

UNIVERZITA KARLOVA

2. lékařská fakulta

Autoreferát disertační práce



Analýza pohybu bránice během její posturální funkce pomocí m-mode ultrasonografie v kombinaci se spirometrickým vyšetřením

Analysis of diaphragm movement during its postural function using m-mode ultrasonography in conjunction with spirometry

Martin Šembera

Praha, 2023

Disertační práce byla vypracována v rámci prezenčního studia doktorského studijního programu Fyziologie a patofyziologie člověka na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a FN v Motole.

Školitel: prof. PaedDr. Pavel Kolář, Ph.D., Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol, V Úvalu 84, Praha 5, 150 06

Oponenti:

Obhajoba se bude konat před komisí pro obhajoby oborové rady Fyziologie a patofyziologie člověka dne v
od hod.

Předsedou komise pro obhajobu disertační práce byl jmenován:

Předseda oborové rady a garant doktorského studijního programu:

prof. MUDr. Otomar Kittnar, MBA, CSc., Fyziologický ústav 1. LF UK, Albertov
5, Praha 2, 128 00

Děkan fakulty: prof. MUDr. Marek Babjuk, CSc.

S disertační prací je možno se seznámit na Oddělení Ph.D. studia děkanátu 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy, V Úvalu 84, Praha 5, 150 06 (tel. 224 435 836

Analýza pohybu bránice během její posturální funkce pomocí m-mode ultrasonografie v kombinaci se spirometrickým vyšetřením

ABSTRAKT

Bránice je hlavní nádechový sval, který spolu s břišními svaly reguluje nitrobřišní tlak, důležitý pro posturální zpevnění páteře. Cílem disertační práce bylo analyzovat pohyb bránice při dýchání a posturálním zatížení, v souvislosti se změnou dechových objemů a napětí svalů břišní stěny. Teoretická část shrnuje současné poznatky o dechové a posturální funkci svalů trupu, zejména pak významu bránice pro zajištění stability páteře a prevenci bolestí v zádech. Experimentální část se zabývá hodnocením posturálně-respiračního pohybu bránice pomocí m-mode ultrasonografie v kombinaci se spirometrickým vyšetřením a přístrojem DNS brace. Měření bylo provedeno během několika scénářů, které zahrnovaly zádrž dechu, klidové dýchání a zátěžové dýchání za současného zvednutí závaží se spontánní nebo volní kontrakcí svalů břišní stěny. Výsledky této práce naznačují, že pokud jsou zvýšeny nároky na posturální zpevnění páteře, dostává se bránice do kaudálnější pozice nejen v nádechu, ale i při zádrži dechu. Vědomá kontrakce břišních svalů je využívána pro zvýšení stability páteře během zvednutí závaží, nicméně, při tomto manévru dochází ke snížení dechového objemu navzdory nárůstu pohybu bránice. Poznatky uvedené v této práci lze využít zejména v rehabilitaci pacientů s bolestmi v zádech nebo respiračním nemocemi, u kterých byl identifikován snížený pohyb bránice.

Klíčová slova: dýchání; břišní svaly; nitrobřišní tlak; stabilizace páteře; abdominal bracing

Analysis of diaphragm movement during its postural function using m-mode ultrasonography in conjunction with spirometry

ABSTRACT

The diaphragm is a principal inspiratory muscle that, together with the abdominal wall muscles, regulates intra-abdominal pressure, important for the postural stiffening of the spine. This dissertation aimed to analyse the movement of the diaphragm during breathing and postural loading, in relation to changes in respiratory volumes and abdominal wall tension. The theoretical part summarizes the current knowledge about the respiratory and postural functions of the trunk muscles, especially the importance of the diaphragm in maintaining spinal stability and preventing low back pain. The experimental part deals with the evaluation of postural-respiratory movement of the diaphragm using M-mode ultrasonography in conjunction with spirometry and a device called DNS Brace. The assessment was performed during several scenarios that included breath-holding, tidal breathing and loaded breathing while lifting a weight with spontaneous or voluntary contraction of the abdominal muscles. This research suggests that when the postural demands increase, the diaphragm is displaced in a more caudal position not only during inspiration but also during breath-holding. The voluntary contraction of the abdominal muscles is used to increase the stability of the spine during weight lifting; however, during this manoeuvre, there is a decrease in lung volume despite the increase in diaphragmatic movement. The findings presented in this dissertation may be particularly useful in the rehabilitation of patients with low back pain or respiratory diseases in whom reduced diaphragmatic movement has been identified.

Keywords: breathing; abdominal muscles; intra-abdominal pressure; spinal stabilization; abdominal bracing

OBSAH

1	ÚVOD DO PROBLEMATIKY	9
1.1	Posturální funkce bránice.....	10
2	HYPOTÉZY A CÍLE PRÁCE	14
2.1	Hypotézy	14
2.2	Cíle práce	15
3	METODIKA	15
3.1	Soubor.....	15
3.1.1	Inkluzivní kritéria	15
3.1.2	Exkluzivní kritéria	16
3.2	Vyšetření.....	16
3.2.1	Ultrasonografické vyšetření.....	16
3.2.2	Spirometrické vyšetření.....	17
3.2.3	DNS brace	18
3.2.4	Průběh vyšetření	19
3.3	Statistická analýza.....	21
4	VÝSLEDKY	22
4.1	Úvodní analýza	22
4.2	Vyhodnocení hypotéz	22
4.2.1	Hypotéza H1	27
4.2.2	Hypotéza H2.....	27
4.2.3	Hypotéza H3.....	27
4.2.4	Hypotéza H4.....	28
4.2.5	Hypotéza H5.....	28
4.2.6	Hypotéza H6.....	28
4.2.7	Hypotéza H7.....	28
4.2.8	Hypotéza H8.....	29
4.2.9	Hypotéza H9.....	29
5	DISKUZE	30
6	ZÁVĚR	37
7	SOUHRN	38
8	SUMMARY	40
9	LITERATURA	42

1 ÚVOD DO PROBLEMATIKY

Funkce většiny kosterních svalů spočívá v držení tělesných segmentů (postuře), jejich pohybu či přemístění těla v prostoru (lokomoci). Bránice je zvláštním typem kosterního svalu, který v tomto smyslu není schopen tělesnými segmenty pohybovat, ale svou kontrakcí zajišťuje funkce jiné, z nichž nejdůležitější je ventilace plic. Bylo zjištěno, že bránice taktéž hraje důležitou roli v posturálním zpevnění páteře, kterého je dosaženo pomocí nárůstu nitrobřišního tlaku (angl. intra-abdominal pressure, IAP) (Hodges et al., 2005). Bránice se tak spolu s dalšími svaly trupu a pánve podílí na takzvaném svalovém stabilizačním systému páteře (Norris, 1995). Nejvýznamnější podíl na regulaci IAP má právě bránice (Hodges et al., 2005) a musculus transversus abdominis (TrA) (Hodges et al., 2003a). Přestože tyto svaly mají vzájemnou antagonistickou funkci při dýchání, dokáží se kontrahovat synergicky, aby došlo k požadovanému nárůstu IAP při působení vnějších či vnitřních sil na osový skelet. Proto například při pohybu končetin dochází nejprve ke kontrakci svalů trupu, aby síly, které se přenášejí z končetiny, vyvolaly co nejmenší vychýlení těžiště, a nedošlo tak k narušení stability jedince (Hodges et al., 1997a). Svalový systém zároveň umožňuje předcházet přetížení nebo poškození struktur měkkých tkání kolem páteře. Tím, že se zvýší napětí příslušných svalů v pohybovém segmentu, nedojde k nadměrnému působení sil na pasivní struktury měkkých tkání, jako jsou vazy, kloubní pouzdro nebo meziobratlová ploténka (Panjabi, 1992).

Nedostatečná aktivita bránice v rámci její posturální funkce byla některými autory (Kolář et al., 2012; Vostatek et al., 2013) identifikována jako možný etiopatogenetický faktor vzniku bolestí v zádech (angl. low back pain, LBP). Jelikož LBP je nejčastější příčinou pracovní neschopnosti v rozvinutých zemích (Hoy et al., 2010), dostává se tato problematika do centra pozornosti odborníků po celém světě, zejména v oblasti fyzioterapie a rehabilitačního lékařství. Předpokládá se, že správné posílení svalů, které se podílejí na stabilizační funkci páteře, by mohlo mít

přínos nejen v prevenci, ale i léčbě LBP. Součástí prevence LBP při posturální zátěži by, podle některých odborníků, měla být preaktivace břišních svalů (angl. abdominal bracing, AB), jež prokazatelně zvyšuje stabilitu páteře (Vera-Garcia et al., 2007; Aleksiev, 2014). Nicméně není znám efekt tohoto manévru ani na pohyb bránice, která se musí kontrahovat proti zvýšenému IAP, ani na dechové objemy. Posturální funkce bránice byla také zkoumána pouze za velmi omezených podmínek, a to buď při pohybu horní končetiny ve stoji (Hodges et al., 1997a; Hodges & Gandevia, 2000a; Hodges & Gandevia, 2000b), nebo při izometrickém tlaku horními či dolními končetinami v poloze vleže (Kolář et al., 2010).

Experimentální část této práce se proto zaměřuje na analýzu posturálního i dechového pohybu bránice během zvednutí závaží, tedy situaci, kdy má zpevnění páteře největší význam pro prevenci LBP (Griffith et al., 2012; Coenen et al., 2017). Toho je možné dosáhnout díky kombinaci neinvazivního vyšetření pomocí ultrasonografie a spirometrie, jimiž jsme u těchto úkonů schopni analyzovat pohyb bránice a jeho vazbu na plicní ventilaci při duální posturálně-respirační funkci. Vzhledem k tomu, že k dostatečnému nárůstu IAP nemůže dojít bez účasti břišních svalů, je toto vyšetření doplněno o speciální přístroj zvaný DNS Brace, který monitoroval napětí svalů břišní stěny (angl. abdominal wall tension, AWT) při posturální zátěži.

1.1 Posturální funkce bránice

Koordinovaná kontrakce svalů trupu má za úkol omezit nadměrné působení sil na pasivní struktury páteře, a tím předcházet úrazu nebo chronickému přetížení (Panjabi, 1992). Součástí tohoto stabilizačního systému páteře je i bránice (Kolář & Lewit, 2005), která regulací IAP může měnit tuhost bederní páteře (Hodges et al., 2005). Na mechanismu stabilizace páteře se podílí i další svaly trupu, jako například mm. multifidi (Moseley et al., 2002), svaly pánevního dna (Hodges et al., 2007) a TrA (Hodges et al., 2003a). Za regulaci IAP je spolu s bránicí nejvíce zodpovědný

právě TrA, který díky své anatomické stavbě a orientaci svalových vláken dokáže efektivně měnit obvod břišní stěny (Cresswell et al., 1992; Cholewicki et al., 1999; Hodges et al., 2003a). K určitému zpevnění páteře může dojít i samostatnou kontrakcí bránice během hlubokého nádechu (Shirley et al., 2003), nejvyššího IAP je nicméně dosaženo zejména při nonrespiračních aktivitách, kdy dochází k současné ko-kontrakci bránice a TrA (Iqbal et al., 2008). Některými autory (Bartelink, 1957; Stokes et al., 2010) je dokonce nárůst IAP při této ko-kontrakci považován za možný mechanismus odlehčení bederní páteře. Tato hypotéza však dosud nebyla experimentálně potvrzena.

Na přelomu tisíciletí skupina australských autorů pod vedením profesora Hodgese (Hodges et al., 1997a; 2000c; Hodges & Gandevia, 2000a) prokázala, že bránice i TrA se aktivují ještě před začátkem pohybu končetin, aby zpevnily osový orgán. V jedné z těchto studií (Hodges et al., 1997a) měřili EMG aktivitu bránice a TrA při pohybu paží v sagitální rovině. Zjistili, že EMG signál z bránice a TrA předcházel signálu z předního deltového svalu pohybující se paže. V jiné studii (Hodges & Gandevia, 2000a) navíc intenzita EMG signálu z bránice lineárně narůstala s rychlostí pohybu končetiny tak, aby byla schopna kompenzovat větší sílu působící na páteř. Jelikož je posturální a dechová funkce úzce provázána, zdá se, že posturální aktivita bránice může být potlačena, pokud se zvýší nároky na dýchání. Konflikt těchto dvou funkcí byl zkoumán při experimentu, kdy byla ventilace záměrně zvýšena rozšířením mrtvého prostoru dýcháním přes trubici o objemu 1150 ml. Po jedné minutě zvýšených dechových nároků klesla tonická aktivita bránice a TrA během opakovaného pohybu paže, a tím poklesl i IAP (Hodges et al., 2001).

Nedostatečná kontrakce bránice při posturální zátěži je některými autory (Kolář et al., 2012; Vostatek et al., 2013) považována za možnou příčinu přetížení bederních segmentů s pozdějším rozvojem bolestí v dolní části zad (angl. low back pain, LBP). Pro LBP je typická tzv. nespecifická bolest, jenž zahrnuje až 85 % případů všech LBP, kdy není nalezena příčina bolesti ve strukturálních změnách, zánětu nebo jakémkoliv jiném onemocnění (O'Sullivan, 2005). Proto se

nespecifická LBP dává nejčastěji do souvislosti s chybnými pohybovými stereotypy nebo nesprávnou posturální kontrolou trupu (Koch & Hänsel, 2019). Na druhou stranu je možné, že změnu v zapojení trupových svalů v rámci stabilizace páteře může zapříčinit také samotná bolest. U pacientů s LBP totiž byla zjištěna nejen změna funkční organizace motorické kůry (Tsao et al., 2008), ale i porucha zpracování somatosenzorických informací ze svalových vřetének paraspinálních svalů (Brumagne et al., 2000). V dalším experimentu Hodgese et al. (2003b) byla zaznamenávána EMG aktivita trupových svalů při pohybu paží, před a po aplikaci hypertonického solného roztoku do zádového svalu na úrovni L4, která vyvolávala bolest. Tito autoři došli k závěru, že bolest způsobila opoždění aktivity TrA či jeho EMG aktivitu významně snižovala. Stejně tak docházelo ke změnám aktivity i u ostatních svalů, ale tyto projevy dosahovaly větší variability.

Hemborg et al. (1985a; 1985b; 1985c) provedli sérii studií na stejných 20 pacientech s nespecifickou LBP během zvedání závaží o různé hmotnosti. Zjišťovali, jaký vliv má síla břišních svalů, jejich posilování a různé respirační manévry na IAP (měřeném intragastrickou sondou). Oproti zdravým kontrolám však u pacientů s LBP nezjistili rozdíl ve velikosti IAP během zvednutí závaží, přestože vyšetřili, že mají oslabené svaly břišní stěny při testu izometrické flexe trupu. U těchto pacientů se po 5 týdnech izometrického posilování břišních svalů do flexe síla při flexi trupu zvýšila, ale nemělo to žádný vliv na IAP během zvednutí závaží. Tito autoři dále zjistili silnou korelaci mezi maximálním IAP a transdiafragmatickým tlakem při zvednutí závaží, a proto se domnívají, že nejdůležitější roli pro regulaci IAP má právě bránice. Čeští autoři (Kolář et al., 2012; Vostatek et al., 2013) pak ve dvou po sobě jdoucích studiích identifikovali u pacientů s LBP menší pohyb bránice, měřený v MRI. Obě tyto studie došly k velmi podobným závěrům, kdy pacienti s LBP při izometrickém tlaku končetin vykazovali kraniálnější postavení bránice a menší dechové exkurze než zdraví jedinci. Některé studie dále pomocí MRI (Vostatek et al., 2013) či ultrasonografie (Mohan et al., 2018) prokázaly, že pacienti s LBP mohou mít menší dechové exkurze

bránice i během klidového dýchání. Navíc výsledky studie Janssense et al. (2013) naznačují, že u jedinců s LBP mohou být snižené také vytrvalostní parametry bránice, které vedou k rychlejší unavitelnosti. Nicméně další, recentní studie rozdílů v pohybu bránice mezi zdravými a pacienty s LBP nepotvrdily. Ve studii Calvo-Loba et al. (2019) nebyly u sportovců s LBP na ultrasonografickém vyšetření prokázány rozdílů v dechových exkurzích oproti zdravým sportovcům, přestože tloušťka bránice u nich byla menší. V jiné studii – Ziaefara et al. (2021) – nebyl zjištěn rozdíl v pohybu bránice mezi zdravými probandy a pacienty s LBP, a to jak při klidovém, tak hlubokém dýchání, a neprokázala se ani rozdílná tloušťka bránice mezi těmito dvěma skupinami.

Posturální funkcí bránice se zatím zabýval jen malý počet studií, a to navíc za relativně omezených podmínek. Posturální situace byla simulována buď během stoje při rychlém pohybu horní končetiny (Hodges et al., 1997a; Hodges & Gandevia, 2000a; 2000b), nebo při izometrickém tlaku horních či dolních končetin vleže na zádech (Kolář et al., 2010; 2012; Vostatek et al., 2013). Největší zátěž je však na páteř přenášena během zvedání břemene (Wilke et al., 1999), a proto se v této situaci zdá být stabilizace páteře klíčová. V naší studii jsme se proto zaměřili na pohyb bránice při zvedání závaží ve stoji za současného dýchání i zádrže dechu. Dále jsme kombinovali vyšetření bránice s volní kontrakcí břišních svalů (angl. voluntary contraction of the abdominal muscles, VCAM), což je manévr, který slouží ke zvýšení stability páteře (Vera-Garcia et al., 2006; Stanton & Kawchuk, 2008; Ishida et al., 2016; Larivière et al., 2019).

2 HYPOTÉZY A CÍLE PRÁCE

2.1 Hypotézy

Na základě současných poznatků a klinických zkušeností byly definovány tyto hypotézy:

Hypotéza H1: Během zvednutí závaží se zadržným dechem v nádechu se bránice posune kaudálním směrem.

Hypotéza H2: Během zvednutí závaží se zadržným dechem ve výdechu se bránice posune kaudálním směrem.

Hypotéza H3: Během zvednutí závaží se spontánní aktivitou svalů břišní stěny (spontánní zátěžové dýchání) bude pozice bránice v nádechu a výdechu oproti klidovému dýchání v kaudálnějším postavení.

Hypotéza H4: Během zvednutí závaží s VCAM (zátěžové dýchání s VCAM) bude pozice bránice v nádechu a výdechu v kraniálnějším postavení oproti pozici v nádechu a výdechu během zvednutí závaží se spontánní aktivitou svalů břišní stěny.

Hypotéza H5: Během spontánního zátěžového dýchání bude velikost exkurzí bránice větší než při klidovém dýchání.

Hypotéza H6: Během zátěžového dýchání s VCAM bude velikost exkurzí bránice menší oproti exkurzím během spontánního zátěžového dýchání.

Hypotéza H7: Během spontánního zátěžového dýchání bude velikost dechového objemu větší v porovnání s klidovým dýcháním.

Hypotéza H8: Během zátěžového dýchání s VCAM bude velikost dechového objemu menší v porovnání se spontánním zátěžovým dýcháním.

Hypotéza H9: Velikost exkurzí bránice bude pozitivně korelovat s velikostí celkového dechového objemu.

2.2 Cíle práce

Cílem práce je analyzovat samostatný posturální a posturálně-respirační pohyb bránice pomocí m-mode ultrasonografie, která umožňuje zaznamenat změny postavení bránice v reálném čase. Zároveň budeme zjišťovat, jak se spolu s pohybem bránice mění i dechový objem, případně, jaký můžeme předpokládat podíl ostatních dechových svalů na posturálně-zátěžovém dýchání. Vzhledem k tomu, že se na posturálním zpevnění páteře významně podílí také břišní svaly, budeme vyhodnocovat změny napětí svalů břišní stěny speciálním přístrojem zvaným DNS brace.

3 METODIKA

3.1 Soubor

Do našeho výzkumného souboru bylo zařazeno 31 zdravých dospělých dobrovolníků (20 žen a 11 mužů) s průměrným věkem 28,7 (\pm 5,8). Všichni účastníci studie byly před vyšetření seznámeni s jeho průběhem a podepsali písemný informovaný souhlas v souladu s Helsinskou deklarací. Studie byla schválena etickou komisí FN Motol v Praze s identifikačním číslem EK-237/21, a byla prospektivně zapsána v mezinárodním registru klinických studií ClinicalTrials.gov (registrační číslo: NCT04841109).

3.1.1 Inkluzivní kritéria

- Věkové rozmezí mezi 20 a 40 lety;
- podpis písemného informovaného souhlasu;

- prohlášení jedince vyšetřujícím za zdravého na základě anamnézy, vyšetření vitálních funkcí, fyzikálního a základního neurologického vyšetření;
- schopnost vykonat požadované instrukce potřebné pro provedení měření;
- poměr mezi obvodem pasu a tělesnou výškou (angl. waist-to-height ratio, WHtR) $<0,59$.

3.1.2 Exkluzivní kritéria

- Bolesti v zádech (akutní nebo chronické);
- předchozí operace v oblasti páteře a dutiny břišní;
- akutní nebo chronické respirační nebo muskuloskeletální onemocnění;
- jakékoliv klinicky významné onemocnění, lékařský či chirurgický zákrok, nebo úraz během 4 týdnů před zahájením studie;
- těhotenství.

3.2 Vyšetření

Vyšetření všech subjektů proběhlo na klinice Waltrovka Centra pohybové medicíny Pavla Koláře v průběhu května a června roku 2021. Veškerá měření byla provedena ve stejné vyšetřovací místnosti a za stejných podmínek.

3.2.1 Ultrasonografické vyšetření

Ultrasonografické vyšetření pohybu bránice bylo provedeno pomocí přístroje Toshiba (Canon Medical Systems Corporation, Otawara, Japan) Aplio i600. K zobrazení bránice byla použita konvexní sonda Toshiba PVI-475BT (i8C1) o frekvenci 3,5 MHz v režimu m-mode (motion mode). Vyšetřovali jsme pouze

pravou polovinu bránice, jelikož její zobrazení je snazší díky širšímu akustickému oknu, tvořenému játry. Akustické okno na levé straně je menší (tvořené slezinou), a proto je bránici obtížnější zobrazit, zejména při hlubokém dýchání. Sonda byla přiložena do pravého podžebří mezi přední axilární a mid-klavikuární linii tak, aby směřovala kolmo k dorzální třetině bránice, tedy kraniálně, dorzálně a mediálně (Boussuges et al., 2009).

Na m-mode záznamu se bránice jeví jako jedna hyperechogenní linie, která se při nádechu pohybuje směrem k sondě a při výdechu se od sondy vzdaluje. Poloha bránice pak byla měřena jako vertikální vzdálenost středu hyperechogenní linie k základní linii (angl. baseline) (Epelman et al., 2005). Menší hodnota vzdálenosti vyjadřovala kaudálnější pozici bránice. Exkurze bránice pak byly vypočítány jako rozdíl mezi vrcholy křivek v nádechové a výdechové fázi. Veškeré hodnoty byly měřeny a dále zpracovány v milimetrech.

Aby bylo dosaženo maximální přesnosti umístění a nasměrování sondy, prováděla všechna ultrasonografická vyšetření pouze jedna zkušená sonografistka s délkou praxe 32 let. M-mode ultrasonografie bránice je považována za přesný, bezpečný a reprodukovatelný typ vyšetření (Noh et al., 2014; Scarlata et al., 2018).

3.2.2 Spirometrické vyšetření

Plicní objemy a průtoky vzduchu byly vyšetřeny pomocí přenosného spirometru Jaeger MasterScope (VIASYS Healthcare, Hoechberg, Germany) se standardním vyhřívaným pneumotachografem. Před vyšetřením byla nejprve provedena kalibrace pumpou o objemu jednoho litru v softwaru MasterScope, kterou následovala druhá kalibrace stejnou pumpou ve speciálně vytvořeném softwaru zvaném BreathRecorder (Kolář et al., 2009; 2010; 2012). Původní data o průtoku vzduchu byly průběžně ukládány na pevný disk spirometru a průtokový signál byl současně elektronicky integrován pro získání časově-objemového signálu. U všech záznamů byla provedena BTSP (angl. body temperature and ambient pressure

saturated with water vapour) korekce za účelem zvýšení přesnosti naměřených dat. Získané soubory byly zpracovány v dalším speciálním softwaru zvaném Grapher (Kolář et al., 2010; 2012). Tento software umožňuje zobrazení záznamu změny objemů a průtoků v čase. Díky speciálnímu kurzoru je pak možné v konkrétním časovém bodě zjistit hodnotu dechového objemu (v litrech) nebo průtoku vzduchu (v litrech za sekundu).

Informace o průtoku vzduchu sloužily k objektivizaci zádrže dechu během vyšetření nonrespiračních situací. V posturálně-respiračních scénářích, pak byly porovnávány dechové objemy s pohybem bránice, abychom zjistili, jak se při zátěžovém dýchání mění dechová funkce bránice, a jaký vliv to má na plicní ventilaci. Vyhodnocení změny dechových objemů během zvednutí závaží považujeme za důležité vzhledem k případnému riziku rozvoje dušnosti zejména u pacientů s respiračními nemocemi. V rámci pulmonální rehabilitace je všeobecně doporučován odporový trénink, definovaný jako trénink svalů opakovaným zvedáním závaží (Spruit et al., 2013), a tudíž je třeba znát vliv posturální funkce svalů trupu během tohoto cvičení na funkci dechovou.

3.2.3 DNS brace

DNS brace je speciální diagnostický přístroj zkonstruovaný pro snímání napětí břišní stěny (angl. abdominal wall tension, AWT). Ve studii Nováka et al. (2021) byla zjištěna silná pozitivní korelace mezi hodnotami AWT, měřenými pomocí DNS brace a hodnotami IAP získaných z high resolution anální manometrie. DNS brace nám tak nepřímo může poskytnout informace o změnách IAP během různých posturálně-respiračních manévru.

Přístroj tvoří trupová ortéza která obsahuje čtyři tlakové sensory vyrobené ze silikonu, které jsou schopny spolehlivě detekovat tlak v rozmezí 0 až 500 kilopascalů (kPa). Silikonový senzor s tlakovou vzduchovou komorou je zhotoven z materiálu s relativně stálými mechanickými vlastnostmi (Shore A = 37) za různých teplotních podmínek. Pozici senzorů lze do určité míry individuálně upravit na každého jedince

v sagitální i frontální rovině tak, aby mohly být umístěny do oblasti trigonum lumbale a nad tříslený vaz. Při deformaci senzoru dochází ke změnám pneumatického tlaku ve vnitřní komoře, která je spojena silikonovou kapilární hadičkou s digitálním tlakovým senzorem. Ten převádí hodnoty tlaku (v kPa) do číselné podoby, které jsou zaznamenávány v závislosti na čase každých 0,5 sekundy. Data jsou následně exportována přes Bluetooth do mobilního telefonu, kde je, díky naprogramované aplikaci pro operační systém Android, možné v reálném čase sledovat grafické zobrazení hodnot tlaku pro všechny čtyři senzory. Zároveň se data ukládají jako textový soubor, který je možné dále zpracovat a převést do grafické podoby například v programu Microsoft Excel. V aplikaci je možné zaznamenat měření o libovolně dlouhé časové sekvenci.

3.2.4 Průběh vyšetření

Simultánní vyšetření pomocí ultrasonografie, spirometrie a DNS brace probíhalo ve třech předem stanovených scénářích. Každý z těchto scénářů byl třikrát opakován, aby se snížila intraobservační variabilita, a výsledné hodnoty byly vypočítány jako průměr z jednotlivých měření. Za účelem vyloučení interobservační variability byla také veškerá měření provedena stejnými vyšetřujícími, kterým zároveň nebyly známy výsledky ostatních měření. Jednotlivé scénáře zahrnovaly různé posturální a respirační úkony, které měly za cíl aktivovat bránici během samostatné funkce posturální, respirační a kombinované (posturálně-respirační). Účastníci výzkumu byli předem požádáni, aby 1,5 hodiny před vyšetřením nejedli. Testované scénáře jim byli podrobně popsány a mohli si je předem vyzkoušet. Před zahájením vyšetření probandi zaujali vzpřímenou pozici s nohama na šířku ramen, lokty blízko u těla a rukama položenýma na madlu závaží (kettlebellu). Hmotnost kettlebellu byla stanovena tak, aby odpovídala asi 20 % tělesné hmotnosti daného jedince. Kettlebely použité v této studii měly hmotnost v rozmezí 10–18 kg. Dobrovolníci byli instruováni k nadzdvihnutí závaží pouze pokrčením loktů, aby nedošlo k nežádoucímu pohybu těla, a tím k možnému posunu ultrasonografické sondy.

Nejprve byl na trup upevněn DNS brace se senzory nastavenými tak, aby dva přední byly nad tříselným kanálem a dva zadní v oblasti trigonum lumbale. V mobilní aplikaci došlo k propojení přes Bluetooth a byla zkontrolována reakce všech senzorů na expanzi břišní stěny během nádechu. Kalibrace všech senzorů proběhla na konci klidového výdechu, kdy byly nastaveny na hodnotu 0 kPa. Poté byl do úst jedince vložen náustek připojený ke spirometru a nosní průduchy byly uzavřeny měkkým kolíčkem. Ultrasonografická sonda byla umístěna do pravého podžebří a nastavena tak, abychom co nejlépe zobrazili dorzální část bránice. Poté bylo spuštěno nahrávání na všech zařízeních a proband dostal pokyn k provedení daného scénáře. Každé měření bylo zahájeno jedním hlubokým nádechem s následným prudkým výdechem, což na záznamech všech přístrojů vytvořilo ostrou křivku, podle které byly následně záznamy časově synchronizovány.

Byly sestaveny tři posturálně-respirační scénáře, které zahrnovaly jednotlivé typy dýchání: klidové dýchání, zádrž dechu v end-inspirační a end-expirační fázi, zádrž dechu se zvednutím závaží, a zátěžové dýchání (zvednutí závaží za současného dýchání). Zátěžové dýchání pak bylo dále rozděleno na zátěžové dýchání se spontánní kontrakcí svalů břišní stěny (spontánní zátěžové dýchání) a zátěžové dýchání s volní kontrakcí břišních svalů (zátěžové dýchání s VCAM). Při VCAM manévru byli účastníci instruováni, aby vědomě zatnuli břišní svaly a poté nadzdvihli závaží.

Popis tří po sobě jdoucích scénářů je následující:

Scénář 1: jeden cyklus klidového dýchání, poté zvednutí závaží v nádechové a výdechové fázi se zádrží dechu;

Scénář 2: dva cykly klidového dýchání, následované zvednutím kettlebellu, a dvěma cykly spontánního zátěžového dýchání;

Scénář 3: dva cykly klidového dýchání, následované VCAM, zvednutím kettlebellu, a dvěma cykly zátěžového dýchání s VCAM.

3.3 Statistická analýza

Deskriptivní statistické parametry byly spočteny pro všechny proměnné. Veškerá data jsou vyjádřena jako aritmetický průměr \pm směrodatná odchylka, pokud není uvedeno jinak. Spolehlivost ultrasonografického, spirometrického a DNS brace měření byla spočtena z průměrné hodnoty dvou klidových nádechů/výdechů zaznamenaných v různých časech u každého jedince. Mezitřídní korelační koeficienty (ICC2, k), 95% konfidenční intervaly a směrodatná chyba měření (SEM) byly spočteny z klidového nádechu a výdechu jednotlivých scénářů. Mezitřídní korelační koeficienty byly spočteny na základě 2-stranného random effects modelu ($k = 3$, metoda absolutní shody). Spolehlivost byla hodnocena jako špatná ($< 0,5$), střední ($0,5 - 0,75$), dobrá ($0,75 - 0,9$) a výborná ($> 0,9$) (Koo & Li, 2016). Použitím párového t-testu byly určeny změny pozice bránice, dechových objemů a AWT pro každý scénář, s velikostí efektu interpretovanou jako malou ($< 0,5$), střední ($0,5$), nebo velkou ($> 0,8$), jak navrhuje Cohen (1988). Analýza senzitivity testu (pomocí softwaru G*Power 3.1) vyhodnotila 80% šanci detekce středně velkého efektu ($0,5$) u 27 subjektů se statistickou významností předem nastavenou na úroveň $p < 0,05$ (jedno výběrová). S vysoce korelovanými proměnnými jsme využili Bonferroniho korekci k násobnému testování hypotéz. Všechny analýzy dat byly provedeny v softwaru Statistical Package for the Social Sciences (SPSS verze 28.0 pro Mac; IBM Corp, Armonk, NY).

4 VÝSLEDKY

4.1 Úvodní analýza

Odlehlé hodnoty pro jednotlivé proměnné byly posouzeny pomocí výpočtu z-skóre pro každou závislou proměnou na kompletních datech pro všechny scénáře (n=31). Zjištěné odlehlé hodnoty byly vyřešeny pomocí tzv. winsorizace: odlehlá hodnota si ponechala svoje pořadí/rank ale hodnota byla nahrazena následující nejvyšší hodnotou (Field, 2017), což zlepšilo normálnost rozdělení pro všechny proměnné (Kim, 2013).

4.2 Vyhodnocení hypotéz

V tabulce 1 jsou uvedeny průměrné hodnoty (\pm směrodatná odchylka) z ultrasonografického, spirometrického a DNS brace měření pro jednotlivé scénáře, které se vážou k hypotézám H1-H8. Tato data jsou graficky znázorněna na obrázcích 1-3. Ve Scénáři 3 byly pro ultrasonografii a DNS brace porovnávány hodnoty spontánního zátěžového dýchání a zátěžového dýchání s VCAM, zatímco u spirometrického vyšetření jsme zátěžové dýchání s VCAM porovnávali s klidovým dýcháním (viz hypotéza H8).

Tab 1. Hodnoty ultrasonografie (mm), DNS brace (kPa) a spirometrie (l) během tří posturálně-respiračních scénářů (průměrná hodnota \pm směrodatná odchylka).

Scénář 1 ^a	Měření	Klidové pozice během zádrže dechu	Zátěžová pozice během zádrže dechu	Střední diference	95% CI	Velikost efektu	P-hodnota
Ultrasonografie	Inspirium	93,54 (13,59)	93,22 (12,41)	0,32	(-1,69; 2,33)	0,06	0,373
	Exspirium	114,67 (11,40)	110,23 (10,95)	4,45	(2,96; 5,93)	1,1	<0,001*
DNS brace	Inspirium	3,69 (2,27)	12,32 (5,99)	-8,63	(-10,65; -6,61)	-1,57	<0,001*

		Exspirium	2,43 (1,46)	7,38 (3,54)	-4,95	(-6,17; -3,73)	-1,49	<0,001*
Scénář 2^b	Měření	Klidové dýchání	Spontánní zátěžové dýchání	Střední diference	95% CI	Velikost efektu	P-hodnota	
Ultrasonografie	Inspirium	96,94 (13,03)	93,35 (12,92)	3,58	(2,07; 5,09)	0,87	<0,001**	
	Exspirium	116,18 (14,35)	115,42 (14,51)	0,76	(-0,42; 1,95)	0,24	0,201	
	Exkurze	19,24 (6,85)	22,06 (8,79)	-2,82	(-4,48; -1,16)	-0,63	0,002**	
DNS brace	Inspirium	2,57 (1,12)	6,02 (2,80)	-3,44	(-4,45; -2,44)	-1,26	<0,001**	
	Exspirium	2,41 (1,08)	6,47 (3,41)	-4,06	(-5,23; -2,89)	-1,28	<0,001**	
Spirometrie	Inspirium	1,31 (0,74)	1,01 (0,58)	0,30	(0,16; 0,44)	0,81	<0,001*	
	Exspirium	-0,44 (0,59)	-0,64 (0,61)	0,21	(0,12; 0,30)	0,85	<0,001*	
	Dechový objem	1,74 (0,73)	1,65 (0,63)	0,09	(-0,02; 0,21)	0,3	0,06	
Scénář 3^c	Měření	Spontánní zátěžové dýchání	Zátěžové dýchání s VCAM	Střední diference	95% CI	Velikost efektu	P-hodnota	
Ultrasonografie	Inspirium	93,35 (12,92)	90,74 (14,89)	2,61	(-0,26; 5,49)	0,33	0,037	
	Exspirium	115,42 (14,51)	112,05 (12,93)	3,36	(0,05; 6,68)	0,37	0,023	
	Exkurze	22,06 (8,79)	20,42 (9,54)	1,65	(-0,97; 4,26)	0,23	0,104	
DNS brace	Inspirium	6,02 (2,80)	12,70 (6,05)	-6,68	(-8,26; -5,09)	-1,55	<0,001**	
	Exspirium	6,47 (3,41)	12,10 (6,01)	-5,63	(-7,49; -3,77)	-1,11	<0,001**	
Spirometrie	Měření	Klidové dýchání	Zátěžové dýchání s VCAM	Střední diference	95% CI	Velikost efektu	P-hodnota	
	Inspirium	1,41 (0,73)	1,01 (0,69)	0,40	(0,17; 0,63)	0,63	<0,001*	
	Exspirium	-0,36 (0,53)	-0,54 (0,61)	0,18	(0,06; 0,30)	0,56	0,002*	
	Dechový objem	1,77 (0,70)	1,55 (0,68)	0,22	(0,01; 0,43)	0,39	0,019*	

^aSubjekt zadržel dech v end-inspirační a end-expirační pozici

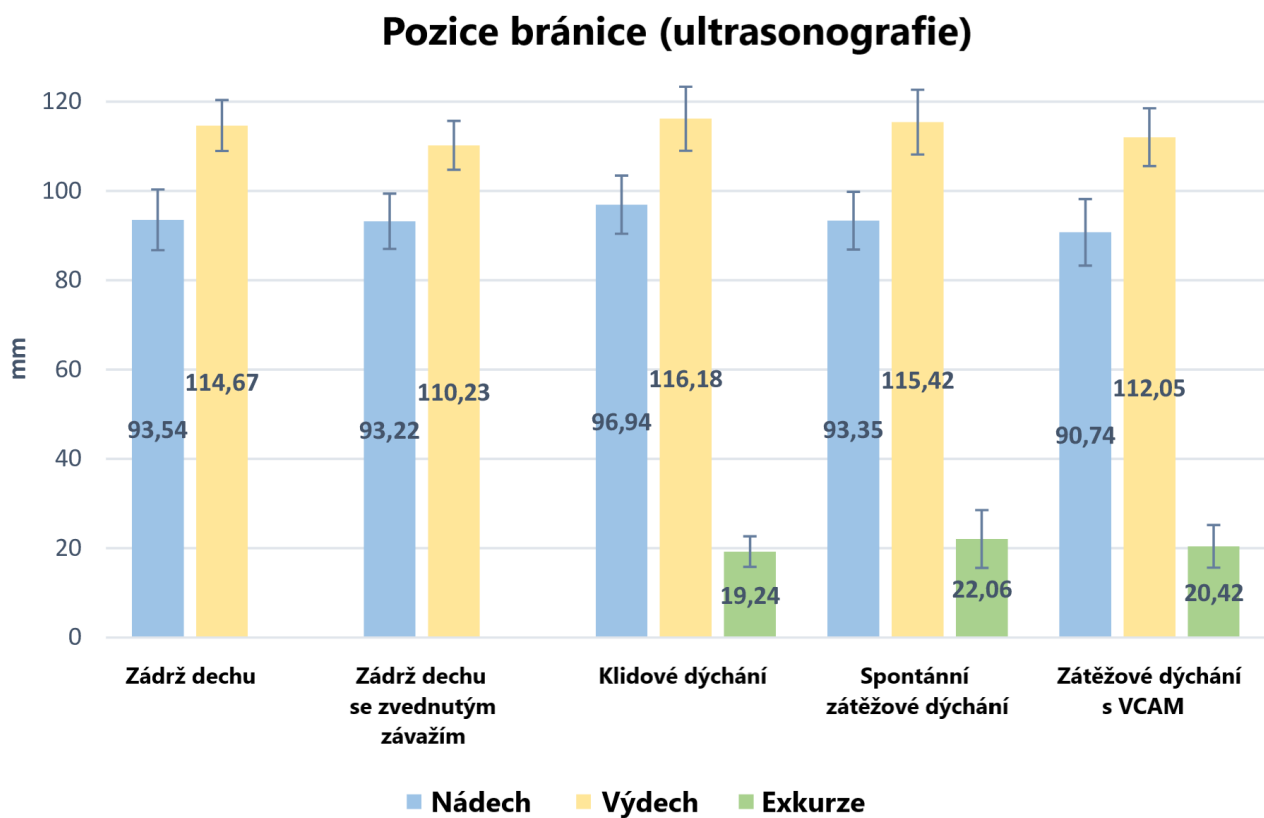
^bSubjekt zvedl závaží se spontánní aktivitou břišních svalů, zatímco dýchal

^cSubjekt vědomě zpevnil břišní svaly předtím než zvedl závaží, zatímco dýchal

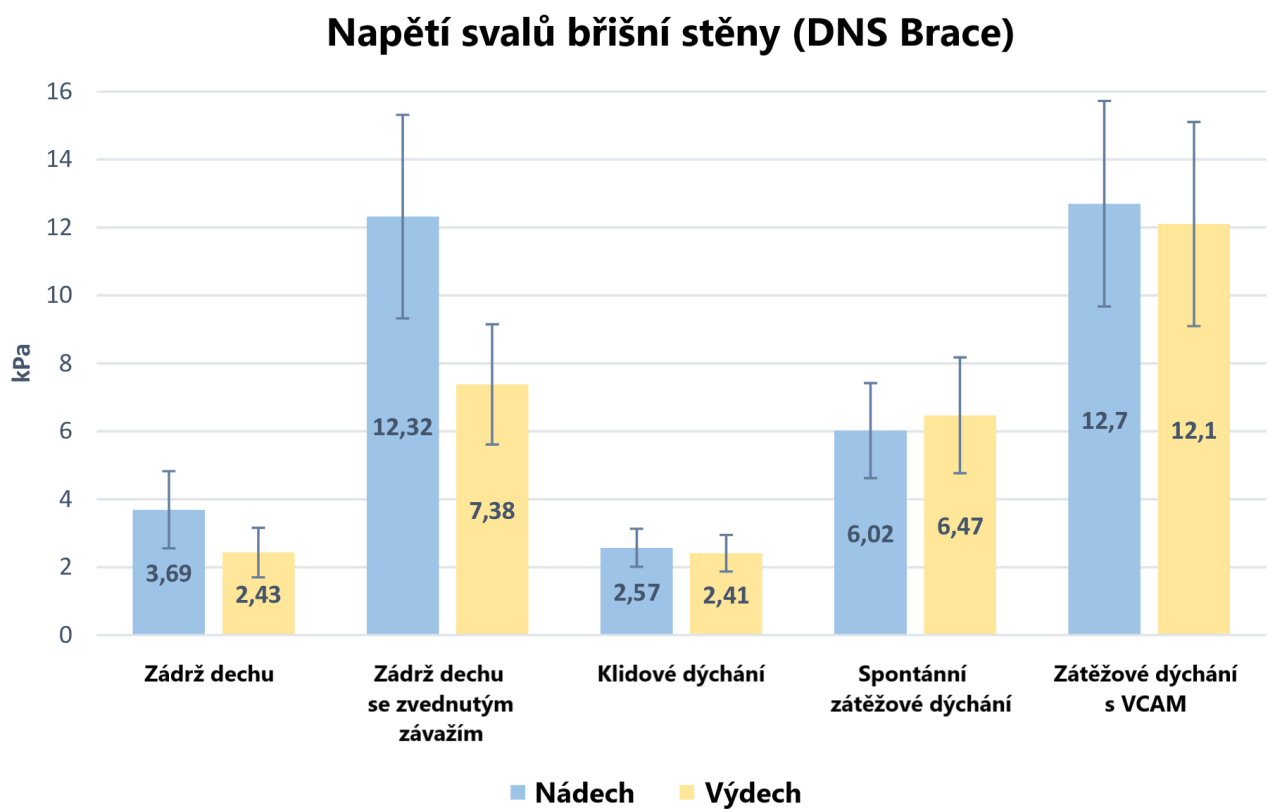
Velikost účinku = vypočítána Cohenovým d

*Statisticky významný rozdíl (Bonferroniho korekce $P < 0,025$)

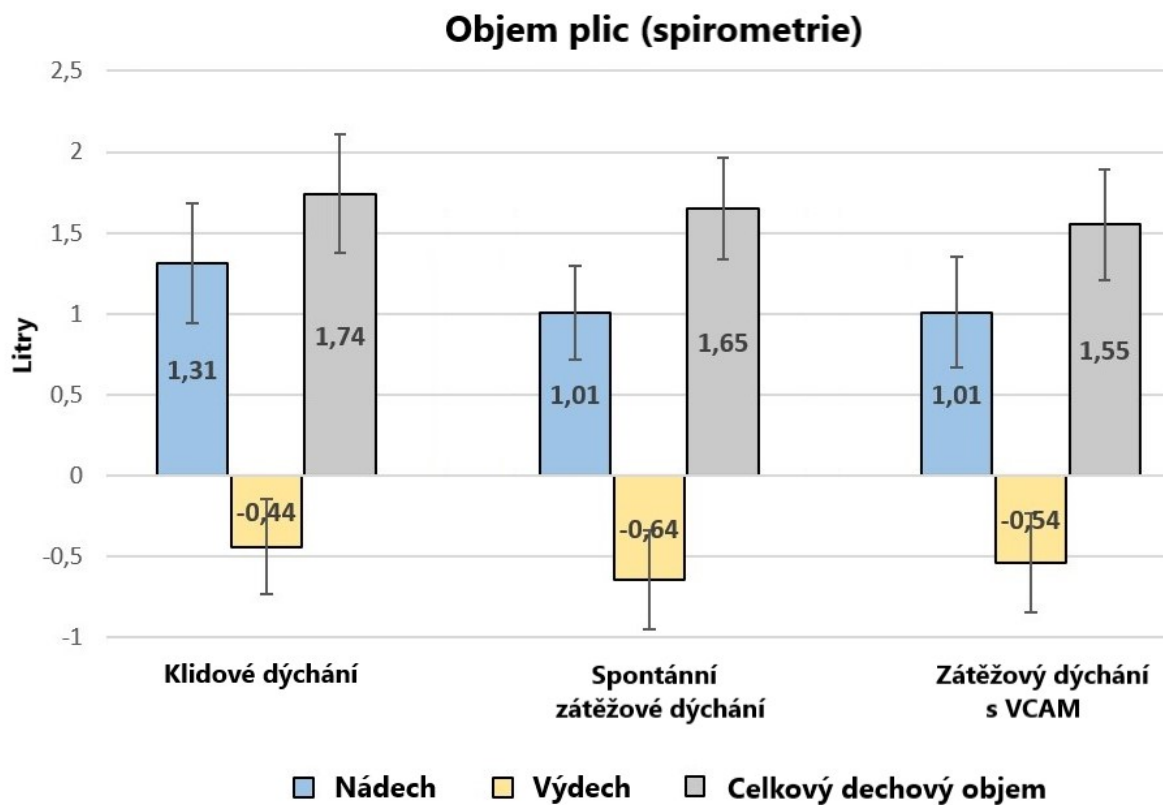
**Statisticky významný rozdíl (Bonferroniho korekce $P < 0,016$)



Obr. 1 Pozice bránice a její exkurze (v mm) během zádrže dechu, klidového dýchání, spontánního zátěžového dýchání a zátěžového dýchání s VCAM.



Obr. 2 Napětí svalů břišní stěny (v kPa) během zadrž dechu, klidového dýchání, spontánního zátěžového dýchání a zátěžového dýchání s VCAM.



Obr. 3 Objem plic v nádechu, výdechu a celkový dechový objem (rozdíl mezi inspiračním a expiračním objemem plic) během klidového dýchání, spontánního zátěžového dýchání a zátěžového dýchání s VCAM.

4.2.1 Hypotéza H1

Ve Scénáři 1 se během zádrže dechu v end-inspirační fázi dechového cyklu poloha bránice při ultrasonografickém vyšetření statisticky nelišila od end-inspirační polohy během zvednutí závaží ($t(30) = 0,327$; $p = 0,37$). Nicméně, DNS brace vykazoval statisticky významně vyšší hodnoty AWT (kPa) v end-inspirační fázi dechového cyklu se zvednutým závažím oproti zádrži dechu s položeným závažím ($t(30) = -8,27$; $p < 0,001$). Hypotéza H1 se tedy na základě naměřených dat **nepotvrdila**.

4.2.2 Hypotéza H2

Ve Scénáři 1 se během zádrže dechu v end-expirační fázi dechového cyklu poloha bránice při ultrasonografickém vyšetření statisticky významně změnila během zvednutí závaží ($t(30) = 6,13$; $p < 0,001$), rovněž i DNS brace vykazoval významně vyšší hodnoty AWT (kPa) při zvednutí závaží během zádrže dechu v end-expirační fázi dechového cyklu ($t(30) = -8,27$; $p < 0,001$). Hypotéza H2 se tedy na základě naměřených dat **potvrdila**.

4.2.3 Hypotéza H3

Ve Scénáři 2 se end-inspirační poloha bránice na ultrasonografii statisticky významně posunula kaudálním směrem během spontánního zátěžového dýchání ve srovnání s klidovým dýcháním ($t(30) = 4,84$; $p < 0,001$). End-expirační poloha bránice se během spontánního zátěžového dýchání od klidového dýchání statisticky významně nelišila ($t(30) = 1,31$; $p = 0,10$). DNS brace vykazoval významně vyšší hodnoty AWT (kPa) během spontánního zátěžového dýchání jak při nádechu ($t(30) = -7,0$; $p < 0,001$), tak i při výdechu ($t(30) = -7,10$; $p < 0,001$) ve srovnání s klidovým dýcháním. Hypotéza H3 se tak **částečně potvrdila** pouze pro end-inspirační fázi dechového cyklu.

4.2.4 Hypotéza H4

Při ultrasonografickém vyšetření se poloha bránice během zátěžového dýchání s VCAM po Bonferonniho korekci statisticky významně nelišila v nádechu ($t(30) = 1,86$; $p = 0,037$) ani ve výdechu ($t(30) = 2,07$; $p = 0,023$) od polohy bránice během spontánního zátěžového dýchání. Hypotéza H4 se tak na základě naměřených dat **nepotvrdila**.

4.2.5 Hypotéza H5

Ve Scénáři 2 byly celkové dechové exkurze bránice (rozdíl mezi hodnotami v end-inspirační a end-expirační fázi dechového cyklu) byla při spontánním zátěžovém dýchání významně větší než během klidového dýchání ($t(30) = 3,48$; $p = 0,002$). Hypotéza H5 se tedy na základě naměřených dat **potvrdila**.

4.2.6 Hypotéza H6

Exkurze bránice během zátěžového dýchání s VCAM se významně nelišila od exkurzí bránice během spontánního zátěžového dýchání ($t(29) = 1,29$; $p = 0,104$). DNS brace vykazoval významně vyšší hodnoty AWT (kPa) jak při zátěžovém nádechu s VCAM ($t(30) = -8,62$; $p < 0,001$), tak i zátěžovém výdechu s VCAM ($t(30) = -6,19$; $p < 0,001$) v porovnání se spontánním zátěžovým dýcháním. Hypotéza H6 se tak na základě naměřených dat **nepotvrdila**.

4.2.7 Hypotéza H7

Velikost celkového dechového objemu, vypočtený jako rozdíl mezi průměrnými hodnotami inspiračního a expiračního objemu, byl při spontánním zátěžovém dýchání nižší oproti klidovému dýchání, ale ne natolik, aby byl statisticky významný ($t(30) = 1,65$, $p = 0,06$). Hypotéza H7 se tedy na základě naměřených dat **nepotvrdila**.

4.2.8 Hypotéza H8

Velikost celkového dechového objemu, vypočtený jako rozdíl mezi průměrnými hodnotami inspiračního a expiračního objemu, byl při zátěžovém dýchání s VCAM nižší oproti klidovému dýchání ($t(30) = 2,18, p = 0,019$). Hypotéza H8 se tedy na základě naměřených dat **potvrdila**.

4.2.9 Hypotéza H9

Na základě Pearsonova korelačního koeficientu byla prokázána silná statisticky významná pozitivní korelace mezi pohybem bránice (ultrasonografií) a dechovými objemy (spirometrií) pro klidové dýchání: $r(29) = 0,709, p < 0,001$; spontánní zátěžové dýchání: $r(29) = 0,731, p < 0,001$; a zátěžové dýchání s VCAM: $r(29) = 0,795, p < 0,001$. Tato data jsou uvedena v tabulce 2. Hypotéza H9 se tedy na základě naměřených dat **potvrdila**.

Tab 2. Korelace mezi exkurzemi bránice měřenými ultrasonografií a objemy plic měřenými pomocí spirometrie při různých typech dýchání (průměrná hodnota \pm směrodatná odchylka).

Typ dýchání	Ultrasonografie (mm)	Spirometrie (l)	Pearsonovo r	r ²	P-hodnota
Klidové dýchání	18,74 (5,74)	1,74 (0,73)	0,709	0,503	<0,001*
Spontánní zátěžové dýchání	21,46 (7,26)	1,65 (0,63)	0,731	0,534	<0,001*
Zátěžového dýchání s VCAM	20,41 (9,52)	1,55 (0,68)	0,795	0,632	<0,001*

Poznámky: VCAM = volní kontrakce břišních svalů

*Statisticky významná (dvoustranná) korelace ($P < 0,01$)

5 DISKUZE

Tato práce prokázala, že se bránice při posturální zátěži spontánně kontrahuje, čímž se její centrální část posouvá kaudálně, a tento proces je zcela nezávislý na její dechové funkci. Samostatnou posturální funkci bránice jsme zkoumali v Scénáři 1 při zádrži dechu na konci klidového nádechu a výdechu. Průměrná hodnota kaudálního pohybu bránice při zádrži dechu a zvednutí závaží byla asi 4,5 mm. Zdá se tedy, že přestože je bránice pevně připojena k plicím skrze parietální pleuru, je možné – díky určité elasticitě plicní tkáně – dosáhnout kontrakcí bránice jejího posunu o několik milimetrů, aniž by se změnil objem plic. K tomuto posunu však došlo výlučně při zádrži dechu ve výdechové pozici, kdy je bránice relaxovaná. To si autor vysvětluje tím, že při zádrži dechu v nádechu byla bránice již dostatečně kontrahovaná k tomu, aby spolu s břišními svaly zajistila adekvátní IAP pro stabilizaci páteře vzhledem dané zátěži. Proto při zvednutí kettlebellu během end-inspirační fáze klidového dýchání nedošlo na ultrasonografickém záznamu k jejímu dalšímu posunu. Zdá se tedy, že nádechem lze do určité míry substituovat posturální kontrakci bránice. To naznačují i studie Haginse a Lamberga (2006; 2010), kde byl jako přirozený vzorec dýchání před zvednutím závaží nejčastěji identifikován nádech následovaný zádrží dechu. Vzhledem k tomu, že v našem experimentu bylo nutné zpevnit páteř vůči působení externí zátěže, došlo také k významnému zapojení svalů břišní stěny, což se při zvednutí závaží se zádrží dechu projevilo zvýšením AWT asi na trojnásobek.

Autorovi se podařilo dohledat pouze jednu publikovanou studii (Hodges & Gandevia, 2000a), která popsala samostatnou posturální funkci bránice. Hodges & Gandevia (2000a) měřili aktivitu bránice pomocí EMG při opakovaném rychlém pohybu horní končetinou. Tito autoři došli k závěrům, jež jsou v souladu s našimi výsledky a ukazují, že se aktivita bránice při zádrži dechu na konci výdechu během pohybu paže zvýšila. Přestože nárůst této posturální aktivity bránice byl u jednotlivých probandů značně variabilní, v některých případech dokonce

převyšoval hodnoty zaznamenané při klidovém nádechu. Změnu postavení bránice se zádrží dechu na konci výdechu zkoumal ve své disertační práci Kolář (2009b), kde byl při izometrickém tlaku horních a dolních končetin také zaznamenán kaudální posun bránice. Je třeba dodat, že obě tyto práce (Hodges & Gandevia, 2000a; Kolář, 2009b) zkoumaly samostatnou posturální funkci bránice pouze na konci klidového výdechu, nikoliv v nádechu.

V prvotní studii Koláře et al. (2009c) byl pohyb bránice v MRI také zkoumán při specifickém manévru, který zahrnoval zádrž dechu, natlakování břišní dutiny s expanzí břišní stěny, a poté vtažení břišní stěny dovnitř. Autoři naměřili rozdíl v postavení bránice během uvedeného manévru asi o 32 mm. Jelikož objem břišní dutiny je neměnný a během zádrže dechu se nemohl změnit ani objem dutiny hrudní, lze tento posun bránice přičítat především změně konfigurace hrudníku a břišní dutiny. Při kontrakci břišních svalů a jejich vtažení dovnitř je bránice tlačena obsahem břišní dutiny kraniálně, čímž se zvedá hrudní koš, zatímco při vyklenutí břišní stěny je bránice tažena kaudálně a hrudní koš klesá. Zajímavé je, že Kolář et al. (2009c) při tomto manévru naměřili podobnou EMG aktivitu bránice jako při klidovém nádechu. Výsledky této studie její autoři interpretují jako volní nonrespirační kontrolu bránice.

Ve Scénáři 2 bylo potvrzeno, že bránice dosahuje větších exkurzí během spontánního zátěžového dýchání oproti dýchání klidovému díky tomu, že se v nádechu dostává do kaudálnější pozice (průměrně asi o 3,5 mm). Naopak ve výdechové pozici mezi spontánním zátěžovým dýcháním a klidovým nádechovým dýcháním nebyl zaznamenán statisticky významný rozdíl. Vzhledem k tomu, že hodnota AWT byla vyšší při spontánním zátěžovém výdechu než při nádechu, lze usuzovat, že se bránice podílí na nárůstu IAP zejména během inspira, zatímco břišní svaly během expira. To naznačuje, že posturální funkce těchto svalů je do určité míry provázána s jejich funkcí dechovou. Tato zjištění jsou v souladu s výsledky druhé studie Koláře et al. (2010), kde byl posturálně-respirační pohyb bránice zkoumán v MRI při izometrickém tlaku horními a dolními končetinami proti

odporu. Tito autoři popsali, že při tlaku končetinami v nádechu došlo k větší změně postavení bránice než ve výdechu. Zároveň bylo zjištěno, že tlak horních končetin během výdechu nevyvolal žádný posun bránice v kaudálním směru v porovnání s klidovým dýcháním. Ve Scénáři 2 byl celkový dechový objem u spontánního zátěžového dýchání nižší než u klidového, nicméně tento rozdíl nebyl statisticky významný. Je zde však vidět určitý trend, který dosáhl statistické významnosti až při zátěžovém dýchání s VCAM.

Síla kontrakce břišních svalů a bránice musí být neustále vyvažována, aby byly tyto svaly schopné zajistit a udržet požadované funkce. Pokud by při posturálním zatížení bylo napětí břišních svalů větší než bránice, byl by její pohyb do nádechu značně omezen. Pokud by bylo naopak příliš nízké, nedošlo by ke stabilizaci páteře s rizikem jejího poškození. Kontrolovanou interakci břišních svalů a bránice jsme zkoumali ve Scénáři 3. Volní kontrakce břišních svalů (VCAM)¹ byla některými studii (Vera-Garcia et al., 2006; Stanton & Kawchuk, 2008; Ishida et al., 2016) označena za efektivní manévr ke zpevnění páteře, který lze uplatnit při zvedání závaží (Coenen et al., 2017). Přidání VCAM do posturálního cvičení může nejen více aktivovat břišní svaly, ale nárůstem IAP zvýšit i rezistenci proti posturálně-respiračnímu pohybu bránice, což by mohlo vyústit v posílení bránice. Tento efekt však zatím nebyl zkoumán a bude zapotřebí dalších studií, které by se vlivem VCAM na funkci a morfologii posturálních svalů zabývaly. V desetileté studii provedené Aleksievem (2014), která zahrnovala 600 pacientů s chronickou LBP, byl sledován efekt použití VCAM manévru (bez zádrže dechu) do cvičení a posturálně náročnějších aktivit v běžném životě. Tato studie prokázala významný přínos přidání VCAM na snížení intenzity bolesti a prevenci jejího zhoršení z dlouhodobého hlediska.

¹ V literatuře někdy označována také pojmem „abdominal bracing“.

Vzhledem k tomu, že břišní svaly mají výdechovou funkci, nebylo jasné, jaký bude mít VCAM vliv na pohyb bránice a ventilaci plic. Touto otázkou jsme se zabývali ve Scénáři 3. Při zátěžovém dýchání s VCAM však došlo k paradoxní situaci, kdy bránice dosahovala větších exkurzí, přestože byl dechový objem oproti klidovému dýchání snížen. V hypotéze H6 jsme předpokládali, že nárůst AWT (a tedy i IAP) zvýší rezistenci proti pohybu bránice kaudálním směrem, a tudíž dojde ke snížení posturálně-respiračních exkurzí. Přestože k jisté redukci pohybu bránice při zátěžovém dýchání s VCAM oproti spontánnímu zátěžovému dýchání došlo, nebyl tento rozdíl statisticky významný. Z toho lze vyvodit, že CNS při nárůstu IAP zvyšuje kontraktilitu bránice, aby se zachoval co nejvyšší dechový objem. Pokles dechového objemu nelze vysvětlit antagonistickým působením břišních svalů proti bránici, jelikož pohyb bránice omezen nebyl, naopak se zvýšil. Proto se zdá, že břišní svaly omezily pohyb hrudního koše – a tím i expanzi plic – přes své úponové působení na dolní žebra (D'Angelo et al., 1996). Toto zjištění je důležité zejména pro pacienty s respiračními nemocemi, kterým je v rámci pulmonální rehabilitace mimo jiné doporučován progresivní odporový trénink (Bolton et al., 2013). Vzhledem k tomu, že jedním z hlavních symptomů respiračních onemocnění je dušnost (Cropp et al., 1982; Laveneziana et al., 2007; Vainshelboim et al., 2015; Pierce et al., 2022), která je spojována se zvýšeným dechovým úsilím a/nebo poklesem ventilace (Gilman & Banzett, 2009), je třeba počítat s tím, že odporový trénink může přímo ovlivňovat pocity dušnosti. V naší práci byla zároveň prokázána silná pozitivní korelace mezi pohybem bránice a dechovým objemem u všech typů dýchání (klidové dýchání, spontánní zátěžové dýchání, zátěžové dýchání s VCAM). Tyto výsledky naznačují, že ani při posturální zátěži neztrácí bránice svou dominantní úlohu v respiraci a EIMs mají spíše jen funkci podpůrnou.

U pacientů s LBP byl popsán menší posturálně-respirační pohyb bránice oproti zdravým jedincům (Kolář et al., 2012; Vostatek et al., 2013). Dále bylo prokázáno, že tito pacienti vykazovali pomalejší zapojení TrA v rámci APA

(Hodges & Richardson, 1998; 1999) spolu s menším nárůstem jeho tloušťky (Critchley & Coutts, 2002; Kiesel et al., 2007) a nižší EMG aktivitou během kontrakce (Ferreira et al., 2004). Různé rehabilitační metody se snaží tyto parametry ovlivnit posilováním svalů „středu těla“, které jsou většinou označovány jako „stabilizační cvičení“ nebo „core cvičení“. Tento typ posilování patří mezi nejčastější formy cvičení doporučované fyzioterapeuty u pacientů s LBP (Byrne et al., 2006; Liddle et al., 2009). Otázkou však zůstává, do jaké míry je možné ovlivnit timing svalů v rámci posturální svalové synergie, a jaký to má případný efekt na bolest a disabilitu u pacientů s LBP.

Výsledky několika málo studií, které se zabývaly změnou timingu posturálních svalů trupu, nejsou nikterak jednoznačné. Tsao & Hodges (2007) u pacientů s chronickou LBP zjistili, že bezprostředně po opakované kontrakci břišních svalů dochází ke změně jejich timingu při pohybu paže. Po izolované volní aktivaci TrA (angl. abdominal drawing-in maneuver, ADIM), ve třech sériích po deseti opakováních, se TrA zapojil o několik milisekund dříve, nicméně jeho EMG aktivita nepředcházela aktivitě deltového svalu pohybující se paže. Pokud probandi provedli tři série sed-lehů po deseti opakováních, změnil se výrazněji timing všech měřených svalů (TrA, OI, OE, RA a extenzorů páteře). TrA, OI a extenzory páteře se navíc aktivovaly dříve než m. deltoideus. Tsao s Hodgesem tak došli k závěru, že APA je možné u pacientů s narušenou feedforward strategií trénovat. Okamžitá změna koordinace TrA, OI a m. multifidus po cvičení ADIM byla také zjištěna při zvednutí závaží v pozdější studii Suehira et al. (2021). Při dlouhodobém tréninku však tato změna koordinace prokázána nebyla. V randomizované kontrolované studii Vasseljena et al. (2012), provedené na 109 pacientech s LBP, byla zkoumána změna timingu zapojení břišních svalů pomocí stejného manévru volní aktivace TrA (abdominal drawing-in maneuver) a stabilizačních cvičení v porovnání s obecným cvičením. Po osmi týdnech tréninku však při rychlém pohybu paží nebylo ani u jedné skupiny pacientů dosaženo změny v koordinaci svalů břišní stěny.

Faktorem, který může ovlivnit timing svalů v rámci feedforward posturální strategie, může být u pacientů s LBP samotná přítomnost bolesti (Hodges et al., 2003b; Leinonen et al., 2003). Ve studii Leinonena et al. (2003) byla zkoumána intenzita bolesti a kinestezie při rotaci bederní páteře u pacientů s chronickou LBP (podmíněnou výhřezem meziobratlové ploténky) před a po operaci. To vše porovnávali se zdravými kontrolními skupinami. U pacientů s LBP byla zaznamenána zhoršená propiocepce v bederní oblasti i zhoršená posturální kontrola trupu. Poté, co se po mikrodiskektomii snížila bolest pacientů asi o 70 % a disabilita o 60 %, došlo také k úpravě propiocepce. Posturální kontrola nicméně zůstávala i po operaci v krátkodobém horizontu stále narušena.

Systematické přehledové studie a metaanalýzy (Wang et al., 2012; Smith et al., 2014; Saragiotto et al., 2016; Niederer et al., 2020), které zkoumaly efekt stabilizačních cvičení u pacientů s nespecifickou LBP, však nezjistily významnější efekt na intenzitu bolesti či disabilitu oproti jiným formám cvičení. Určitý efekt byl u tohoto cvičení zaznamenán pouze v krátkodobém horizontu, po skončení rehabilitačního plánu (do 3 měsíců), ale z dlouhodobého hlediska (po 6 a 12 měsících) žádný rozdíl nalezen nebyl (Wang et al., 2012; Coulombe et al., 2017; Luomajoki et al., 2018). Stabilizační cvičení by měla být u chronické LBP efektivní, pokud jsou prováděna 3 až 5krát týdně po 20–30 minutách (Mueller & Niederer, 2020). Recentní systematický přehled systematických přehledových studií (Grooten et al., 2022) však shrnuje, že cvičení je sice obecně účinnější pro snížení bolesti a disability u pacientů s chronickou LBP ve srovnání s žádnou nebo minimální intervencí, nicméně žádný typ cvičení se nezdá být výrazně účinnější než jiný.

Otázkou zůstává, zda a jakým způsobem je možné dosáhnout dlouhodobé změny koordinace posturálních svalů, a zda to může mít přínos pro pacienty s LBP. Zdá se, že během zvedání závaží je vhodné využít VCAM manévru v rámci prevence LBP, nicméně je třeba vzít v úvahu jeho vliv na snížení dechového objemu. Pokud mají pacienti s LBP horší koordinaci posturálních svalů trupu, je možné tuto koordinaci kompenzovat přidáním VCAM manévru před provedením daného cviku.

Z této práce a uvedených poznatků vyplývá, že by VCAM manévr měl nejen zvýšit stabilitu páteře během cvičení, ale mohl by být – díky větší kontrakci svalů břišní stěny a kontrakci bránice proti většímu IAP – také významným stimulem pro posílení těchto svalů. Zde je prostor pro další studie, které by se zabývaly tréninkem posturálně-respiračních svalů s využitím VCAM.

Mezi hlavní limity této práce patří, že jsme zkoumali pouze mladé zdravé dobrovolníky. Další studie by se proto měly zaměřit také na starší populaci nebo pacienty s LBP či respiračními nemocemi. Dále jsme také použili pouze omezenou zátěž kolem 20 % tělesné hmotnosti daného probanda. Při ultrasonografickém vyšetření však nebylo možné zátěž příliš zvyšovat, jelikož by docházelo k nechtěnému pohybu trupu při zvednutí závaží, a tím i k vychýlení ultrasonografické sondy. Dalším faktorem, který mohl ovlivnit vzdálenost bránice od ultrasonografické sondy při zátěžovém dýchání, je kontrakce břišních svalů, která by oddálila sondu od bránice. V naší práci však byla vzdálenost bránice od sondy během zvednutí závaží vždy menší, proto věříme, že tento faktor neměl na interpretaci výsledků významnější vliv.

6 ZÁVĚR

Tato disertační práce byla zaměřena na analýzu posturálního a posturálně-respiračního pohybu bránice během zvednutí závaží. Vyplývá z ní, že bránice disponuje dvojí – posturální a respirační – funkcí, které mohou být uplatňovány jak současně, tak i nezávisle na sobě, a to na základě aktuální potřeby. Zdá se, že respirační funkce může do určité míry kompenzovat funkci posturální, jelikož nádechem může zajistit dostatečnou kontrakci bránice pro zpevnění páteře. Zároveň bylo potvrzeno, že se bránice během posturální zátěže kontrahuje více, což se projeví jejím kaudálnějším postavením a většími posturálně-respiračními exkurzemi.

Přestože ve všech typech dýchání (klidovém, spontánním zátěžovém dýchání, zátěžovém dýchání s VCAM) pohyb bránice koreloval se změnou celkového dechového objemu, došlo při zátěžovém dýchání s VCAM ke snížení celkového dechového objemu navzdory většímu pohybu bránice než u klidového dýchání. Během zvednutí závaží došlo k nárůstu AWT ve všech případech, což značí větší zapojení svalů břišní stěny při stabilizaci páteře spolu s nárůstem IAP. Při spontánním zátěžovém dýchání byla hodnota AWT asi dvakrát vyšší než při klidovém dýchání, a při zátěžovém dýchání s VCAM pak hodnota AWT dosahovala asi čtyřnásobku hodnoty neměřené během klidového dýchání. Navzdory takto významnému nárůstu AWT při VCAM manévru překvapivě nebyl omezen pohyb bránice, což znamená, že se bránice musela kontrahovat silněji než při spontánním zátěžovém dýchání. Přesto však během VCAM došlo k redukci dechového objemu, proto lze konstatovat, že při tomto manévru došlo ke konfliktu posturální a dechové funkce ostatních svalů trupu.

7 SOUHRN

Během evolučního vývoje postupně získávaly posturální svaly trupu také dechovou funkci. U třídy savců došlo k významné změně dechové mechaniky, která (díky bránici) umožnila efektivnější respiraci a její větší nezávislost na posturálně-lokomoční funkci. Evolučně i prenatalně bránice vzniká inkorporací svalových vláken do septa transversa, přepážky, jež odděluje dutinu hrudní od dutiny břišní. V relaxovaném stavu má bránice kupolovitý tvar. Během kontrakce klesá centrum tendineum bránice kaudálně, čímž se tvar bránice oplošťuje, zatímco se zvětšuje objem hrudní dutiny a narůstá intraabdominální tlak (IAP). Bránice byla po dlouhou dobu považována pouze za hlavní dechový sval, avšak v druhé polovině 20. století se začíná zkoumat i její možná účast na posturálním zpevnění páteře. Bylo zjištěno, že nárůstem IAP, který vytváří zejména bránice a m. transversus abdominis (TrA), dochází – spolu s kontrakcí dalších hlubokých svalů trupu – ke stabilizaci bederní páteře. Porucha této koordinace, jež se projevuje opožděným nebo nedostatečným zapojením těchto svalů, je považována některými autory za etiopatogenetický faktor vzniku bolestí v dolní části zad (LBP). Na základě této teorie vzniklo mnoho odlišných přístupů k tréninku posturálních svalů v rámci prevence a léčby bolestí v zádech. Navzdory celosvětovému trendu využívat stabilizační cvičení u pacientů s LBP nebyla zjištěna větší efektivita tohoto cvičení oproti jiným formám cvičení.

V této disertační práci bylo zjištěno, že se bránice posturálně kontrahuje při zvednutí závaží za současného dýchání i se zádrží dechu. Zároveň byl potvrzen efekt volní kontrakce břišních svalů (VCAM) na zvýšení napětí břišní stěny, které neomezovalo posturálně-respirační pohyb bránice, ale snižovalo celkový dechový objem oproti klidovému a spontánnímu zátěžovému dýchání. Autor této práce se domnívá, že k tomuto efektu došlo díky většímu úponovému působení břišních svalů na dolní část hrudního koše. Využití VCAM při zvedání závaží se zdá být efektivní pro zvýšení stability páteře a prevenci bolestí v zádech. Nicméně je třeba brát

v úvahu jeho negativní vliv na ventilaci plic, zejména pak během delšího držení závaží a při odporovém tréninku u pacientů s respiračními onemocněními.

8 SUMMARY

During evolution, the postural muscles of the trunk gradually acquired a respiratory function. The diaphragm has significantly changed the mechanics of breathing in mammals, allowing more efficient respiration and greater independence from postural-locomotor function. Evolutionarily and prenatally, the diaphragm is formed by incorporating muscle fibers into the septum transversum that separates the thoracic cavity from the abdominal cavity. In its relaxed state, the diaphragm is dome-shaped. During contraction, the central tendon of the diaphragm descends caudally, flattening the shape of the diaphragm, while the volume of the thoracic cavity expands and intra-abdominal pressure (IAP) increases. For a long time, the diaphragm was thought to be entirely a major respiratory muscle. However, in the second half of the 20th century, its possible involvement in postural stiffening of the spine was investigated. It was found that increase in IAP, which is produced mainly by the diaphragm and transversus abdominis muscle (TrA), together with the contraction of other deep trunk muscles, leads to stabilization of the lumbar spine. Discoordination of these muscles, which results in their delayed or insufficient involvement, is considered by some authors as an etiopathogenetic factor of low back pain (LBP). Based on this theory, many different approaches to postural muscle training have been developed for the prevention and treatment of LBP. Despite the worldwide trend to use stabilization exercises in patients with LBP, these exercises have not been found to be more effective than other types of exercise.

This dissertation showed that postural contraction of the diaphragm occurs when lifting a load during breathing and breath-holding. Furthermore, the effect of voluntary contraction of the abdominal muscles (VCAM) was found to increase abdominal wall tension, which did not reduce the postural-respiratory movement of the diaphragm but decreased the total lung volume compared to tidal and spontaneous loaded breathing. The author believes that this effect was due to the greater insertional action of the abdominal muscles on the lower part of the chest.

Adding VCAM when lifting weights seems to be effective for improving spinal stability and preventing low back pain. However, its adverse effect on lung ventilation should be taken into account, especially during prolonged weight holding or resistance training in patients with respiratory diseases.

9 LITERATURA

1. Ahmadnezhad, L., Yalfani, A., & Gholami Borujeni, B. (2020). Inspiratory Muscle Training in Rehabilitation of Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(8), 1151-1158. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0231>
2. Aleksiev, A. (2014). Ten-Year Follow-up of Strengthening Versus Flexibility Exercises With or Without Abdominal Bracing in Recurrent Low Back Pain. *Spine*, 39(13), 997-1003. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000338>
3. Bartelink, D. (1957). The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 39-(4), 718-725. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.39B4.718>
4. Bolton, C., Bevan-Smith, E., Blakey, J., Crowe, P., Elkin, S., Garrod, R., Greening, N., Heslop, K., Hull, J., Man, W., Morgan, M., Proud, D., Roberts, C., Sewell, L., Singh, S., Walker, P., & Walmsley, S. (2013). British Thoracic Society guideline on pulmonary rehabilitation in adults: accredited by NICE. *Thorax*, 68(2), ii1-ii30. <https://doi.org/10.1136/thoraxjnl-2013-203808>
5. Boussuges, A., Gole, Y., & Blanc, P. (2009). Diaphragmatic Motion Studied by M-Mode Ultrasonography. *Chest*, 135(2), 391-400. <https://doi.org/10.1378/chest.08-1541>
6. Brochard, L. (1991). Transdiaphragmatic Pressure. In S. Benito & A. Net (eds.), S. Benito, A. Net, *Pulmonary Function in Mechanically Ventilated Patients* (pp. 52-61). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-84209-2_5
7. Brown, C., Tseng, S., Mitchell, K., & Roddey, T. (2018). Body Position Affects Ultrasonographic Measurement of Diaphragm Contractility. *Cardiopulmonary Physical Therapy Journal*, 29(4), 166-172. <https://doi.org/10.1097/CPT.0000000000000083>
8. Brumagne, S., Cordo, P., Lysens, R., Verschueren, S., & Swinnen, S. (2000). The Role of Paraspinal Muscle Spindles in Lumbosacral Position Sense in Individuals With and Without Low Back Pain. *Spine*, 25(8), 989-994. <https://doi.org/10.1097/00007632-200004150-00015>
9. Byrne, K., Doody, C., & Hurley, D. (2006). Exercise therapy for low back pain: A small-scale exploratory survey of current physiotherapy practice in

- the Republic of Ireland acute hospital setting. *Manual Therapy*, 11(4), 272-278. <https://doi.org/10.1016/j.math.2005.06.002>
10. Calvo-Lobo, C., Almazán-Polo, J., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., Losa-Iglesias, M., Palomo-López, P., Rodríguez-Sanz, D., & López-López, D. (2019). Ultrasonography comparison of diaphragm thickness and excursion between athletes with and without lumbopelvic pain. *Physical Therapy in Sport*, 37, 128-137. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.03.015>
 11. Coenen, P., Campbell, A., Kemp-Smith, K., O'Sullivan, P., & Straker, L. (2017). Abdominal bracing during lifting alters trunk muscle activity and body kinematics. *Applied Ergonomics*, 63, 91-98. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.04.009>
 12. Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed). L. Erlbaum Associates.
 13. Coulombe, B., Games, K., Neil, E., & Eberman, L. (2017). Core Stability Exercise Versus General Exercise for Chronic Low Back Pain. *Journal of Athletic Training*, 52(1), 71-72. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.11.16>
 14. Cresswell, A., Grundstorm, H., & Thorstensson, A. (1992). Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 144(4), 409-418. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1992.tb09314.x>
 15. Critchley, D., & Coutts, F. (2002). Abdominal Muscle Function in Chronic Low Back Pain Patients. *Physiotherapy*, 88(6), 322-332. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)60745-6](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)60745-6)
 16. Cropp, G., Pullano, T., Cerny, F., & Nathanson, I. (1982). Exercise tolerance and cardiorespiratory adjustments at peak work capacity in cystic fibrosis. *Am Rev Respir Dis*, 126(2), 211-6. <https://doi.org/10.1164/arrd.1982.126.2.211>
 17. D'Angelo, E., Prandi, E., Robatto, F., Petitjean, M., & Bellemare, F. (1996). Insertional action of the abdominal muscles in rabbits and dogs. *Respiration Physiology*, 104(2-3), 147-157. [https://doi.org/10.1016/0034-5687\(96\)00005-9](https://doi.org/10.1016/0034-5687(96)00005-9)
 18. De Troyer, A., Sampson, M., Sigrist, S., & Macklem, P. (1982). Action of costal and crural parts of the diaphragm on the rib cage in dog. *Journal of Applied Physiology*, 53(1), 30-39. <https://doi.org/10.1152/jappl.1982.53.1.30>
 19. De Troyer, A., & Boriek, A. (2011). Mechanics of the respiratory muscles. *Compr Physiol*, 1(3), 1273-300. <https://doi.org/10.1002/cphy.c100009>

20. De Troyer, A., & Wilson, T. (2016). Action of the diaphragm on the ribcage. *Journal of Applied Physiology*, *121*(2), 391-400. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00268.2016>
21. Derenne, J., Macklem, P., & Roussos, C. (1978). The respiratory muscles: mechanics, control, and pathophysiology. *Am Rev Respir Dis*, *118*(1), 119-33. <https://doi.org/10.1164/arrd.1978.118.1.119>
22. Dülger, E., Bilgin, S., Bulut, E., İnal İnce, D., Köse, N., Türkmen, C., Çetin, H., & Karakaya, J. (2018). The effect of stabilization exercises on diaphragm muscle thickness and movement in women with low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, *31*(2), 323-329. <https://doi.org/10.3233/BMR-169749>
23. Epelman, M., Navarro, O., Daneman, A., & Miller, S. (2005). M-mode sonography of diaphragmatic motion: description of technique and experience in 278 pediatric patients. *Pediatric Radiology*, *35*(7), 661-667. <https://doi.org/10.1007/s00247-005-1433-7>
24. Ferreira, P., Ferreira, M., & Hodges, P. (2004). Changes in Recruitment of the Abdominal Muscles in People With Low Back Pain. *Spine*, *29*(22), 2560-2566. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000144410.89182.f9>
25. Field, A. (2017). *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics* (5th Edition). Sage Publications Inc.
26. Finta, R., Nagy, E., & Bender, T. (2018). The effect of diaphragm training on lumbar stabilizer muscles: a new concept for improving segmental stability in the case of low back pain. *Journal of Pain Research*, *11*, 3031-3045. <https://doi.org/10.2147/JPR.S181610>
27. Gilman, S., & Banzett, R. (2009). Physiologic changes and clinical correlates of advanced dyspnea. *Current Opinion in Supportive & Palliative Care*, *3*(2), 93-97. <https://doi.org/10.1097/SPC.0b013e32832b42ba>
28. Griffith, L., Shannon, H., Wells, R., Walter, S., Cole, D., Côté, P., Frank, J., Hogg-Johnson, S., & Langlois, L. (2012). Individual Participant Data Meta-Analysis of Mechanical Workplace Risk Factors and Low Back Pain. *American Journal of Public Health*, *102*(2), 309-318. <https://doi.org/10.2105/AJPH.2011.300343>
29. Grooten, W., Boström, C., Dederig, Å., Halvorsen, M., Kuster, R., Nilsson-Wikmar, L., Olsson, C., Rovner, G., Tseli, E., & Rasmussen-Barr, E. (2022). Summarizing the effects of different exercise types in chronic low back pain

- a systematic review of systematic reviews. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 23(1). <https://doi.org/10.1186/s12891-022-05722-x>
30. Guo, J., Guo, W., & Ren, G. (2021). Embodiment of intra-abdominal pressure in a flexible multibody model of the trunk and the spinal unloading effects during static lifting tasks. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 20(4), 1599-1626. <https://doi.org/10.1007/s10237-021-01465-1>
 31. Hagins, M., & Lamberg, E. (2006). Natural breath control during lifting tasks: effect of load. *European Journal of Applied Physiology*, 96(4), 453-458. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-0097-1>
 32. Hemborg, B., & Moritz, U. (1985a). Intra-abdominal Pressure and Trunk Muscle Activity During Lifting. II. Chronic Low-Back Patients. *Scand J Rehabil Med*, 17(1), 5–13.
 33. Hemborg, B., Moritz, U., Hamberg, J., Holmström, E., Löwing, H., & Akesson, I. (1985b). Intra-abdominal pressure and trunk muscle activity during lifting. III. Effect of abdominal muscle training in chronic low-back patients. *Scand J Rehabil Med*, 17(1), 15-24.
 34. Hemborg, B., Moritz, U., & Löwing, H. (1985c). Intra-abdominal pressure and trunk muscle activity during lifting. IV. The causal factors of the intra-abdominal pressure rise. *Scand J Rehabil Med*, 17(1), 25-38.
 35. Hodges, P., Butler, J., McKenzie, D., & Gandevia, S. (1997a). Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *The Journal of Physiology*, 505(2), 539-548. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1997.539bb.x>
 36. Hodges, P., Cresswell, A., Daggfeldt, K., & Thorstensson, A. (2000c). Three dimensional preparatory trunk motion precedes asymmetrical upper limb movement. *Gait & Posture*, 11(2), 92-101. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00055-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00055-7)
 37. Hodges, P., Sapsford, R., & Pengel, L. (2007). Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles. *Neurourology and Urodynamics*, 26(3), 362-371. <https://doi.org/10.1002/nau.20232>
 38. Hodges, P., & Gandevia, S. (2000a). Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *The Journal of Physiology*, 522(1), 165-175. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00165.xm>
 39. Hodges, P., & Gandevia, S. (2000b). Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal*

of *Applied Physiology*, 89(3), 967-976.
<https://doi.org/10.1152/jappl.2000.89.3.967>

40. Hodges, P., & Richardson, C. (1999). Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(9), 1005-1012. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90052-7](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90052-7)
41. Hodges, P., Martin Eriksson, A., Shirley, D., & C Gandevia, S. (2005). Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 38(9), 1873-1880. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.08.016>
42. Hodges, P., Kaigle Holm, A., Holm, S., Ekström, L., Cresswell, A., Hansson, T., & Thorstensson, A. (2003a). Intervertebral Stiffness of the Spine Is Increased by Evoked Contraction of Transversus Abdominis and the Diaphragm: In Vivo Porcine Studies. *Spine*, 28(23), 2594-2601. <https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000096676.14323.25>
43. Hodges, P., Heijnen, I., & Gandevia, S. (2001). Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *The Journal of Physiology*, 537(3), 999-1008. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.00999.x>
44. Hodges, P., Moseley, G., Gabrielsson, A., & Gandevia, S. (2003b). Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Experimental Brain Research*, 151(2), 262-271. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1457-x>
45. Hodges, P., Martin Eriksson, A., Shirley, D., & C Gandevia, S. (2005). Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 38(9), 1873-1880. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.08.016>
46. Hodges, P., & Richardson, C. (1998). Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *J Spinal Disord*, 11(1), 46-56.
47. Houston, J., Angus, R., Cowan, M., McMillan, N., & Thomson, N. (1994). Ultrasound assessment of normal hemidiaphragmatic movement: relation to inspiratory volume. *Thorax*, 49(5), 500-503. <https://doi.org/10.1136/thx.49.5.500>

48. Hoy, D., Brooks, P., Blyth, F., & Buchbinder, R. (2010). The Epidemiology of low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 24(6), 769-781. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2010.10.002>
49. Chen, C., Lien, I., & Wu, M. (1990). Respiratory function in patients with spinal cord injuries: effects of posture. *Spinal Cord*, 28(2), 81-86. <https://doi.org/10.1038/sc.1990.10>
50. Cholewicki, J., Juluru, K., Radebold, A., Panjabi, M., & McGill, S. (1999). Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. *European Spine Journal*, 8(5), 388-395. <https://doi.org/10.1007/s005860050192>
51. Iqbal, A., Haider, M., Stadlhuber, R., Karu, A., Corkill, S., & Filipi, C. (2008). A study of intragastric and intravesicular pressure changes during rest, coughing, weight lifting, retching, and vomiting. *Surgical Endoscopy*, 22(12), 2571-2575. <https://doi.org/10.1007/s00464-008-0080-0>
52. Ishida, H., Suehiro, T., Kurozumi, C., & Watanabe, S. (2016). Comparison between the effectiveness of expiration and abdominal bracing maneuvers in maintaining spinal stability following sudden trunk loading. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 26, 125-129. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.11.011>
53. Janssens, L., McConnell, A., Pijnenburg, M., Claeys, K., Goossens, N., Lysens, R., Troosters, T., & Brumagne, S. (2015). Inspiratory Muscle Training Affects Proprioceptive Use and Low Back Pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(1), 12-19. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000385>
54. Janssens, L., Brumagne, S., McConnell, A., Hermans, G., Troosters, T., & Gayan-Ramirez, G. (2013). Greater diaphragm fatigability in individuals with recurrent low back pain. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 188(2), 119-123. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2013.05.028>
55. Kiesel, K., Underwood, F., Mattacola, C., Nitz, A., & Malone, T. (2007). A Comparison of Select Trunk Muscle Thickness Change Between Subjects With Low Back Pain Classified in the Treatment-Based Classification System and Asymptomatic Controls. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(10), 596-607. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2574>
56. Kim, H. (2013). Statistical notes for clinical researchers: assessing normal distribution (2) using skewness and kurtosis. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 38(1). <https://doi.org/10.5395/rde.2013.38.1.52>

57. Kiryu, S., Loring, S., Mori, Y., Rofsky, N., Hatabu, H., & Takahashi, M. (2006). Quantitative analysis of the velocity and synchronicity of diaphragmatic motion: dynamic MRI in different postures. *Magnetic Resonance Imaging*, 24(10), 1325-1332. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2006.08.009>
58. Koch, C., & Hänsel, F. (2019). Non-specific Low Back Pain and Postural Control During Quiet Standing—A Systematic Review. *Frontiers in Psychology*, 10. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.00586>
59. Kolář, P., Šulc, J., Kynčl, M., Šanda, J., Neuwirth, J., Bokarius, A., Kříž, J., & Kobesová, A. (2010). Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. *Journal of Applied Physiology*, 109(4), 1064-1071. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01216.2009>
60. Kolář, P., Šulc, J., Kynčl, M., Šanda, J., Čakrt, O., Andel, R., Kumagai, K., & Kobesová, A. (2012). Postural Function of the Diaphragm in Persons With and Without Chronic Low Back Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(4), 352-362. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3830>
61. Kolář, P. (2009b). *Analýza zobrazení pohybu bránice magnetickou rezonancí v kombinaci se spirometrickým vyšetřením* [disertační práce]. 2. lékařská fakulta Univerzity Karlovy.
62. Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurol. pro Praxi*, (5), 270-275.
63. Kolář, P., Neuwirth, J., Šanda, J., Suchánek, V., Svatá, Z., Volejník, J., & Pivec, M. (2009c). Analysis of diaphragm movement, during tidal breathing and during its activation while breath holding, using MRI synchronized with spirometry. *Physiological Research*, 58(3), 383-392. <https://doi.org/10.33549/physiolres.931376>
64. Koo, T., & Li, M. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155-163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
65. Lamberg, E., & Hagins, M. (2010). Breath control during manual free-style lifting of a maximally tolerated load. *Ergonomics*, 53(3), 385-392. <https://doi.org/10.1080/00140130903420228>
66. Larivière, C., Boucher, J., Mecheri, H., & Ludvig, D. (2019). Maintaining Lumbar Spine Stability: A Study of the Specific and Combined Effects of

- Abdominal Activation and Lumbosacral Orthosis on Lumbar Intrinsic Stiffness. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 49(4), 262-271. <https://doi.org/10.2519/jospt.2019.8565>
67. Laveneziana, P., Parker, C., & O'Donnell, D. (2007). Ventilatory constraints and dyspnea during exercise in chronic obstructive pulmonary disease. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 32(6), 1225-1238. <https://doi.org/10.1139/H07-119>
68. Leinonen, V., Kankaanpää, M., Luukkonen, M., Kansanen, M., Hänninen, O., Airaksinen, O., & Taimela, S. (2003). Lumbar Paraspinal Muscle Function, Perception of Lumbar Position, and Postural Control in Disc Herniation-Related Back Pain. *Spine*, 28(8), 842-848. <https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000058937.12688.A1>
69. Liddle, S., David Baxter, G., & Gracey, J. (2009). Physiotherapists' use of advice and exercise for the management of chronic low back pain: A national survey. *Manual Therapy*, 14(2), 189-196. <https://doi.org/10.1016/j.math.2008.01.012>
70. Luomajoki, H., Bonet Beltran, M., Careddu, S., & Bauer, C. (2018). Effectiveness of movement control exercise on patients with non-specific low back pain and movement control impairment: A systematic review and meta-analysis. *Musculoskeletal Science and Practice*, 36, 1-11. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2018.03.008>
71. Mohan, V., Paungmali, A., Sitalerpisan, P., Hashim, U., Mazlan, M., & Nasuha, T. (2018). Respiratory characteristics of individuals with non-specific low back pain: A cross-sectional study. *Nursing & Health Sciences*, 20(2), 224-230. <https://doi.org/10.1111/nhs.12406>
72. Moseley, G., Hodges, P., & Gandevia, S. (2002). Deep and Superficial Fibers of the Lumbar Multifidus Muscle Are Differentially Active During Voluntary Arm Movements. *Spine*, 27(2), E29-E36. <https://doi.org/10.1097/00007632-200201150-00013>
73. Mueller, J., & Niederer, D. (2020). Dose-response-relationship of stabilisation exercises in patients with chronic non-specific low back pain: a systematic review with meta-regression. *Scientific Reports*, 10(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-020-73954-9>
74. Niederer, D., Mueller, J., & Claydon-Mueller, L. (2020). Sustainability effects of motor control stabilisation exercises on pain and function in chronic nonspecific low back pain patients: A systematic review with meta-analysis

- and meta-regression. *PLOS ONE*, 15(1).
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0227423>
75. Noh, D., Lee, J., & You, J. (2014). Diaphragm Breathing Movement Measurement using Ultrasound and Radiographic Imaging: A Concurrent Validity. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 24(1), 947-952.
<https://doi.org/10.3233/BME-130889>
76. Norris, C. (1995). Spinal Stabilisation. *Physiotherapy*, 81(2), 72-79.
[https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)67048-4](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)67048-4)
77. Novak, J., Jacisko, J., Busch, A., Cerny, P., Stribny, M., Kovari, M., Podskalska, P., Kolar, P., & Kobesova, A. (2021). Intra-abdominal pressure correlates with abdominal wall tension during clinical evaluation tests. *Clinical Biomechanics*, 88.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105426>
78. O'Sullivan, P. (2005). Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: Maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Manual Therapy*, 10(4), 242-255.
<https://doi.org/10.1016/j.math.2005.07.001>
79. Panjabi, M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*, 5(4), 383-9.
<https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00001>
80. Park, S., Kim, Y., & Yang, S. (2020). Effects of lumbar segmental stabilization exercise and respiratory exercise on the vital capacity in patients with chronic back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 33(5), 841-848. <https://doi.org/10.3233/BMR-181202>
81. Pierce, J., Shen, Q., Cintron, S., & Hiebert, J. (2022). Post-COVID-19 Syndrome. *Nursing Research*, 71(2), 164-174.
<https://doi.org/10.1097/NNR.0000000000000565>
82. Polkey, M., Hamnegård, C., Hughes, P., Rafferty, G., Green, M., & Moxham, J. (1998). Influence of acute lung volume change on contractile properties of human diaphragm. *Journal of Applied Physiology*, 85(4), 1322-1328.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1998.85.4.1322>
83. Ramsook, A., Koo, R., Molgat-Seon, Y., Dominelli, P., Syed, N., Ryerson, C., Sheel, A., & Guenette, J. (2016). Diaphragm Recruitment Increases during a Bout of Targeted Inspiratory Muscle Training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48(6), 1179-1186.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000881>

84. Saboisky, J., Gorman, R., De Troyer, A., Gandevia, S., & Butler, J. (2007). Differential activation among five human inspiratory motoneuron pools during tidal breathing. *Journal of Applied Physiology*, *102*(2), 772-780. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00683.2006>
85. Saragiotto, B., Maher, C., Yamato, T., Costa, L., Costa, L., Ostelo, R., & Macedo, L. (2016). Motor Control Exercise for Nonspecific Low Back Pain. *Spine*, *41*(16), 1284-1295. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000001645>
86. Scarlata, S., Mancini, D., Laudisio, A., Benigni, A., & Antonelli Incalzi, R. (2018). Reproducibility and Clinical Correlates of Supine Diaphragmatic Motion Measured by M-Mode Ultrasonography in Healthy Volunteers. *Respiration*, *96*(3), 259-266. <https://doi.org/10.1159/000489229>
87. Shirley, D., Hodges, P., Eriksson, A., & Gandevia, S. (2003). Spinal stiffness changes throughout the respiratory cycle. *Journal of Applied Physiology*, *95*(4), 1467-1475. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00939.2002>
88. Silfies, S., Mehta, R., Smith, S., & Karduna, A. (2009). Differences in Feedforward Trunk Muscle Activity in Subgroups of Patients With Mechanical Low Back Pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *90*(7), 1159-1169. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.10.033>
89. Smith, B., Littlewood, C., & May, S. (2014). An update of stabilisation exercises for low back pain: a systematic review with meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *15*(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-416>
90. Sparrey, C., Bailey, J., Safae, M., Clark, A., Lafage, V., Schwab, F., Smith, J., & Ames, C. (2014). Etiology of lumbar lordosis and its pathophysiology: a review of the evolution of lumbar lordosis, and the mechanics and biology of lumbar degeneration. *Neurosurgical Focus*, *36*(5). <https://doi.org/10.3171/2014.1.FOCUS13551>
91. Spruit, M., Singh, S., Garvey, C., ZuWallack, R., Nici, L., Rochester, C., Hill, K., Holland, A., Lareau, S., Man, W., Pitta, F., Sewell, L., Raskin, J., Bourbeau, J., Crouch, R., Franssen, F., Casaburi, R., Vercoulen, J., Vogiatzis, I. et al. (2013). An Official American Thoracic Society/European Respiratory Society Statement: Key Concepts and Advances in Pulmonary Rehabilitation. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, *188*(8), e13-e64. <https://doi.org/10.1164/rccm.201309-1634ST>
92. Stokes, I., Gardner-Morse, M., & Henry, S. (2010). Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading mechanism. *Clinical Biomechanics*, *25*(9), 859-866. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.06.018>

93. Suehiro, T., Ishida, H., Kobara, K., Osaka, H., Kurozumi, C., & Watanabe, S. (2021). Immediate changes in trunk muscle activation patterns during a lifting task following an abdominal drawing-in exercise in subjects with recurrent low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, *34*(1), 77-85. <https://doi.org/10.3233/BMR-191549>
94. Tsao, H., Galea, M., & Hodges, P. (2008). Reorganization of the motor cortex is associated with postural control deficits in recurrent low back pain. *Brain*, *131*(8), 2161-2171. <https://doi.org/10.1093/brain/awn154>
95. Tsao, H., & Hodges, P. (2007). Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Experimental Brain Research*, *181*(4), 537-546. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0950-z>
96. Vainshelboim, B., Fox, B., Oliveira, J., & Kramer, M. (2015). Exercise training in idiopathic pulmonary fibrosis. *Expert Review of Respiratory Medicine*, *10*(1), 69-77. <https://doi.org/10.1586/17476348.2016.1121104>
97. Vasseljen, O., Unsgaard-Tøndel, M., Westad, C., & Mork, P. (2012). Effect of Core Stability Exercises on Feed-Forward Activation of Deep Abdominal Muscles in Chronic Low Back Pain. *Spine*, *37*(13), 1101-1108. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318241377c>
98. Vera-Garcia, F., Elvira, J., Brown, S., & McGill, S. (2007). Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *17*(5), 556-567. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.07.004>
99. Vostatek, P., Novák, D., Rychnovský, T., Rychnovská, Š., & Yue, J. (2013). Diaphragm Postural Function Analysis Using Magnetic Resonance Imaging. *PLoS ONE*, *8*(3). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0056724>
100. Wang, X., Zheng, J., Yu, Z., Bi, X., Lou, S., Liu, J., Cai, B., Hua, Y., Wu, M., Wei, M., Shen, H., Chen, Y., Pan, Y., Xu, G., Chen, P., & Eldabe, S. (2012). A Meta-Analysis of Core Stability Exercise versus General Exercise for Chronic Low Back Pain. *PLoS ONE*, *7*(12). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0052082>
101. Wilke, H., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., & Claes, L. (1999). New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life. *Spine*, *24*(8), 755-762. <https://doi.org/10.1097/00007632-199904150-00005>
102. Wilson, T., & De Troyer, A. (2010). Diagrammatic analysis of the respiratory action of the diaphragm. *Journal of Applied Physiology*, *108*(2), 251-255. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00960.2009>

103. Wilson, T., & De Troyer, A. (2013). Effects of the insertional and appositional forces of the canine diaphragm on the lower ribs. *The Journal of Physiology*, 591(14), 3539-3548. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2013.253286>
104. Ziaefar, M., Sarrafzadeh, J., Noorizadeh Dehkordi, S., Arab, A., Haghhighatkhah, H., & Zende del Jadehkenari, A. (2021). Diaphragm thickness, thickness change, and excursion in subjects with and without nonspecific low back pain using B-mode and M-mode ultrasonography. *Physiotherapy Theory and Practice*, 1-11. <https://doi.org/10.1080/09593985.2021.1926022>

Přehled publikační činnosti autora

Původní vědecké práce, které jsou podkladem této disertační práce

Sembera, M., Busch, A., Kobesova, A., Hanychova, B., Sulc, J., Kolar, P. (2022). Postural-respiratory function of the diaphragm assessed by M-mode ultrasonography. *PLoS ONE*, 17(10): <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0275389>

IF₂₀₂₂ = 3,7

Sembera, M., Busch, A., Kobesova, A., Hanychova, B., Sulc, J., Kolar, P. (2023). The effect of abdominal bracing on respiration during a lifting task: a cross-sectional study. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 15(1): <https://doi.org/10.1186/s13102-023-00729-w>

IF₂₀₂₂ = 1,9

