnácti jedinců s LBP („low back pain“). Výsledky Vostatkovy i Kolářových studií poukazují na to, že je bránice u pacientů s LBP v jiném výchozím postavení, a to má vliv i na její exurzibilitu a synchronizaci pohybů jejích jednotlivých částí. Bolestivé podněty a změněná percepce z oblasti zad u pacientů s LBP tak mohou ovlivňovat její funkce. Také Čumpelík ve své práci (2006 a, b) dokázal, že změna polohy tělesných segmentů ovlivňuje pohyb, tvar i polohu bránice, břišní stěny a hrudníku při dýchání. Pomocí MRI bylo například zjištěno, že při aktivním napřímění páteře dochází ke zmenšení kraniokaudálního pohybu bránice.

Měření pohybů bránice ve výše zmíněných studiích probíhala v poloze vleže na zádech a posturální aktivita byla vyvolána pohybem tělesných segmentů. Není tedy zcela zřejmé, jak přesně by pohyb bránice a nábor jednotlivých částí probíhal ve vzpřímeném stoju. Ostatně i W. Chu, A. Li, B. Ng a další autoři ve své studii (2006) zkoumali rozdíly v pohybu bránice vleže na zádech u 64 pacientek se skoliózou proti dvanácti zdravým dívkám. Pomocí MRI byly pozorovány pohyby bránice a hrudní stěny při klidném dýchání a při maximálním nádechu a výdechu se zadržením dechu na konci každé této fáze. Autoři zmiňují změny ve výchozím postavení bránice u pacientek se skoliózou i změny plicních objemů či ovlivnění plicních funkcí, dále ale uvádějí, že výsledné pohyby bránice se mezi skupinami nemění. V případě této studie jde dle mého názoru o hodnocení bránice v její respirační funkci a změny by mohly být výraznější při zvýšení nároků na její posturální funkci, například právě ve vzpřímeném stoju nebo při aktivitě dolních končetin.

Právě na rozdíly v pohybech bránice vleže na zádech a vsedě poukazují výsledky studie Takazakury a kolektivu z roku 2004, ve které byl pohyb bránice v těchto dvou situacích zaznamenáván u deseti zdravých jedinců pomocí otevřeného systému MR. Bylo zjištěno,

že exkurze bránice byly větší vleže na zádech, než vsedě a že její zadní část také vykazuje větší exkurzibilitu vleže, než vsedě (Takazakura et al., 2004).

Dalo by se předpokládat, že tato změna byla způsobena tonickou aktivitou bránice ve vzpřímeném sedu při její účasti na stabilizaci trupu. Předmětem dalších výzkumů by mohlo být zkoumání činnosti a analýza pohybu bránice ve stoji.

V teoretické části byly zmíněny také studie, ve kterých se autoři zabývali posturální kontrolou ve stoji a vlivem dýchání na posturální stabilitu. Už z výsledků studie Simona Bouisseta a Jeana-Luca Duchena (1994) vyplynulo, že při klidném či prohloubeném dýchání dochází k výchylkám COP vestoje i vsedě a že je samotné dýchání signálem pro spouštění kontroly posturální stability. Hodges pomocí podrobné kinematické analýzy a záznamů EMG potvrdil, že jsou tyto výchylky neustále aktivně tlumeny drobnými pohyby v různých segmentech a podle něj se jedná o aktivaci multisegmentálních řetězců organizovaných pro kontrolu stability i mobility (Hodges, 2002). I na základě těchto poznatků jsme usuzovali, že by zvýšení nároků na stabilizaci trupu a posturální kontrolu mohlo ovlivnit respirační funkci svalů, které plní i funkci posturální, zejména tedy sílu bránice při nádechu proti maximálnímu odporu.

Další významné poznatky pro výběr tématu této diplomové práce přinesly studie Lotte Janssens a kol. z Belgie (2010, 2013a, 2013b a 2015), ve kterých se autorka důkladně zabývá vlivem změny propioceptivních informací z oblasti zad, hrudníku, inspiračních svalů a svalů kolem kotníků na posturální strategie a výchylku COP. Autorka shrnuje, že akutní únava inspiračních svalů může mít na řízení posturální kontroly podobný efekt, jako chronické bolesti zad nebo CHOPN. Pacienti s LBP nebo s CHOPN jsou totiž dle výsledků při posturální kontrole prokazatelně závislejší na propiocepci z oblasti kotníků, než z oblasti trupu. Při zvýšených nárocích na stabilitu začínají tito jedinci využívat suboptimální kotníkové strategie, kdy je trup držen rigidně, namísto posturálně výhodnější multisegmentální kontroly trupu. Dle výsledků začnou kotníkovou strategií více využívat i zdraví jedinci při akutní únavě inspiračních svalů, kdy bylo zároveň pozorováno i snížení prokrvení a okysličení paravertebrálních svalů (Janssens a kol., 2015). Přejít do statické kotníkové strategie namísto kyčelní může být ovlivněn neoptimálním zapojením zádových svalů a tím nedostatečnou fixací pánve. Změna propioceptivní informace z inspiračních svalů a případně jejich posílení podle Janssens příznivě ovlivňuje zpětnou aktivitu mechanismů pro kontrolu trupu. Vzhledem k tomu, že je hlavním inspiračním svalem bránice, domníváme se, že její optimální zapojení při respiraci (a také zvýšení aktivity při nádechu nebo výdechu proti odporu) může ovlivnit kvalitu propiocepce a tak v rámci mechanismů kontroly trupu i následné řízení její posturální funkce.

Výsledky uvedených studií dle našeho názoru potvrzují těsnou provázanost mezi řízením posturální a respirační funkce bránice a dalších „posturálně-respiračních“ svalů, poukazují na faktory ovlivňující její činnost v jednotlivých funkcích a na její důležitou funkční koaktivaci s ostatními svaly. Dále některé z výsledků potvrzují, že mají tyto dynamické svalové souhry významný vliv na změny a regulace nitrobřišního tlaku, na stabilizaci trupu a tím mohou ovlivňovat také posturální kontrolu. Bránice se jako pomocný expirační sval neuvádí, jsou jimi označovány hlavně svaly břišní a zádové a také svaly pánevního dna. Výše uvedené poznatky ukazují, že se bránice svou tonickou aktivitou výdechu proti odporu také účastní, i když ne stejným způsobem kontrakce, jako při inspiriu a dle našeho názoru může činnost a postavení bránice v určitých případech ovlivnit i hodnotu PE max. Fakt, že jsou hodnoty PI max nižší v poloze na zádech, než vsedě, nebo že je hodnota PE max největší ve stoji a snižuje se při přechodu do sedu a lehu (Badr et al., 2002; Costa et al., 2014), může poukazovat na různé funkční zapojení bránice a ostatních primárních i akcesorních respiračních svalů v těchto polohách těla, vyplývající z jejich anatomického uspořádání. Při vzpřímeném držení těla se oproti lehu mění i působení gravitace a při vyvíjení maximálních respiračních tlaků plní svaly funkci respirační i posturální. Vleže na zádech jsou také žebra opřena o podložku, což má vliv na rozvíjení hrudního koše během dýchání. Navíc na bránici vleže na zádech působí orgány větším tlakem, než vestoje. Dalo by se usuzovat, že vzpřímené držení těla a posturální mechanismy zajišťující stabilitu stoje mohou optimalizovat koordinaci a funkční zapojení bránice s ostatními respiračními a posturálními svaly oproti lehu na zádech, což může mít pozitivní efekt na hodnoty maximálních ústních tlaků.

5.2 Diskuze k praktické části

Pro experimentální část této diplomové práce bylo zvoleno testování změn maximálních ústních tlaků u jednadvaceti zdravých jedinců ve třech různě balančně náročných situacích. Měření probíhalo ve stoji (*stř. hodnota PI max = 8,59 kPa ± SD 1,785; PE max = 10,37 kPa ± SD 1,878*), ve stoji na kulové úseči (*stř. hodnota PI max = 8,21kPa ± SD 1,789; PE max = 10,08kPa ± SD 2,158*) a ve stoji na balanční ploše se zavřenýma očima (*stř. hodnota PI max = 7,97kPa ± SD 1,690; PE max = 9, 88 kPa ± 2,221*).

Při udržování stability stoje na stabilní podložce má dle Simoneau (1995) rozhodující úlohu propriocepce (70 %) a při přechodu na podložku nestabilní narůstá podíl informací z vestibulárního a zrakového systému. Při vyřazení kontroly zraku se mohou dle některých autorů hodnoty parametrů rovnováhy zhoršit až dvojnásobně (Bronstein, 1986; Simoneau a kol., 1995; Derave a kol., 2002) a kontrolní systém využívá propriocepce a informací z vestibulárního

systému. Pro tento výzkum jsme, jako nestabilní plochu, zvolili kulovou úseč. Měření na úseči bylo prováděno s kontrolou i bez kontroly zraku, aby byly společně se stojem vytvořeny tři různé posturálně náročné situace a tak i vzrůstající nároky na řízení stability.

Vzhledem ke shrnutým poznatkům jsme předpokládali, že by se při zhoršených balančních podmínkách a zvýšených nárocích na posturální funkci svalů zapojujících se při forzírovaném dýchání mohla jejich síla zmenšovat. Tato základní hypotéza nebyla potvrzena. Pro celý soubor dat nebyly nalezené rozdíly u naměřených hodnot shledány jako statisticky významné ($p \geq 0,05$) pro maximální inspirační, ani pro maximální expirační ústní tlak. Při přechodu ze stoje do balančně náročnější situace a při následném vyřazení zrakové kontroly dochází v rámci celé skupiny jen k velmi mírnému poklesu hodnot obou tlaků (o méně než 5 %).

Při inspiriu se aktivuje především bránice a na základě výsledků se lze domnívat, že zvýšené nároky na stabilizaci trupu při stoji na nestabilní podložce neovlivňují u zdravých jedinců její sílu.

PE max vypovídá hlavně o síle břišních a zádových svalů v jejich respirační funkci, kdy je zároveň nezbytná správná koaktivace a funkce svalů pánevního dna, potažmo bránice. Zvýšené nároky na stabilizaci trupu podle výsledků zřejmě nemají vliv na aktivitu akcesorních výdechových svalů v jejich respirační funkci. Massery a kol. (2013) dokázali pozitivní vliv kontroly glottis na stabilitu stoje, což dle autora zřejmě souvisí s modulací nitrobřišního tlaku a stabilizací trupu. V případě výdechu proti odporu mohou být podmínky podobné, jako při zavřené glottis a stabilita stoje by tak také mohla být příznivě ovlivněna. Pro toto tvrzení ale zatím chybí experimentální ověření.

Výsledky experimentu by mohly podporovat myšlenku, že jsou zdraví jedinci při zvýšení nároků na posturální kontrolu schopni dostatečně stabilizovat trup a nastavit tak výhodné podmínky pro práci svalů v jejich respirační funkci při vytváření maximálního nádechového nebo výdechového tlaku.

Zajímavé jsou dva pozorované trendy ve změnách hodnot maximálních ústních tlaků. Někteří jedinci vykazují při přechodu do balančně náročnější situace zvýšení hodnoty ústních tlaků, což by se dle charakteru testu dalo hodnotit jako zvýšení síly, kterou působí svaly účastníci se na nádechu / výdechu proti maximálnímu odporu. U zbylých jedinců dochází ke snížení hodnoty. To může poukazovat na různou schopnost stabilizace trupu u měřených jedinců.

Trend zvýšení hodnoty ústních tlaků se vyskytuje přibližně u třetiny jedinců, vždy při přechodu do balančně náročnější situace, a to u obou měřených hodnot. Při porovnání stoje a ztížených balančních podmínek došlo ke zvýšení hodnoty PI max celkem u 29% jedinců,

ke zvýšení PE max došlo u 33 % jedinců. Statistická významnost těchto změn se u daného souboru vzhledem k nízkému počtu osob nepotvrdila.

Existují i určité limity této práce. Při měření si jedinci drželi spirometr v ústech sami (příloha), protože z technických důvodů nebylo možné zavěsit spirometr do prostoru. Pokud by spirometr v ústech měřeného držela druhá osoba, mohl by tím vzniknout opěrný bod a tím i změna strategie udržování rovnováhy. V případě našeho měření i přes neustálou kontrolu pozice těla a slovní vedení mohl jedinec se spirometrem měnit výchozí nastavení trupu pro vytvoření PI max nebo PE max.

Vliv na hodnotu PI max a PE max může mít také psychický stav pacienta a slovní motivace terapeuta. Při měření bylo možné pozorovat, že při výraznější nebo hlasitější slovní motivaci jedince roste i jeho snaha o vytvoření maximálního ústního tlaku. Pro získání hodnoty bylo nutné udržet maximální tlak po dobu alespoň 3 sekund a v ojedinělých případech došlo při měření ve stoji na kulové úseči s vyřazením zrakové kontroly i ke ztrátě rovnováhy měřeného a k sestupu s kulové úseče. Měření se opakovalo pro získání alespoň tří relevantních hodnot. Je tedy možné, že mohlo docházet k určitému učení při opakování pokusů, jež mohlo ovlivnit volbu strategie pro udržení stability. To můžeme pozorovat v trendu vyskytujícím se při porovnání hodnot naměřených ve stoji na balanční ploše proti hodnotám měřených ve stejné situaci s vyřazením zrakové kontroly. Ačkoliv při porovnání stabilního stoje a stoje na kulové úseči se zavřenými očima můžeme zvýšení hodnoty PI max pozorovat u jen u 24 % jedinců a PE max u 29 % jedinců, při stoji na kulové úseči po vyřazení kontroly zraku vzrostla hodnota PI max oproti situaci otevřenými očima u 38 % jedinců a hodnota PE max dokonce u 48 % měřených jedinců. Do protokolu nebylo zaznamenáno, kolik pokusů měření bylo provedeno. Při opakování pokusů mohlo docházet i ke změnám v soustředění, kdy určitá míra soustředění stabilitu sice zlepšuje, přílišná psychická tenze může být ale naopak kontraproduktivní (Irrgang, Whitney, Cox, 1994).

V předchozích studiích byly zkoumány především posturální reakce bránice, její postavení činnost ve vztahu k plicním funkcím, nebo souvislosti mezi dýchacími pohyby, dechovým úsilím a posturální stabilitou. Ty byly zkoumány především na výchylkách COP. Pro tento experiment bylo zvoleno spirometrické vyšetření síly respiračních svalů v různě posturálně náročných situacích. Bránice je posturální sval a reaguje na změny posturálních podmínek. I když tyto reakce nejsou z výsledků předložené práce signifikantní, jsou očividně minimálně v trendu. Významnost viděných trendů by mohla být ověřena na větším počtu osob a například ještě porovnáním se skupinou pacientů s LBP.

Je možné, že měření jedinci volí různé mechanismy stabilizování trupu při současném vyvíjení maximálních ústních tlaků. Těchto poznatků by se dalo využít například při tréninku respiračního svalstva, respektive bránice, u vrcholových sportovců. Pokud vezmeme v úvahu posturální úlohu bránice, mohl by být trénink síly respiračních svalů a nácvik dechové vlny v celkovém výsledku efektivnější, pokud by jedinec tento trénink prováděl (po optimálně dlouhém zácviku) při zvýšených nárocích na posturální stabilitu, například při stožení na nestabilní podložce, stožení na jedné dolní končetině nebo například v začátku hlubokého dřepu. U pacientů s poruchou stability by pak bylo možné využít u balančních cvičení kontroly dechu, například doplněním práce s respiračními trenažery. Bránice by tak mohla být trénována ve své respirační i posturální funkci zároveň, což by se mohlo pozitivně odrazit jak na plicních funkcích, tak i na kontrole posturální stability.

Tato práce je především studií fyziologickou, která by mohla přispět k odkrytí neurofyziologických mechanismů řízení postury ve vazbě na aktivitu respiračních svalů, respektive bránice, a k pochopení souvislostí mezi dýcháním a posturou.

ZÁVĚR

Cílem této práce bylo zjistit, zda se bude měnit síla respiračních svalů v závislosti na změně posturální stability. Spirometrickým vyšetřením maximálních ústních tlaků v různě posturálně náročných situacích bylo zjištěno, že tyto změny posturální stability nemají u zdravých jedinců významný vliv na sílu respiračních svalů. Bránice je posturální sval a reaguje na změny posturální stability, a i když není tato reakce při přechodu do posturálně náročnější situace signifikantní ($p \geq 0,05$), je viditelná v určitém trendu. Hodnoty PI max se při přechodu do posturálně náročnějších situací zvýšily u 29 % měřených jedinců, snížily se u 71 % jedinců. Při měření hodnot PE max došlo při ztížení balančních podmínek k nárůstu hodnoty tlaku u 33 % jedinců, ke snížení hodnoty pak došlo u zbylých 67 % jedinců. Na základě výsledků této studie je možné uvažovat o využití posturálně náročnějších pozic například při tréninku respiračních svalů a dechové vlny u profesionálních sportovců, nebo využití kontroly dechu při balančních cvičeních u pacientů s poruchou stability. Tato fyziologická studie by mohla přispět k odkrytí neurofyziologických mechanismů řízení postury ve vztahu k činnosti dýchacích svalů, respektive bránice.

REFERENČNÍ SEZNAM

AL-BILBEISI, F., McCOOL, F. D. Diaphragm recruitment during nonrespiratory activities. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000. vol. 162, Issue 2 Pt 1, s. 456 – 9.

ALIVERTI, A., UVA, B., LAVIOLA, M., BOVIO, D., LO MAURO, A., TAPERI, C. et al. Concomitant ventilatory and circulatory functions of the diaphragm and abdominal muscles. *J Appl Physiol.* 2010. vol. 109, s. 1432-1440.

ALIVERTI, A., BOVIO, D., FULLIN, I., DELLACA, R. L., LO MAURO, A., PEDOTTI A., MACKLEM, P. T. The abdominal circulatory pump. *PLoS One* 2009. vol. 4: e5550.

ARMSTRONG, B., MCNAIR, P., TAYLOR, D. Head and Neck Position Sense. *Sports Medicine.* 2008, vol. 38, issue 2, s. 101-117.

BADR, C., ELKINS, M. R., ELLIS, E. R. The effect of body position on maximal expiratory pressure and flow. *Aust J Physiother.* 2002, vol. 48, Issue 2, s. 95-102.

BITNAR, P., SMEJKAL, M., DOLINA, J., ŠŤOVÍČEK, J., HEP P., BRANDTL P., KOLÁŘ P. Crural diaphragm function monitoring in the Lower Esophageal Sphincter Area. 2012, September 1-4, *Abstracts From 11th World Congress of OESO, Como, Italy.*

BORSA, P. A. & LEPHART, S. M. Muscular and functional characteristics of individuals wearing prophylactic lateral knee braces. *Journal of Athletic Training.* 1993, vol. 28, s. 336-44

BOUISSET, S., DUCHENE, J. L. Is body balance more perturbed in seating than in standing posture? *Neuroreport.* 1994-4-14, vol. 5, Issue 8, s. 957–960.

BRONSTEIN, A. M. Suppression of visually evoked postural responses. *Experimental Brain Research.* 1986, vol. 63., s. 655–658 .

COSTA, R., ALMEIDA, N., RIBEIRO, F. Body position influences the maximum inspiratory and expiratory mouth pressures of young healthy subjects. *Physiotherapy.* 2015, Jun. Vol. 101, Issue 2, s. 239 – 41, doi: 10.1016/j.physio.2014.08.002

ČIHÁK, R. *Anatomie.* 3., upravené a doplněné vyd. Praha: Grada, 2013. 534 s. ISBN 978-80-247-3817-81

ČUMPELÍK, J., VÉLE, F., VEVERKOVÁ, M., STRNAD, P., KROBOT, A. Vztah mezi dechovými pohyby a držením těla. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 2006a, vol. 2, s. 62-70.

ČUMPELÍK, J. Zkoumání vztahu mezi držením těla a dechovými pohyby. *Autoreferát k disertační práci.* Praha 2006b, Fakulta tělesné výchovy a sportu UK.

DERAVE, W., TOMBEUX, N., COTTYN, J., PANNIER, J. L. & DECLEREQ, D. Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. *International Journal of Sport Medicine.* 2002, vol. 23, Issue 1, s. 44-49.

- DIETZ, V., QUINTERN, J. & SILLEM, M.. Stumbling reactions in man: significance of proprioceptive and pre-programmed mechanisms. 1987. *Journal of Physiology*, vol. 386. s. 149-163.
- DORMAN, J., FERNIE, G. R. & HOLLIDAY, P. J. Visual input: its importance in the control of postural sway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1978. vol. 9, Issue 12, s. 586–591.
- DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing, 2009. s. 184 ISBN 978-80-247-1648-0.
- GANONG, W. F., *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén 2005. 20. vydání, s. 890, ISBN - 10: 8072623117
- HAUTMANN, H., HEFELE, S., SCHOTTEN, K., HUBER, R. M. Maximal inspiratory mouth pressures in healthy subjects: what is the lower limit of normal? *Respir Med*. 2000. vol. 94, Issue 7, s. 689-693.
- HODGES, P. W., GANDEVIA, S. C., RICHARDSONI, C. A., Contractions of specific abdominal muscles in postural tasks are affected by respiratory maneuvers.. *J. Appl. Physiol*. 1997a, vol. 83, Issue 3, s. 753–760.
- HODGES, P. W., BUTLER, J. E., MCKENZIE, D. K., GANDEVIA, S. C., Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *Jour of Physiol*. 1997b. vol. 505, Issue 2, s. 539-548.
- HODGES, P. W., GANDEVIA, S. C. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *Jour of Physiol*. 2000a. vol. 522, Issue 1, s. 165 – 175.
- HODGES, P. W., GANDEVIA, S. C. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *J Appl Physiol*. 2000b, vol. 89, s. 967 – 976.
- HODGES, P. W., HEIJNEN, I. and GANDEVIA, S. C. Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *Journal of Physiology*. 2001, 537 (Pt 3), s. 999–1008.
- HODGES, P. W., GURFUNKEL, V. S., BRUGMANE, S., SMITH, T. C., CORDO, P. C. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Exp. Brain Res*. 2002-4-13, vol. 144, Issue 3, s. 293 – 302.
- HODGES, P. W., ERIKSSON, M., SHIRLEY, D., GANDEVIA, S. C. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 2005. vol. 38, s. 1873-1880.
- HODGES, P. W., SAPSFORD, R., PENGEL, L. H. M. Postural and Respiratory Functions of the Pelvic Floor Muscles. *Neurology and Urodynamics*. 2007. vol. 26, s. 362 – 371.
- HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and Ageing*. 2006-09-01, roč. 35, Supplement 2, ii7-ii11. ISSN 0002-0729

CHU, W. C., LI, A.M., NG, B.K., CHAN D.F., LAM, T.P., LAM, W.W., CHENG, J. C. Dynamic magnetic resonance imaging in assessing lung volumes, chest wall, and diaphragm motions in adolescent idiopathic scoliosis versus normal controls. *Spine*. 2006-9-1. vol 31, Issue 19, s. 2243-9

IMAI, A., KANEOKA, K., OKUBO, Y., SHIINA, I., TATSUMURA, M., IZUMI, S., SHIRAKI, H. Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010, vol. 40, Issue 6, s. 369-75

IRRGANG, J., WHITNEY, S. & COX, E. Balance and proprioceptive training for rehabilitation of the lower extremity. *Journal of Sport and Rehabilitation*. 1994. vol. 3, s. 68-83. ISBN 978-80-246-1733-6.

JAHN, K., STRUPP, M., KRAFEZYK, S., SCHULER, O., GLASAUER, S. & BRANDT, T. Suppression of eye movements improves balance. *Brain Research*. 2002. vol. 125, s. 2005-2011.

JANSSENS, L., BRUMAGNE S., POLPOEL, K., TROOSTERS, T., McCONNEL, A. The effect of inspiratory muscles fatigue on postural control in people with and without recurrent low back pain. *Spine*. 2010-5-1. vol. 35, Issue 10, s. 1088-94.
doi: 10.1097/BRS.0b013e3181bee5c3.

JANSSENS, L., BRUMAGNE S., McCONNEL, A. K., PIJNENBURG, M., BURTIN, C., JANSSENS, W., DECRAMER, M., TROOSTERS, T. Proprioceptive changes impair balance control in individuals with chronic obstructive pulmonary disease. *PLoS One*. 2013a March. vol. 8, Issue 3, e57949

JANSSENS, L., PIJNENBURG, M., CLAEVS, K., McCONNEL, A. K., TROOSTERS, T., BRUMAGNE, S. Postural strategy and back muscle oxygenation during inspiratory muscle loading. *Med Sci Sports Exerc*. 2013b Jul. vol. 45, Issue 7, s. 1355 – 62.

JANSSENS, L., McCONNEL, A., PIJNENBURG, M., CLAEVS, K., et al. Inspiratory muscle training affects proprioceptive use and low back pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2015, Jan. vol. 47, Issue 1, s 12-29.

KAPANDJI, I. A. *The Physiology of the Joints: Volume 3 The Spinal Column, Pelvic Girdle and Head*. Sixth edition. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2008. 352 s. ISBN 978-0-7020-2959-2.

KARVONEN, J., SAARELAINEN, S., NIEMINEN, M. M. Measurement of respiratory muscle forces based on maximal inspiratory and expiratory pressures. *Respiration*. 1994. vol. 61, Issue 1, s. 28-31.

KERA, T., MARUYAMA, H. The Effect of Posture on Respiratory Activity of the abdominal Muscles. *J Physiol Anthropol and Appl Human Sci*. 2005. vol 24, Issue 4, s. 259 – 265.

KERA, T., AIHARA, A., INOMATA, T. Reliability of airway occlusion pressure as an index of respiratory motor output. 2013. vol. 58, Issue 5, s. 845-9.

KOLÁŘ, Pavel. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006a, 13, 4, s. 155 - 170. ISSN 1211-2658.

KOLÁŘ, Pavel. Facilitation of Agonist-Antagonist Co-activation by Reflex Stimulation Methods. In LIEBENSON, Craig. *Rehabilitation of the Spine – A Practitioner's Manual*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006b. s. 531 – 565. ISBN 9780781729970.

KOLÁŘ, P., NEUWIRTH, J., ŠANDA, J., SUCHÁNEK, V., SVATÁ, Z., VOLEJNÍK, J., PIVEC, M. Analysis of Diaphragm Movement during Tidal Breathing and during its Activation while Breath Holding Using MRI Synchronized with Spirometry. *Physiol. Res.* 2009a, vol. 58, s. 383 – 392.

KOLÁŘ, P. a kol. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha, Galén:2009b, s. 713, ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘ P., ŠULC, J., KYNČL, M., ŠANDA, J., NEUWIRTH, A., BOKARIUS, A. V., KŘÍŽ, J., KOBESOVÁ, A. Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. *J Appl Physiol.* 2010. vol. 109, s. 1064 – 1071.

KOLÁŘ, P., ŠULC, J., KYNČL, M., ŠANDA, J., ČAKRT, O., ANDEL, R., KUMAGAI, K., KOBESOVÁ, A. Postural Function of the Diaphragm in Persons With and Without Chronic Low Back Pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012. vol. 42, Issue 4, s. 352 – 62.

KRÁLÍČEK, P., *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha, Galén: 2011, 3. vydání, s. 235, ISBN 978-80-7262-618-2.

LENMANN, J. F., BOSWELL, S. & PRICE, R. Quantitative evaluation of sway as an indicator of functional balance in post-traumatic brain injury. 1990. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 71. s. 955-962.

MÁČEK, Miloš; SMOLÍKOVÁ, Libuše. *Pohybová léčba u plicních chorob: respirační fyzioterapie*. Praha: Victoria Publishing, 1995. 147 s. ISBN 80-7187-010-2.

MASSERY, M., HAGINS, M., STAFFORD, R., MOERCHEN, V., HODGES, P. W. Effect of airway control by glottal structures on postural stability. *J Appl Physiol.* 2013. vol. 115, s. 483-490.

MASSION, J. & WOOLACOTT, M. *Posture and equilibrium*. Clinical Disorders of Balance Posture and Gait. London,Arnold: 1996, s. 1-8.

MÍKOVÁ, M. Posturografie – význam a uplatnění ve výzkumu a klinické praxi. 2006. *Disertační práce*. Olomouc: FTK Univerzita Palackého.

MOXHAM, J. Tests of respiratory muscle strength, 2013, dostupné z <http://www.uptodate.com/contents/tests-of-respiratory-muscle-strength>

NASHNER, L. M., BLACK, F. O. & WALL, C. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *The Journal of neuroscience.* 1982. vol. 2, s. 536.

NEUMANN, P., GILL, V. Pelvic floor and abdominal muscle interaction: EMG activity and intra-abdominal pressure. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct.* 2002. vol. 13., Issue 2, s. 125-32.

- PENG, G. C. Y., T. C. HAIN a B. W. PETERSON. A dynamical model for reflex activated head movements in the horizontal plane. *Biological Cybernetics*. 1996-10-1, vol. 75, issue 4, s. 309-319.
- PICKERING, M., JONES, J. The Diaphragm: two physiological muscles in one. *J. Anat.* 2002. vol. 201, s. 305-312.
- RONDOT, P., ODIER, F. & VALADE, D. Postural disturbances due to homonymous hemianopic visual ataxia. *Brain Research*. 1992, vol. 115, s. 179–188.
- RIACH, C. L. & STARKES, J. L. Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. *Gait & Posture*. 1993. vol. 1, s. 105–111.
- SHUMWAY-COOK, A. & WOOLLACOTT, M. H. *Motor control. Theory and Practical Application*. 2001, Lippincott: Williams & Wilkins. ISBN 068330643X.
- SCHENKMAN, M. & BUTLER R., B. Automatic postural tone in posture, movement, and function. (1992). *Forum on physical therapy issues related to cerebrovascular accidents*. Alexandria, VA: APTA. 6–21.
- SILBERNAGL, S. and DESPOPOULOS, A. Atlas fyziologie člověka. 6. vydání, zcela přepracované a rozšířené. Praha: *Grada Publishing*, 2004. 435 s. ISBN 80-247-0630-X.
- SIMONEAU, G. G., ULBRECHT, J. S., DERR, J. A. and CAVANAGH, P. R. Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture*. 1995, vol 3, Issue 3, s. 115–123.
- SKLÁDAL, J., ŠKARVAN, K., RUTH, C. & MIKULENKA, V. A propos de l'activité posturale du diaphragme chez l'Homme. *Journale de Physiologie*. 1969, suppl. 2, s. 405—406.
- SMOLÍKOVÁ, Libuše; MÁČEK, Miloš. *Respirační fyzioterapie a plicní rehabilitace*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. 194 s. ISBN 978-80-7013-527-3.
- SMOLÍKOVÁ, Libuše; MÁČEK, Miloš. *Fyzioterapie a pohybová léčba u chronických plicních onemocnění*. Praha: Blue Wings s.r.o., 2006. 220 s.
- ŠALING, M., KOPRDOVÁ, I., HRUBÝ, M. & HLAVAČKA, F. Kvantitatívne hodnotenie poruch vzpriameného postoja metódou stabilometrie. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 1991. vol. 54/86, Issue 1, s. 14–20.
- TAKAZAKURA R., TAKAHASHI M., NITTA N., MURATA K. Diaphragmatic motion in the sitting and supine positions: Healthy subject study using a vertically open magnetic resonance system. *J Magn Reson Imaginig*. 2004 May, vol. 19, issue 5, s. 605-609.
- TROJAN, S., DRUGA, S. & PFEIFFER, J. *Centrální mechanismy řízení motoriky*. Praha, Avicenum: 1990.

TROJAN, Stanislav.: *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada, 2005. 237 s. ISBN 80-247-1296-2

VAŘEKA, I. Vojtova reflexní lokomoce a vývojová kineziologie. *Rehabilitácia*. 2000. vol. 7, Issue 4, s. 196–200.

VAŘEKA, I. & DVOŘÁK, R. Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001. vol. 8, Issue 1, s. 33-37.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita. Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002. vol. 4, s. 115–121.

VÉLE, František. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

VOSTATEK, P., NOVÁK, D., RYCHNOVSKÝ, T., RYCHNOVSKÁ, Š. Diaphragm postural function analysis using magnetic resonance imaging. *PLoS One*. 2013. vol 8, Issue 3, e56724. doi:10.1371/journal.pone.0056724

WOLSLEY, C. J., BUCKWELL, D., SAKELLARI, V. & BRONSTEIN, A. M. The effect of eye/head deviation and visual conflict on visually evoked postural responses. *Brain Research Bulletin*. 1996. vol. 40. s. 437–442.

ZEDKA, M., PROCHÁZKA, A. Phasic activity in the human erector spinae during repetitive hand movements. *Journal of Physiology*. 1997, 504 (Pt 3), s. 727 – 734.

ŽURKOVÁ, P., and SHUDEIWA, A. Vyšetření funkce plic a respiračních svalů u pacientů s neuromuskulárním onemocněním (Examination of lung and function and respiratory muscles in patients with neuromuscular disease). *Neurologie pro praxi*, Olomouc: Solen s.r.o., 2012, roč. 13, No 6, p. 336-340. ISSN 1213-1814.

Online zdroje:

[<http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/sensoryImpairment/mCTSIB.aspx>]

[http://www.medana.unibas.ch/eng/amnesix1/si_1.htm]