

Univerzita Karlova

2. lékařská fakulta

Doktorský studijní program: Fyziologie a patofyziologie člověka



Mgr. Martin Šembera

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

Disertační práce

Školitel: prof. PaedDr. Pavel Kolář, Ph.D.

Praha, 2023

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracoval samostatně a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze dne 14. 10. 2023

MARTIN ŠEMBERA

.....

Poděkování

Děkuji především mému školiteli prof. PaedDr. Pavlu Kolářovi, Ph.D. za vedení disertační práce, četné konzultace, a poskytnutí přístrojů a prostor pro sběr dat v Centru pohybové medicíny Pavla Koláře. Dále bych chtěl poděkovat spoluautorům publikací, prof. MUDr. Aleně Kobesové, Ph.D, MUDr. Barboře Hanychové, Andrew Buschovi, EdD a MUDr. Janu Šulcovi, Ph.D. Velmi si vážím jejich spolupráce, úsilí a času, který výzkumu věnovali. Také děkuji dalším odborníkům, jenž poskytli výzkumné technické vybavení, Ing. Pavlu Černému, Ph.D., za vývoj a zapůjčení přístroje DNS brace, a Ing. Jířímu Volejníkovi za využití jeho softwaru BreathRecorder a Grapher k naměření a zpracování spirometrických dat. Závěrem bych chtěl poděkovat všem účastníkům studie, jelikož bez nich by tato práce nikdy vzniknout nemohla.

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

SEZNAM ZKRATEK

ADIM	angl. abdominal drawing-in maneuver
angl.	anglicky
APA	anticipační změny postury (angl. anticipatory postural adjustments)
AWT	napětí svalů břišní stěny (angl. abdominal wall tension)
BMI	body mass index
BOT	Bötzingerův komplex
CNF	nucleus cuneiformis
CNS	centrální nervový systém
CPA	kompensační posturální strategie (angl. compensatory postural adjustment)
CPG	centrální generátor rytmu (angl. central pattern generator)
CPGs	centrální generátory rytmu (angl. central pattern generators)
c.s.	centrální kanál (angl. central canal)
cVRG	kaudální ventrální respirační skupinu (angl. caudal ventral respiratory group)
DRG	dorzální respirační skupina (angl. dorsal respiratory group)
EIM	extra-diafragmatické nádechové svaly (angl. extra-diaphragmatic inspiratory muscles)
EMG	elektromyografie
GER	gastroesofageální reflux
GPi	globus pallidus internus
IAP	intra-abdominální tlak (angl. intra-abdominal pressure)
IE	musculi intercostales externi
II	musculi intercostales interni
KF	jádro Kölliker-Fuse
LBP	bolesti v dolní části zad (angl. low back pain)
IPB	laterální parabrachiální jádro
m.	musculus
mm.	musculi
MLR	lokomoční oblast středního mozku (angl. mesencephalic locomotor region)
mPB	mediální parabrachiální jádro

MRI	magnetická rezonance (angl. magnetic resonance imaging)
M1	primární motorická kůra
n.	nervus
NA	nucleus ambiguus
NF	nucleus fastigii
NTS	nucleus tractus solitarius
OA	musculus obliquus abdominis
OI	musculus obliquus abdominis internus
OE	musculus obliquus abdominis externus
PET	pozitronová emisní tomografie
PII	parasternální mm. intercostales interni
PHS	post-hepatické septum
PM	premotorická oblast (angl. premotor area)
PMN	premotorické neurony
PMRF	retikulární formace Varolova mostu a prodloužené míchy (angl. pontomedullary reticular formation)
PPC	zadní parietální kůra (angl. posterior parietal cortex)
PPS	post-pulmonální septum
preBOT	pre-Bötzingerův komplex
PRG	pontinní respirační skupina
rCPG	centrální generátor dechového rytmu (angl. respiratory central pattern generator)
RA	musculus rectus abdominis
RST	retikulospinální dráha (angl. reticulospinal tract)
RTN	retrotrapezoidní jádro (angl. retrotrapezoid nucleus)
rVRG	rostrální ventrální respirační skupina (angl. rostral ventral respiratory group)
SLR	subthalamická lokomoční oblast (angl. subthalamic locomotor region)
SMA	suplementární motorická oblast (angl. supplementary motor area)
SNc	substantia nigra pars compacta
SNr	substantia nigra pars reticulata
S1	primární somatosenzitivní oblast
TrA	musculus transversus abdominis
VRG	ventrální respirační skupina (angl. ventral respiratory group)

VST	vestibulospinální dráha (angl. vestibulospinal tract)
VCAM	volní kontrakce břišních svalů (angl. voluntary contraction of the abdominal muscles)
WHtR	poměr mezi obvodem pasu a výškou (angl. waist-to-height ratio)

OBSAH

1	ÚVOD	11
1.1	Úvod do problematiky	11
1.2	Evoluční vývoj posturální a respirační funkce	12
1.2.1	Obojživelníci	13
1.2.2	Plazi	14
1.2.3	Ptáci	16
1.2.4	Savci	16
1.2.4.1	Bránice	18
1.3	Embryogeneze bránice.....	18
1.4	Anatomická stavba bránice	21
1.4.1	Inervace bránice.....	23
1.4.2	Část kostální a krurální	23
1.5	Funkce dechových svalů	25
1.5.1	Bránice.....	25
1.5.2	Mezižeberní svaly.....	30
1.5.3	Břišní svaly	31
1.6	Centrální řízení dýchání	33
1.6.1	Mozkový kmen	33
1.6.2	Kortikální úroveň.....	36
1.7	Postura	37
1.7.1	Posturální stabilita	38
1.7.2	Tělesné schéma.....	39
1.8	Řízení postury a lokomoce	40
1.8.1	Spinální úroveň.....	40
1.8.2	Supraspinální úroveň	41
1.8.3	Kortikální úroveň.....	44
1.9	Posturální funkce bránice.....	45
2	HYPOTÉZY A CÍLE PRÁCE	50
2.1	Hypotézy	50
2.2	Cíle práce	51
3	METODIKA	52
3.1	Soubor.....	52
3.1.1	Inkluzivní kritéria	52
3.1.2	Exkluzivní kritéria	53
3.2	Vyšetření.....	53

3.2.1	Ultrasonografické vyšetření.....	53
3.2.2	Spirometrické vyšetření.....	54
3.2.3	DNS brace	56
3.2.4	Průběh vyšetření	57
3.3	Statistická analýza.....	58
4	VÝSLEDKY	60
4.1	Úvodní analýza	60
4.2	Vyhodnocení hypotéz	60
4.2.1	Hypotéza H1	63
4.2.2	Hypotéza H2	63
4.2.3	Hypotéza H3	64
4.2.4	Hypotéza H4.....	64
4.2.5	Hypotéza H5	64
4.2.6	Hypotéza H6	64
4.2.7	Hypotéza H7	65
4.2.8	Hypotéza H8	65
4.2.9	Hypotéza H9	65
5	DISKUZE	66
6	ZÁVĚR	71
7	SOUHRN.....	72
8	SUMMARY	73
9	LITERATURA	74
10	SEZNAM PUBLIKACÍ	98
11	PŘÍLOHY	99

1 ÚVOD

1.1 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.

1.2 Evoluční vývoj posturální a respirační funkce

Dýchání obratlovců prošlo v evoluci dvěma zásadními změnami: nejprve se dýchací systém transformoval z dýchání žábami na plicní dýchání, a poté se změnila i celková mechanika dýchání, kdy došlo k přechodu z původních respiračních svalů hlavy a krku („bukální“ typ dýchání) na dýchání pomocí svalů trupu („aspirační“ typ dýchání) (Brainerd & Owerkowicz, 2006; Dial et al., 2015). Klíčovou rolí pro kolonizaci souše obratlovci hrál právě vývoj kardiorespiračního systému, jelikož bylo potřeba pokrýt zvýšené metabolické požadavky spojené s lokomocí na pevnině. Dýchací soustava se proto u různých živočichů vyvíjela rozdílně, a to na základě jejich velikosti, stupně vývoje či způsobu života (Maina, 2000).

Suchozemští obratlovci (Tetrapoda) museli vyřešit zásadní biomechanický problém, jak přesunout vzduch z vnějšího prostředí do plic. Podstatou kontrakce svalu je, jak známo, jeho smrštění, ale k nádechu bylo zapotřebí objem ústní nebo hrudní dutiny zvětšit. Vyvinuly se tak dvě strategie, které při dýchání využívají prvků opěrného systému k přenosu sil pomocí páky, díky čemuž je možné dosáhnout požadované expanze (Dial et al., 2015). Nejstarší dechovou strategií tetrapodů je tzv. bukální dýchání (angl. buccal breathing), které je založeno na rytmickém rozšiřování a smršťování dutiny ústní (Fogarty & Sieck, 2019). Expanze je zajištěna kontrakcí m. sternohyoideus a dalších svalů krku, jež táhnou za jazylkový aparát kaudálně, a tím nasávají vzduch skrze otevřené nozdry. Poté se nozdry uzavřou, ústní dutina se smršťuje a vzduch je přtlakem přesouván plic (Dial et al., 2015; Fogarty & Sieck, 2019). Bukální dýchání nacházíme u dvojdyšných ryb (Dipnoi), které mají plíce, nebo

u dospělých obojživelníků (Fogarty & Sieck, 2019). Obojživelníci (žáby a mloci) mají jen krátká žebra, pevně spojená s páteří, a proto nemohou pomocí svalů hrudník aktivně rozšiřovat (Brainerd & Owerkowicz, 2006).

Naopak u savců, ptáků a většiny plazů je hrudní koš lépe vyvinutý, což umožňuje kontrakcí mezižeberních svalů pohybovat žebry. U jednotlivých druhů se vyvinuly i další dechové svaly, jejichž funkce je však převážně jen podpůrná (Perry et al., 2010). Druhá strategie dýchání, označovaná jako aspirační dýchání (angl. aspiration breathing), se poprvé objevuje až na určitém stupni vývoje mezi obojživelníky a plazy. Jelikož dosud není znám žádný živočich, který by používal nějakou přechodnou formu dýchání, zdá se, že ke změně z dýchání bukálního na aspirační došlo náhle (Fogarty & Sieck, 2019). Existuje také hypotéza, že se aspirační dýchání vyvinulo ve dvou fázích. Některé druhy obojživelníků (mloků) totiž využívají trupové svaly k výdechu, což naznačuje, že se aspirační dýchání nejprve uplatňovalo jen expiračně, a až později nahradilo bukální strategii také během nádechu (Brainerd & Owerkowicz, 2006). Například některé ještěrky nahrazují aspirační způsob nádechu bukálním mechanismem během lokomoce, kdy jsou jejich mezižeberní svaly využívány výhradně k pohybu (Taylor et al., 2010). Z toho vyplývá, že trupové (mezižeberní) svaly sloužily primárně pouze k posturálně-lokomoční funkci, a až později začaly být využívány k dýchání. Nádech pomocí mezižeberních svalů totiž není příliš efektivní, jelikož podtlak vytvořený v hrudním koši vtahuje břišní orgány, jež pak zespondu tlačí na plíce. Druhou nevýhodou je, že lokomoce neumožňuje kontrahovat mezižeberní svaly za účelem respirace, proto při rychlejším pohybu může být dýchání zcela potlačeno (Perry et al., 2010).

Oproti různým způsobům aspiračního nádechu je mechanismus výdechu u plazů, ptáků a savců velmi podobný. Za hlavní výdechový sval je považován TrA, jenž se poprvé objevuje právě u tetrapodů. Díky své příčné orientaci k páteři dokáže efektivně zvýšit intraperitoneální tlak, který komprimuje plíce a pomáhá tak přesunu vzduchu ven z dýchacích cest. (Brainerd & Owerkowicz, 2006)

1.2.1 Obojživelníci

Nejprimitivnější skupinou tetrapodů jsou obojživelníci. Přestože jsou schopni dlouhodobě žít na souši, mají stále silnou vazbu k vodnímu prostředí, které potřebují zejména k rozmnožování. K výměně plynů využívají tři odlišné typy orgánů: žábry, kůži nebo plíce. Konkrétní způsob dýchání závisí na stadiu jejich vývoje a na prostředí, v němž se pohybují. Většina larev obojživelníků žije ve vodě, proto část respirace probíhá skrze žábry a část (až 60 %) přes kůži. Kožní dýchání převažuje do doby, než se obojživelník přemění v dospělého

jedince. Dospělci pak získávají kyslík výhradně ventilací plic, a kožní dýchání slouží jen k eliminaci oxidu uhličitého. (Taylor et al., 2010)

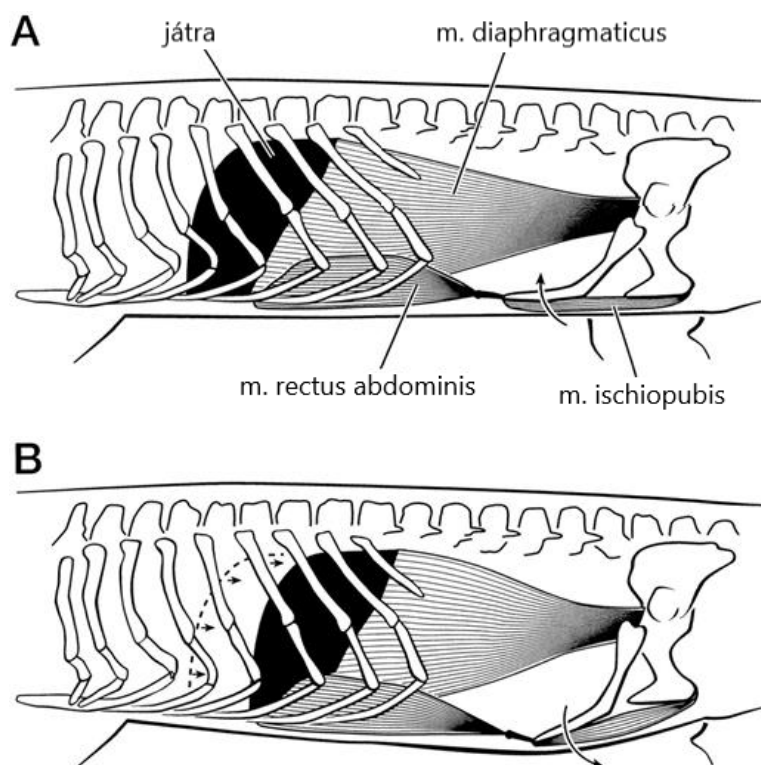
Existují však výjimky, u kterých respirace probíhá přes kůži celý život. Patří mezi ně například mločící (Plethodontidae), kteří nemají vyvinuté plíce, nebo velemlokovití (Cryptobranchidae), žijící celoživotně pod vodou (Gargaglioni & Milsom, 2007). Naopak u larev, které žijí ve vodě s nízkým obsahem kyslíku, se mohou plíce vyvinout ještě před dokončením metamorfózy. Jelikož jsou zpočátku malé a nedokážou prorazit hladinu, aby se nadechly, získávají kyslík pomocí tzv. nasávání bublin (angl. bubble-sucking). Ústní otvor přikládají zespodu vodní hladiny a podtlakem nasají vzduchovou bublinu, kterou pak přetlakem přečerpají do plic. Když larvy dorostou, jsou již schopny se nadechnout nad hladinou (Phillips et al., 2020).

1.2.2 Plazi

Většina plazů dýchá aspiračním způsobem pomocí kontrakce mezižebních svalů. Při lokomočním pohybu se mezižební svaly zapojují primárně v souvislosti s pohybem páteře, čímž může dojít ke konfliktu jejich dechové a posturálně-lokomoční funkce. Například leguán zelený (*Iguana iguana*) je schopen běžet jen po velmi krátkodobou dobu, jelikož během lokomoce nedokáže dýchat vůbec (Perry et al., 2009). Tělo pak musí přejít na anaerobní způsob získávání energie, který je poté kompenzován zvýšenou ventilací po skončení zátěže (Boggs, 2002). Aerobní metabolismus je u plazů uplatňován pouze při pomalých pohybech, zatímco jakýkoliv rychlejší pohyb je hrazen převážně anaerobně (z 50 -98 %). Bžet tak mohou maximálně po dobu 2–5 minut, přičemž následná regenerace trvá i několik hodin (Rosslensbroich, 2014).

Výjimku tvoří krokodýli, u kterých se vyvinul unikátní sval zvaný m. diaphragmaticus (Carrier & Farmer, 2000). Ten umožňuje výrazný nárůst minutové ventilace nezávisle na lokomočním pohybu (Stickford & Stickford, 2014). M. diaphragmaticus se upíná na játra a při nádechu je posouvá směrem k pánvi, čímž vytváří podtlak v plicích. Na expanzi hrudního koše se mezižební svaly podílejí také, díky své schopnosti pohybovat žebry. U krokodýlů nacházíme i další pomocné nádechové svaly, jako například m. ischiopubis a m. ischiotruncus, jež rotují pohyblivou os pubis ventrálně, a zvětšují tak prostor pro posun jater a dalších orgánů. Při výdechu m. diaphragmaticus relaxuje a aktivuje se m. rectus abdominis (RA) a TrA. Tyto svaly rotují pubické kosti dorzálně, redukují objem břišní dutiny, a tím posouvají játra zpět (obr. 1). Zatímco u ještěrek a mloků mají RA a TrA zejména lokomoční funkci, u krokodýlů vykazují primárně funkci dechovou, a to i během lokomoce (Carrier &

Farmer, 2000). Název i funkce m. diaphragmaticus by mohly vyvolat představu, že je nějak fylogeneticky příbuzný s bránicí u savců, ale není tomu tak – u ostatních obratlovců totiž dosud nebyla zjištěna jakákoliv obdoba tohoto svalu (Perry et al., 2010). Na základě jeho prostorového umístění a segmentální inervace je však možné, že by mohl být derivátem transverzálních a přímých svalů břišních (Perry et al., 2009).



Obr. 1 Mechanika dýchání u krokodýlů, **A** pozice jater a os pubis ve výdechu, **B** během nádechu se játra posouvají kaudálně a pubické kosti rotují ventrálně (převzato a upraveno z Carrier & Farmer, 2000).

Jiná, velmi specifická evoluční strategie dýchání se vyvinula u želv. Želvy mají žebra pevně spojená s krunýřem, tudíž nelze dosáhnout expanze hrudního koše. Na druhou stranu, díky pevnému krunýři nemusí svaly stabilizovat páteř během lokomoce, a trupové svalstvo tak může vykonávat pouze funkci dechovou. Nádech zajišťuje kontrakce m. obliquus abdominis (OA), který táhne peritoneum spolu s TrA ventrokaudálním směrem, čímž vytváří podtlak v plicích. Výdech je pak naopak vyvolán kontrakcí TrA, jenž stlačuje plíce z ventrální strany (Lyson et al., 2014).

1.2.3 Ptáci

Dýchání ptáků je velmi úzce spjato s pohybem hrudní kosti. Při nádechu se hrudní kost pohybuje ventrálně, čímž vzniká podtlak ve vzdušných vacích. Mezi nádechové svaly, které tento pohyb vytváří, patří mm. scaleni, mm. levatores costarum a většina zevních mezižeberních svalů (Tickle et al., 2007; Schmidt, 2014). Další důležité nádechové svaly, jež se zároveň podílejí i na lokomoční funkci, jsou mm. appendicocostales. Ty spojují processus uncinatus každého žebra s žebrem následujícím. Během nádechu pomáhají rotaci žeber a ventrálnímu pohybu hrudní kosti (Codd, 2005). Processus uncinatus je kostní výběžek, který lze nalézt na žebrech u většiny žijících ptáků. Kromě dýchání je také důležitý pro zpevnění hrudního koše nebo pro stabilizaci ramenních kloubů (Tickle et al., 2007). Dále slouží jako místo úponu m. obliquus abdominis externus (OE), který táhne hrudní kost dorzálně, čímž stlačuje vzdušné vaky (Codd, 2005). Na rozdíl od savců ptáci vydechují aktivně kontrakcí břišních svalů i během klidového dýchání (Schmidt & Martin Wild, 2014).

K hrudní kosti se dále upínají mm. pectorales, které jsou zodpovědné za pohyby křídel. Vzhledem k jejich anatomickému uspořádání se předpokládalo, že by během letu mohly mít vliv na dechovou mechaniku. Mm. pectorales jsou velmi mohutné svaly: u některých ptáků mohou představovat až 35 % jejich hmotnosti (Tickle et al., 2007). Přestože je létání (coby způsob lokomoce) velmi energeticky náročné, zdá se, že se pohyb křídel na změně dechového objemu podílí jen velmi málo. Například u špačka obecného (*Sturnus vulgaris*) se dechový objem v souvislosti s pohybem křídel mění jen o 3–11 % (Maina, 2000). Působení mm. pectorales na hrudní koš bylo zkoumáno při elektrické stimulaci u ptáků (v celkové anestezii) s fixovanými křídly. Při tomto pokusu se tlak ve vzdušných vacích kontrakcí těchto svalů příliš nezměnil (Boggs, 2002). U většiny ptáků navíc nedochází ani k synchronizaci pohybů křídel s frekvencí dýchání (Maina, 2000).

1.2.4 Savci

Zásadní změnu v evoluci dýchání představuje bránice, která se poprvé objevuje u třídy savců. Tím, že bránice převzala hlavní dechovou funkci mezižeberních svalů, dochází jen k minimální rotaci žeber během nádechu. Úloha mezižeberních svalů tak spočívá především ve zpevnění hrudního koše, aby nekolaboval při poklesu tlaku vyvolaném kontrakcí bránice. Spolu s mechanikou dýchání došlo u savců i k úpravě postavení končetin. Jejich končetiny se anatomicky přiblížily k ose těla, což významně snížilo laterální pohyb páteře během lokomoce (Brainerd & Owerkowicz, 2006). Dokonalejší plíce spolu s aspiračním dýcháním

pomocí bránice vytvořily lepší podmínky pro dodávku kyslíku tkáním. U savců tak mohlo dojít k většímu rozvoji aerobního metabolismu, a jsou tudíž schopni dosahovat vyšších výkonů (Perry et al., 2009).

Bránice také zapříčinila vyšší míru nezávislosti dýchání na ostatních pohybech, zejména pak na lokomoci (Boggs, 2002). Do určité míry je synchronizace dýchání s pohyby končetin výhodná, jelikož může napomáhat dechové mechanice a snížit tak práci respiračních svalů (Stickford & Stickford, 2014). Koordinace dechových a lokomočních pohybů byla pozorována například u běžících koní a psů. Také zvířata, která se přemísťují skákáním, jako jsou králíci či klokani, mají od určité rychlosti nádech navázán na odraz od země (Fogarty & Sieck, 2019). Aktivita jednotlivých svalů trupu se při lokomoci projevuje odlišným způsobem. Bylo zjištěno, že u psů je, během klidového dýchání, aktivní OE i m. obliquus abdominis internus (OI). Pokud se však pes pohybuje, dechová aktivita těchto svalů se vytrácí, a jejich kontrakce je vázána výhradně na pohyby končetin. Mezižeberní svaly a TrA naopak dokážou posturální i dechovou funkci vykonávat současně (Brainerd & Owerkowicz, 2006).

U bipedálních savců (lidí) je dýchání na lokomoci ještě nezávislejší díky uvolnění horních končetin z opěrné funkce. Snížení sil působících na osový skelet umožnilo větší variabilitu dýchání, a tím pravděpodobně i rozvoj lidské řeči (Stickford & Stickford, 2014; Provine, 2017). Důležitým faktorem pro vznik řeči byla také výraznější inervace hrudní oblasti, identifikovaná u mladších hominidů. Širší páteřní kanál zajistil jemné řízení dechových svalů centrálním nervovým systémem (CNS), což se zdá být nezbytným předpokladem pro verbální komunikaci (Maclarion & Hewitt, 2004). Původní představa, že dechový cyklus je u lidí na ostatních pohybech zcela nezávislý (Kelman & Watson, 1973; Kay et al., 1975), již neplatí. Bylo zjištěno, že i přes možnost velké variability dýchání je dech při aktivitách jako jízda na kole, plavání či veslování s ostatními pohyby nepochybně koordinován (Stickford & Stickford, 2014).

Kromě lidí jsou schopni se na krátkou vzdálenost pohybovat po dvou končetinách i jiní primáti, například šimpanzi. Šimpanzi však nejsou na bipedální chůzi dostatečně adaptovaní, a na zadních končetinách tak denně stráví méně než 15 % času (Falgairolle et al., 2006). Jejich dýchání je stále úzce svázáno s lokomočním pohybem, podobně jako je tomu u kvadrupedálních savců. Oproti lidem tak nejsou schopni na jeden nádech vyprodukovat více než několik slabik. Existuje teorie, že toto může být důvodem, proč šimpanzi nejsou schopni vytvářet slova, přestože se jich naučí rozpoznat i několik stovek (Provine, 2017).

1.2.4.1 Bránice

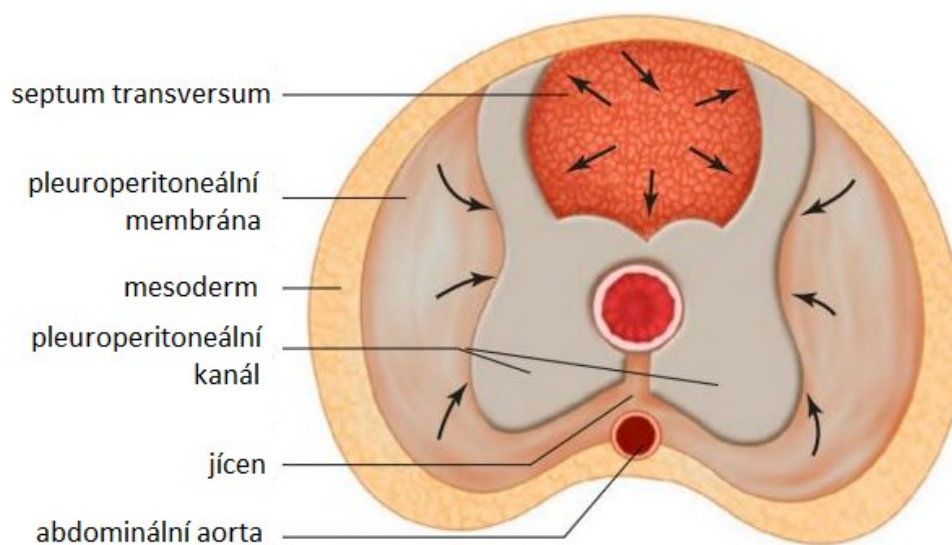
Bránice kromě efektivnějšího způsobu dýchání zapříčinila i úplné oddělení dutiny pleurální od peritoneální (Sefton et al., 2018). U nižších obratlovců může být tělní dutina rozčleněna několika septy. Bránice pak vzniká přeměnou jednoho ze sept, septa transversa, na příčně pruhovalou svalovinu. U ryb odděluje septum transversum dutinu perikardiální, kde je uloženo srdce, od dutiny peritoneální, která obsahuje ostatní orgány. U obojživelníků a plazů je tímto septem oddělena dutina perikardiální od dutiny pleuroperitoneální, která kromě dalších orgánů trávicího a urogenitálního traktu obsahuje i plíce. Členění tělní dutiny na jednotlivé kompartmenty nejenže zabraňuje tomu, aby se obsah dutiny volně pohyboval, ale umožňuje také účinně měnit tlak v těchto dutinách. Nárůst tlaku v pleuroperitoneální a peritoneální dutině je důležitý pro podporu mnoha fyziologických funkcí, jako je žilní návrat, vyměšování, zvracení, kladení vajíček či rození mláďat (Fogarty & Sieck, 2019).

Mezi další důležité membrány tělní dutiny obratlovců patří zejména postpulmonální (PPS) a posthepatické septum (PHS). PPS prochází dorzálně od transverzálního septa a odděluje plíce od ostatních orgánů. PPS je přítomno u některých želv, chameleonů, archosaurů (dinosauři, krokodýli a ptáci) a savců. Je možné, že se vyvinulo současně se vznikem aspiračního dýchání. PHS odděluje plíce a játra od ostatních vnitřností a vyvinulo se samostatně u archosaurů a tejoyitých ještěřů (Perry et al., 2010). Tato septa mohou někdy obsahovat hladkou svalovinu, nicméně se – na rozdíl od bránice – aktivně nepodílejí na dýchání. Ve studiích Kleina et al. (2003; 2006) bylo zjištěno, že odstranění těchto sept u varanovitých a tejoyitých ještěřů snižuje dechový objem, pravděpodobně kvůli přemístění vnitřních orgánů, které tlačí na plíce. U ryb, obojživelníků a většiny plazů dochází v průběhu evoluce pouze k částečnému rozdělení tělní dutiny, a proto tyto živočichové nedokážou vnitřní tlak efektivně regulovat. Pokles tlaku, jež se přenáší při nádechu do celé tělní dutiny, nemusí být vhodný pro ostatní tělesné funkce, které vyžadují pozitivní tlak v peritoneální či pleuroperitoneální dutině (Fogarty & Sieck, 2019). Úplné oddělení hrudní a břišní dutiny se poprvé objevuje u některých plazů spojením septa transversa s PHS a PPS (Perry et al., 2010).

1.3 Embryogeneze bránice

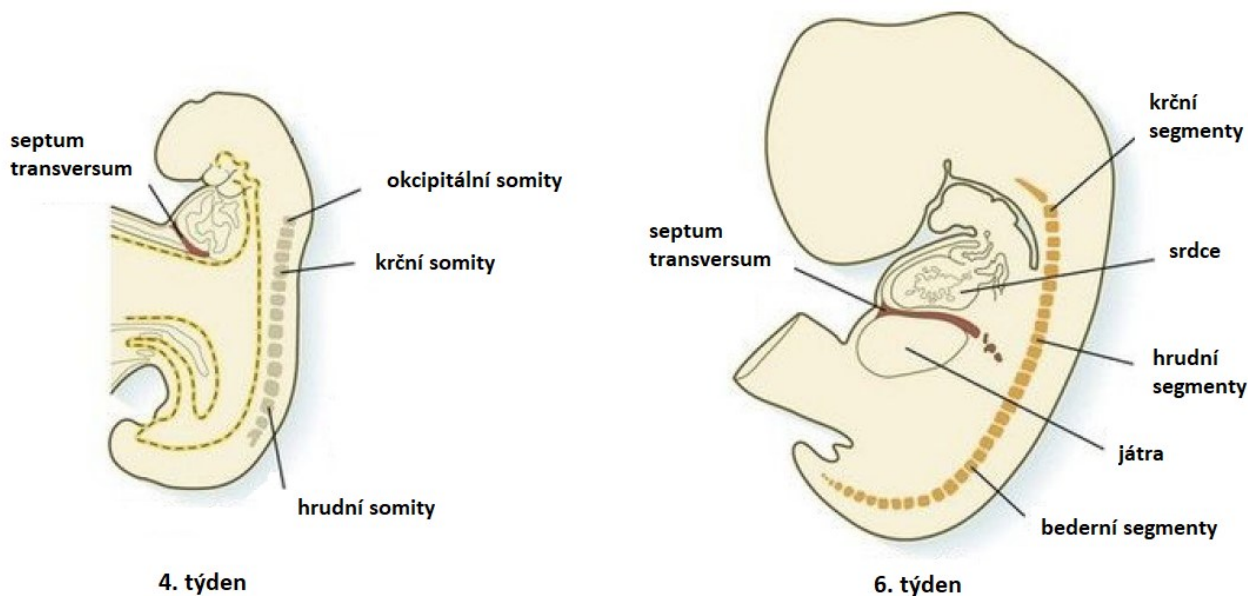
Prenatální vývoj bránice probíhá mezi 8. a 10. týdnem života spojením čtyř mezoderálních struktur: septa transversa, pleuroperitoneální membrány, mezodermy hrudní stěny a dorzálního mezenteria jícnu (obr. 2) (Carachi & Doss, 2018). Dorzální mezenterium, obsahuje nejen jícen, ale i primitivní aortu a venu cavu inferior (Maish, 2010). Septum transversum

je důležitou strukturou, ze které se později vyvíjí centrum tendineum bránice. Nejdříve lze septum transversum rozeznat na konci 3. týdne jako nahromadění mezodermové tkáně kranálně od perikardiální dutiny. Během 4. týdne vývoje je septum transversum umístěno v oblasti 3.–6. krčního somitu, poté se hlava embrya ohýbá ventrálním směrem, mění se pozice srdce a septum transversum vytváří tlustou neúplnou přepážku mezi perikardiální a peritoneální dutinou (Moore et al., 2011; Carachi & Doss, 2018).



Obr. 2 Mezodermální struktury podílející se na vzniku bránice (převzato a upraveno z Carachi & Doss, 2018).

Rychlý růst dorzálních částí těla embrya má za následek, že se bránice značně posouvá kaudálním směrem, a v 6. týdnu je již na úrovni somitů hrudních (obr. 3) (Moore et al., 2011). Přední část septa se připojuje k přední straně trupu asi v úrovni 7. hrudního obratle a prorůstá dorzálním směrem, kde se v oblasti Th12 připojuje k mezenteriu jícnu. Septum transversum tak vytváří polokruhovitou přepážku, která odděluje srdce od jater. Posterolaterálně na obou stranách jícnu zůstává velký otvor zvaný perikardoperitoneální kanál (Carachi & Doss, 2018; Oakes & Tubbs, 2020).



Obr. 3 Změna pozice septa transversa mezi 4. a 6. týdnem prenatalního vývoje (převzato a upraveno z Carlson, 2013).

Perikardoperitoneální kanály jsou uzavřeny v momentě, kdy se septum transversum spojí s pleuroparietálními membránami. Pleuroparietální membrány jsou trojúhelníkovité výběžky stěny těla, které se rozšiřují mediálním směrem, až dosahují přední části mezenteria jícnu, dorzální části jater a septa transversa. Levý perikardoperitoneální kanál je o něco větší než pravý, a uzavírá se později. Uzavření obou kanálů je dokončeno kolem 7. týdne prenatalního vývoje (Schoenwolf et al., 2014). Tím, jak se septum transversum spojí s pleuroperitoneálními membránami a s dorzálním mezenteriem jícnu, dochází k úplnému oddělení hrudní dutiny od břišní a vzniká primitivní bránice (Moore et al., 2011). Ze septa transversa vzniká centrum tendineum a dorzální mezenterium jícnu vytváří posteromediální část bránice. Konečnou fází vývoje bránice je přestavba na svalovou tkáň a její následná inervace (Maish, 2010).

Svalová vlákna vznikají z myoblastů migrujících do pleuroparietální membrány z krčních somitů na úrovni segmentů C3–C5. V této oblasti se zároveň formuje nervus phrenicus, který svalovinu bránice motoricky i senzitivně inervuje. Tím, že se bránice v průběhu vývoje posouvá kaudálně, se musí prodlužovat i n. phrenicus, který v dospělosti dosahuje až 30 cm (Moore et al., 2011). Okrajové části bránice vznikají připojením mezodermu hrudní stěny ke každé straně pleuroperitoneální membrány. Myoblasty tvořící periferní část bránice proto pochází ze somitů Th7–Th12. Dorzální mezenterium jícnu tvoří střed dorzální části bránice mezi jícnem a aortou. Myoblasty vrůstající do tohoto mezenteria pochází ze somitů

L1–L3 a vytvářejí křížící se crura diaphragmatis. Střední část bránice u bederních obratlů se formuje z mezodermy kolem abdominální aorty (Carachi & Doss, 2018; Oakes & Tubbs, 2020). Kostální část bránice se tedy vyvíjí z jiných mezodermálních struktur než krurální část. Kostální část je tvořena myoblasty, které mají svůj původ v krčních somitech a migrují do pleuroparietální membrány, zatímco krurální část se vyvíjí převážně z mezenteria jícnu (Pickering & Jones, 2002).

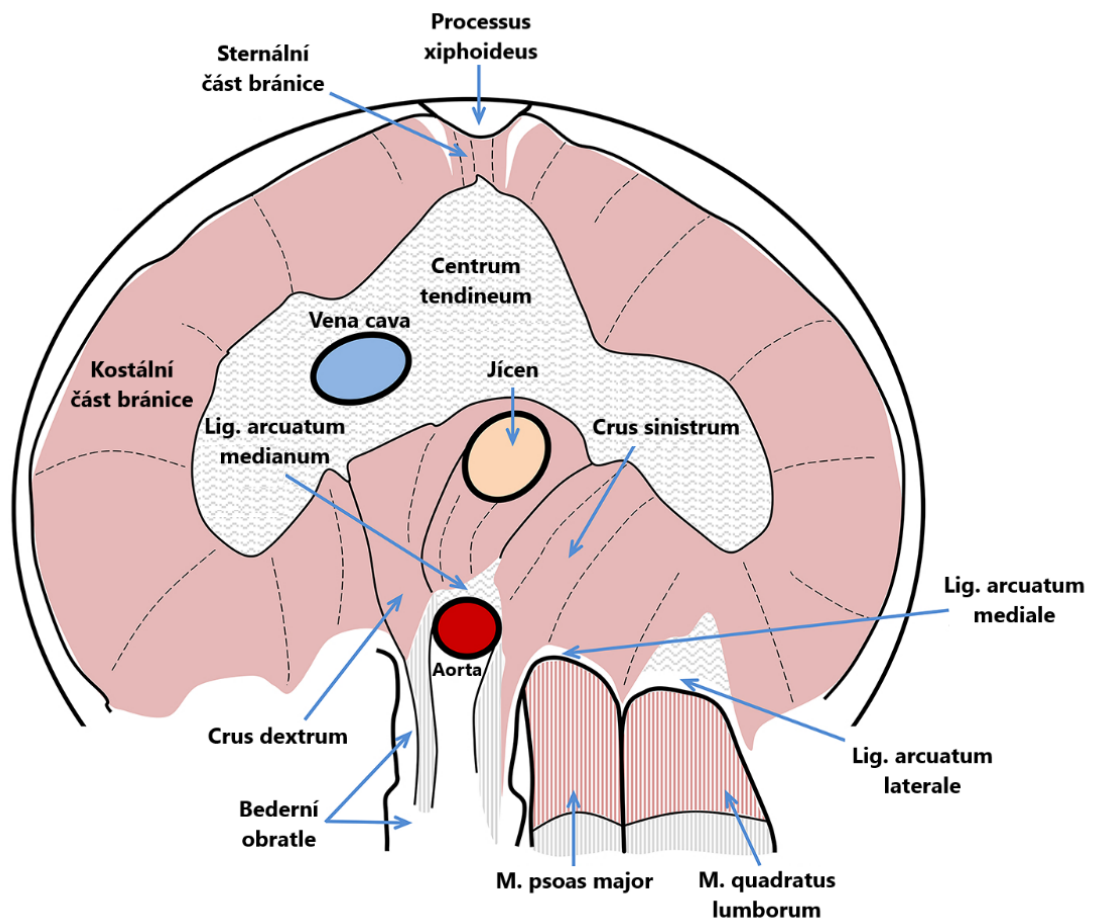
Ostatní dechové svaly vznikají ze společného základu, tvořeného třemi vrstvami ventrální stěny těla. Z jednotlivých vrstev se následně formují břišní svaly (TrA, OE, OI) a mezižeberní svaly, jež jsou rozděleny žebry na menší segmenty. V době, kdy se ohýbá hlava embrya, dochází v oblasti krku k oddělení jednotlivých vrstev, které tvoří základ pro vznik skalenových svalů. (Wallden, 2017)

1.4 Anatomická stavba bránice

Bránice má tvar eliptického válce, který kopíruje tvar hrudníku, a její horní část tvoří jakousi kupoli. Termín kupole však není zcela přesný, jelikož by se mohlo zdát, že se rovnoměrně zakřivuje do jednoho vrcholu. Ve skutečnosti se bránice naopak skládá ze dvou kupolovitých částí, které se sbíhají do středové ploché roviny (Harrison, 2005). Vrchol pravé a levé kupole dosahuje odlišné výšky. Při maximálním výdechu může apex pravé poloviny bránice dosahovat na ventrální straně výšky chrupavky 4. žebra, zatímco levá polovina je asi o jedno žebro níže. Na pravou polovinu zespodu naléhají játra a pravá ledvina spolu s nadledvinou. Oproti tomu levá polovina je v kontaktu se žaludkem, levým lalokem jater, slezinou a levou ledvinou s nadledvinou (Oakes & Tubbs, 2020). Shora je bránice kryta parietální pleurou, která připojuje plíce k bránici, a v plicním hilu přechází v pleuru viscerální. Interpleurální prostor obsahuje malé množství tekutiny, jež při dýchání snižuje tření mezi oběma vrstvami. Kontrakcí bránice dochází k poklesu intrapleurálního tlaku, který rozpíná plíce, čímž se snižuje tlak intraalveolární. Vzduch pak přechází z místa většího (atmosférického) tlaku do místa s tlakem nižším, tedy do alveolů (Negrini & Moriondo, 2013).

Přestože je bránice vytvořena tak, aby zcela oddělovala hrudní dutinu od břišní, musí zajistit průchod některých důležitých struktur z horní do dolní části těla (Oakes & Tubbs, 2020). V bránici jsou tři hlavní otvory: foramen venae cavae, hiatus oesophageus a hiatus aorticus. Foramen venae cavae je otvor ve střední části centra tendinea na úrovni 8. hrudního obratle, a prochází jím vena cava inferior a n. phrenicus dexter. Během nádechu se rozšiřuje, díky čemuž je umožněn přesun venózní krve směrem k srdci. Hiatus oesophageus se nachází

na úrovni obratle Th10 a je formován rozestupem crus dextrum a crus sinistrum (Nason et al., 2012). Crura diaphragmatis jícen obepínají a svou kontrakcí pomáhají bránit gastroesofageálnímu refluxu (GER) při nárůstu IAP během nádechu. Krurální část bránice tak funguje jako vnější svěrač jícnu (Mittal et al., 1988). Podél jícnu kaudálně sestupuje n. vagus, jenž parasympaticky inervuje splachnickou a urogenitální oblast. Hiatus aorticus je nejnižší, na úrovni Th12, a obsahuje abdominální aortu, venu azygos, venu hemiazygos a ductus thoracicus. Tento otvor jako jediný není ovlivněn kontrakcí bránice, jelikož se nachází až za crura diaphragmatis (obr. 4) (Nason et al., 2012).



Obr. 4 Anatomická stavba bránice, pohled zespodu
(převzato a upraveno z Fogarty & Sieck, 2019).

Zajímavé je, že oproti ostatním svalům má bránice jen velmi málo svalových vřetének. Většina zpětnovazebných informací pro regulaci dechové aktivity tak vychází především z mechanoreceptorů, které monitorují dechový objem a expanzi hrudní stěny. (Mantilla et al., 2014)

1.4.1 Inervace bránice

Nervus phrenicus zajišťuje motorickou a senzitivní inervaci bránice. Senzitivně inervuje také parietální pleuru a perikard. N. phrenicus může začínat v předních rozích míšních segmentů C3, C4 a C5, ačkoliv ve většině případů obsahuje pouze kořeny C4 a C5. Vlákná segmentu C3 jsou totiž přítomna jen v 1,5–22 % případů. Od krčních segmentů sestupuje kaudálně po laterální straně m. scalenus anterior, kde následně vstupuje do hrudníku mezi arterii a venu subclavii. Asi ve 40 % případů je přítomen i n. phrenicus accessorius, který jde anteriorně přes venu subclavii, a poté připojuje se k n. phrenicu. V hrudní dutině prochází kaudomediálně mezi parietální pleurou a perikardem k bránici (Prates Júnior et al., 2018). N. phrenicus dexter prochází skrze foramen venae cavae v oblasti centra tendinea na abdominální stranu bránice, zatímco n. phrenicus sinister prostupuje svalovinou bránice nalevo od perikardu. V místě prostupu bránicí se každý n. phrenicus na abdominální straně dělí na tři hlavní větve, které se rozbíhají po povrchu bránice a inervují její jednotlivé okrsky. Dvě třetiny vláken n. phrenicu jsou motorické a každý z nervů motoricky zásobuje výhradně jednu polovinu bránice (McMinn, 2019).

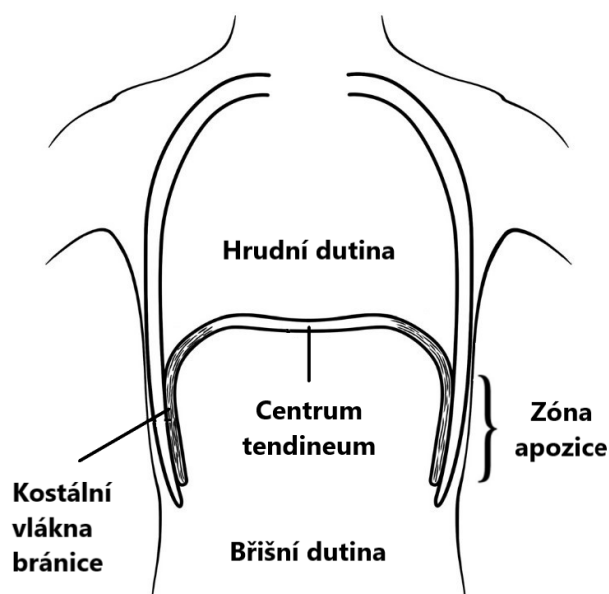
1.4.2 Část kostální a krurální

Svalová vlákna bránice začínají ve střední vazivové části zvané centrum tendineum, a odtud se upínají ke kostěným strukturám hrudního koše a páteře. Na anatomickém, vývojovém i funkčním základě můžeme bránici rozdělit na dvě hlavní části: krurální a kostální. Vlákná krurální části jsou tlustší, více se kříží a nacházejí se blízko páteře, kde tvoří hiatus oesophageus a aorticus. Upínají se na ventrolaterální část prvních tří bederních obratlů, a také do ligamentum arcuatum mediale a laterale (Anraku & Shargall, 2009). Kromě toho, že krurální komponenta pomáhá bránit GER, se zdá, že se též více uplatňuje v situacích vyžadujících stabilizaci páteře (Kolář et al., 2010).

Kostální svalová vlákna se upínají na processus xiphoideus hrudní kosti a dolních šest žeber. Vlákná, která se upínají na dorzální stranu processus xiphoideus, jsou pak někdy označována za sternální část bránice. Nejdůležitější úlohou kostální části bránice je udržení nepřetržité dechové aktivity, proto musí být její svalová vlákna schopná dobře odolávat únavě. To je umožněno díky dvěma klíčovými vlastnostem bránice. Tou první je vysoký obsah pomalých svalových vláken typu I s velkou oxidativní kapacitou. Kostální část bránice u dospělého jedince je až z 55 % tvořena vlákny typu I; zbytek sestává z rychlých vláken typu IIa (21 %) a IIb (24 %). Pomalá vlákna se uplatňují převážně při klidovém dýchání, zatímco vlákna druhého typu se začínají zapojovat až při zvýšené minutové ventilaci

(Anraku & Shargall, 2009). Druhým důvodem je malá difúzní vzdálenost mezi kapilárami a mitochondriemi, která umožňuje snazší přesun kyslíku k těmto vláknům. Hustota cévního zásobení je totiž velmi podobná svalům končetin, přestože je tloušťka bránice daleko menší (Mizuno, 1991). Dalším benefitem je tudíž i rychlejší regenerace, která je oproti ostatním svalům až desetinásobná (Gandevia et al., 1983; McKenzie et al., 2009).

Jelikož vlákna kostální části mají dorzokraniální průběh, naléhají na vnitřní stranu dolních žebér v oblasti nazývané zóna apozice (obr. 5). Tloušťka bránice, měřená v zóně apozice na konci klidového výdechu, se pohybuje v rozmezí od 1,2 do 2,8 mm, zatímco při nádechu je to 1,7 až 3,7 mm (Vishwanath et al., 2016). Na konci klidového výdechu je v kontaktu s hrudním košem asi 60–65 % celkové plochy bránice, která se rozkládá na 40 % povrchu hrudního koše (De Troyer & Wilson, 2016).



Obr. 5 Schéma příčného řezu hrudního koše u člověka během end-expirační fáze (převzato a upraveno z De Troyer & Wilson, 2016).

Nervové zásobení bránice představuje určité somatotopické uspořádání. V některých studiích provedených na zvířatech (Sant'Ambrogio et al., 1963; Duron et al., 1979; Fournier & Sieck, 1988) byla prokázána rozdílná inervace kostální a krurální části bránice. Například u psů kořen C5 inervuje téměř výhradně kostální část bránice, C6 dorzální oblast kostální části bránice spolu s krurální částí, a kořen C7 inervuje pouze část krurální (De Troyer et al., 1982). Výsledky dalšího topografického zkoumání bránice u koček ukázaly jiné schéma. Segmentální inervace měla ventrodorzální uspořádání v obou částech bránice stejné. Ve ven-

trální oblasti kostální i krurální části byla bránice inervována převážně ze segmentu C5, zatímco v dorzální oblasti kostální a krurální části z úrovně C6 (Fournier & Sieck, 1988).

Na centrální míšní úrovni však rozdílné anatomické uspořádání pro krurální a kostální motorickou inervaci zjištěno nebylo (Gordon & Richmond, 1990), což pravděpodobně usnadňuje přenos signálu pro synchronizovanou práci motorických jednotek při dýchání. Nicméně, během nonrespiračních aktivit, jako je polykání, eruktace nebo zvracení, se bránice potřebuje kontrahovat v jednotlivých částech odděleně. Například zvracení je doprovázeno relaxací krurální hiátové oblasti kolem jícnu, zatímco se zbytek bránice kontrahuje. Proto by se dalo předpokládat, že motoneurony zásobující krurální hiátovou oblast budou seskupeny v motorickém jádru nervu phrenicu samostatně. Závěry studie Gordona & Richmonda (1990) však ukazují, že tomu tak není, a motoneurony inervující krurální část bránice jsou rozptýleny po celém jádru n. phrenicu. Nicméně, novější výzkum Younga et al. (2010) prokázal dvojí inervaci krurální části bránice. Kromě n. phrenicu, je totiž motoricky inervována také n. vagem, který kontroluje i dolní jícnový svěrač. Rozdílná kontrola dechové a gastroezofageální funkce by tak mohla být zprostředkována dvěma oddělenými nervovými projekcemi.

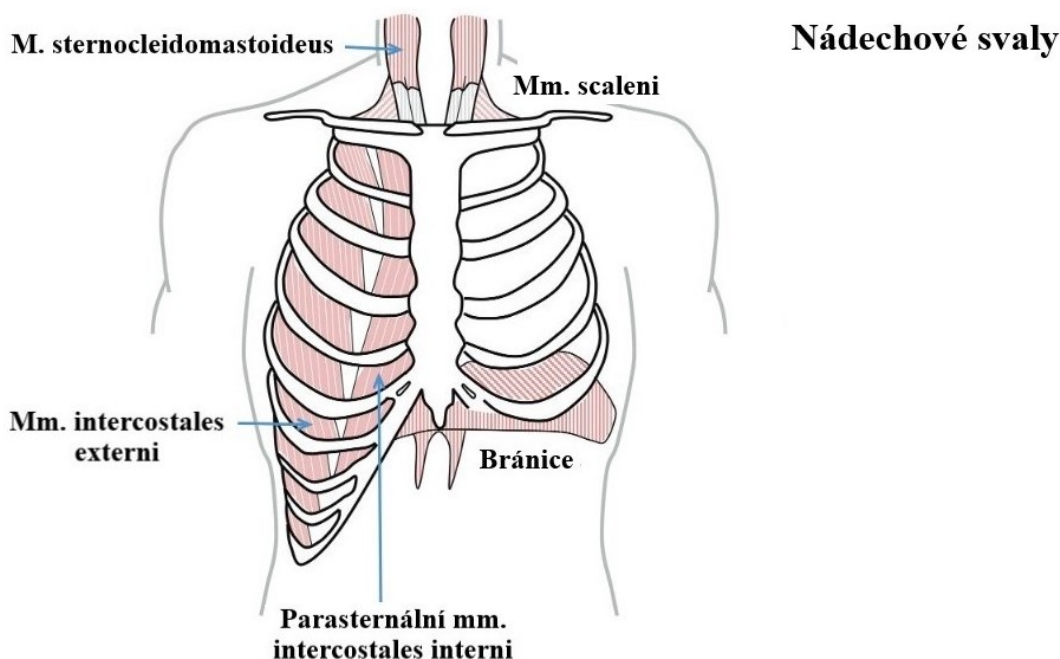
Důkazy o rozdílné supraspinální segmentální kontrole bránice zatím předloženy nebyly. Ve studii Sharshara et al. (2005) byla zkoumána aktivita kostální a krurální části bránice pomocí transkraniální magnetické stimulace. Autorům této studie se však oddělenou reakci v jednotlivých částech bránice prokázat nepodařilo.

1.5 Funkce dechových svalů

1.5.1 Bránice

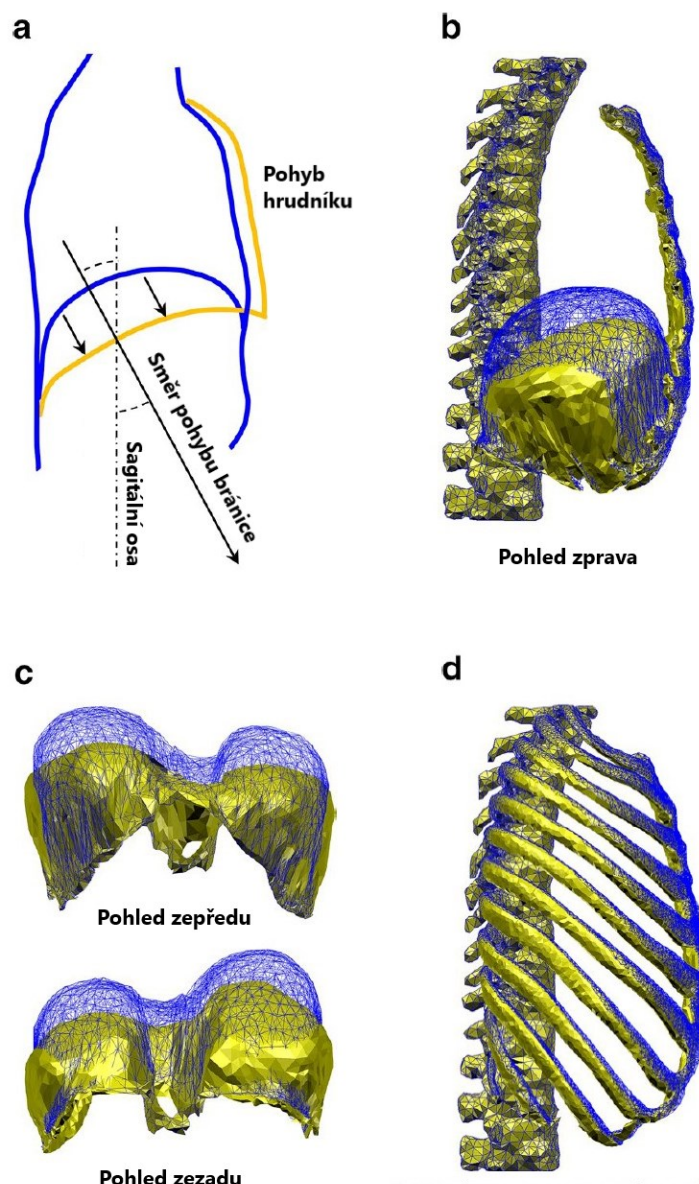
Na začátku klidového nádechu je bránice prvním svalem, který se aktivně kontrahuje (Saboisky et al., 2007), a zodpovídá ze 75–90 % za změnu dechového objemu (Sant'Ambrogio et al., 1966; Mognoni et al., 1969; Sant'Ambrogio & Camporesi, 1973). Kromě bránice se dále zapojují i ostatní nádechové svaly (obr. 6), jako je m. sternocleidomastoideus, mm. scaleni, mm. intercostales externi, parasternální mm. intercostales interni, m. levator scapulae a m. latissimus dorsi. Přestože samostatnou kontrakcí extradiafragmatických nádechových svalů (angl. extra-diaphragmatic inspiratory muscles, EIMs) lze dosáhnout nádechu (Higenbottam et al., 1977; Kreitzer et al., 1978; De Troyer & Kelly, 1984b), jejich hlavní úlohou je především zpevnit hrudní koš při poklesu nitrohrudního tlaku

vyvolaného kontrakcí bránice (De Troyer & Estenne, 1984a; Goldman et al., 1985; Hug et al., 2006; Saboisky et al., 2007; Celhay et al., 2015).



Obr. 6 Nádechové svaly (převzato a upraveno z Fogarty & Sieck, 2019).

Nádechem dochází ke zkrácení svalových vláken v zóně apozice, centrum tendineum se posune kaudálně, a tím dojde k oploštění kupolovitého tvaru bránice (obr. 7). Specifickým důsledkem této změny je, že síla generovaná svalovými vlákny bránice nepůsobí ve směru jejich tahu, ale kolmo na něj (Wilson & De Troyer, 2010). Při poklesu centra tendinea tak dochází ke snížení tlaku v hrudní dutině, za současného nárůstu IAP. Rozdíl v těchto tlacích označujeme jako tlak transdiafragmatický (Brochard, 1991). Schopnost bránice generovat sílu se odvíjí, stejně jako u jiných svalů, od výchozí délky svalových vláken (McCully & Faulkner, 1983; Rassier et al., 1999). Nicméně, vzhledem k tomu, že má bránice sférický tvar, je transdiafragmatický tlak na základě Laplaceova zákona určen i poloměrem jejího zakřivení. Čím více se bránice oplošťuje a poloměr zakřivení se zvětšuje, tím menší tlak je schopna vytvořit (Derenne et al., 1978). Změna klidového postavení bránice je proto klíčová pro regulaci tlaků v obou dutinách (Polkey et al., 1998).

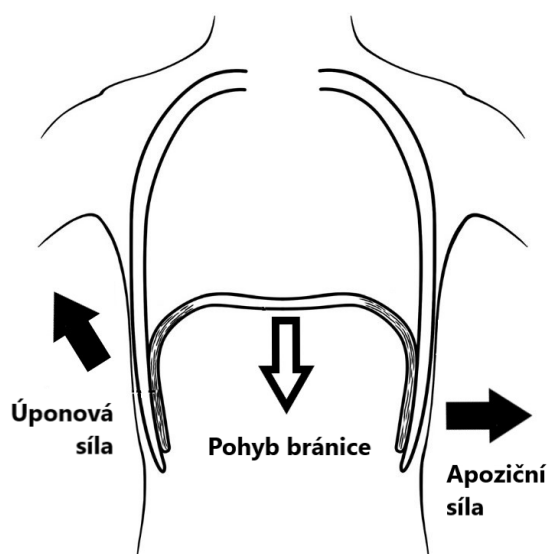


Obr. 7 Znázornění pohybu bránice a hrudníku při klidovém dýchání pomocí biomechanické simulace. Modrá barva znázorňuje pozici při výdechu, žlutá při nádechu. **a** Směr pohybu bránice a hrudníku, **b**, **c** změna postavení bránice při kontrakci, **d** pohyb hrudního koše způsobený izolovanou kontrakcí bránice (převzato a upraveno ze Zhang et al., 2016).

Při nádechu je zpočátku centrum tendineum taženo dolů směrem k žebřům, kde je tzv. punctum fixum. S tím, jak narůstá IAP, se zvyšuje i odpor proti pohybu bránice. Jakmile je IAP natolik velký, že brání dalšímu pohybu centra tendinea, přesouvá se punctum fixum na centrum tendineum, a další kontrakce táhne žebra ve směru kostálních vláken bránice (De Troyer & Wilson, 2016). Tah krurálních svalových vláken působí na hrudník jinak než tah

vláken kostálních. Když De Troyer et al. (1982) elektricky stimulovali jednotlivé části bránice u psů, zjistili, že kontrakce kostální části bránice způsobuje expanzi dolního hrudníku, ale kontrakce krurální části nikoliv. Po vyloučení působení IAP (otevřením břišní dutiny) se pohyb dolních žebér během kontrakce kostálních vláken snížil, vlákna krurální pak hrudník dokonce vtahovala dovnitř.

Za inspirační pohyb v horní části hrudníku jsou zodpovědné především mezižeburní svaly, mm. scaleni a m. sternocleidomastoideus (De Troyer & Kelly, 1984b; De Troyer & Wilson, 2000). Za změnu konfigurace dolního hrudníku jsou zodpovědné především síly vyvolané kontrakcí bránice, nazývané jako úponová a apoziční síla (obr. 8). Úponová síla se podílí na pohybu dolních žebér asi ze 60 %, zatímco apoziční jen asi ze 40 % (Wilson & De Troyer, 2013). Apoziční síla je v podstatě přímé působení IAP na dolní část hrudního koše. Odvíjí se nejen od velikosti samotného tlaku, ale i plochy (zóny apozice), na kterou působí. Úponovou sílu generují svalová vlákna bránice, jež se podílejí na elevaci a rotaci dolních žebér (De Troyer & Boriek, 2011).



Obr. 8 Kaudální pohyb bránice způsobuje rozšíření dolní části hrudníku působením apoziční a úponové síly (převzato z De Troyer & Wilson, 2016, upraveno podle McCool et al., 2018).

Velikost pohybu bránice je též závislý na poloze, kterou daný jedinec zaujímá. Vleže dosahuje bránice větších exkurzí při stejném dechovém objemu oproti pozici vsedě. To může být vysvětleno působením gravitace, která ve vertikále táhne břišní orgány spolu s bránicí kaudálním směrem, čímž se zmenšuje vzdálenost, o kterou se bránice může během nádechu

posunout (Houston et al., 1994). Ve vertikále je také možné naměřit větší tloušťku bránice, což je dáno zkrácením klidové délky jejích svalových vláken (Brown et al., 2018). Kiryu et al. (2006) dále naměřili rozdíly v pohybu bránice mezi polohou vleže na břiše a na zádech, kdy v poloze na břiše byl pohyb bránice o něco větší. Navíc pravá a levá polovina bránice může během dýchání dosahovat rozdílných exkurzí (Gerscovich et al., 2001; Kiryu et al., 2006; Boussuges et al., 2009).

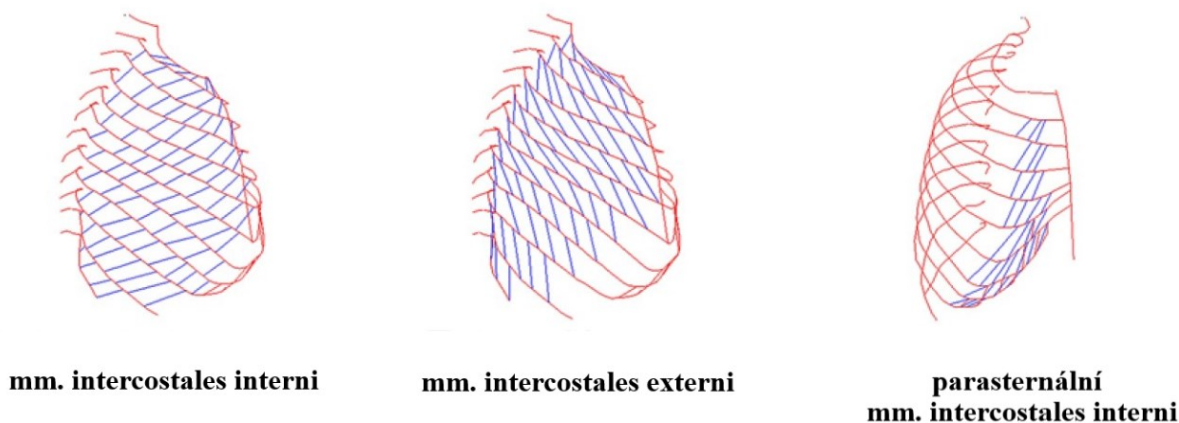
Jelikož je obsah břišní dutiny v podstatě nestlačitelný, mění se tlak ve všech místech stejně. Kaudální posun bránice je tudíž vždy spojen s adekvátním ventrolaterálním pohybem břišní stěny a naopak (Mead et al., 1990; Tzelepis et al., 1996). Napětí svalů břišní stěny tak určuje nejen velikost IAP, ale ovlivňuje i postavení centra tendinea (Danon et al., 1979; Strohl et al., 1984). Je třeba dodat, že termín „nestlačitelný“ není pro obsah břišní dutiny zcela přesný, jelikož ta zahrnuje nejen nestlačitelnou složku tekutin a pevných orgánů, ale i stlačitelný plyn a část krevního oběhu, která může být zvýšeným tlakem přesunuta do jiné části s tlakem nižším (Guo et al., 2021). Při klidovém výdechu bránice relaxuje a vrací se zpět do své původní polohy, která je částečně dána elastickými vlastnostmi plic a hrudního koše, a částečně rovnováhou mezi nitrohrudním tlakem a IAP (De Troyer & Boriek, 2011).

Klidová poloha bránice není dána pouze orientací těla, ale i napětím dalších svalů trupu, jako jsou břišní a mezižeberní svaly. Klidové napětí břišních svalů zajišťuje dostatečný IAP pro udržení bránice ve správné pozici, čímž je umožněna adekvátní ventilace (Mortola & Sant'Ambrogio, 1978; Danon et al., 1979; Strohl et al., 1984). Izolovaná kontrakce bránice bez účasti ostatních svalů trupu byla zkoumána u pentaplegických pacientů při elektrické stimulaci nervu phrenicu (Danon et al., 1979; Strohl et al., 1984) nebo u spontánně dýchajících kvadruplegických pacientů (Mortola & Ambrogio, 1978; Urmeý et al., 1986). Kvůli atonii břišních svalů je bránice u těchto pacientů v patologicky nízké pozici, a tudíž není schopna udržet dostatečný dechový objem (Mortola & Ambrogio, 1978; Danon et al., 1979; Strohl et al., 1984). Pacienti s vysokou míšní lézí proto vleže dosahují asi jen 60 % normálních hodnot vitální kapacity plic. Vertikalizací dochází k dalšímu poklesu bránice, což vede k redukci vitální kapacity o dalších 10 % (Chen et al., 1990). U pacientů s vysokou míšní lézí jsou paretické též svaly mezižeberní, hrudní koš tak nedokáže odolávat změnám intrapleurálního tlaku, čímž dochází k paradoxnímu pohybu žeber a hrudní kosti během nádechu. Normální nádech vede k rozšíření hrudníku v jeho horní i dolní části, zatímco u těchto pacientů je obvod hrudníku v obou částech nádechem zmenšen. Pokud je pacient převeden z lehu blíže k vertikální pozici, začíná dolní hrudník vlivem gravitace s nádechem expandovat. Izolovaná kontrakce bránice tak vede k inspiračnímu pohybu

hrudníku pouze v jeho dolní části, zatímco v horní části dochází k pohybu expiračnímu. Paradoxní pohyb horního hrudního koše je možné zmenšit pasivním zpevněním trupu pneumatickou manžetou, která zvýší IAP (Danon et al., 1979; Strohl et al., 1984; Urmey et al., 1986).

1.5.2 Mezižební svaly

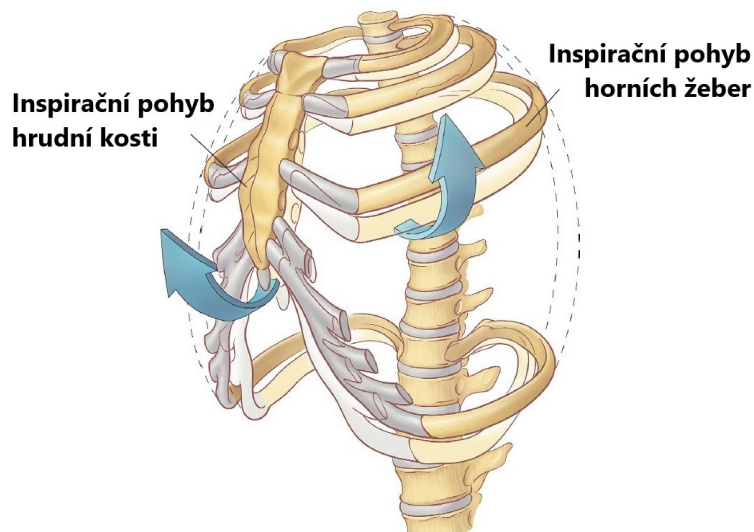
Hlavní funkcí mezižebních svalů je pohybovat žebry, a tím měnit konfiguraci hrudního koše. Podle anatomického a funkčního uspořádání dělíme mezižební svaly na mm. intercostales externi (IE), mm. intercostales interni (II) a parasternální mm. intercostales interni (PII) Nádechová či výdechová funkce mezižebních svalů závisí nejen na směru tahu svalových vláken, ale i na jejich umístění (obr. 9).



Obr. 9 Znárodnění orientace svalových vláken mezižebních svalů
(převzato a upraveno ze Zhang et al., 2016).

Žebra jsou vepředu spojena chrupavkou s hrudní kostí a vzadu kostovertebrálním kloubem s hrudními obratli. Dominantním pohybem při nádechu je rotace žeber kolem osy jejich krčku, nicméně kvůli jejich sklonu a zakřivení je pohyb veden i v dalších rovinách. Ventrokaudální sklon žeber způsobuje, že sternokostální skloubení je níže než kostovertebrální skloubení, to má navíc šikmou orientaci. Výsledkem této geometrie je, že tah za žebro vyvolává v jeho přední části ventrální, laterální i kraniální pohyb, čímž je sternum posunuto ventrálně (obr. 10). Během výdechu je kaudální pohyb žeber spojen naopak se snížením ventrodorzálního i laterolaterálního rozměru hrudníku. Horních šest párů žeber má

kratší chrupavky, a proto je jejich pohyb více spojen s pohybem hrudní kosti (De Troyer & Boriek, 2011).



Obr. 10 Inspirační pohyb horních žebel a hrudní kosti
(převzato a upraveno z Graeber & Nazim, 2007).

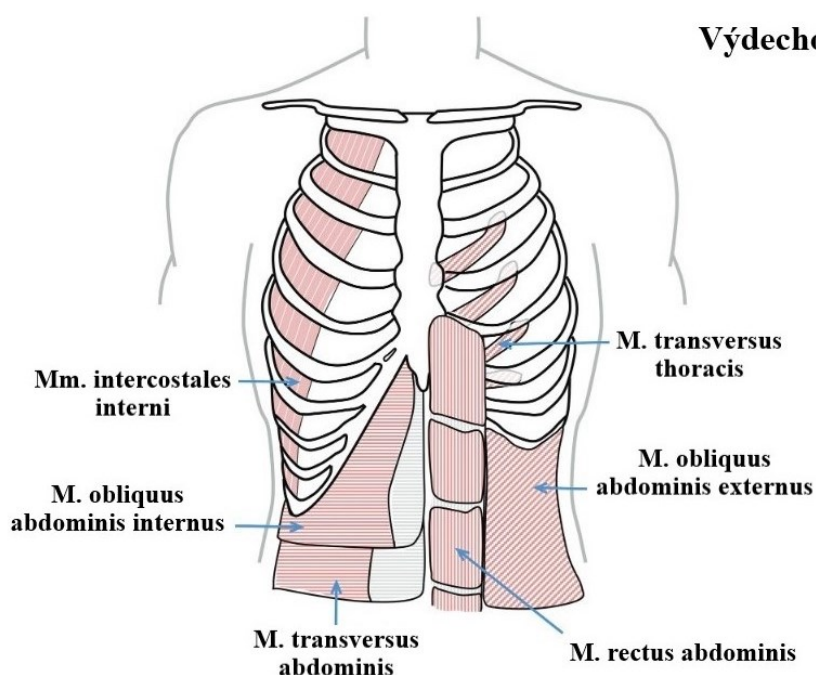
Mezižeberní svaly se podílejí i na rotaci trupu a posturálním zpevnění hrudního koše. IE se kontrahují při rotaci na kontralaterální stranu, kdežto II, včetně parasternálních svalů, se kontrahují při rotaci na ipsilaterální stranu (Rimmer et al., 1995; Hudson et al., 2010). Pokud vykonávají posturální i dechovou funkci současně, dochází k nárůstu jejich posturálně-respirační aktivity v inspirační fázi dechového cyklu u IE a v expirační fázi u II (Rimmer et al., 1995).

Při oslabení bránice se zachovanou aktivitou mezižeberních svalů dochází při nádechu k částečnému rozšíření hrudníku tahem mm. intercostales externi, parasternálních mm. intercostales interni a mm. scaleni. Pokles tlaku v hrudníku se však přenesse přes neaktivní bránici do břišní dutiny, což se projeví paradoxním vtažením břišní stěny (Laroche et al., 1988).

1.5.3 Břišní svaly

Přestože všechny břišní svaly mají při dýchání expirační funkci (obr. 11), jejich působení na dolní část hrudníku, kam se upínají, není totožné. De Troyer et al. (1983b) zkoumali na psech vliv kontrakce jednotlivých břišních svalů na konfiguraci hrudníku při selektivní elek-

trické stimulaci. Izolovaná kontrakce všech svalů vedla ke zvýšení IAP a zmenšení objemu plic. Kontrakce RA snižovala předozadní i transverzální rozměr dolního hrudníku, zatímco kontrakce OI a TrA na pohyb dolního hrudníku neměla významnější vliv. Překvapivým zjištěním bylo, že kontrakce OE dokonce dolní hrudník v obou rozměrech zvětšovala. Když byly tyto svaly stimulovány znovu, po chirurgickém otevření břišní dutiny, byl nárůst IAP a pokles objemu plic minimální. Stimulace všech svalů, včetně OE, pak vedla ke kaudálnímu posunu sternu a zmenšení obvodu dolního hrudníku. V další studii (D'Angelo et al., 1996), provedené na psech a králících, kontrakce břišních svalů vedla k redukci objemu plic i přesto, že jim byly vyjmuty orgány břišní dutiny. Výdechová funkce břišních svalů je tedy zprostředkována dvěma mechanismy. Kontrakce břišních svalů zvyšuje IAP, který zespu, přes bránici, stlačuje plíce, a zároveň jejich úponové působení zmenšuje obvod dolního hrudníku.



Obr. 11 Výdechové svaly (převzato a upraveno z Fogarty & Sieck, 2019).

Břišní svaly se při klidovém dýchání aktivně neúčastní výdechové fáze dechového cyklu (Campbell & Green, 1953). Nicméně, jejich tonická aktivita vzrůstá při větších posturálních nárocích, například při změně polohy těla z horizontální do vertikální pozice (Strohl et al., 1981). Ve studii De Troyera (De Troyer, 1983a) byla pozorována aktivita břišních svalů v různých pozicích. Vleže byly svaly břišní stěny relaxovány, v semiflekční pozici vsedě v úhlu asi 45° byly svaly aktivní u 6 z 10 probandů, a při 80° sedu u 8 z 10 probandů.

Pokud se zvyšují nároky dechové, zvyšuje se postupně i jejich fázická aktivita, čímž dochází během výdechové fáze k nárůstu IAP (Campbell & Green, 1953). V rozporu s tím, že je klidový výdech považován za pasivní proces, byla ve studii Abeho et al. (1996) pozorována mírná fázická expirační aktivita TrA i během klidového dýchání. Při zvýšené ventilaci se aktivita zvyšovala nejprve u TrA, pak u OI, OE a na konec i u RA. Tato časná aktivace TrA může naznačovat, že pro aktivní výdech je důležitější nárůst IAP než působení břišních svalů na dolní část hrudníku.

1.6 Centrální řízení dýchání

Dýchání podléhá dvěma základním systémům řízení. Centrum automatického dýchání je uloženo v mozkovém kmeni, a umožňuje reflexně reagovat na změny vnitřního prostředí, druhým systémem je volní regulace dýchání, vycházející z motorických oblastí kůry. (Guz, 1997)

1.6.1 Mozkový kmen

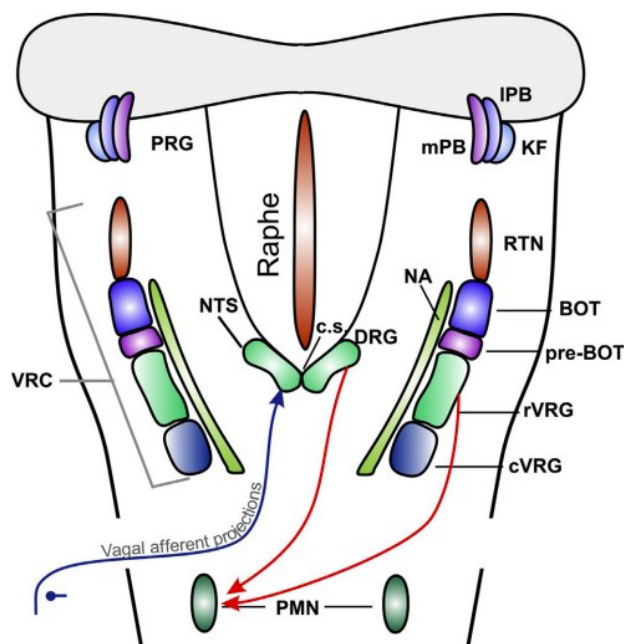
Automatické řízení dechové aktivity je u savců lokalizováno v prodloužené míše a Varolově mostu (Gourine & Spyer, 2009). Neuronální okruhy, zajišťující rytmickou dechovou aktivitu, se označují za centrální generátor dechového rytmu (angl. respiratory central pattern generator, rCPG). Aktivita rCPG je regulována na základě aferentních informací z příslušných receptorů nebo příkazů z vyšších center CNS (Grélot & Bianchi, 1997; Bautista et al., 2014). rCPG je bezpochyby integrováno i do mnoha dalších regulačních okruhů, jinak by nebylo možné koordinovat dýchání s ostatními nonrespiračními funkcemi dechových svalů (Bianchi & Gestreau, 2009; Miller et al., 2019). Neuronální síť, která je zodpovědná za automatickou tvorbu dechového rytmu, se skládá ze tří skupin bilaterálně uspořádaných neuronů (Bautista et al., 2014). Přesto však i jednostranné poškození může postihnout jak automatickou, tak volní složku dýchání, a následně vést až k respiračnímu selhání (Bogousslavsky et al., 1990; Tanaka et al., 2016).

První skupina je umístěna podélně ve ventrolaterální části prodloužené míchy a označujeme ji jako ventrální respirační skupinu (angl. ventral respiratory group, VRG). VRG leží laterálně od nucleus ambiguus (NA), který mimo jiné také obsahuje motorická vlákna pro laryngeální svaly (Bautista et al., 2014). VRG můžeme rozdělit do několika funkčních oblastí zahrnující retrotrapezoidní jádro (RTN) a parafaciální respirační skupinu (které se překrývají), Bötzingerův komplex, pre-Bötzingerův komplex, a takzvanou rostrální a kaudální

VRG (Gourine & Spyer, 2009). Druhou skupinu označujeme jako dorzální respirační skupinu (angl. dorsal respiratory group, DRG), jelikož je umístěna v mediodorzální části prodloužené míchy. Do DRG pak patří zejména skupina neuronů uvnitř nucleus tractus solitarius (NTS), jež přijímá aferentní informace z centrálních a periferních chemoreceptorů detekujících pH krve a parciální tlaky O₂ a CO₂, a také z mechanoreceptorů, které reagují na roztažení plic. Třetí oblastí je pontinní respirační skupina (angl. pontine respiratory group, PRG) v dorzolaterální části Varolova mostu, která obsahuje komplex jader značených jako Kölliker-Fuse a nuclei parabrachiales. PRG je aktivní zejména během fázové změny mezi nádechem a výdechem (Bautista et al., 2014).

Za základní generátor dýchání je u savců považován pre-Bötzingerův komplex. Experimenty ukazují, že je nezbytný zejména pro inspirium, a je hlavním zdrojem excitace respiračních premotorických neuronů. Přechod od inspirace k expiraci pak zajišťuje Bötzingův komplex, umístěný rostrálně od pre-Bötzingova komplexu. Jeho funkce je pravděpodobně realizována přes inhibiční působení na pre-Bötzingův komplex (Fogarty et al., 2018). Rostrální VRG (angl. rostral ventral respiratory group, rVRG) a DRG obsahuje velké množství inspiračních neuronů, které monosynapticky excitují motorická vlákna nervu phrenicu. Kaudální VRG (angl. caudal ventral respiratory group, cVRG) obsahuje expirační neurony, které aktivují motoneurony inervující výdechové svaly, tedy svaly břišní a část mm. intercostales interni (Bautista et al., 2014). Poškození VRG tedy může vést až k úplné ztrátě automatické dechové funkce (Bogousslavsky et al., 1990). Činnost rCPG musí reagovat na informace o změnách vnitřního prostředí, zahrnující arteriální pH, koncentraci kyslíku či oxidu uhličitého (Gourine & Spyer, 2009). Důležitou strukturou, která mění dechový rytmus na základě vstupů z chemoreceptorů, je PRG. Tyto signály se do PRG dostávají skrze četná spojení s NTS a retrotrapezoidním jádrem (RTN). Informace z periferních chemoreceptorů tak putují skrze NTS do RTN, které zajišťuje i centrální chemoreceptorovou funkci. Díky tomu dochází k integraci centrální a periferní respirační chemorecepce (Smith et al., 2013; Bautista et al., 2014). Kromě RTN existují další centrální chemoreceptory umístěné v různých oblastech mozkového kmene, například v oblasti NTS, pre-Bötzingova komplexu či určitých částí pontu (Gourine & Spyer, 2009). Centrální chemoreceptory jsou mimořádně citlivé na hyperkapnii. Pokud se zvýší koncentrace CO₂ v krvi, dojde k reflexnímu nárůstu ventilace (Fogarty et al., 2018). Dýchání tak může v krátkém čase reagovat na změny metabolických požadavků během cvičení. Zajímavé je, že se dechová aktivita může zvýšit ještě před začátkem samotného pohybu. Proto se předpokládá,

že na regulaci dechových center mozkového kmene mají vliv i některé struktury hypothalamu (Gourine & Spyer, 2009).



Obř. 12 Dorzální pohled na mozkový kmen zobrazující rozmístění tří bilaterálních skupin neuronů, které vytvářejí a moduluji dechový rytmus (převzato z Bautista et al., 2014).

Vysvětlivky:

PRG: pontinní respirační skupina

DRG: dorzální respirační skupina

IPB: laterální parabrachiální jádro

KF: jádro Kölliker-Fuse

BOT: Bötzingův komplex

rVRG: rostrální ventrální respirační skupina

cVRG: kaudální ventrální respirační skupina

PMN: premotorické neurony vedoucí k n. phrenicu

VRC: ventrální respirační skupina

NTS: nucleus tractus solitarius

mPB: mediální parabrachiální jádro

RTN: retrotrapezoidní jádro

preBOT: pre-Bötzingův komplex

c.s.: centrální kanál

NA: nucleus ambiguus

Na dechová centra působí také aferentní vstupy z mechanoreceptorů dýchacích cest. Tento typ receptorů je citlivý na mechanické napětí při expanzi plic, a jejich aktivita je tedy nejvyšší na konci nádechu. Aferentní signály z mechanoreceptorů působí nepřímě na n. phrenicus prostřednictvím vagálních nervových spojů v NTS dorzální části prodloužené míchy. Mechanoreceptory se nachází také v hrtanu a zabraňují jeho kolapsu během nádechu, kdy se transmuralní tlak stává negativní. Laryngeální mechanoreceptory pak udržují prů-

chodnost dýchacích cest dvěma způsoby. Při nádechu aktivují svaly, které působí proti kolapsu dýchacích cest, a zároveň snižují intenzitu kontrakce inspiračních svalů. Dechová aktivita je tlumena též nadměrným podrážděním mechanoreceptorů v mezižeberních svalech. (Fogarty et al., 2018)

Dechový rytmus je vytvořen koordinovaným střídáním fáze inspira, postinspira a expira. Při inspiriu jsou aktivována motorická vlákna nervu phrenicu, čímž dochází ke kontrakci bránice. Nervus glossopharyngeus (IX) zároveň zodpovídá za otevření hlasivkové štěrbiny a nervus hypoglossus (XII) aktivuje m. geniglossus, který během nádechu zabraňuje retrakci jazyka (Bianchi & Gestreau, 2009). Během fáze postinspira nádechové svaly relaxují a zapojují se laryngeální svaly, které regulují průtok vzduchu z plic (Bautista et al., 2010; Sun, 2011). Laryngeální svaly vytvářejí odpor proti výdechu tím, že mění tvar a šířku hlasivek (Esling, 2006). Motoneurony, které inervují laryngeální svaly jsou umístěny v kaudální části mozkového kmene, v blízkosti nucleus retroambiguus. Abduktor hrtanu (m. cricoarytenoideus posterior) otevírá hlasivky během nádechu a adduktory hrtanu (m. thyroarytenoideus, m. cricoarytenoideus lateralis, m. arytaenoideus) částečně zužují hlasivky během fáze postinspira. Při klidovém výdechu je vzduch vypuzen z plic obvykle pasivně díky elasticitě plic s minimální aktivitou expiračních motoneuronů. Naproti tomu při aktivním výdechu, například během cvičení, se kontrahují mm. intercostales interni a břišní svaly (Bautista et al., 2014). Aktivní expirium je pravděpodobně řízeno z oblasti RTN (Fogarty et al., 2018).

Koordinace těchto tří fází je důležitá i pro nonrespirační motorické funkce bránice (Gourine & Spyer, 2009). Koordinace dýchání s nonrespiračními reflexními reakcemi je umožněna na základě aferentních vstupů přicházející do jednotlivých oblastí NTS skrze V., VII., IX. a X. hlavový nerv. K aktivaci téměř všech inspiračních premotorických neuronů a interneuronů NTS dochází, když se bránice kontrahuje během kašle. Při zvracení je naopak aktivita inspiračních neuronů DRG inhibována (Grélot & Bianchi, 1997). Nicméně, stále zůstává nejasné, jaké neuronální okruhy koordinují dechovou a posturální funkci bránice.

1.6.2 Kortikální úroveň

Volní dechová motorika je řízena z motorické kůry a je vedena kortikospinálními neurony. Kortikospinální dráha pravděpodobně není jediná, která přenáší informace z motorické kůry, jelikož některá klinická pozorování naznačují také významný podíl bulbospinálních neuronů. U některých pacientů s ischemickým poškozením mozkového kmene totiž došlo

k významnému postižení volní kontroly dýchání, přestože kortikospinální dráha zůstala intaktní. (Bogousslavsky et al., 1990)

První, komu se podařilo identifikovat korovou oblast reprezentující bránici u člověka, byl v roce 1936 Foerster. Ten experimentálně zjistil, že k záškubu bránice dochází při elektrické stimulaci primární motorické kůry (M1) v oblasti vertexu. Výsledky Foerstera (1936) se shodovaly s pozdějšími experimenty Maskilla et al. (1991), kteří mozkovou kůru stimulovali pomocí transkraniální magnetické stimulace. Největší kontrakce (převážně kontralaterální), bylo dosaženo, když byla magnetická cívka umístěna mírně laterálně od vertexu (3 cm napravo od středové čáry a 3 cm před aurikulární rovinou). Prokrvení v jednotlivých částech mozku během volního nádechu a výdechu následně zaznamenala pozitronová emisní tomografie (PET). Při aktivním nádechu se zvýšil regionální průtok krve bilaterálně v primární motorické kůře, dorzálně a mírně laterálně od vertexu, což potvrdilo pozorování Foerstera (1936) a Maskilla et al. (1991). Zároveň také došlo k aktivaci suplementární motorické oblasti a ventrolaterálního thalamu. Při aktivním výdechu byl pak zvýšený průtok pozorován pouze v premotorické kůře a mozečku (Colebatch et al., 1991; Ramsay et al., 1993). Zapojení stejných oblastí během nádechu bylo potvrzeno i na funkční magnetické rezonanci (Evans et al., 1999; McKay et al., 2003). Ta však díky větší citlivosti detekovala i jiné oblasti mozku. Zvýšená aktivita byla popsána například v oblasti striata, které je spojováno s plánováním pohybu (Evans et al., 1999), nebo v prodloužené míše, což značí, že i respirační centrum mozkového kmene se na volní dechové motorice podílí (McKay et al., 2003).

1.7 Postura

Postura je označení pro jakékoliv aktivní držení tělesných segmentů proti působení vnitřních a zevních sil, včetně síly gravitační (Kolář, 2009a; Ivanenko & Gurfinkel, 2018). Cílem posturálního řízení během jakéhokoliv pohybu je udržení rovnováhy těla a zajištění požadované pozice pohybových segmentů (Massion et al., 2004). Každá změna tonického napětí svalů zajišťující posturu má tedy přímý vliv na daný pohyb (Massion, 1994; Kolář, 2009a; Ivanenko & Gurfinkel, 2018), proto je tuto koordinaci možné označit za funkci posturo-motorickou. Posturo-motorické řízení se vyvíjelo miliony let, od doby, kdy obratlovci poprvé začali osídlivat souš. Díky tomu náš centrální nervový systém dokáže velmi přesně kontrolovat tělesné segmenty v gravitačním poli (Ivanenko & Gurfinkel, 2018). Centrální řízení pohybu je tedy možné rozdělit na fázičnou (motorickou) aktivitu, která zprostředko-

vává změnu polohy daného segmentu, a tonickou (posturální) aktivitu, která zajišťuje pozici segmentu novou (Shadmehr, 2017). Tonická aktivita je řízena zpravidla mimovolně, hůře se zkoumá, a proto o ní nemáme tolik informací jako o pohybu fázickém (Ivanenko & Gurfinkel, 2018).

Poznatků o posturo-motorickém řízení je zatím jen velmi málo. Stále totiž není jasné, jakým způsobem CNS vybírá a koordinuje svaly pro daný pohyb nebo pohybový stereotyp. V literatuře je specifické koordinované zapojení skupiny svalů někdy nazývané jako „svalová synergie“ (d'Avella, 2009). Díky redundanci svalů může CNS vybrat svalovou synergii z velkého počtu možností (Alnajjar et al., 2013). Předpokládá se, že svalové synergie by měly efektivně dosáhnout daného pohybového cíle s co nejmenší spotřebou energie. Přestože je možné využít velké množství pohybových strategií k dosažení stejného cíle, každá strategie vede k odlišným vnitřním silám působícím na klouby, vazy a šlachy (Uhrlich et al., 2022). Přesto se zdá, že aktivace klíčových svalů při motorických úkonech vykazuje stereotypní rysy (Prilutsky, 2000). Posturo-motorické svalové synergie jsou do určité míry vrozené a jejich část je pravděpodobně uložena na úrovni míchy a mozkového kmene. Nicméně interindividuální rozdíly v koordinačních vzorcích naznačují, že svalové synergie jsou utvářeny také adaptivními procesy. Svalové synergie nemusí být ani u zdravých jedinců optimální, a proto redukuje jejich pohybový výkon (Ting & McKay, 2007). V lidském pohybovém systému je možné neustále zlepšovat svalovou koordinaci za účelem optimalizace pohybu. Obecně platí, že pro přirozený pohyb využíváme takovou svalovou synergii, která by měla co nejefektivněji vyřešit dané pohybové zadání v redundantním prostoru (Hayashibe & Shimoda, 2014).

1.7.1 Posturální stabilita

Řídící systém musí během každého pohybu vyrovnávat změnu těžiště, kterou daný pohyb vyvolal, aby nebyla narušena posturální stabilita (Monjo et al., 2015). Zvednutí paže je například vždy kompenzováno lehkým záklonem těla, aby se těžiště příliš nevychýlilo ve směru pohybu (Massion, 1992). Posturální stabilita může být definována jako schopnost udržet vzpřímené držení těla a zabránit pádu při změně vnitřních nebo vnějších podmínek (Vařeka, 2002). V tomto procesu CNS vyhodnocuje velké množství sensorických informací, které integruje s předchozími zkušenostmi jednotlivce (Ivanenko & Gurfinkel, 2018).

K udržení posturální stability slouží dvě základní strategie: feedback a feedforward strategie. Nečekané vychýlení těžiště vyvolává tzv. automatické posturální reakce (feedback strategie). Feedback strategie je někdy nazývána také jako kompenzační posturální strategie

(angl. compensatory postural adjustment, CPA), která umožňuje modifikaci nechtěného pohybu na základě informací ze somatosenzorických receptorů. Pokud je narušení stability očekáváno, dochází k tzv. anticipačním změnám postury (angl. anticipatory postural adjustments, APA), které minimalizují vychýlení těžiště s cílem udržet danou posturu na základě odhadu budoucího působení sil (feedforward strategie). Tělo pak zaujme takovou pozici, aby se předpokládané vychýlení minimalizovalo, a zpevní všechny potřebné segmenty (Massion, 1992; 1994). Optimální řízení pohybu je pravděpodobně možné pouze v kombinaci obou strategií. V tomto procesu hraje důležitou roli zejména mozeček, který koordinuje tyto strategie na základě aferentních informací z periferních receptorů, a ty pak porovnává s příkazy z vyšších center CNS (Hayashibe & Shimoda, 2014).

Mohlo by se zdát, že APA souvisí výhradně s přesunem těžiště. Tyto strategie však musí být schopné reagovat i na vnitřní změny svalového napětí vyvolané samotným pohybem. Zmíněné zvednutí paže je provedeno svaly táhnoucími pažní kost vzhůru, současně ale dochází k působení reakčních sil v opačném směru na zbytek těla. Ostatní segmenty tudíž musí být předem zpevněny tak, aby nedošlo k nechtěné změně postury. APA tedy předchází veškerý zamýšlený pohyb, což bylo potvrzeno nárůstem elektromyografických signálů v posturálních svalech ještě před samotným začátkem pohybu (Massion, 1992). Pokud je pohyb dopředu očekávaný, aktivují se posturální svaly o něco dříve, než když je pohyb proveden reaktivně (Oshikawa et al., 2022). CNS dokáže velice přesně přednastavit posturální aktivitu parametrům předpokládaného pohybu (biomechanice, směru, intenzitě a době trvání). Zajímavé je, že dokáže zohlednit i míru svalové únavy. Jelikož unavený sval dosahuje požadované síly až za delší časový úsek, aktivují se potřebné svaly v rámci APA dříve, než když tyto svaly unavené nejsou (Monjo et al., 2015).

1.7.2 Tělesné schéma

Z výše uvedeného vyplývá, že řídicí systém neustále přizpůsobuje svalové napětí aktuálním změnám vnitřních i vnějších podmínek (Ivanenko & Gurfinkel, 2018). Informace o nastavení těla, distribuci svalového napětí a vnějších podmínkách získává CNS integrací vizuálních, vestibulárních, propioceptivních a exteroceptivních vstupů (Massion, 1994). Zásadní roli pro řízení postury hraje především propiocepce, neboť při její ztrátě dochází k těžkému poškození motorických funkcí (Lajoie et al., 1996). Aby však byly senzorické informace v CNS správně interpretovány, musí být porovnány s vnitřní reprezentací těla neboli tělesným schématem (Shumway-Cook & Woollacott, 2011).

Tělesné schéma bylo poprvé popsáno v roce 1911 britskými neurology Headem a Holmesem. Podle těchto autorů obsahuje tělesné schéma dvě komponenty, které bychom dnešní terminologií popsali jako propioceptivní a exteroceptivní (Head & Holmes, 1911). Tělesné schéma je do určité míry neměnné a na aferentních vstupech nezávislé. To se projevuje například u některých pacientů s amputovanou končetinou, kdy dochází k jejímu přetrvávajícímu fantomovému vnímání. Zároveň však disponuje i určitou adaptabilitou, která se uplatňuje zejména u rostoucích dětí (Ivanenko et al., 2011). Iriki et al. (1996) zjistili, že k rozšíření tělesného schématu dochází i při používání nástrojů. Ve své studii se snažili trénovat opice (*Macaca fuscata*), aby pomocí nástroje ve tvaru hrabiček dosáhly na jídlo. Při používání tohoto nástroje se receptivní pole neuronů mozkové kůry rozšířila tak, že došlo k začlenění nástroje do tělesného schématu ruky.

1.8 Řízení postury a lokomoce

Posturální svalová aktivita je důležitá nejen pro udržení pozice tělesných segmentů, ale je i prerekvizitou pro spuštění lokomočního programu na subkortikální úrovni. V experimentu Moriho et al. (1978) stimulace lokomočních center u decerebrované kočky nevyvolala žádný pohyb, dokud nebylo dosaženo určité úrovně tonické svalové aktivity. Základní posturálně-lokomoční centra, která koordinují stereotypní lokomoční pohybové vzorce, se u všech obratlovců nacházejí v míše (Grillner & El Manira, 2020). Centrální organizace řízení kvadrupedální i bipedální lokomoce zůstala v průběhu evoluce na spinální i supraspinální úrovni bez významnějších změn (Falgairolle et al., 2006; Jahn et al., 2008; Zehr et al., 2016).

1.8.1 Spinální úroveň

Stereotypní automatické lokomoční pohyby jsou u všech obratlovců vytvářeny centrálními generátory rytmu (angl. central pattern generators, CPGs). Tyto CPGs jsou tvořeny segmentálně uspořádanými skupinami interneuronů v míše. Aby byly posturálně-lokomoční vzorce schopné reagovat na měnící se podmínky, podléhají CPGs také vlivům vyšších center CNS (Jahn et al., 2008). CPGs jsou zapojeny do okruhů vytvářejících pohybový rytmus a vzor. Pohybový rytmus je zodpovědný za rychlost lokomoce, zatímco pohybové vzory koordinují flekční pohyby s extenčními na pravé a levé straně těla. Okruhy pro pohybové vzory levé a pravé končetiny však musí být do určité míry nezávislé, aby umožnili dostatečnou pohybovou variabilitu (Minassian et al., 2017).

CPGs jsou pro horní a dolní končetiny lokalizovány v rozdílných segmentech míchy. Tato centra jsou však vzájemně propojená, aby bylo možné končetiny u kvadrupedálních zvířat spolu koordinovat (Zehr et al., 2016). CPG (angl. central pattern generator) pro přední končetiny se nachází v oblasti dolních krčních a horních hrudních míšních segmentů. Z experimentů provedených na decerebrovaných kočkách vyplývá, že interneurony, které se aktivují během flekční fáze, se nacházejí především v segmentech C5–C6, zatímco interneurony, které jsou aktivní během extenze, se nacházejí kaudálněji v oblasti C7–T1 (Yamaguchi, 1992).

Přestože lidé aktivně nevyužívají horní končetiny pro lokomoci, jsou jejich pohyby synchronizované s pohybem dolních končetin. Některé studie (např. Zehr et al., 2004; 2007; La Scaleia et al., 2018) naznačují, že i u lidí jsou lokomoční pohyby paží pod vlivem CPG, který může být ve spojení s CPG pro dolní končetiny. CPG pro dolní končetiny mají lidé pravděpodobně uloženy v celé bederní míše a horních křížových segmentech.

1.8.2 Supraspinální úroveň

Mezi nejdůležitější oblasti, které řídí spinální CPGs, patří lokomoční oblast středního mozku (angl. mesencephalic locomotor region, MLR) v dorzální části středního mozku a subthalamická lokomoční oblast (angl. subthalamic locomotor region, SLR) v laterální části hypothalamu. Dále sem spadá mozečková lokomoční oblast (angl. cerebellar locomotor region, CLR), umístěná blízko nucleu fastigii, a lokomoční oblast v retikulární formaci Varolova mostu a prodloužené míchy (angl. pontomedullary reticular formation, PMRF) (Jahn et al., 2008).

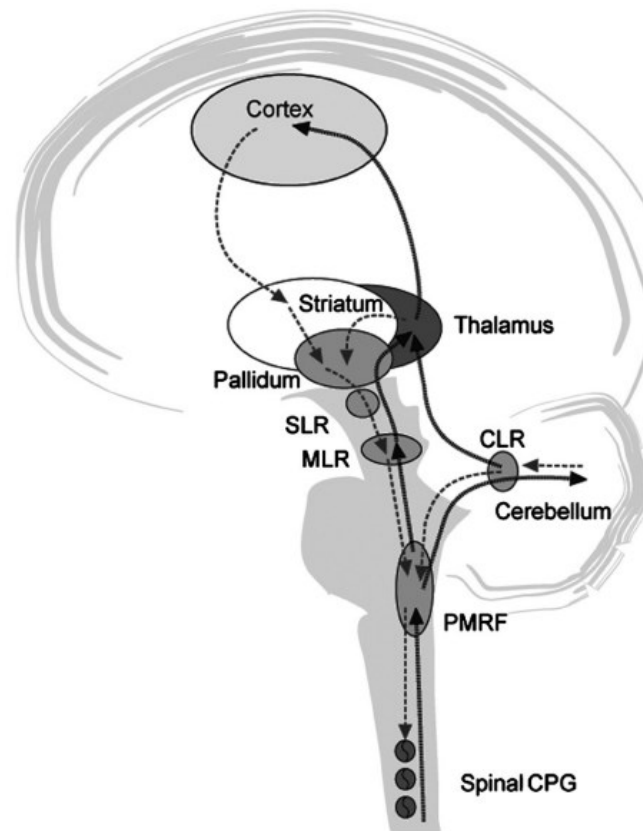
MLR je přítomna u všech tříd obratlovců a zahrnuje nucleus cuneiformis (CNF) spolu s nucleus pedunculopontinus (PPN). Při pokusech na decerebrovaných kočkách aktivace neuronů v CNF ve většině případů spouštěla lokomoci (Takakusaki, 2017; Opris et al., 2019), zatímco stimulace PPN (přes jejich cholinergní projekce do PMRF) působila naopak na svalový tonus inhibičně (Takakusaki, 2017). Prvními, kdo identifikovali MLR jako oblast, která po elektrické stimulaci u decerebrované kočky vyvolala lokomoci, byli Shik et al. v roce 1966. Stimulace MLR u decerebrovaných koček vyvolala posturálně-lokomoční reakci ve dvou fázích. Nejprve došlo k posturálnímu zvýšení svalového napětí, aby se zvíře udrželo ve vzpřímené pozici, a poté následovala fáze lokomoční. Dále bylo zjištěno, že rychlost lokomoce byla odstupňována v závislosti na intenzitě stimulace. Při menší stimulaci MLR zvířata pouze chodila, při vyšší intenzitě začala klusat či cválat (Shik et al., 1966, podle Le Ray et al., 2011).

Poškození MLR způsobilo, že kočky nebyly schopné běhat. Chůze nijak významněji narušena nebyla, kromě toho, že zadní končetiny nebyly dobře koordinované. Při selektivním poškození SLR došlo pouze k výpadku volního řízení lokomoce. Ostatní motorické funkce zůstaly zachovány, a kočky tak byly schopny jíst nebo lovit, pokud se u toho nemusely přemísťovat. Při lokomoci vyvolané stimulací MLR se kočky překvapivě dokázaly orientovat v prostoru, a dokonce se i vyhýbat překážkám. Za 3–4 týdny od poškození SLR se volní kontrola lokomoce u těchto koček spontánně zcela obnovila (Sirota & Shik, 1973, podle Shik & Orlovsky, 1976).

CLR je oblast mozečku, v níž lze stimulací vyvolat lokomoci. Tato oblast odpovídá průběhu vláken z nucleu fastigii (NF). Stimulace CLR vedla k simultánní aktivaci retikulospinálních (angl. reticulospinal tract, RST) a vestibulospinálních neuronů (angl. vestibulospinal tract, VST). Na CPGs tedy CLR pravděpodobně působí skrze fastigiospinální, fastigioretikulární a fastigiovestibulární dráhy (Takakusaki et al., 2016). Fastigioretikulární dráhy se v PMRF sbíhají s dráhami z MLR. Jelikož MLR také není přímo spojeno s míšními neurony, dochází k aktivaci CPGs přes RST prostřednictvím PMRF (Jahn et al., 2008; Opris et al., 2019). Posturální svalový tonus je udržován rovnováhou mezi excitačním a inhibičním systémem mozku (Takakusaki et al., 2016). Elektrická stimulace bílé hmoty ve střední části mozečku u decerebrovaných koček způsobovala změnu svalového napětí. Zvýšení svalového tonu a zapojení antigravitačních svalů bylo pravděpodobně dosaženo bilaterální excitací RST a VST. Při poškození střední části mozečku dochází zpravidla k hypotonii, což je přisuzováno poklesu excitačního vlivu mozečku na motoneurony (Takakusaki, 2017).

Další důležitou strukturou pro regulaci svalového tonu je PMRF (Drew et al., 2004). PMRF je funkčně organizováno tak, že stimulací dorzomediální části tonus celkově snižuje, zatímco stimulace ventromediální části způsobuje jeho nárůst. Aktivita PMRF koresponduje s aktivitou RST. RST umístěné v dorzomediální části PMRF jsou aktivní, pokud je svalový tonus snížen, a ty, které se nacházejí ve ventromediální části, jsou aktivní při hypertonii nebo decerebrační rigiditě. RST se pravděpodobně podílí na regulaci svalového tonu během lokomoce, jelikož se jeho části aktivují ve vazbě na krokový cyklus (Takakusaki, 2017). Propojení těchto oblastí s dalšími mozkovými centry je znázorněno na obrázku 13 (sestupné dráhy jsou zakresleny přerušovanou čarou, vzestupné dráhy čarou plnou). Signály z mozkové kůry se přenáší do lokomočních oblastí mozkového kmene přes striatum a pallidum. Z bazálních ganglií jde signál přes SLR do MLR a dále do PMRF, kde se sbíhá s mozečkovými signály z CLR. PMRF je hlavním místem interakce mezi vzestupnými a sestupnými drahami. Pro-

jekece z CLR míří do MLR nepřímo prostřednictvím thalamu a bazálních ganglií. Signály z kůry jsou modulovány okruhem přes thalamus a bazální ganglia (Jahn et al., 2008).



Obr. 13 Schematické znázornění centrálního řízení postury a lokomoce (převzato z Jahn et al., 2008).

Inhibiční vliv bazálních ganglií je důležitý pro výběr konkrétního pohybového vzorce. Descendentní projekce z globus pallidus internus (GPi) a substantia nigra pars reticulata (SNr) působí přímo na MLR a SLR. GPi a SNr se skládají z GABAergních neuronů, které nepotřebují žádný vnější stimul k udržení své inhibiční aktivity, a proto jsou neustále vysoce aktivní. Tím zajišťují nepřetržitou inhibici lokomočních center i řady dalších oblastí, zodpovědných například za žvýkání, polykání, posturální tonus nebo dýchání. Za klidových podmínek jsou tedy všechna motorická centra mozku udržována pod tonickou inhibicí ze strany GPi a SNr, a teprve když jsou tyto neurony inhibovány ze strany striata, mohou motorická centra začít pracovat (Grillner & El Manira, 2020). Působení bazálních ganglií přes GABAergní dráhy je dále regulováno dopaminergními neurony mesencephala. Poškození dopaminových neuronů v substantia nigra pars compacta (SNc),

keré se promítají do jader bazálních ganglií, může zásadním způsobem přispívat k narušení stoje a chůze, které vidíme u Parkinsonovy nemoci (Takakusaki, 2017).

1.8.3 Kortikální úroveň

Pokud je lokomoční pohyb volním způsobem měněn, vykazuje většina příslušných korových neuronů zvýšenou aktivitu (Drew et al., 2004). Nicméně se zdá, že pro ostatní aspekty lokomoce není motorická kůra nijak potřebná. Kočka dokáže i bez všech částí mozkové kůry chodit, zkoumat prostředí či hledat potravu, a v laboratorním prostředí tak může přežít i několik let. To je pravděpodobně možné díky bazálním gangliím, která na základě konkrétních požadavků mohou spouštět příslušné motorické programy (Grillner & El Manira, 2020). Korová aktivita se uplatňuje zejména při volním motorickém plánování, které je ovlivňováno informacemi ze smyslových orgánů (Karadimas et al., 2020). Nejvíce je tak uplatňována zejména v situacích, kdy je potřeba vizuální zpětná vazba (Fitzsimmons, 2009). Vyšší posturálně-lokomoční kontrola integruje informace o postavení a pohybu těla vzhledem k vnějšímu prostředí. Vestibulární, somatosenzorické a vizuální informace jsou zpracovávány mozečkem a mozkovou kůrou. Mozeček je pak schopen na základě těchto informací korigovat chyby v motorických programech (Takakusaki, 2017). Mozková kůra je s mozečkem spojena skrze thalamus a pontinní jádra. Přes thalamus se zároveň do okruhů motorického řízení zapojují i bazální ganglia a mozkový kmen. Kortiko-retikulo-spinální systém tak umožňuje mozkovému kmeni účastnit se nejen automatických, ale i volních procesů řízení lokomoce (Jahn et al., 2008).

Zatímco projekce neuronů z M1 jdou především k míšním motoneuronům, neurony v suplementární motorické oblasti (angl. supplementary motor area, SMA) a premotorické oblasti (angl. premotor area, PM) mají značné propojení přes kortikoretikulární dráhu s PMRF. Předpokládá se, že se regulace svalového napětí přes kortikoretikulární dráhu a RST může podílet na posturální reakci těla (Takakusaki, 2013). Při stimulaci mozkové kůry u kočky s oboustranným přerušením pyramidových drah totiž došlo spolu s flexí kontralaterální končetiny i k adekvátní úpravě postury (Nieoullon & Gahéry, 1978). Po oboustranném přerušení pyramidových drah nebývá základní lokomoční vzor výrazněji narušen, ale jen stěží lze provádět složitější pohyby (Takakusaki, 2017).

Na posturální kontrole se tak pravděpodobně podílí více SMA než M1. Z experimentů na opicích vyplývá, že pokud je během chůze inaktivován okrsek M1 spojený s dolní končetinou, dojde k paréze kontralaterální končetiny (Nakajima et al., 2003, podle Takakusaki, 2017), zatímco inaktivace okrsku SMA pro trup a nohu naruší především

posturální kontrolu, aniž by způsobila parézu (Mori et al., 2003, podle Takakusaki, 2017). Po inaktivaci dorzální PM nebyla u opic narušena spontánní chůze, ale pokud byla opice vizuálně vedena, nedokázala se rozejít. SMA tedy může přispívat více k posturální kontrole, zatímco dorzální PM může být zodpovědný za zahájení chůze pod vizuálním vedením (Takakusaki, 2017). Posturální kontroly se mohou účastnit i některé části M1. Například při fázickém pohybu paže je aktivní rostrální i kaudální oblast M1. Při držení paže ve stejné poloze se aktivuje pouze kaudální – fylogeneticky mladší – oblast M1. To může naznačovat, že rostrální oblast M1 je zapojena do okruhů sloužících pouze pro vykonání pohybu, a nikoliv pro udržení stejné pozice segmentu (Shadmehr, 2017).

Během cílených pohybů často potřebujeme vizuální informace o vnějším prostředí zpracované prostřednictvím parietálního laloku (Grillner & El Manira, 2020). Například, pokud chceme překročit překážku, musí být každá noha koordinována s vysokou přesností na základě integrace vizuo-motorických informací. Tato koordinace je realizována prostřednictvím vizuo-parieto-frontální korové projekce (Takakusaki, 2013). Některé experimenty naznačují, že zadní parietální kůra (angl. posterior parietal cortex, PPC) může mít při cíleném, vizuálně kontrolovaném pohybu obzvláště důležitý podíl (Lajoie & Drew, 2007; Lajoie et al., 2010). PPC je pravděpodobně zapojena i do tvorby motorických programů tak, aby krátkodobě uložená vizuální představa pomohla ke správnému načasování a vedení pohybu bez vizuální kontroly (Takakusaki, 2017). To bylo pozorováno u kvadrupedálních zvířat při překračování překážky zadními nohama, které už nemají v zorném poli. Experimentálně bylo zjištěno, že po oboustranném poškození zadní parietální kůry (area 5) kočka nebyla schopna překročit překážku zadními končetinami (Lajoie & Drew, 2007).

Některé novější důkazy naznačují, že na přímé kontrole pohybu může participovat i somatosenzorická kůra. Ve studii Karadimase et al. (2020) bylo zjištěno, že aktivita primární somatosenzitivní oblasti (S1) u myši předcházela lokomoční pohyb a zároveň korelovala s rychlostí samotné lokomoce. Aktivita S1 tedy během chůze nekóduje pouze informace týkající se polohy těla, ale může zahrnovat i specifické motorické příkazy založené na integraci souvisejících senzoričeských informací. Neurony S1 jsou tak pravděpodobně schopny modulovat aktivitu CPG nezávisle na ostatních oblastech kůry a mozkového kmene.

1.9 Posturální funkce bránice

Jedním z důsledků bipedální chůze je také změna tvaru bederní páteře a její větší zatížení (Sparrey et al., 2014). Jelikož celá horní polovina trupu spočívá na malé ploše bederních

segmentů, je pro udržování stability bederní páteře nezbytný právě svalový systém, což se u lidí mimo jiné projevuje větším zapojením břišních svalů během lokomoce než u kvadrupedálních savců (Valentin & Licka, 2015). 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). Někteřími 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 v rámci APA, 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 nale-

zena 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 Janssens 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 rozdíl 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 rozdíly v dechových exkurzích oproti zdravým sportovcům, přestože tloušťka bránice u nich byla menší. V jiné studii – Ziaiefara 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.

Za další možnou příčinu nespecifické LBP je považována opožděná reakce TrA během posturálního zatížení. Hodges & Richardson (1996; 1998; 1999) provedli několik studií, které zásadně ovlivnily pohled na posturální svalovou koordinaci a její vazbu na LBP. Klíčovým zjištěním těchto autorů bylo, že u pacientů s LBP naměřili zpožděnou kontrakci TrA při pohybech horní (Hodges & Richardson, 1996; 1999) a dolní končetinou (Hodges & Richardson, 1998). Kromě TrA byla opožděná svalová reakce následně zaznamenána i u dalších svalů trupu, jako je OE či m. multifidus (Silfies et al., 2009). U pacientů s LBP byl také pomocí ultrasonografie naměřen menší nárůst tloušťky TrA během kontrakce, a zároveň i snížená EMG aktivita při izometrickém tlaku dolní končetinou (Ferreira et al., 2004). Na druhou stranu, novější studie (Gubler et al., 2010; Mehta et al., 2017) žádné opožděné zapojení trupových svalů při pohybu paže u pacientů s LBP, ve srovnání s kontrolní skupinou, nezjistily.

Dechové i posturální cvičení s cílem posílit svaly stabilizující páteř může být pro pacienty s LBP přínosné. Finta et al. (2018) prokázali, že komplexní tréninkový program zahrnující balanční cvičení snížil u pacientů s LBP intenzitu bolesti. Pokud byl do něj zařazen inspirační odporový trénink (angl. inspiratory muscle training, IMT), zvětšila se nejen tloušťka bránice, ale i dalších stabilizačních svalů, jako je TrA a m. multifidus. U cvičení zaměřeného na stabilizaci páteře byl prokázán větší efekt na změnu morfologie bránice u pacientů s LBP než u běžného cvičení. Po deseti týdnech pravidelného cvičení se zvětšila tloušťka bránice pouze u skupiny pacientů s programem zahrnujícím stabilizační cvičení, nicméně exkurze bránice se ani u jedné skupiny po dokončení programu nezměnily (Dülger et al., 2018). Park et al. ve své studii (2020) také ukázali, že je možné po samotném stabilizačním tréninku pacientů s LBP zlepšit respirační funkce a sílu dechových svalů. Janssens et al. (2015) dále prokázali, že naopak i samostatný IMT s nastavitelným odporem proti vdechovanému vzduchu může mít na LBP vliv. Po 8týdenním IMT s velkým nádechovým odporem se u pacientů s LBP intenzita bolesti snížila (v porovnání se stejným tréninkem o nízké rezistenci). K podobným závěrům došli i v další randomizované kontrolované studii u vzpěračů s chronickou LBP (Ahmadnezhad et al., 2020), kdy IMT po osmi týdnech vedl ke zvýšení EMG aktivity TrA a m. multifidus, zlepšil respirační funkce a snížil intenzitu bolesti zad. V této studii však byla kontrolní skupina bez jakékoliv přidané intervence. Ramsook et al. (2016) poukázali na to, že se při IMT významně zapojují také EIMs. Mm.

scalení a m. sternocleidomastoideus totiž dosahovaly během dechového tréninku stejné aktivity jako bránice.

Posturální funkci 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 stojící poloze 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 kranialnějším 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). Antropometrická charakteristika vyšetřovaného souboru je podrobněji uvedena v Tabulce 1. Všichni účastníci studie byly před vyšetření seznámeni s jeho průběhem a podepsali písemný informovaný souhlas (Příloha 2) 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).

Tab 1. Antropometrická charakteristika souboru (průměrná hodnota \pm směrodatná odchylka).

Soubor	Věk (roky)	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	Obvod pasu (cm)	WHtR	BMI (kg/m ²)
Celkem (n = 31)	28.7 \pm 5.8	173.2 \pm 8.5	66.2 \pm 9.2	74.1 \pm 5.9	0.43 \pm 0.03	22.0 \pm 1.6
Muži (n = 11)	28.4 \pm 5.0	181.0 \pm 6.0	74.1 \pm 8.0	78.9 \pm 6.2	0.44 \pm 0.03	22.6 \pm 1.7
Ženy (n = 20)	28.9 \pm 6.4	169.0 \pm 6.4	61.9 \pm 6.8	71.5 \pm 3.9	0.42 \pm 0.02	21.6 \pm 1.4

WHtR = waist-to-height ratio (poměr mezi obvodem pasu a tělesnou výškou)

BMI = body mass index

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

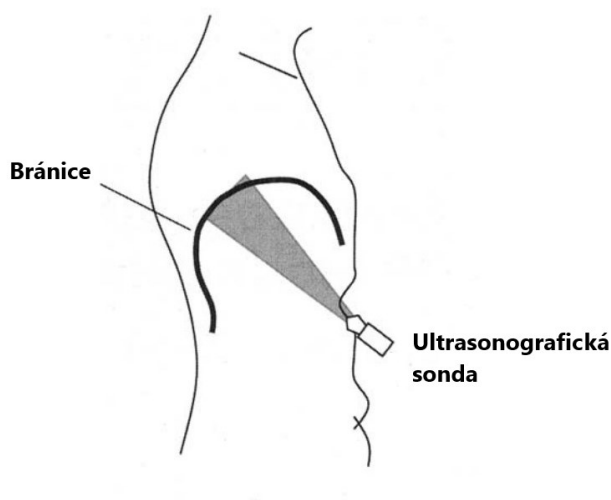
- Bolesti v zádech (akutní nebo chronické);
- předchozí operace v oblasti páteře a dutiny břišní;
- akutní nebo chronické respirační nebo muskuloskeletální onemocnění;
- jakékoliv klinicky významné onemocnění, lékařský či chirurgický zákrok, nebo úraz během 4 týdnů před zahájením studie;
- těhotenství.

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.

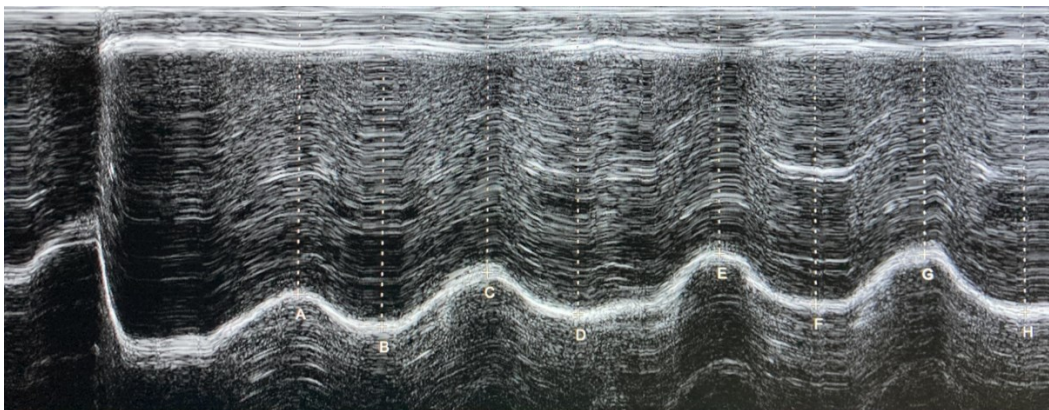
3.2.1 Ultrasonografické vyšetření

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). Sonda byla přiložena do pravého podžebří mezi přední axilární a mid-klavikuární linii tak, aby směřovala kolmo k dorzální třetině bránice (obr. 14), tedy kraniálně, dorzálně a mediálně (Boussuges et al., 2009).



Obr. 14 Umístnění ultrasonografické sondy a její orientace, aby směřovala kolmo na dorzální třetinu bránice (Převzato a upraveno z Boussuges et al., 2009).

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. 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 (obr. 15). 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.



Obr. 15 Záznam m-mode ultrasonografického vyšetření bránice. Hyperechogenní křivka znázorňuje pohyb bránice v průběhu času. Vertikální přerušovaná linie představuje vzdálenost bránice od sondy na konci nádechu (A, C, E, G) a na konci výdechu (B, D, F, H).

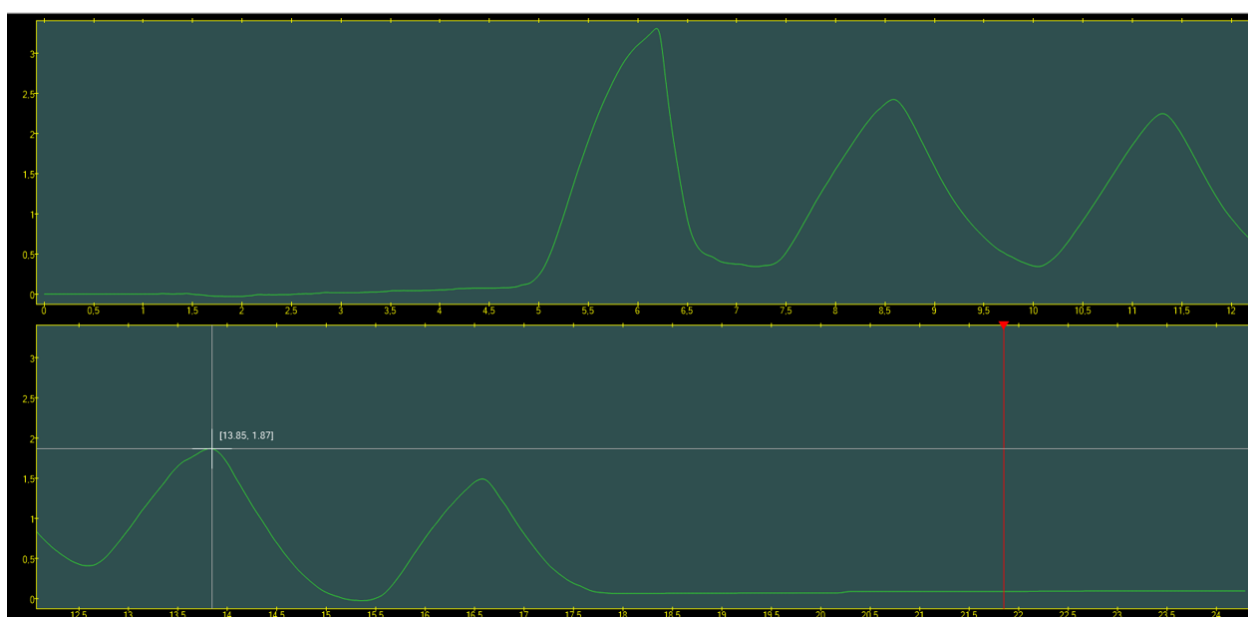
Aby bylo dosaženo maximální přesnosti umístění a nasměrování sondy, prováděla všechna ultrasonografická vyšetření pouze jedna zkušená sonografistka s délkou praxe 32 let. M-mode ultrasonografie bránice je považována za přesný, bezpečný a reprodukovatelný typ vyšetření (Noh et al., 2014; Scarlata et al., 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 (obr. 16). Díky speciálnímu kurzoru je pak možné v konkrétním časovém bodě zjistit hodnotu dechového objemu (v litrech) nebo průtoku vzduchu (v litrech za sekundu).



Obr. 16 Záznam spirometrické křivky v softwaru Grapher.

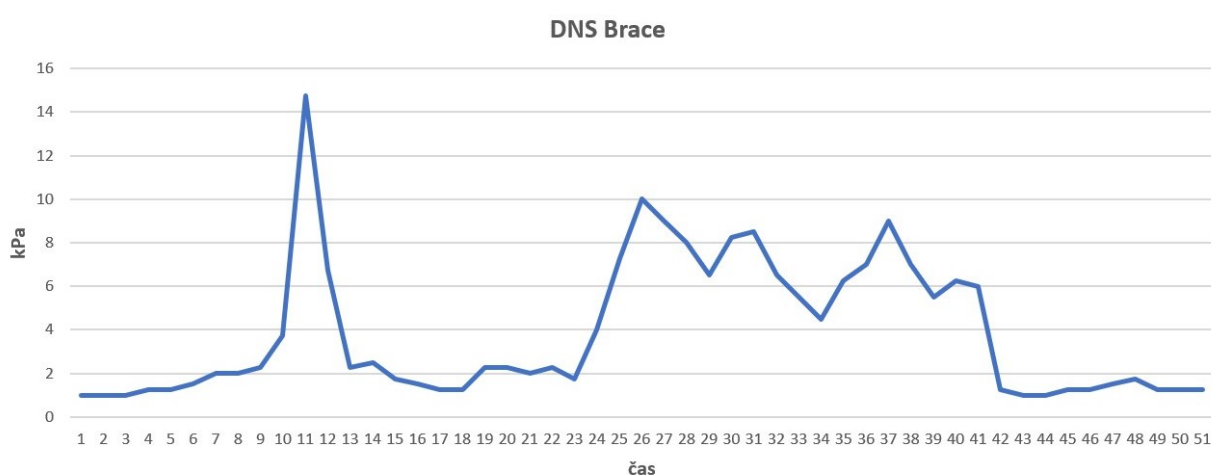
Svislá osa představuje objem plic (v litrech) a vodorovná osa čas (v sekundách).

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 nepřímou může poskytnout informace o změnách IAP během různých posturálně-respiračních manévrů.

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 tříselný 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 (obr. 17). V aplikaci je možné zaznamenat měření o libovolně dlouhé časové sekvenci.



Obr. 17 Záznam křivky tlaku (v kilopascalech) měřené pomocí DNS brace. Svislá osa představuje tlak generovaný svaly břišní stěny (AWT) a vodorovná osa čas (každý bod představuje 0,5 sekundy).

3.2.4 Průběh vyšetření

Simultánní vyšetření pomocí ultrasonografie, spirometrie a DNS brance 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 bránci 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. Kettlebelly 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 (obr. 18).



Obr. 18 Simultánní vyšetření pomocí ultrasonografie, spirometrie a DNS brance (obrázek je publikován se svolením dobrovolníka zobrazeného na fotografii).

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. Spo-

lehlivost 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 (ICC_{2, k}), 95% konfidenční intervaly a směrodatná chyba měření (SEM) byly spočteny z klidového nádechu a výdechu jednotlivých scénářů, a jsou uvedeny v Tabulce 2. 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).

Tabulka 2. Mezitřídní korelační koeficienty hodnot ultrasonografie, spirometrie a DNS brace během klidového nádechu a výdechu (ICC_{2, k}).

Vyšetření		ICC	95% Konfidenčního intervalu		SEM	F Test		
			Spodní hranice	Horní hranice		Hodnota	df1	P-hodnota
Ultrasonografie	Inspirium	0,985**	0,970	0,993	1,68	71,63	30	<0,001
	Exspirium	0,989**	0,978	0,995	1,54	93,40	30	<0,001
DNS brace	Inspirium	0,657*	0,291	0,834	0,82	2,90	30	0,002
	Exspirium	0,569*	0,136	0,789	0,78	2,57	30	0,006
Spirometrie	Inspirium	0,918**	0,829	0,960	0,23	11,86	30	<0,001
	Exspirium	0,759*	0,500	0,884	0,29	4,09	30	<0,001

ICC = Mezitřídní korelační koeficient

SEM = Směrodatná chyba měření

** Výborná spolehlivost

* Střední spolehlivost

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 3 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 19-21. 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 3. 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	Střední diference	95% CI	Velikost efektu	P-hodnota
		zátěžové dýchání	dýchání s VCAM				
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**
	Měření	Klidové	Zátěžové	Střední diference	95% CI	Velikost efektu	P-hodnota
		dýchání	dýchání s VCAM				
Spirometrie	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

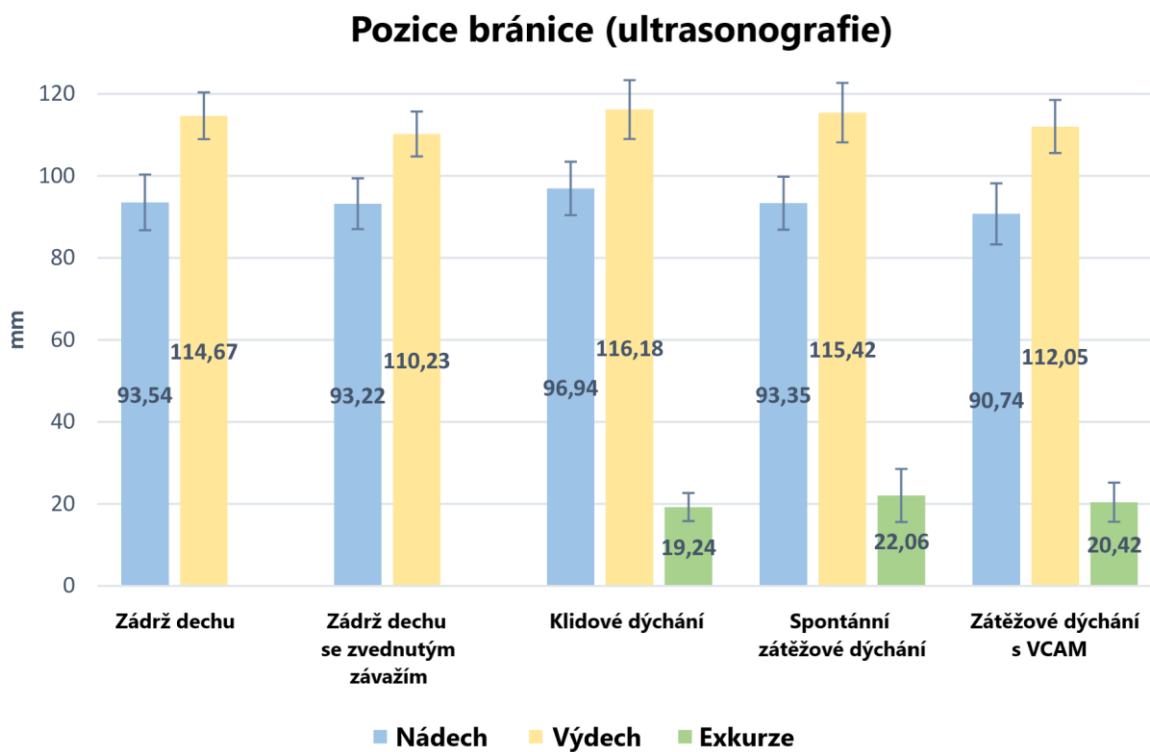
^bSubjekt zvedl závaží se spontánní aktivitou břišních svalů, zatímco dýchal

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

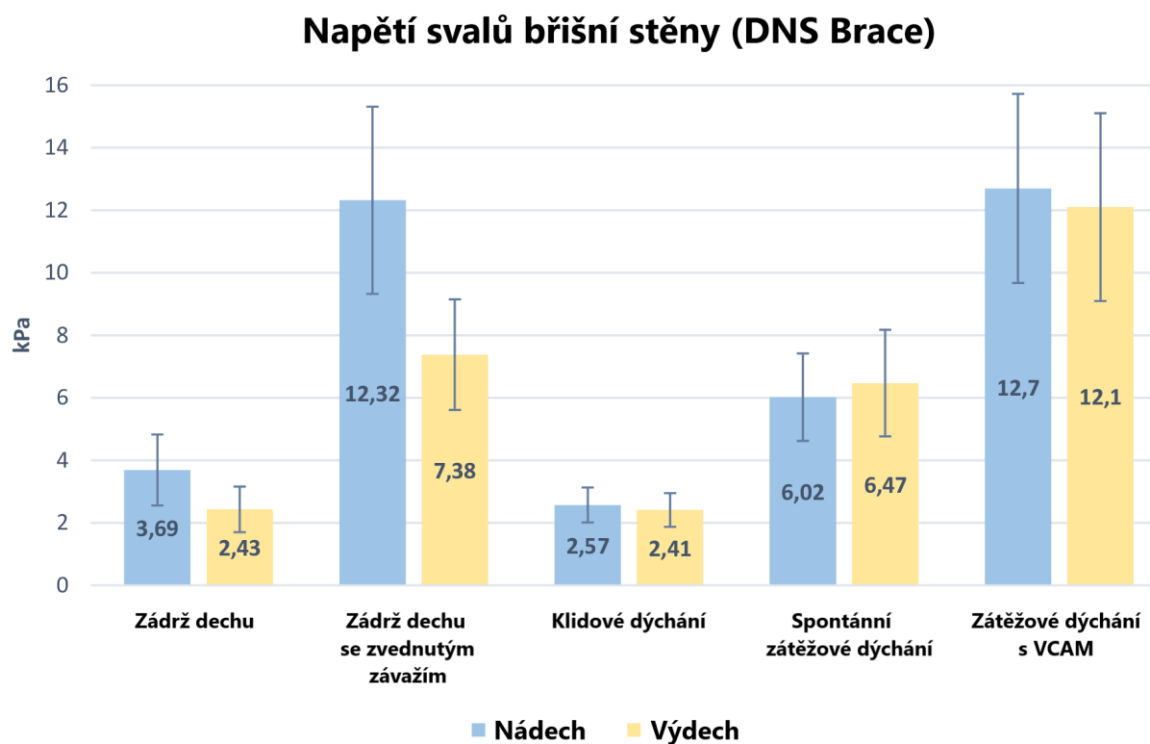
Velikost účinku = vypočítána Cohenovým d

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

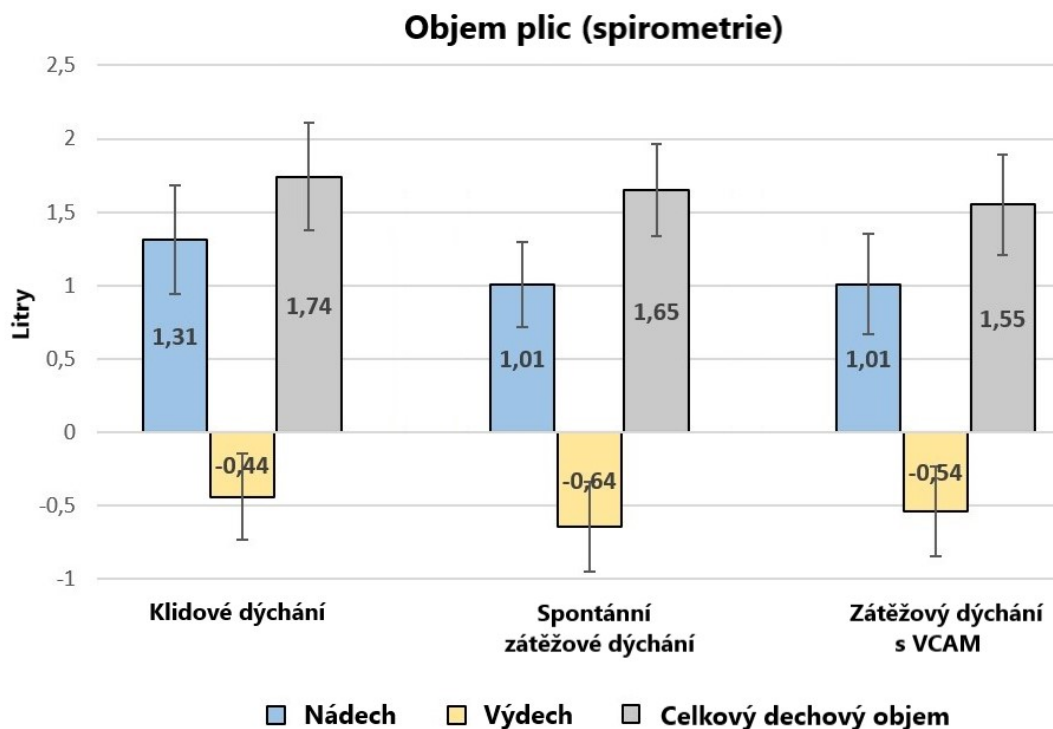
**Statisticky významný rozdíl (Bonferroniho korekce $P < 0,016$)



Obr. 19 Pozice bránice a její exkurze (v mm) během zádrže dechu, klidového dýchání, spontánního zátěžového dýchání a zátěžového dýchání s VCAM.



Obr. 20 Napětí svalů břišní stěny (v kPa) během zádrže dechu, klidového dýchání, spontánního zátěžového dýchání a zátěžového dýchání s VCAM.



Obr. 21 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 brance 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 brance 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 4. Hypotéza H9 se tedy na základě naměřených dat **potvrdila**.

Tab 4. 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 kranialně, 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 studiemi (Vera-Garcia et al., 2006; Stanton & Kawchuk, 2008; Ishida et al., 2016) označena za efektivní manévr ke zpevnění páteře, který

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

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.

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 paci-

enti 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 probandí 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 mikrodisektomii snížila bolest pacientů asi o 70 %

a disability o 60 %, došlo také k úpravě propriocepce. 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 disability 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 dvojitou – 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 prenatálně 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. Abe, T., Kusuhara, N., Yoshimura, N., Tomita, T., & Easton, P. (1996). Differential respiratory activity of four abdominal muscles in humans. *Journal of Applied Physiology*, 80(4), 1379-1389. <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.80.4.1379>
2. 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>
3. 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>
4. Alnajjar, F., Wojtara, T., Kimura, H., & Shimoda, S. (2013). Muscle synergy space: learning model to create an optimal muscle synergy. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 7. <https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00136>
5. Anraku, M., & Shargall, Y. (2009). Surgical Conditions of the Diaphragm: Anatomy and Physiology. *Thoracic Surgery Clinics*, 19(4), 419-429. <https://doi.org/10.1016/j.thorsurg.2009.08.002>
6. 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>
7. Bautista, T., Burke, P., Sun, Q., Berkowitz, R., & Pilowsky, P. (2010). The Generation of Post-Inspiratory Activity in Laryngeal Motoneurons: A Review. In I. Homma, H. Onimaru & Y. Fukuchi (eds.), I. Homma, H. Onimaru, Y. Fukuchi, *New Frontiers in Respiratory Control* (pp. 143-149). Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-1-4419-5692-7_29
8. Bautista, T., Pitts, T., Pilowsky, P., & Morris, K. (2014). The Brainstem Respiratory Network. In *Neuronal Networks in Brain Function, CNS Disorders, and Therapeutics* (pp. 235-245). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-415804-7.00018-6>
9. Bianchi, A., & Gestreau, C. (2009). The brainstem respiratory network: An overview of a half century of research. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 168(1-2), 4-12. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2009.04.019>
10. Boggs, D. (2002). Interactions between locomotion and ventilation in tetrapods. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Molecular & Integrative Physiology*, 133(2), 269-288. [https://doi.org/10.1016/S1095-6433\(02\)00160-5](https://doi.org/10.1016/S1095-6433(02)00160-5)

11. Bogousslavsky, J., Khurana, R., Deruaz, J., Hornung, J., Regli, F., Janzer, R., & Perret, C. (1990). Respiratory failure and unilateral caudal brainstem infarction. *Annals of Neurology*, 28(5), 668-673. <https://doi.org/10.1002/ana.410280511>
12. 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>
13. 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>
14. Brainerd, E., & Owerkowicz, T. (2006). Functional morphology and evolution of aspiration breathing in tetrapods. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 154(1-2), 73-88. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2006.06.003>
15. 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
16. 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>
17. 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>
18. 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>
19. 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>
20. Campbell, E., & Green, J. (1953). The variations in intra-abdominal pressure and the activity of the abdominal muscles during breathing; a study in man. *The Journal of Physiology*, 122(2), 282-290. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1953.sp004999>

21. Carachi, R., & Doss, S. (2018). *Clinical Embryology: An Atlas of Congenital Malformations* (5th Edition). Springer.
22. Carlson, B. (2013). *Human Embryology and Developmental Biology* (5th Edition). Elsevier Books.
23. Carrier, D., R., Farmer, C., G. (2000). The Integration of Ventilation and Locomotion in Archosaurs. *American Zoologist*, *40*(1):87-100. doi:10.1093/icb/40.1.87.
24. Celhay, I., Cordova, R., Miralles, R., Meza, F., Erices, P., Barrientos, C., & Valenzuela, S. (2015). Effect of upper costal and costo-diaphragmatic breathing types on electromyographic activity of respiratory muscles. *CRANIO®*, *33*(2), 100-106. <https://doi.org/10.1179/2151090314Y.0000000011>
25. Codd, J. (2005). Activity of three muscles associated with the uncinata processes of the giant Canada goose *Branta canadensis maximus*. *Journal of Experimental Biology*, *208*(5), 849-857. <https://doi.org/10.1242/jeb.01489>
26. 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>
27. Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed). L. Erlbaum Associates.
28. Colebatch, J., Adams, L., Murphy, K., Martin, A., Lammertsma, A., Tochon-Danguy, H., Clark, J., Friston, K., & Guz, A. (1991). Regional cerebral blood flow during volitional breathing in man. *The Journal of Physiology*, *443*(1), 91-103. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1991.sp018824>
29. 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>
30. 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>
31. 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)
32. 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>

33. 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)
34. Danon, J., Druz, W., Goldberg, N., & Sharp, J. (1979). Function of the isolated paced diaphragm and the cervical accessory muscles in C1 quadriplegics. *Am Rev Respir Dis*, *119*(6), 909-19. <https://doi.org/10.1164/arrd.1979.119.6.909>
35. d'Avella, A. (2009). Muscle Synergies. In M. Binder, N. Hirokawa & U. Windhorst (eds.), M. Binder, N. Hirokawa, U. Windhorst, *Encyclopedia of Neuroscience* (pp. 2509-2512). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-540-29678-2_3678
36. De Troyer, A. (1983a). Mechanical role of the abdominal muscles in relation to posture. *Respiration Physiology*, *53*(3), 341-353. [https://doi.org/10.1016/0034-5687\(83\)90124-X](https://doi.org/10.1016/0034-5687(83)90124-X)
37. De Troyer, A., & Estenne, M. (1984a). Coordination between rib cage muscles and diaphragm during quiet breathing in humans. *Journal of Applied Physiology*, *57*(3), 899-906. <https://doi.org/10.1152/jappl.1984.57.3.899>
38. De Troyer, A., & Kelly, S. (1984b). Action of neck accessory muscles on rib cage in dogs. *Journal of Applied Physiology*, *56*(2), 326-332. <https://doi.org/10.1152/jappl.1984.56.2.326>
39. De Troyer, A., Sampson, M., Sigrist, S., & Kelly, S. (1983b). How the abdominal muscles act on the rib cage. *Journal of Applied Physiology*, *54*(2), 465-469. <https://doi.org/10.1152/jappl.1983.54.2.465>
40. 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>
41. De Troyer, A., & Boriek, A. (2011). Mechanics of the respiratory muscles. *Compr Physiol*, *1*(3), 1273-300. <https://doi.org/10.1002/cphy.c100009>
42. De Troyer, A., Kirkwood, P., & Wilson, T. (2005). Respiratory Action of the Intercostal Muscles. *Physiological Reviews*, *85*(2), 717-756. <https://doi.org/10.1152/physrev.00007.2004>
43. 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/jappphysiol.00268.2016>
44. De Troyer, A., & Wilson, T. (2000). The canine parasternal and external intercostal muscles drive the ribs differently. *The Journal of Physiology*, *523*(3), 799-806. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2000.00799.x>

45. 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>
46. Dial, K., Shubin, N., & Brainerd, E. (2015). *Great Transformations in Vertebrate Evolution*. University of Chicago Press. <https://doi.org/10.7208/chicago/9780226268392.001.0001>
47. Drew, T., Prentice, S., & Schepens, B. (2004). Cortical and brainstem control of locomotion. In *Brain Mechanisms for the Integration of Posture and Movement* (pp. 251-261). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(03\)43025-2](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(03)43025-2)
48. 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>
49. Duron, B., Marlot, D., & Macron, J. (1979). Segmental motor innervation of the cat diaphragm. *Neuroscience Letters*, *15*(2-3), 93-96. [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(79\)96095-6](https://doi.org/10.1016/0304-3940(79)96095-6)
50. 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>
51. Esling, J. (2006). States of the Glottis. In *Encyclopedia of Language & Linguistics* (pp. 129-132). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B0-08-044854-2/05098-7>
52. Evans, K., Shea, S., & Saykin, A. (1999). Functional MRI localisation of central nervous system regions associated with volitional inspiration in humans. *The Journal of Physiology*, *520*(2), 383-392. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1999.00383.x>
53. Falgairolle, M., de Seze, M., Juvin, L., Morin, D., & Cazalets, J. (2006). Coordinated network functioning in the spinal cord: An evolutionary perspective. *Journal of Physiology-Paris*, *100*(5-6), 304-316. <https://doi.org/10.1016/j.jphysparis.2007.05.003>
54. 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>
55. Field, A. (2017). *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics* (5th Edition). Sage Publications Inc.

56. 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>
57. Fitzsimmons, N. (2009). Extracting kinematic parameters for monkey bipedal walking from cortical neuronal ensemble activity. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 3. <https://doi.org/10.3389/neuro.07.003.2009>
58. Foerster, O. (1936). Motorische Felder und Bahnen. In O. Bumke & O. Foerster, *Handbook der Neurologie* (pp. 50-51). Springer.
59. Fogarty, M., Mantilla, C., & Sieck, G. (2018). Breathing: Motor Control of Diaphragm Muscle. *Physiology*, 33(2), 113-126. <https://doi.org/10.1152/physiol.00002.2018>
60. Fogarty, M., & Sieck, G. (2019). Evolution and Functional Differentiation of the Diaphragm Muscle of Mammals. *Compr Physiol*, 9(2), 715–766. <https://doi.org/10.1002/cphy.c180012>
61. Fournier, M., & Sieck, G. (1988). Somatotopy in the segmental innervation of the cat diaphragm. *Journal of Applied Physiology*, 64(1), 291-298. <https://doi.org/10.1152/jappl.1988.64.1.291>
62. Gandevia, S., McKenzie, D., & Neering, I. (1983). Endurance properties of respiratory and limb muscles. *Respiration Physiology*, 53(1), 47-61. [https://doi.org/10.1016/0034-5687\(83\)90015-4](https://doi.org/10.1016/0034-5687(83)90015-4)
63. Gargaglioni, L., & Milsom, W. (2007). Control of breathing in anuran amphibians. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Molecular & Integrative Physiology*, 147(3), 665-684. <https://doi.org/10.1016/j.cbpa.2006.06.040>
64. Gerscovich, E., Cronan, M., McGahan, J., Jain, K., Jones, C., & McDonald, C. (2001). Ultrasonographic evaluation of diaphragmatic motion. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 20(6), 597-604. <https://doi.org/10.7863/jum.2001.20.6.597>
65. 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>
66. Goldman, M., Loh, L., & Sears, T. (1985). The respiratory activity of human levator costae muscles and its modification by posture. *The Journal of Physiology*, 362(1), 189-204. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1985.sp015670>
67. Gordon, D., & Richmond, F. (1990). Topography in the phrenic motoneuron nucleus demonstrated by retrograde multiple-labelling techniques. *The Journal of Comparative Neurology*, 292(3), 424-434. <https://doi.org/10.1002/cne.902920308>

68. Gourine, A., & Spyer, K. (2009). Autonomic Nervous System: Central Respiratory Control. In *Encyclopedia of Neuroscience* (pp. 883-890). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-008045046-9.00652-5>
69. Graeber, G., & Nazim, M. (2007). The Anatomy of the Ribs and the Sternum and Their Relationship to Chest Wall Structure and Function. *Thoracic Surgery Clinics*, vol. 17(issue 4), 473-489. doi:10.1016/j.thorsurg.2006.12.010
70. Grélot, L., & Bianchi, A. (1997). Multifunctional Medullary Respiratory Neurons. In A. Miller, A. Bianchi & B. Bishop (eds.), A. Miller, A. Bianchi, B. Bishop, *Neural Control of the Respiratory Muscles* (pp. 297-304). CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9780429277740-25>
71. 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>
72. Grillner, S., & El Manira, A. (2020). Current Principles of Motor Control, with Special Reference to Vertebrate Locomotion. *Physiological Reviews*, 100(1), 271-320. <https://doi.org/10.1152/physrev.00015.2019>
73. 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>
74. Gubler, D., Mannion, A., Schenk, P., Gorelick, M., Helbling, D., Gerber, H., Toma, V., & Sprott, H. (2010). Ultrasound Tissue Doppler Imaging Reveals No Delay in Abdominal Muscle Feed-Forward Activity During Rapid Arm Movements in Patients With Chronic Low Back Pain. *Spine*, 35(16), 1506-1513. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181c3ed41>
75. 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>
76. Guz, A. (1997). Brain, breathing and breathlessness. *Respiration Physiology*, 109(3), 197-204. [https://doi.org/10.1016/S0034-5687\(97\)00050-9](https://doi.org/10.1016/S0034-5687(97)00050-9)
77. 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>

78. Harrison, G. (2005). The Anatomy and Physiology of the Diaphragm. In *Upper Gastrointestinal Surgery* (pp. 45-58). Springer-Verlag. https://doi.org/10.1007/1-84628-066-4_4
79. Hayashibe, M., & Shimoda, S. (2014). Synergetic motor control paradigm for optimizing energy efficiency of multijoint reaching via tacit learning. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 8. <https://doi.org/10.3389/fncom.2014.00021>
80. Head, H., & Holmes, G. (1911). Sensory disturbances from cerebral lesions. *Brain*, 34(2-3), 102-254. <https://doi.org/10.1093/brain/34.2-3.102>
81. Hemborg, B., & Moritz, U. (1985a). Intra-abdominal Pressure and Trunk Muscle Activity During Lifting. II. Chronic Low-Back Patients. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 17(1), 5–13.
82. 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.
83. 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.
84. Higenbottam, T., Allen, D., Loh, L., & Clark, T. (1977). Abdominal wall movement in normals and patients with hemidiaphragmatic and bilateral diaphragmatic palsy. *Thorax*, 32(5), 589-595. <https://doi.org/10.1136/thx.32.5.589>
85. 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>
86. 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>
87. 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)
88. 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>
89. 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>
90. 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>
91. 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/jap.2000.89.3.967>
92. 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>
93. 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>
94. Hodges, P., & Richardson, C. (1996). Inefficient Muscular Stabilization of the Lumbar Spine Associated With Low Back Pain. *Spine*, 21(22), 2640-2650. <https://doi.org/10.1097/00007632-199611150-00014>
95. 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)
96. 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>
97. 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.
98. 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>
99. 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>
100. Hudson, A., Butler, J., Gandevia, S., & De Troyer, A. (2010). Interplay Between the Inspiratory and Postural Functions of the Human Parasternal Intercostal

- Muscles. *Journal of Neurophysiology*, 103(3), 1622-1629. <https://doi.org/10.1152/jn.00887.2009>
101. Hug, F., Raux, M., Prella, M., Morelot-Panzini, C., Straus, C., & Similowski, T. (2006). Optimized analysis of surface electromyograms of the scalenes during quiet breathing in humans. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 150(1), 75-81. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2005.04.008>
 102. 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>
 103. 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>
 104. 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>
 105. 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>
 106. Ivanenko, Y., Dominici, N., Daprati, E., Nico, D., Cappellini, G., & Lacquaniti, F. (2011). Locomotor body scheme. *Human Movement Science*, 30(2), 341-351. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.04.001>
 107. Ivanenko, Y., & Gurfinkel, V. (2018). Human Postural Control. *Frontiers in Neuroscience*, 12. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00171>
 108. Jahn, K., Deutschländer, A., Stephan, T., Kalla, R., Hübner, K., Wagner, J., Strupp, M., & Brandt, T. (2008). Supraspinal locomotor control in quadrupeds and humans. In *Using Eye Movements as an Experimental Probe of Brain Function - A Symposium in Honor of Jean Büttner-Ennever* (pp. 353-362). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(08\)00652-3](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(08)00652-3)
 109. 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>

110. 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>
111. Karadimas, S., Satkunendrarajah, K., Laliberte, A., Ringuette, D., Weisspapir, I., Li, L., Gosgnach, S., & Fehlings, M. (2020). Sensory cortical control of movement. *Nature Neuroscience*, *23*(1), 75-84. <https://doi.org/10.1038/s41593-019-0536-7>
112. Kay, J., Petersen, E., & Vejby-Christensen, H. (1975). Breathing in man during steady-state exercise on the bicycle at two pedalling frequencies, and during treadmill walking. *The Journal of Physiology*, *251*(3), 645-656. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1975.sp011113>
113. Kelman, G., & Watson, A. (1973). EFFECT OF ADDED DEAD-SPACE ON PULMONARY VENTILATION DURING SUB-MAXIMAL, STEADY-STATE EXERCISE. *Quarterly Journal of Experimental Physiology and Cognate Medical Sciences*, *58*(4), 305-313. <https://doi.org/10.1113/expphysiol.1973.sp002224>
114. 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>
115. 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>
116. 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>
117. Klein, W. (2003). Role of the post-hepatic septum on breathing during locomotion in *Tupinambis merianae* (Reptilia: Teiidae). *Journal of Experimental Biology*, *206*(13), 2135-2143. <https://doi.org/10.1242/jeb.00400>
118. Klein, W., & Owerkowicz, T. (2006). Function of Intracoelomic Septa in Lung Ventilation of Amniotes: Lessons from Lizards. *Physiological and Biochemical Zoology*, *79*(6), 1019-1032. <https://doi.org/10.1086/507656>
119. 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>

120. Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurol. pro Praxi*(5), 270-275.
121. 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>
122. Kolář, P., Neuwirth, J., Šanda, J., Suchánek, V., Svata, Z., & Pivec, M. (2009). Analysis of diaphragm movement during tidal breathing and during its activation while breath holding using MRI synchronized with spirometry. *Physiol Res*, 58(3), 383-392.
123. Kolář, P. (2009a). *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén.
124. Kolář, P. (2009b). *Analýza zobrazení pohybu bránice magnetickou rezonancí v kombinaci se spirometrickým vyšetřením* [disertační práce]. 2. lékařská fakulta Univerzity Karlovy.
125. 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>
126. 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>
127. 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>
128. Kreitzer, S., Feldman, N., Saunders, N., & Ingram, R. (1978). Bilateral diaphragmatic paralysis with hypercapnic respiratory failure. *The American Journal of Medicine*, 65(1), 89-95. [https://doi.org/10.1016/0002-9343\(78\)90697-6](https://doi.org/10.1016/0002-9343(78)90697-6)
129. La Scaleia, V., Ivanenko, Y., Fabiano, A., Sylos-Labini, F., Cappellini, G., Picone, S., Paolillo, P., Di Paolo, A., & Lacquaniti, F. (2018). Early manifestation of arm–leg coordination during stepping on a surface in human neonates. *Experimental Brain Research*, 236(4), 1105-1115. <https://doi.org/10.1007/s00221-018-5201-y>
130. Lajoie, K., Andujar, J., Pearson, K., & Drew, T. (2010). Neurons in Area 5 of the Posterior Parietal Cortex in the Cat Contribute to Interlimb Coordination During Visually Guided Locomotion: A Role in Working Memory. *Journal of Neurophysiology*, 103(4), 2234-2254. <https://doi.org/10.1152/jn.01100.2009>

131. Lajoie, K., & Drew, T. (2007). Lesions of Area 5 of the Posterior Parietal Cortex in the Cat Produce Errors in the Accuracy of Paw Placement During Visually Guided Locomotion. *Journal of Neurophysiology*, 97(3), 2339-2354. <https://doi.org/10.1152/jn.01196.2006>
132. Lajoie, Y., Teasdale, N., Cole, J., Burnett, M., Bard, C., Fleury, M., Forget, R., Paillard, J., & Lamarre, Y. (1996). Gait of a deafferented subject without large myelinated sensory fibers below the neck. *Neurology*, 47(1), 109-115. <https://doi.org/10.1212/WNL.47.1.109>
133. 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>
134. 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>
135. Laroche, C., Carroll, N., Moxham, J., & Green, M. (1988). Clinical Significance of Severe Isolated Diaphragm Weakness. *American Review of Respiratory Disease*, 138(4), 862-866. <https://doi.org/10.1164/ajrccm/138.4.862>
136. 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>
137. 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>
138. Le Ray, D., Juvin, L., Ryczko, D., & Dubuc, R. (2011). Supraspinal control of locomotion. V Breathe, Walk and Chew: The Neural Challenge: Part II (stránky 51-70). Elsevier. doi:10.1016/B978-0-444-53825-3.00009-7
139. 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>
140. Iriki, A., Tanaka, M., & Iwamura, Y. (1996). Coding of modified body schema during tool use by macaque postcentral neurones. *NeuroReport*, 7(14), 2325-2330. <https://doi.org/10.1097/00001756-199610020-00010>

141. 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>
142. Lyson, T., Schachner, E., Botha-Brink, J., Scheyer, T., Lambertz, M., Bever, G., Rubidge, B., & de Queiroz, K. (2014). Origin of the unique ventilatory apparatus of turtles. *Nature Communications*, 5(1). <https://doi.org/10.1038/ncomms6211>
143. Maclarnon, A., & Hewitt, G. (2004). Increased breathing control: Another factor in the evolution of human language. *Evolutionary Anthropology: Issues, News, and Reviews*, 13(5), 181-197. <https://doi.org/10.1002/evan.20032>
144. Maina, J. (2000). What it takes to fly: the structural and functional respiratory refinements in birds and bats. *J Exp Biol*, 203(20), 3045-64.
145. Maish, M. (2010). The Diaphragm. *Surgical Clinics of North America*, 90(5), 955-968. <https://doi.org/10.1016/j.suc.2010.07.005>
146. Mantilla, C., Seven, Y., & Sieck, G. (2014). Convergence of Pattern Generator Outputs on a Common Mechanism of Diaphragm Motor Unit Recruitment. In *The Central Nervous System Control of Respiration* (pp. 309-329). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63274-6.00016-3>
147. Maskill, D., Murphy, K., Mier, A., Owen, M., & Guz, A. (1991). Motor cortical representation of the diaphragm in man. *The Journal of Physiology*, 443(1), 105-121. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1991.sp018825>
148. Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38(1), 35-56. [https://doi.org/10.1016/0301-0082\(92\)90034-C](https://doi.org/10.1016/0301-0082(92)90034-C)
149. Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, 4(6), 877-887. [https://doi.org/10.1016/0959-4388\(94\)90137-6](https://doi.org/10.1016/0959-4388(94)90137-6)
150. Massion, J., Alexandrov, A., & Frolov, A. (2004). Why and how are posture and movement coordinated?. In *Brain Mechanisms for the Integration of Posture and Movement* (pp. 13-27). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(03\)43002-1](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(03)43002-1)
151. McCool, F., Manzoor, K., & Minami, T. (2018). Disorders of the Diaphragm. *Clinics in Chest Medicine*, vol. 39(issue 2), 345-360. doi:10.1016/j.ccm.2018.01.012
152. McCully, K., & Faulkner, J. (1983). Length-tension relationship of mammalian diaphragm muscles. *Journal of Applied Physiology*, 54(6), 1681-1686. <https://doi.org/10.1152/jappl.1983.54.6.1681>

153. McKay, L., Evans, K., Frackowiak, R., & Corfield, D. (2003). Neural correlates of voluntary breathing in humans. *Journal of Applied Physiology*, 95(3), 1170-1178. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00641.2002>
154. McKenzie, D., Butler, J., & Gandevia, S. (2009). Respiratory muscle function and activation in chronic obstructive pulmonary disease. *Journal of Applied Physiology*, 107(2), 621-629. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00163.2009>
155. McMinn, R. (2019). *Last's Anatomy - Revised Edition* (9th edition). Churchill Livingstone.
156. Mead, J., Yoshino, K., Kikuchi, Y., Barnas, G., & Loring, S. (1990). Abdominal pressure transmission in humans during slow breathing maneuvers. *Journal of Applied Physiology*, 68(5), 1850-1853. <https://doi.org/10.1152/jappl.1990.68.5.1850>
157. Mehta, R., Cannella, M., Henry, S., Smith, S., Giszter, S., & Silfies, S. (2017). Trunk Postural Muscle Timing Is Not Compromised In Low Back Pain Patients Clinically Diagnosed With Movement Coordination Impairments. *Motor Control*, 21(2), 133-157. <https://doi.org/10.1123/mc.2015-0049>
158. Miller, A., Bianchi, A., & Bishop, B. (2019). *Neural Control of the Respiratory Muscles*. CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9780429277740>
159. Minassian, K., Hofstoetter, U., Dzeladini, F., Guertin, P., & Ijspeert, A. (2017). The Human Central Pattern Generator for Locomotion: Does It Exist and Contribute to Walking?. *The Neuroscientist*, 23(6), 649-663. <https://doi.org/10.1177/1073858417699790>
160. Mittal, R., Rochester, D., & McCallum, R. (1988). Electrical and mechanical activity in the human lower esophageal sphincter during diaphragmatic contraction. *Journal of Clinical Investigation*, 81(4), 1182-1189. <https://doi.org/10.1172/JCI113433>
161. Mizuno, M. (1991). Human respiratory muscles: fibre morphology and capillary supply. *Eur Respir J*, 4(5), 587-601.
162. Mognoni, P., Saibene, F., & Sant'Ambrogio, G. (1969). Contribution of the diaphragm and the other inspiratory muscles to different levels of tidal volume and static inspiratory effort in the rabbit. *The Journal of Physiology*, 202(3), 517-534. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1969.sp008825>
163. Mohan, V., Paungmali, A., Sitilerpisan, 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>

164. Monjo, F., Terrier, R., & Forestier, N. (2015). Muscle fatigue as an investigative tool in motor control: A review with new insights on internal models and posture–movement coordination. *Human Movement Science*, *44*, 225-233. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.09.006>
165. Moore, K., Persaud, T., & Torchia, M. (2011). *The Developing Human: Clinically Oriented Embryology* (9th edition). Elsevier Health Sciences.
166. Mori, S., Nishimura, H., Kurakami, C., Yamamura, T., & Aoki, M. (1978). Controlled locomotion in the mesencephalic cat: distribution of facilitatory and inhibitory regions within pontine tegmentum. *Journal of Neurophysiology*, *41*(6), 1580-1591. <https://doi.org/10.1152/jn.1978.41.6.1580>
167. Mortola, J., & Sant'Ambrogio, G. (1978). Motion of the Rib Cage and the Abdomen in Tetraplegic Patients. *Clinical Science*, *54*(1), 25-32. <https://doi.org/10.1042/cs0540025>
168. 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>
169. 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>
170. Nason, L., Walker, C., McNeeley, M., Burivong, W., Fligner, C., & Godwin, J. (2012). Imaging of the Diaphragm: Anatomy and Function. *RadioGraphics*, *32*(2), E51-E70. <https://doi.org/10.1148/rg.322115127>
171. Negrini, D., & Moriondo, A. (2013). Pleural function and lymphatics. *Acta Physiologica*, *207*(2), 244-259. <https://doi.org/10.1111/apha.12016>
172. 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>
173. Nieoullon, A., & Gahéry, Y. (1978). Influence of pyramidotomy on limb flexion movements induced by cortical stimulation and on associated postural adjustment in the cat. *Brain Research*, *149*(1), 39-52. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(78\)90586-3](https://doi.org/10.1016/0006-8993(78)90586-3)
174. 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>
175. 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)
176. Novak, J., Jacisko, J., Busch, A., Cerny, P., Stribrny, 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>
177. 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>
178. Oakes, P., & Tubbs, R. (2020). The Diaphragm. In *Surgical Anatomy of the Lateral Transpoas Approach to the Lumbar Spine* (pp. 35-43). Elsevier.
<https://doi.org/10.1016/B978-0-323-67376-1.00005-7>
179. Opris, I., Dai, X., Johnson, D., Sanchez, F., Villamil, L., Xie, S., Lee-Hauser, C., Chang, S., Jordan, L., & Noga, B. (2019). Activation of Brainstem Neurons During Mesencephalic Locomotor Region-Evoked Locomotion in the Cat. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 13. <https://doi.org/10.3389/fnsys.2019.00069>
180. Oshikawa, T., Adachi, G., Akuzawa, H., Okubo, Y., & Kaneoka, K. (2022). The Influence of Anticipation of Movement Starting Time on Feedforward Activation of Trunk Muscles During Rapid Shoulder Joint Movements. *Journal of Human Kinetics*, 84, 43-52. <https://doi.org/10.2478/hukin-2022-000073>
181. 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>
182. 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>
183. Perry, S., Klein, W., & Codd, J. (2009). Trade-offs in the Evolution of the Respiratory Apparatus of Chordates. In M. Glass & S. Wood (eds.), M. Glass, S. Wood, *Cardio-Respiratory Control in Vertebrates* (pp. 193-204). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-540-93985-6_9
184. Perry, S., Similowski, T., Klein, W., & Codd, J. (2010). The evolutionary origin of the mammalian diaphragm. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 171(1), 1-16. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2010.01.004>

185. Phillips, J., Hewes, A., & Schwenk, K. (2020). The mechanics of air breathing in gray tree frog tadpoles, *Hyla versicolor* (Anura: Hylidae). *The Journal of Experimental Biology*, 223(5). <https://doi.org/10.1242/jeb.219311>
186. Pickering, M., & Jones, J. (2002). The diaphragm: two physiological muscles in one. *Journal of Anatomy*, 201(4), 305-312. <https://doi.org/10.1046/j.1469-7580.2002.00095.x>
187. 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>
188. 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>
189. Prates Júnior, A., Vasques, L., & Bordoni, L. (2018). Anatomical variations of the phrenic nerve: an actualized review. *Journal of Morphological Sciences*, 32(01), 053-056. <https://doi.org/10.4322/jms.070114>
190. Prilutsky, B. (2000). Coordination of Two- and One-Joint Muscles: Functional Consequences and implications for Motor Control. *Motor Control*, 4(1), 1-44. <https://doi.org/10.1123/mcj.4.1.1>
191. Provine, R. (2017). Laughter as an approach to vocal evolution: The bipedal theory. *Psychonomic Bulletin & Review*, 24(1), 238-244. <https://doi.org/10.3758/s13423-016-1089-3>
192. Ramsay, S., Adams, L., Murphy, K., Corfield, D., Grootenck, S., Bailey, D., Frackowiak, R., & Guz, A. (1993). Regional cerebral blood flow during volitional expiration in man: a comparison with volitional inspiration. *The Journal of Physiology*, 461(1), 85-101. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1993.sp019503>
193. 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>
194. Rassier, D., MacIntosh, B., & Herzog, W. (1999). Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 86(5), 1445-1457. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.5.1445>
195. Rimmer, K., Ford, G., & Whitelaw, W. (1995). Interaction between postural and respiratory control of human intercostal muscles. *Journal of Applied Physiology*, 79(5), 1556-1561. <https://doi.org/10.1152/jappl.1995.79.5.1556>

196. Rosslenbroich, B. (2014). Endothermy. In B. Rosslenbroich, *On the Origin of Autonomy* (pp. 149-159). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-04141-4_9
197. 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>
198. Sant'Ambrogio, G., Frazier, D., Wilson, M., & Agostoni, E. (1963). Motor innervation and pattern of activity of cat diaphragm. *Journal of Applied Physiology*, *18*(1), 43-46. <https://doi.org/10.1152/jappl.1963.18.1.43>
199. Sant'ambrogio, G., & Camporesi, E. (1973). Contribution of various inspiratory muscles to ventilation and the immediate and distant effect of diaphragmatic paralysis. *Acta Neurobiol Exp (Wars)*, *33*(1), 401-9.
200. Sant'Ambrogio, G., Decandia, M., & Provini, L. (1966). Diaphragmatic contribution to respiration in the rabbit. *Journal of Applied Physiology*, *21*(3), 843-847. <https://doi.org/10.1152/jappl.1966.21.3.843>
201. 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>
202. 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>
203. Sefton, E., Gallardo, M., & Kardon, G. (2018). Developmental origin and morphogenesis of the diaphragm, an essential mammalian muscle. *Developmental Biology*, *440*(2), 64-73. <https://doi.org/10.1016/j.ydbio.2018.04.010>
204. Shadmehr, R. (2017). Distinct neural circuits for control of movement vs. holding still. *Journal of Neurophysiology*, *117*(4), 1431-1460. <https://doi.org/10.1152/jn.00840.2016>
205. Sharshar, T., Hopkinson, N., Ross, E., Jonville, S., Dayer, M., Nickol, A., Lofaso, F., Moxham, J., & Polkey, M. (2005). Motor control of the costal and crural diaphragm – insights from transcranial magnetic stimulation in man. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, *146*(1), 5-19. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2004.10.010>
206. Shik, M., & Orlovsky, G. (1976). Neurophysiology of locomotor automatism. *Physiological Reviews*, *56*(3), 465-501. <https://doi.org/10.1152/physrev.1976.56.3.465>

207. 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>
208. Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2011). *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice* (4th edition). Lippincott Williams & Wilkins.
209. Schmidt, M., & Martin Wild, J. (2014). The respiratory-vocal system of songbirds. In *Breathing, Emotion and Evolution* (pp. 297-335). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63488-7.00015-X>
210. Schoenwolf, G., Bleyl, S., & Francis-West, P. (2014). *Larsen's Human Embryology* (5th Edition). Churchill Livingstone.
211. 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>
212. 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>
213. Smith, J., Abdala, A., Borgmann, A., Rybak, I., & Paton, J. (2013). Brainstem respiratory networks: building blocks and microcircuits. *Trends in Neurosciences*, *36*(3), 152-162. <https://doi.org/10.1016/j.tins.2012.11.004>
214. Sparrey, C., Bailey, J., Safaee, 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>
215. 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>
216. Stanton, T., & Kawchuk, G. (2008). The Effect of Abdominal Stabilization Contractions on Posteroanterior Spinal Stiffness. *Spine*, *33*(6), 694-701. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318166e034>
217. Stickford, A., & Stickford, J. (2014). Ventilation and Locomotion in Humans: Mechanisms, Implications, and Perturbations to the Coupling of These Two

- Rhythms. *Springer Science Reviews*, 2(1-2), 95-118. <https://doi.org/10.1007/s40362-014-0020-4>
218. 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>
219. Strohl, K., Mead, J., Banzett, R., Loring, S., & Kosch, P. (1981). Regional differences in abdominal muscle activity during various maneuvers in humans. *Journal of Applied Physiology*, 51(6), 1471-1476. <https://doi.org/10.1152/jappl.1981.51.6.1471>
220. Strohl, K., Mead, J., Banzett, R., Lehr, J., Loring, S., & O'Cain, C. (1984). Effect of Posture on Upper and Lower Rib Cage Motion and Tidal Volume during Diaphragm Pacing. *American Review of Respiratory Disease*, 130(2), 320-321. <https://doi.org/10.1164/arrd.1984.130.2.320>
221. 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>
222. Sun, Q.-J., Bautista, T., Berkowitz, R., Zhao, W.-J., & Pilowsky, P. (2011). The temporal relationship between non-respiratory burst activity of expiratory laryngeal motoneurons and phrenic apnoea during stimulation of the superior laryngeal nerve in rat. *The Journal of Physiology*, vol. 589(issue 7), 1819-1830. doi:10.1113/jphysiol.2010.203794
223. Takakusaki, K. (2013). Neurophysiology of gait: From the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders*, 28(11), 1483-1491. <https://doi.org/10.1002/mds.25669>
224. Takakusaki, K. (2017). Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *Journal of Movement Disorders*, 10(1), 1-17. <https://doi.org/10.14802/jmd.16062>
225. Takakusaki, K., Chiba, R., Nozu, T., & Okumura, T. (2016). Brainstem control of locomotion and muscle tone with special reference to the role of the mesopontine tegmentum and medullary reticulospinal systems. *Journal of Neural Transmission*, 123(7), 695-729. <https://doi.org/10.1007/s00702-015-1475-4>
226. Tanaka, K., Kanamaru, H., Morikawa, A., & Kawaguchi, K. (2016). Central Hypoventilation Syndrome Complicated with Lateral Medullary Infarction after Endovascular Treatment of the Vertebral Artery Dissecting Aneurysm: A Case

- Report. *NMC Case Report Journal*, 3(4), 133-136.
<https://doi.org/10.2176/nmccrj.cr.2016-0067>
227. Taylor, E., Leite, C., McKenzie, D., & Wang, T. (2010). Control of respiration in fish, amphibians and reptiles. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 43(5), 409-424. <https://doi.org/10.1590/S0100-879X2010007500025>
228. Tickle, P., Ennos, A., Lennox, L., Perry, S., & Codd, J. (2007). Functional significance of the uncinata processes in birds. *Journal of Experimental Biology*, 210(22), 3955-3961. <https://doi.org/10.1242/jeb.008953>
229. Ting, L., & McKay, J. (2007). Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current Opinion in Neurobiology*, 17(6), 622-628. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2008.01.002>
230. 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>
231. 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>
232. Tzelepis, G., Nasiff, L., McCool, F., & Hammond, J. (1996). Transmission of pressure within the abdomen. *Journal of Applied Physiology*, 81(3), 1111-1114. <https://doi.org/10.1152/jap.1996.81.3.1111>
233. Uga, M., Niwa, M., Ochiai, N., & Sasaki, S. (2010). Activity patterns of the diaphragm during voluntary movements in awake cats. *The Journal of Physiological Sciences*, 60(3), 173-180. <https://doi.org/10.1007/s12576-009-0081-3>
234. Uhlrich, S., Jackson, R., Seth, A., Kolesar, J., & Delp, S. (2022). Muscle coordination retraining inspired by musculoskeletal simulations reduces knee contact force. *Sci Rep*, 12. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-13386-9>
235. Urmev, W., Loring, S., Mead, J., Slutsky, A., Sarkarati, M., Rossier, A., & Brown, R. (1986). Upper and lower rib cage deformation during breathing in quadriplegics. *Journal of Applied Physiology*, 60(2), 618-622. <https://doi.org/10.1152/jap.1986.60.2.618>
236. 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>

237. Valentin, S., & Licka, T. (2015). Comparative need for spinal stabilisation between quadrupedal and bipedal locomotion. *Comparative Exercise Physiology*, *11*(2), 95-105. <https://doi.org/10.3920/CEP150008>
238. Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita. Část 1. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *(9)*, 115-121.
239. 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>
240. Vera-Garcia, F., Brown, S., Gray, J., & McGill, S. (2006). Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clinical Biomechanics*, *21*(5), 443-455. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.006>
241. Vishwanath, T., Geetha, M., & Keval, P. (2016). Evaluation of thickness of normal diaphragm by B mode ultrasound. *International Journal of Contemporary Medical Research*, *3*(9), 2658-2660.
242. 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>
243. Wallden, M. (2017). The diaphragm – More than an inspired design. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *21*(2), 342-349. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.03.013>
244. 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>
245. 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>
246. 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>
247. 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>

248. Yamaguchi, T. (1992). Activity of Cervical Neurons during Forelimb Fictive Locomotion in Decerebrate Cats. *The Japanese Journal of Physiology*, 42(3), 501-514. <https://doi.org/10.2170/jjphysiol.42.501>
249. Young, R., Page, A., Cooper, N., Frisby, C., & Blackshaw, L. (2010). Sensory and Motor Innervation of the Crural Diaphragm by the Vagus Nerves. *Gastroenterology*, 138(3), 1091-1101.e5. <https://doi.org/10.1053/j.gastro.2009.08.053>
250. Zehr, E., Barss, T., Dragert, K., Frigon, A., Vasudevan, E., Haridas, C., Hundza, S., Kaupp, C., Klarner, T., Klimstra, M., Komiyama, T., Loadman, P., Mezzarane, R., Nakajima, T., Pearcey, G., & Sun, Y. (2016). Neuromechanical interactions between the limbs during human locomotion: an evolutionary perspective with translation to rehabilitation. *Experimental Brain Research*, 234(11), 3059-3081. <https://doi.org/10.1007/s00221-016-4715-4>
251. Zehr, E., Balter, J., Ferris, D., Hundza, S., Loadman, P., & Stoloff, R. (2007). Neural regulation of rhythmic arm and leg movement is conserved across human locomotor tasks. *The Journal of Physiology*, 582(1), 209-227. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.133843>
252. Zehr, E., Carroll, T., Chua, R., Collins, D., Frigon, A., Haridas, C., Hundza, S., & Thompson, A. (2004). Possible contributions of CPG activity to the control of rhythmic human arm movement. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 82(8-9), 556-568. <https://doi.org/10.1139/y04-056>
253. Zhang, G., Chen, X., Ohgi, J., Miura, T., Nakamoto, A., Matsumura, C., Sugiura, S., & Hisada, T. (2016). Biomechanical simulation of thorax deformation using finite element approach. *BioMedical Engineering OnLine*, 15(1). <https://doi.org/10.1186/s12938-016-0132-y>
254. Ziaefar, M., Sarrafzadeh, J., Noorizadeh Dehkordi, S., Arab, A., Haghghatkhah, H., & Zendehtdel 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>

10 SEZNAM PUBLIKACÍ

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

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Stanovisko etické komise k výzkumnému projektu.



FN MOTOL

ETICKÁ KOMISE PRO MULTICENTRICKÁ KLINICKÁ HODNOCENÍ
FAKULTNÍ NEMOCNICE V MOTOLE
Ethics Committee for Multi-Centric Clinical Trials of the University Hospital Motol

✉ V úvalu 84, 150 06 Praha 5 ☎ 224 431 195 📠 224 431 196 🌐
etickakomise@fnmotol.cz
www.fnmotol.cz

STANOVISKO ETICKÉ KOMISE K VÝZKUMNÉMU PROJEKTU *OPINION OF THE ETHICS COMMITTEE ON RESEARCH PROJECT*

Název projektu / *Full Title of the Project* :

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

Zadavatelé, žadatelé a řešitelé / *Sponsors, Applicants and Investigators*:

**Mgr. Martin Šembera a Prof. PaedDr. Pavel Kolář, Ph.D.,
Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství FN Motol a 2. LF UK,
V Úvalu 84, 150 06 Praha 5**

EK vydává souhlasné stanovisko / *EC issue favourable opinion*

Datum přijetí / *Date of Submission*: **26. 2. 2021**

Č.j: **EK- 237/21**

Datum jednání EK / *Date of EC Session*: **24. 3. 2021**

Etická komise prohlašuje, že byla ustavena a pracuje podle jednacího řádu v souladu se správnou klinickou praxí (GCP) a platnými předpisy / *The Ethics committee hereby declares that it was established and operates in accordance with its Rules of Procedure in compliance with Good Clinical Practice and valid legal regulations.*

24. 3. 2021

MUDr. Vratislav Šmelhaus

.....
Datum / *Date*

.....
předseda / *Chairman*

.....
podpis předsedy EK / *Signature of Chairman*

Příloha 2. Vzor informovaného souhlasu s účastí na vyšetření v rámci výzkumné vědecké práce.

Informovaný souhlas

Vyšetření v rámci výzkumné vědecké práce:

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

Jméno a příjmení probanda:

.....

Použité vyšetřovací metody:

DNS Brace je diagnosticko-terapeutický přístroj, který slouží k měření schopnosti expandovat břišní stěnu v závislosti na vzestupu nitrobřišního tlaku. Expanze břišní stěny je snímána povrchově pomocí tlakových senzorů, umístěných na ortéze, a data jsou exportována systémem Bluetooth do mobilního telefonu.

Ultrasonografie je bezbolestné neinvazivní vyšetření, bez škodlivých účinků, které využívá schopnosti ultrazvuku procházet tkáněmi a odrážet se v místech, kde se mění hustota tkání. Sonografická sonda je umístěna do pravého podžebří a je nasměrována tak, aby zachytila dorzální část pravé poloviny bránice.

Spirometrie je neinvazivní metoda určená k vyšetření dýchání. Vyšetřovaný má v ústech speciální náustek, skrze který se nadechuje a vydechuje. Spirometr zaznamenává objem vdechnutého a vydechnutého vzduchu, výdechovou rychlost a další parametry.

Tyto metody budou použity k vyšetření a sběru dat pro výzkumnou vědeckou práci (Autor: **Mgr. Martin Šembera, vedoucí práce: Prof. PaedDr. Pavel Kolář, Ph.D., Klinika Rehabilitace a Tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol**)

Příprava k vyšetření:

Celé vyšetření bude probíhat ve stoji. Na probanda bude připevněn přístroj DNS Brace tak, aby byly senzory umístěny do oblasti nad tříselným vazem a trigonum lumbale. Do úst mu bude vložen náustek připojený ke spirometru, a nosní průduchy budou uzavřeny měkkým

kolíčkem. Ultrasonografická sonda pak bude umístěna do oblasti pravého podžebří tak, aby došlo k zobrazení dorzální části pravé poloviny bránice.

Vlastní vyšetření

Vlastní vyšetření proběhne ve třech posturálních situacích, a každá situace bude třikrát opakována. Vyšetření bude vždy zahájeno jedním hlubokým nádechem s následným prudkým výdechem. V první situaci bude vyšetřována pouze posturální funkce bránice, kdy na konci klidového nádechu a výdechu proband zadrží dech, zvedne a položí závaží o hmotnosti 20 % jeho tělesné hmotnosti. Ve druhé situaci proband provede 2 klidové nádechy a výdechy, a poté 2 nádechy a výdechy, zatímco bude držet zvednuté závaží o hmotnosti 20 % jeho tělesné hmotnosti. Ve třetí situaci proband provede 2 klidové nádechy a výdechy, a poté 2 nádechy a výdechy s volným zpevněním břišní stěny, zatímco bude držet zvednuté závaží o hmotnosti 20 % jeho tělesné hmotnosti. Následně bude vyšetření ukončeno.

Jednotlivé situace budou nejprve nacvičeny bez použití vyšetřovacích metod. Samotné vyšetření je bezpečné a nebolestivé.

Zpracování dat

Změny pohybu bránice, dechových objemů a tlaků, vytvořené břišními svaly, jsou v průběhu celého vyšetření zaznamenávány přístroji, a následně budou vyhodnoceny. Zpracovaná data budou sloužit jako podklad pro vědeckou práci a budou použita k odborné publikační činnosti. Zveřejněná data budou zcela anonymní.

Byl/a jsem informován/a o průběhu vyšetření s použitím DNS brace, spirometrie a ultrasonografie. Byl/a jsem informována o důvodu vyšetření a o následném zpracování získaných dat. Všem rozumím a měl/a jsem možnost se zeptat na vše, co považuji za podstatné. Považuji poučení za úplné a srozumitelné. Souhlasím s provedením výše popsaného. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu. Souhlasím se zhotovením, zpracováním a následným použitím získaných dat a jejich poskytnutím dalším zdravotnickým pracovníkům k vědeckým účelům. Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží zákonný zástupce a druhý řešitel projektu.

V Praze dne:

Podpis probanda:

Podpis vyšetřující osoby:

Příloha 3. Vzor čestného prohlášení o zdravotní způsobilosti pro účast ve studii.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ O ZDRAVOTNÍ ZPŮSOBILOSTI PRO ÚČAST VE STUDII

Já, níže podepsaný/á

Jméno a příjmení:

.....

Datum narození:

.....

Adresa trvalého bydliště:

.....

čestně prohlašuji, na základě znalosti svého zdravotního stavu, že splňuji níže uvedené podmínky pro přijetí do studie, zaměřené na vyšetření posturální funkce bránice.

Svým podpisem stvrzuji, že:

- 1) se cítím být zdrav/a;
- 2) v posledních 4 týdnech jsem nebyl nemocný, neutrpěl úraz ani nepodstoupil operaci;
- 3) v minulosti jsem nebyl operován v oblasti břicha nebo páteře;
- 4) netrpím bolestmi v bederní nebo pánevní oblasti;
- 5) netrpím akutním ani chronickým onemocněním pohybového či dýchacího systému;
- 6) nemám brániční kýlu ani příznaky gastroezofageálního refluxu;
- 7) nejsem těhotná.

V dne

Podpis: