

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Michaela Poskočilová

**Vliv asymetrického posturálního zatížení na
pohyb pravé poloviny bránice**

Diplomová práce

Praha 2024

Autor práce: Bc. Michaela Poskočilová

Vedoucí práce: Mgr. Martin Šembera, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Stanislav Machač, Ph.D.

Datum obhajoby: 10.6.2024

Bibliografický záznam

POSKOČILOVÁ, Michaela. *Vliv asymetrického posturálního zatížení na pohyb pravé poloviny bránice*. Diplomová práce. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2024.

Abstrakt

Diplomová práce se zabývala vlivem asymetrického posturálního zatížení na pohyb pravé poloviny bránice. Hlavním cílem práce bylo posoudit, jak toto asymetrické zatížení ovlivňuje nádechové a výdechové pozice bránice a exkurze bránice.

Teoretická část práce shrnuje základní poznatky týkající se bránice, hlavního dechového svalu. Jednotlivé kapitoly se zabývají její anatomii, funkcemi či vztahem k dalším strukturám lidského těla. Podrobněji je také popsána hemiparéza bránice jako obraz unilaterálního poškození. Další kapitoly se věnují vyšetření bránice pomocí ultrasonografie, stabilizaci páteře a trupové asymetrii.

Metodika: Výzkumu se zúčastnilo 40 zdravých probandů. Ultrasonografické vyšetření pravé poloviny bránice bylo provedeno v M-módu během klidového a zátěžového dýchání vyvolaného zvednutím kettlebellu jednou rukou na kontralaterální a ipsilaterální straně. Z výsledného záznamu byla změřena vzdálenost bránice od ultrasonografické sondy v nádechové a výdechové pozici, a následně též vypočítána velikost dechových exkurzí.

Výsledky: Při porovnání dýchání během kontralaterálního a ipsilaterálního zatížení byl zaznamenán statisticky významný rozdíl ve výdechové pozici bránice ($p < 0.001$) a dechových exkurzí bránice ($p < 0.001$), ale nikoliv v nádechové pozici bránice ($p = 0.997$). Porovnáním klidového dýchání s kontralaterálním zatížením byl zjištěn rozdíl v nádechové pozici bránice ($p = 0.004$) a dechových exkurzích ($p < 0.001$), ale nikoliv ve výdechové pozici bránice ($p = 0.872$). Porovnáním klidového dýchání s ipsilaterálním zatížením byl pozorován rozdíl u všech tří sledovaných parametrů – nádechové pozice bránice ($p = 0.005$), výdechové pozice bránice ($p < 0.001$) a dechových exkurzích ($p = 0.023$).

Závěr: Tato práce prokázala rozdílnou odpověď pravé poloviny bránice na kontralaterální a ipsilaterální zatížení. Pravá polovina bránice byla při ipsilaterální posturální zátěži v kaudálnějším pozici během výdechu a dosahovala tak i menších posturálně-respiračních exkurzí ve srovnání s kontralaterálním zatížením.

Klíčová slova

Dýchání, hemiparéza bránice, exkurze bránice, M-mód ultrasonografie, low back pain

Bibliographic Record

POSKOČILOVÁ, Michaela. *The effect of asymmetric postural loading on the movement of the right hemidiaphragm*. Master's Thesis. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, Clinic of Rehabilitation and Physical Medicine, 2024.

Abstract

The thesis deals with the effect of asymmetric postural loading on the movement of the right hemidiaphragm. The main aim of the thesis was to assess how this asymmetric loading affects the inspiration and expiration positions of the diaphragm and diaphragmatic excursion.

The theoretical part of the thesis summarizes the basic knowledge related to the diaphragm, the main respiratory muscle. Individual chapters deal with its anatomy, functions, or its relationship to other structures of the human body. Hemiparesis of the diaphragm as a manifestation of unilateral damage is also described in detail. Further chapters focus on diaphragm examination using ultrasonography, spine stabilization, and trunk asymmetry.

Methodology: The study involved 40 healthy subjects. Ultrasonographic examination of the right half of the diaphragm was performed in M-mode during tidal and loaded breathing induced by lifting a kettlebell with one hand on the contralateral and ipsilateral sides. From the resulting record, the distance of the diaphragm from the ultrasonographic probe in the inspiratory and expiratory positions was measured, and subsequently, the size of diaphragmatic excursions was calculated.

Results: When comparing breathing during contralateral and ipsilateral loading, a statistically significant difference was observed in the expiratory position of the diaphragm ($p < 0.001$) and diaphragmatic excursions ($p < 0.001$), but not in the inspiratory position of the diaphragm ($p = 0.997$). Comparing tidal breathing with contralateral loading revealed a difference in the inspiratory position of the diaphragm ($p = 0.004$) and diaphragmatic excursions ($p < 0.001$), but not in the expiratory position of the diaphragm ($p = 0.872$). Comparing tidal breathing with ipsilateral loading showed differences in all three observed parameters - inspiratory position of the diaphragm ($p = 0.005$), expiratory position of the diaphragm ($p < 0.001$), and diaphragmatic excursions ($p = 0.023$).

Conclusion: This study demonstrated a differential response of the right half of the diaphragm to contralateral and ipsilateral loading. The right half of the diaphragm was in a more caudal position during expiration with ipsilateral postural loading, resulting in smaller postural-respiratory excursions compared to contralateral loading.

Keywords

Breathing, diaphragmatic hemiparesis, diaphragmatic excursion, M-mode ultrasonography, low back pain

Prohlášení

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

V Praze 27. 4. 2024

Bc. Michaela Poskočilová

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu mé práce Mgr. Martinovi Šemberovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a připomínky v průběhu zpracování práce a pomoc při realizaci praktické části. Děkuji Andrew Buschovi za statistické zpracování naměřených dat. Dále pak Centru pohybové medicíny Pavla Koláře za poskytnutí prostor a ultrazvukového přístroje a všem zúčastněným probandům za jejich ochotu a účast na praktickém měření. V neposlední řadě patří velké díky mojí rodině a přátelům za podporu.

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK	7
ÚVOD	8
1 BRÁNICE	10
1.1 ONTOGENEZE BRÁNICE A DÝCHÁNÍ.....	11
1.2 FUNKCE BRÁNICE.....	12
1.2.1 Dechová funkce bránice	12
1.2.2 Posturální funkce bránice	14
1.3 VZTAH BRÁNICE K DALŠÍM STRUKTURÁM	15
1.4 EXKURZE BRÁNICE.....	17
2 PARÉZA BRÁNICE	19
2.1 KLINICKÝ OBRAZ	20
2.2 UNILATERÁLNÍ PARÉZA BRÁNICE.....	21
2.2.1 Hemiparéza bránice po cévní mozkové příhodě.....	21
2.3 DIAGNOSTIKA	22
2.4 LÉČBA	24
3 VYŠETŘENÍ BRÁNICE	26
3.1 ULTRASONOGRAFIE	26
3.1.1 Echogenita tkání	27
3.1.2 Módy ultrasonografie	28
3.1.3 Sondy	29
3.1.4 Sonografické vyšetření bránice	30
4 TRUPOVÁ STABILIZACE	33
4.1 BOLEST ZAD	34
4.1.1 Změny pohybu bránice ve vztahu k low back pain	35
5 ASYMETRICKÁ POSTURÁLNÍ ZÁTĚŽ	37
5.1 ZAPOJENÍ STABILIZAČNÍCH SVALŮ TRUPU	37
5.2 LOW BACK PAIN	38
6 CÍLE A HYPOTÉZY	40
6.1 HYPOTÉZA H1	40
6.2 HYPOTÉZA H2.....	40
6.3 HYPOTÉZA H3.....	40
6.4 HYPOTÉZA H4.....	40
6.5 HYPOTÉZA H5.....	40
6.6 HYPOTÉZA H6.....	40
7 METODIKA	41
7.1 CHARAKTERISTIKA SOUBORU	41
7.2 ULTRASONOGRAFICKÉ VYŠETŘENÍ	42
7.2.1 Reliabilita ultrasonografického měření	43
7.3 PRŮBĚH MĚŘENÍ.....	44
7.4 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT	46
8 VÝSLEDKY	47
8.1 DÝCHÁNÍ V KLIDU A PŘI KONTRALATERÁLNÍM ZATÍŽENÍ	47
8.2 DÝCHÁNÍ V KLIDU A PŘI IPSILATERÁLNÍM ZATÍŽENÍ	48
8.3 DÝCHÁNÍ PŘI KONTRALATERÁLNÍM A IPSILATERÁLNÍM ZATÍŽENÍ	48
8.4 GRAFICKÉ ZPRACOVÁNÍ POZICE BRÁNICE PŘI NÁDECHU, VÝDECHU A DECHOVÝCH EXKURZÍ... ..	49
8.5 VYHODNOCENÍ HYPOTÉZ	50
8.5.1 Hypotéza H1	50

8.5.2	Hypotéza H2	51
8.5.3	Hypotéza H3	51
8.5.4	Hypotéza H4	52
8.5.5	Hypotéza H5	52
8.5.6	Hypotéza H6	53
9	DISKUZE.....	54
9.1	LIMITY DIPLOMOVÉ PRÁCE.....	62
	ZÁVĚR.....	63
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	64
	SEZNAM PŘÍLOH	79
	PŘÍLOHY	80

SEZNAM ZKRATEK

BMI = body mass index

CMP = cévní mozková příhoda

CT = výpočetní tomografie

DHI = diaphragmatic height index

EMG = elektromyografie

RTG = rentgen

HSSP = hluboký stabilizační systém páteře

ICC = intraclass correlation coefficient

LBP = low back pain

m = musculus

mm = muscoli

n = nervus

v = vena

WHtR = waist-to-height ratio

ÚVOD

Bránice je klíčovým svalem lidského těla, který je zodpovědný za dýchání. Kromě své primární funkce hraje důležitou roli i v dalších fyziologických procesech těla, jelikož ovlivňuje různé orgánové soustavy např. urogenitální, trávicí, kardiovaskulární nebo lymfatický systém (Boeckxstaens, 2005; Bordoni et al., 2016; Kocjan et al., 2017). S dalšími svaly trupu, které jsou společně označovány jako hluboký stabilizační systém páteře (HSSP), se spolupodílí na udržování posturální stability trupu v běžných denních aktivitách, jako je chůze, běh nebo zdvihání břemen (Kolář et al., 2020; Kolář a Lewit, 2005). V tomto kontextu se hovoří o posturální funkci bránice (Hodges et al., 1997; Kolář et al., 2010; Šembera et al., 2022).

Posturální funkce bránice je v poslední době předmětem stále intenzivnějšího výzkumu. Tradičně se bránice spojovala především s respirační funkcí a méně se zkoumala její role v posturální stabilizaci. Nicméně, se vzrůstajícím počtem studií se stává stále zřejmější, že bránice hraje v posturální kontrole klíčovou roli (Hodges et al., 1997; Kolář et al., 2010; Šembera et al., 2022). Tato stabilizační funkce je důležitá nejen pro správnou biomechaniku pohybu, ale také jako prevence poranění a bolestí zad spojených s nedostatečnou posturální kontrolou (Kolář et al., 2012). Proto je důležité porozumět tomu, jak bránice spolupracuje s ostatními svaly těla při udržování posturální stabilizace a jaké faktory mohou ovlivnit funkci v této roli.

I přes rozsáhlé studie zaměřené na funkci bránice, dosud není dostatečně prozkoumán vliv asymetrického posturálního zatížení na pohyb jedné poloviny bránice. Asymetrické zvedání předmětů představuje zátěž, která vyvolává rozdílnou aktivitu některých svalů na pravé a levé polovině trupu. Studie zabývající se asymetrickou reakcí svalů trupu na jednostrannou zátěž se většinou přiklání k vyšší aktivitě svalů na kontralaterální straně trupu, než je zvedaný předmět (Danneels et al., 2001; Huang et al., 2003; Marras a Kermit, 1998, McGill, 1992; Mueller et al., 2017). Záleží však vždy na daném svaly a jeho funkci a samozřejmě existují i výjimky, u kterých se sval kontrahuje více ipsilaterálně.

Bránici inervuje n. phrenicus vycházející z nervových kořenů C3–5. Je zapotřebí si uvědomit, že každá polovina bránice je zásobována nervem z jiné části nervového plexu (Kaitlin a Ashurst, 2023; Kocjan et al., 2017). Tento faktor zvyšuje důležitost zkoumání možného vlivu asymetrického posturálního zatížení na funkci bránice, neboť rozdílná inervace může vést k variabilitě v její reakci na asymetrické podněty.

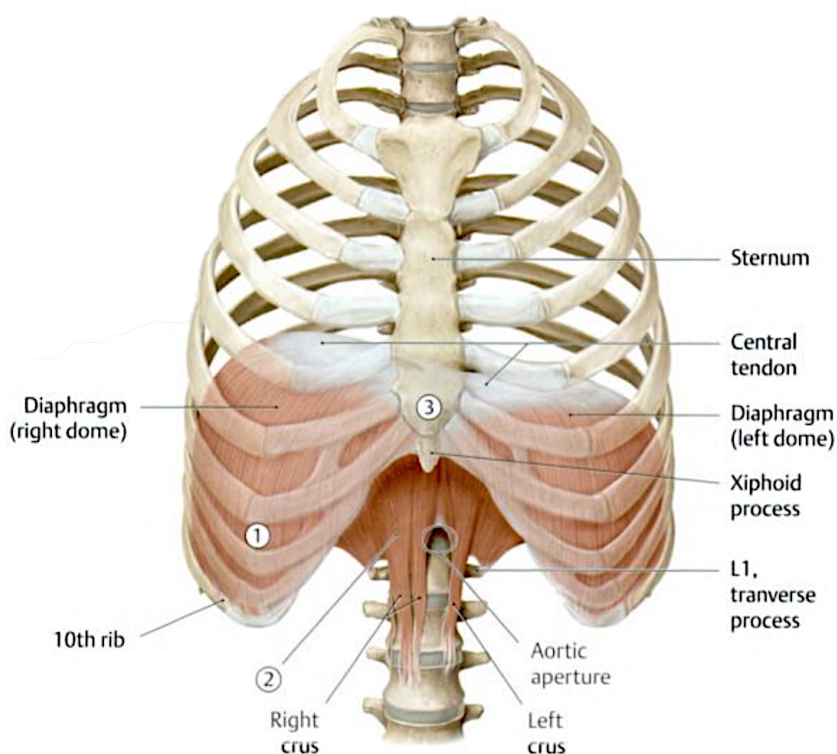
Bránici lze pozorovat a hodnotit pomocí různých zobrazovacích metod, avšak v současné době je na vzestupu hodnocení pohybů bránice pomocí ultrasonografie. Diagnostický ultrazvuk umožňuje neinvazivní dynamické zobrazení tkáně bez významných kontraindikací a rizik pro pacienta. Dokáže mimo jiné zkoumat pohyby bránice – zaznamenat nádechové a výdechové pozice, ze kterých lze následně změřit dechové exkurze (Fontoura et al., 2022; Kalin a Gürsel, 2020; Noh et al., 2014). Díky těmto poznatkům můžeme lépe porozumět mechanismům aktivace bránice při dýchání a také vyhodnotit reakci svalu na posturální zatížení trupu, v případě této studie odpověď na asymetrickou zátěž.

Lze tedy konstatovat, že i přes existující znalosti o posturální funkci bránice, zůstává nedostatečně prozkoumaným tématem vliv asymetrického posturálního zatížení na pohyb jedné poloviny bránice. Na základě výzkumů zabývajících se problematikou asymetrické reakce svalů trupu na jednostrannou zátěž lze předpokládat i asymetrickou odpověď každé poloviny bránice vzhledem k její rozdílné inervaci. Zároveň pozorování u pacientů s unilaterální dysfunkcí bránice ukazují, že se každá polovina bránice může kontrahovat do určité míry nezávisle. Tato práce se zaměřuje na identifikaci změn v pohybu pravé poloviny bránice v důsledku asymetrického posturálního zatížení. Vzhledem k tomu, že převážná většina svalů trupu se kontrahuje více na kontralaterální straně, předpokládáme větší aktivaci pravé poloviny bránice při levostranné (kontralaterální) zátěži.

1 BRÁNICE

Bránice je svalově-vazivová přepážka tvořící spodinu hrudní dutiny, kterou tak odděluje od dutiny břišní. Z centrální vazivové části bránice, zvané centrum tendineum, odstupují svalové snopce dál k periférii, kam se upínají. Dle lokality jejich úponu se dělí na tři části – pars sternalis, costalis a lumbalis. (Dylevský, 2009; Kapandji, 2008)

Nejmenší část bránice – pars sternalis – začíná na zadní ploše processus xiphoideus a na zadním listu pochvy přímých břišních svalů. Pars costalis odstupuje od chrupavek sedmého až dvanáctého žebra (Dylevský, 2009; Kapandji, 2008). Oblast kostální části bránice, která bezprostředně přiléhá k dolní části hrudního koše, se nazývá zóna apozice a tvoří až 60 % z celkového povrchu svalu (Troyer a Wilson, 2016). Pars lumbalis se rozbíhá po stranách bederní páteře jako crus dextrum a sinistrum. Crus sinistrum odstupuje od prvního až třetího bederního obratle, zatímco crus dextrum dosahuje až na čtvrtý bederní obratel (Dylevský, 2009; Kapandji, 2008). Součástí pars lumbalis jsou tři ligamenta arcuata, které s nimi, jakožto zesílené horní okraje fascie svalů m. psoas major a m. quadratus lumborum, vytváří funkční spojení. Pomocí ligamentum arcuatum mediale se propojuje s m. psoas major a ligamentum arcuatum laterale s m. quadratus lumborum (Kocjan et al., 2017).



Obrázek 1: Anatomie bránice; 1) pars costalis, 2) pars cruralis, 3) pars sternalis (Gilroy et al., 2008).

Bránici inervuje n. phrenicus, který odstupuje z nervových kořenů C3–C5. Ve svém průběhu vytváří anastomózy s n. vagus (Kocjan et al., 2017). N. vagus zajišťuje motorickou i senzoryckou inervaci krurální části bránice, phrenoesofageálního ligamenta a dolní části jícnu. Podílí se na funkci gastroesofageální junkce a je zodpovědná za kontrolu svěračové aktivity jícnu (Young et al., 2010).

V bránici jsou tři důležité otvory, kterými mimo jiné prochází jícen, aorta a dolní dutá žíla. Otvor pro průchod dolní duté žíly (foramen venae cavae) se nachází v úrovni osmého hrudního obratle a společně s ní tudy prochází vlákna pravého n. phrenicus. V otvoru pro jícen (hiatus oesophageus), který se nachází v úrovni desátého hrudního obratle, prochází také n. vagus a sympatická nervová vlákna. Otvor pro průchod aorty (hiatus aorticus) v úrovni dvanáctého hrudního obratle zahrnuje ductus thoracicus, v. azygos a v. hemiazygos. (Nason et al., 2012)

1.1 Ontogeneze bránice a dýchání

K vývoji bránice dochází během čtvrtého až dvanáctého týdne embryogeneze (Nason et al., 2012). Bránice se vyvíjí ze tří hlavních částí – septum transversum, pleuroperitoneálních záhybů a somitů. Septum transversum je tenká mezodermální ploténka oddělující hrudní dutinu od dutiny břišní. Laterálně od septa se nachází pleuroperitoneální záhyby. V současné době není jasné, zda jsou septum transversum a pleuroperitoneální záhyby pouze přechodnými embryonálními strukturami nebo přispívají k tvorbě tkání zralé bránice. Prorůstáním progenitorových buněk ze somitů vznikají svalové části bránice (Merrell a Kardon, 2013).

Formování bránice je obvykle dokončeno kolem desátého týdne těhotenství. Přibližně od osmého týdne mohou být pozorovatelné dechové pohyby a škytavka, které svědčí o dostatečných synaptických kontaktech n. phrenicus se svalovinou. (Einspieler et al., 2021)

Dechové pohyby nejsou přítomny nepřetržitě po celou dobu a jsou dále ovlivňovány různými vnějšími podmínkami. Zvýšení dechových pohybů se objevuje přibližně od dvacátého gestačního týdne. V posledních týdnech těhotenství se výskyt postupně snižuje a v průběhu porodu až zcela chybí (Nijhuis, 2003). Dechové pohyby v děloze jsou důležité pro diferenciaci pneumocytů na typ I a II. Nedostatečná diferenciacie negativně ovlivní množství surfaktantu v plicích, což může následně způsobit syndrom dechové tísně novorozence (Janoušek et al., 2019).

Škytavka vzniká náhlým uzavřením hlasivek při silovém mimovolním nádechu. Může dojít buď k jedné silnější kontrakci bránice nebo i k několika menším svalovým stahům bezprostředně za sebou (Launois et al., 1993). Význam škytavky není zcela objasněný. Předpokládá se, že stahy bránice vznikají z důvodu její aktivace, která je nutná pro další fyziologický vývoj a následnou koordinovanou funkci. Hovoří se tedy o pohybu formující strukturu. Výskyt škytavky se během posledních týdnů těhotenství postupně snižuje, což naznačuje, že vývoj mozku může mít na škytavku inhibiční vliv (Einspieler et al., 2021).

1.2 Funkce bránice

Bránice se kromě dechové funkce také podílí na mnoha dalších procesech v těle. Svoji anatomií působí na konfiguraci osového skeletu. Úponem na páteř, žebra a sternum může působit na lordózu v oblasti bederní páteře, podílet se na pohybu žeber a ovlivňovat konfiguraci hrudníku. Účastní se posturální stabilizace trupu, čímž ovlivňuje aktivní držení těla. Dokáže velmi citlivě reagovat na jakékoliv posturální změny (Véle, 2006). Dále se také podílí na močení, defekaci a porodu. Kontrakce bránice má vliv i na kardiovaskulární a lymfatický systém. Změny tlaku v hrudní a břišní dutině podporují žilní a lymfatický oběh, čímž napomáhají správné funkci vnitřních orgánů (Bordoni et al., 2016; Kocjan et al., 2017). Krurální část bránice se společně s dolním jícnovým svěračem podílí na uzavěru jícnu, čímž ovlivňuje polykání a zvracení. Dysfunkce se může projevit vznikem gastroezofageálního refluxu (Boeckxstaens, 2005).

1.2.1 Dechová funkce bránice

Bránice je hlavní nádechový sval. Na počátku nádechu se nachází punctum fixum na žebrech a centrum tendineum se posouvá kaudálně, což způsobuje zvětšení hrudní dutiny a zvýšení nitrobřišního tlaku. Od tohoto momentu se mění punctum fixum z žeber na centrum tendineum a dochází k pohybu spodních žeber do elevace a rotace. Následně se zvedají horní žebra, sternum se pohybuje ventrálně a hrudník se zvětšuje předozadním směrem. Všechny tyto mechanismy způsobí zvětšení hrudní dutiny ve všech směrech. Vertikální rozměr se zvětšuje posunem centra tendinea kaudálně, transverzální rozměr z důvodu elevace dolních žeber a ventrodorzální rozměr elevací horních žeber a předozadním pohybem sternu. (Kapandji, 2008)

Při pohybu bránice kaudálním směrem dochází k posunu břišních orgánů a zvýšení nitrobřišního tlaku za současného poklesu tlaku nitrohruďního. Na nárůst nitrobřišního tlaku reagují svaly pánevního dna excentrickou kontrakcí, aby zabránily průniku útrobu mimo pánevní prostor (Véle, 2006). Kromě pánevního dna musí na kontrakci a kaudální posun bránice reagovat i svaly břišní stěny. Abdominální svaly vytváří při kaudálním pohybu bránice při nádechu oporu pro viscerální orgány. Naopak při výdechu se podílí na kaudálním posunu dolních žeber a zmenšení transverzálního a předozadního rozměru hrudníku. V průběhu nádechu tonus bránice vzrůstá, zatímco tonus břišních svalů se snižuje (Kapandji, 2008). Při výdechu reagují břišní svaly odlišně v závislosti na podmínkách. Při klidovém dýchání se aktivně neúčastní výdechové fáze dechového cyklu. Postupně se zvyšujícími se nároky na dýchání ale narůstá nitrobřišní tlak, což souvisí se zvyšující se aktivitou břišních svalů (Campbell a Green, 1953). V rozporu s tímto tvrzením o klidovém výdechu, jakožto pasivním ději pro břišní svaly, byla ve studii Abeho et al. (1996) pozorována mírná fázická expirační aktivita m. transversus abdominis i během klidového dýchání. Při zvýšené ventilaci se nejprve zvyšovala aktivita u m. transversus abdominis, dále pak u m. obliquus internus a externus abdominis, na závěr u m. rectus abdominis.

Souvislost funkčního spojení bránice a břišních svalů, konkrétně m. transversus abdominis, dokazuje i anatomické propojení těchto svalů, jelikož svalová vlákna kostální části bránice upínající se na žebra kontinuálně přecházejí do snopců m. transversus abdominis. (Dvořák a Holibka, 2006)

Současný pohyb bránice a pánevního dna byl prokázán za pomoci dynamické magnetické rezonance. Talasz et al. (2011) popsali paralelní kraniokaudální pohyb bránice a pánevního dna ve vztahu ke klidovému, forsírovanému dýchání a zakašlání. Zakašlání představuje posturálně náročnější aktivitu, na kterou musí tyto svaly reagovat. Dochází zde k většímu pohybu bránice a pánevního dna kaudálně při nádechu a zpět při výdechu. Zároveň se mění průměr břišní stěny, což souvisí se změnami nitrobřišního tlaku.

1.2.2 Posturální funkce bránice

Postura je základní podmínkou pohybu. Kolář (2020) ji definuje jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, řízené centrálním nervovým systémem. Za zevní síly je v běžném životě považována především tíhová síla. Prostřednictvím svalové aktivity při statické situaci je zajištěna relativní tuhost skloubení, která díky koordinované aktivitě agonistů a antagonistů odolává gravitační síle. Pro posturální stabilizaci páteře je důležitá vyvážená svalová souhra mezi autochtonní muskulaturou, bránicí, svaly pánevního dna a břišními svaly.

Svaly, které zajišťují posturální stabilizaci trupu, jsou označovány jako hluboký stabilizační systém páteře (HSSP). Zodpovídají za stabilizaci páteře při vykonávání různých činností. Svaly HSSP jsou aktivovány během jakéhokoliv statického zatížení jako je sed nebo stoj, ale i v dynamice při práci horních a dolních končetin. Při stabilizaci páteře hraje důležitou roli souhra mezi povrchovými a hlubokými svaly, konkrétně mezi mm. multifidi, bránicí, pánevním dnem a břišními svaly, dále pak v oblasti hrudní a krční páteře mezi hlubokými a povrchovými flexory a extenzory páteře. (Kolář a Lewit, 2005)

Synergie těchto stabilizačních svalů se vyvíjí v průběhu prvních 4,5 měsíců života dítěte. U novorozence plní bránice převážně respirační funkci. Ve třetím měsíci se dostává hrudník s pánví do neutrální pozice a mohou se tak účastnit posturální stabilizace trupu. (Kobesová a Kolář, 2014)

První přímý důkaz o posturální funkci bránice zajistili Hodges et al. (1997), kteří poukázali na zvýšení nitrobřišního tlaku v důsledku kontrakce bránice ještě před započítím aktivity pohybu horních končetin. Kontrakce spojená se zkrácením svalových vláken bránice se objevuje současně s aktivací m. transversus abdominis. Při posturálně méně náročné situaci, jako je například flexe prstů nebo zápěstí, k posturální aktivitě bránice nedochází. Podobnou posturální reakci při pohybu horní končetiny zaznamenali Hodges et al. (2007) u svalů pánevního dna při měření EMG signálů pomocí anální a vaginální elektrody. Aktivita svalů pánevního dna předcházela fázi pohybu horní končetiny, byla nezávislá na směru pohybu paže, mírně se lišila pouze v souvislosti se zrychlením pohybů. Pohyb pánevního dna je tedy modulován nejen během klidového dýchání, ale i posturálně v reakci na pohyb.

Změny nitrobřišního tlaku při repetitivním pohybu horní končetiny zaznamenali Hodges a Gandevia (2000) pomocí tlakových senzorů zavedených do žaludku. Velikost nitrobřišního tlaku se lišila nejen mezi jednotlivými fázemi respirace (nádechem a výdechem), ale i v reakci na pohyb končetiny. Kromě změn nitrobřišního tlaku měřili i zapojení svalů trupu ve vztahu k bránici pomocí jehlové elektromyografie. Aktivita bránice se vyskytovala po celou dobu repetitivního pohybu končetiny s vyšší amplitudou EMG signálu při nádechu než při výdechu. Podobně jako bránice reagoval na dech m. transversus abdominis, avšak opačným průběhem. Naopak u ostatních svalů břišní stěny (m. obliquus externus abdominis, m. rectus abdominis a m. erector spinae) nebyly zjištěny rozdíly v EMG křivce mezi jednotlivými fázemi dýchání.

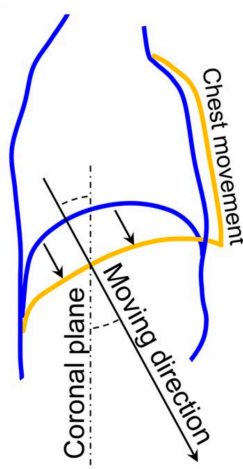
Studie Šembery et al. (2022) zabývající se posturální funkcí bránice zaznamenala kaudálnější posun bránice během držení kettlebellu nejen za současného dýchání, ale i v případě zvednutí závaží se zadržetím dechu. Na základě těchto zjištění bylo potvrzeno, že ke kontrakci bránice dochází při zvýšených posturálních nárocích zcela nezávisle na respirační aktivitě. Podobně i Kolář et al. (2010) popsali významnou roli posturální funkce bránice při vyšším posturálním zatížení trupu.

Šembera et al. (2022) sledovali též změnu posturálně-respiračních exkurzí při zátěži s přidanou volní kontrakcí svalů břišní stěny, která byla měřená pomocí DNS brace. Při volní kontrakci svalů břišní stěny – v jejímž důsledku dojde ke zvýšení nitrobřišního tlaku – nebylo prokázáno snížení pohybu bránice, a to i přes dvojnásobné zvýšení napětí břišní stěny ve srovnání s přirozeným dýcháním při zátěži. Z těchto zjištění lze vyvodit závěr, že posturálně-respirační pohyb bránice není redukován nárůstem napětí břišní stěny. Mimo jiné Šembera et al. (2023) současně provedli spirometrické měření, které zaznamenalo silnou korelaci mezi dechovým objemem a pohyby bránice. Během zátěžového dýchání s volní kontrakcí břišních svalů však došlo k paradoxní situaci, kdy se dechový objem snížil i přes zvýšené exkurze bránice.

1.3 Vztah bránice k dalším strukturám

Na bránici lze dle různých autorů nahlížet z mnoha pohledů. Bránice je často považována za součást funkčního celku, který vytváří propojení a komunikaci napříč celým tělem.

Skalka (2002) popisuje bránici jako součást tří přepážek, které jsou vůči sobě přibližně horizontálně postavené a vzájemně spolupracují. Hovoří o ústním dnu, bránici a pánevním dnu. Tyto přepážky dále doplňuje o další důležité segmenty, které jsou součástí funkčních vztahů postury. Mezi ně zahrnuje spodinu dutiny ústní, jazyku, horní hrudní aperturu, bránici, hluboký stabilizační systém páteře, svaly pánevního dna, stabilizátory kyčlí a pánve a chodidlo společně s klenbou nohy. Představa horizontálního postavení bránice však není anatomicky zcela přesná. Je potřeba počítat s určitým fyziologickým odchýlením bránice od svislé osy z důvodu ventrokaudálního pohybu bránice při nádechu (Zhang et al., 2016). Znázornění pohybů bránice a hrudníku je zobrazeno na Obrázku 2.



Obrázek 2: Znázornění pohybu bránice (Zhang et al., 2016).

Osteopatická škola popisuje bránici jako součást pěti přepážek, které společně tvoří respiračně-cirkulační model. Kladou důraz na zlepšení cirkulace tělních tekutin za účelem zlepšení zdravotního stavu jedince. Pět horizontálních přepážek považují jako oblasti v těsné anatomické návaznosti, které se navzájem ovlivňují. Řadí mezi ně tentorium cerebelli, jazyk, hrudní aperturu, bránici a pánevní dno. Osteopati pak k těmto přepážkám přistupují společně při diagnostice a terapii. (Bordoni a Pellegrini, 2023)

Myers (2014) popisuje bránici jako součást hluboké přední linie. Tato linie začíná na plantární straně tarzálních kostí a pokračuje přes svaly zadní strany bérce k mediální straně stehna přes adduktory kyčle, dále přes svaly pánevního dna a m. iliopsoas k bederním obratlům. K bránici poté pokračuje horní střední a horní přední část hluboké přední linie. Od bránice se přes fascie hrudníku, mm. infrahyoidei, mm. suprahyoidei, mm. scaleni dostává k mandibule a k bazilární části týlní kosti.

1.4 Exkurze bránice

Bránice vykazuje při dýchání, ale i ve vztahu k posturální zátěži, kraniokaudální pohyb. Exkurze bránice jsou výchylky měřené mezi krajní polohou v inspiriu a expiriu. Hodnoty exkurzí mohou pomoci zhodnotit správnou funkci bránice, případně poukázat na její dysfunkci. (Vieira Santana et al., 2020)

Pohyby bránice lze detekovat pomocí RTG snímků, fluoroskopie, CT, dynamické magnetické rezonance nebo M-módu ultrasonografie (Noh et al., 2014). Šembera et al. (2022) zaznamenali pomocí M-módu ultrasonografie průměrnou hodnotu exkurzí bránice při klidovém dýchání 1,9 cm. K podobné hodnotě 1,8 cm se ve své studii dopracovali Noh et al. (2014), kteří při měření využili srovnání RTG snímků s ultrasonografií. Kolář (2009) hodnotil pohyby bránice pomocí magnetické rezonance v oblasti apexu a kostofrenického úhlu bránice. Při měření exkurzí apexu bránice dosahovaly hodnoty průměru 2,7 cm, od kostofrenického úhlu 3,9 cm.

Za dysfunkci bránice jsou považované exkurze menší než 1 cm popisované při klidovém dýchání, které se mohou častěji vyskytovat u kriticky nemocných pacientů. Hodnoty exkurzí bránice mohou sloužit jako predikce úspěšnosti weaningu u těchto pacientů (Vieira Santana et al., 2020). Absence kaudálního pohybu bránice během nádechu je přítomná také u parézy bránice (Dubé a Dres, 2016; Fontoura et al., 2022; Hannan et al., 2022).

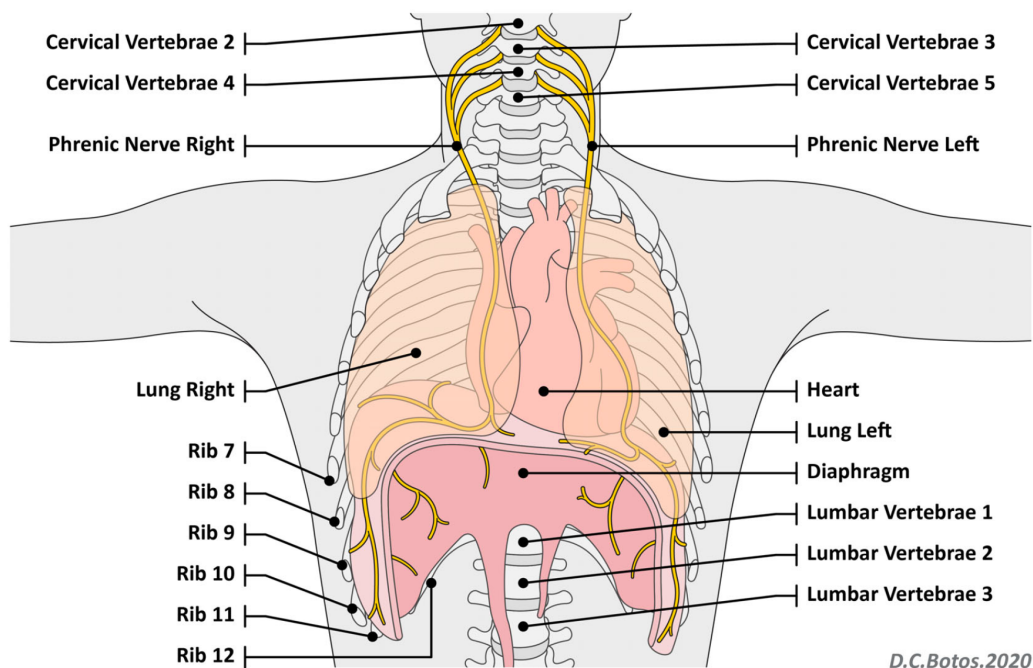
Kraniokaudální pohyb bránice nemusí být ve všech místech plně symetrický a jednotlivé její části mohou reagovat odlišně. Pro hodnocení synchronicity kontrakce byla napříč různými studii často využívaná dynamická magnetická rezonance, která dokáže poskytnout dynamickou analýzu dechu prostřednictvím série velkého počtu snímků. (Kiryu et al., 2006; Kolář et al., 2010). Kolář et al. (2010) zaznamenali nejvýraznější kraniokaudální pohyb v místě apexu a v oblasti zadní krurální části svalu. Kiryu et al. (2006) srovnávali pohyby pravé a levé části bránice. Jednotlivé pohyby testovali v pozicích vleže na zádech, na břicho, na pravém a levém boku. Ve všech polohách kromě polohy na levém boku byly větší exkurze bránice na pravé straně. Při lehu na levém boku byly exkurze obou polovin bránice srovnatelné. V poloze vleže na zádech i na břicho reagovaly obě strany při nádechu i výdechu synchronně, avšak v obou polohách na boku se pohybovaly asynchronně s různými rychlostmi ve výdechové fázi, ale se stejnými rychlostmi ve fázi nádechu. Jiná studie (Nason et al., 2012) popsala zpoždění kontrakce jedné poloviny bránice oproti druhé, častěji zpoždění pravé vůči levé.

Exkurze bránice reagují kromě dechu také na posturální zatížení trupu. Kolář et al. (2010) zkoumali ovlivnění dechových exkurzí při izometrickém tlaku horních a dolních končetin. Šembera et al. (2022) se pak snažili vyvolat reakci posturálních svalů trupu zvednutím kettlebellu oběma rukama. Obě studie potvrdily, že při posturální zátěži dochází ke zvýšení exkurzí bránice ve srovnání s klidovým dýcháním (Kolář et al., 2010; Šembera et al., 2022).

2 PARÉZA BRÁNICE

Dysfunkce bránice je spojována s různými klinickými stavy. Může vzniknout v důsledku centrální neuromuskulární poruchy, plicní hypertenze nebo v souvislosti s metabolickými a zánětlivými procesy (Hannan et al., 2022). Oslabení bránice se často vyskytuje u kriticky nemocných pacientů na jednotkách intenzivní péče a může být důvodem nutnosti prodloužené mechanické podpory plic, obtížnějšího weaningu či zvýšené mortality pacientů (Dres et al., 2017).

Jednou z možných příčin poruchy funkce bránice je paréza n. phrenicus (Dubé a Dres, 2016; Hannan et al., 2022). N. phrenicus vychází z předních míšních kořenů v oblasti C3–C5. Kromě motorické složky je tvořený senzitivními a sympatickými nervovými vlákny. Senzitivní vlákna zajišťují inervaci centrální šlachové části bránice, zatímco motorická vlákna se podílí na kompletní inervaci celého svalu. Dle motorické inervace můžeme bránici rozdělit na pravou a levou polovinu. Pravou brániční klenbu inervuje pravá větev n. phrenicus, za kontrakci levé zodpovídá jeho levá část. Obě větve se ve svém průběhu ještě dále větví, aby zajistily kompletní inervaci celého svalu (Kaitlin a Ashurst, 2023). Pravá brániční klenba bývá ve většině případů (88–95 %) výše uložená oproti straně levé (Pornrattanamaneewong et al., 2012).



Obrázek 3: Větvení n. phrenicus (Patel et al., 2022).

Nejčastější příčinou postižení n. phrenicus je traumatické poškození nervu, ke kterému může dojít při operačních zákrocích v oblasti hrudní dutiny (Dubé a Dres, 2016). Incidence parézy bránice po pediatrických kardiokirurgických operacích se pohybuje v rozmezí 3–12,8 % (Floh et al., 2017). Mezi další příčiny se řadí infekční procesy, komprese nervu v důsledku nádorové infiltrace v hrudní dutině, často ale vzniká idiopaticky bez zjevné příčiny vzniku (Dubé a Dres, 2016). Paréza bránice může být také součástí klinického obrazu pacientů s poškozením brachiálního plexu přibližně u 10–20 % případů (Pornrattanamaneewong et al., 2012).

2.1 Klinický obraz

Dysfunkce bránice se může projevit unilaterálně při poškození pouze jedné větve nervu. V takovém případě je jinak zdravý jedinec často asymptomatický a unilaterální paréza může být jen náhodným nálezem při rentgenovém snímku hrudníku, na kterém je možné pozorovat elevaci jedné poloviny bránice v porovnání s druhou stranou (Chetta et al., 2005). Qureshi (2009) popisuje, že až 50 % pacientů s unilaterálním poškozením jsou plně asymptomatictí, 25 % si stěžuje na mírnou zátěžovou dušnost, případně další příznaky jako generalizovanou svalovou únavu, bolesti hrudního koše a kašel. U některých jedinců se může projevovat dušnost již v klidu bez jakékoliv fyzické námahy.

Naopak u starších jedinců, osob s dalšími komorbiditami nebo v případě bilaterálního poškození jsou příznaky jako dušnost, ortopnoe nebo únava popisovány mnohem častěji. Těmto pacientům bývá někdy nesprávně diagnostikovaná chronická obstrukční plicní nemoc, astma nebo dechová limitace v důsledku běžného procesu stárnutí (Crausman et al., 2009). Unilaterální paréza bránice je obvykle doprovázená snížením vitální kapacity přibližně na 75 % předpokládané hodnoty ve srovnání se zdravou populací, zatímco funkční reziduální kapacita a celková kapacita plic jsou obvykle zachovány. Při bilaterální poškození se může snížit vitální kapacita plic až na 50 % normální zdravé populace. Snížená bývá i celková kapacita plic, naopak reziduální kapacita plic může být zvýšená (Dubé a Dres, 2016). Paréze bránice často vede také ke zhoršení výkonnosti při fyzické aktivitě. U těchto pacientů byla pozorována snížená aerobní kapacita, patologický dechový vzor s nízkým dechovým objemem a zvýšenou dechovou frekvencí a s tím související vyšší podíl zapojení pomocných dýchacích svalů. (Bonnevie et al., 2018).

Kromě snížené kontraktility dochází při paréze bránice i k postupné atrofii svalu. U jedinců s hemiparézou bránice byla tloušťka svalu signifikantně menší ve srovnání s druhou stranou nebo v porovnání se zdravými jedinci (Vieira Santana et al., 2020). Levine et al. (2008) prokázali u pacientů na akutních lůžkách s nutností umělé plicní ventilaci atrofii pomalých i rychlých vláken bránice již po 18–69 hodinách nečinnosti bránice.

2.2 Unilaterální paréza bránice

Unilaterální paréza bránice se objevuje častěji ve srovnání s bilaterální parézou (Bonnievie et al., 2018). Může vzniknout v důsledku traumatického nebo netraumatického poškození. Nejčastější příčiny unilaterální parézy bránice vznikají po operacích krku, koronárního bypassu, po transplantaci plic nebo jater. Dále se může projevit unilaterální poškození při zánětlivých neurologických onemocnění nebo v důsledku centrálního neurologického poškození jako cévní mozková příhoda nebo roztroušená skleróza. V mnoha případech se unilaterální paréza bránice objeví bez zjevné příčiny vzniku a řadí se do kategorie idiopatické (Dubé a Dres, 2016).

2.2.1 Hemiparéza bránice po cévní mozkové příhodě

Cévní mozková příhoda je druhou nejčastější příčinou úmrtí a třetí nejčastější příčinou invalidity v kombinaci s úmrtím na světě (Feigin et al., 2022). Similowski et al. (1996) potvrdili unilaterální parézu bránice jako možnou součást klinického obrazu CMP, hovoří tak o centrální paréze bránice. K tvrzení dospěli na základě měření vedení periferním nervem pomocí EMG a kortikálních drah transkraniální magnetickou stimulací. U pacientů, u kterých byla na CT vyšetření přítomna kapsulární léze, byla zaznamenána asymetrická odpověď pravé a levé poloviny bránice. Na plegické straně byla reakce úplně vymizelá nebo značně zpožděná ve srovnání s druhou stranou. Tyto výsledky naznačují, že neexistuje bilaterální motorická inervace bránice a každá polovina je inervována jinou částí nervu.

Santamaria a Ruiz (1988) hodnotili pozici bránice u pacientů po cévní mozkové příhodě. Měření bylo prováděno na skupině 62 pacientů pomocí RTG snímku hrudníku a CT vyšetření v prvních 24 hodinách od vzniku hemiparézy. Dle výsledků měření zaznamenali elevaci poloviny bránice na paretické straně.

Tyto studie (Santamaria a Ruiz, 1988; Similowski et al., 1996) se tak shodují v nálezů asymetrické reakce a přítomné dysfunkce bránice na paretické nebo plegické straně. V kontrastu s nimi ale ve studii Houstona et al. (1995) hodnotící dechové exkurze u pacientů po CMP nebyla shledána asymetrická dopověď. Při klidovém dýchání nezaznamenali rozdíl dechových exkurzí u nemocných ve srovnání s kontrolní zdravou skupinou. Při hlubokém maximálním nádechu a výdechu rozdíl pozorován byl, avšak dechové exkurze byly sníženy symetricky a nebyly nijak stranově specifické dle poškozené strany. Na základě jejich výzkumu došli k závěru, že bilaterální redukce bráničních exkurzí může přispět k celkovému zhoršení respiračních funkcí po CMP.

V souvislosti s CMP je častou komplikací léčby akutní pneumonie. Víchová et al. (2012) zkoumali, zda lokalizace parézy bránice stranově ovlivňuje lokalizaci pneumonie. Předpokládali, že paréza bránice může vést k hypoventilaci a tím pádem vyššímu riziku výskytu pneumonie na paretické straně. Dle výsledků však nezaznamenali významnější souvislost mezi těmito dvěma faktory a zhodnotili, že pneumonie nemusí být přímým důsledkem parézy bránice, jelikož zde může hrát roli více faktorů. I přesto ale pneumonie v kombinaci s parézou bránice po CMP může sekundárně vést k rozvoji respiračního selhání a s tím související zvýšenou morbiditou a mortalitou těchto pacientů (Catalá-Ripoll et al., 2020).

2.3 Diagnostika

Paréza bránice může být diagnostikována pomocí různých vyšetřovacích metod. Na možnou parézu bránice může poukázat izolovaná elevace poloviny bránice na náhodném RTG snímku hrudníku, avšak není to cílený diagnostický nástroj, který by unilaterální paralézu bránice potvrdil, neboť existuje velké množství dalších poruch, při kterých k elevaci dochází (Chetta et al., 2005). Pornrattanamaneewong et al. (2012) však prokázali spolehlivější diagnostiku parézy bránice z RTG snímku pomocí měření DHI indexu (diaphragmatic height index) na základě specifických anatomických referenčních bodů.

Další možností potvrzení parézy bránice je jehlová EMG, která je však vzhledem k lokalizaci bránice poměrně náročná na provedení. Nejbezpečnější místo pro zavedení jehly se popisuje v oblasti přední axilární čáry nad osmým žebrem, avšak ani to nemusí být zcela přesné. Zejména právě při paréze, výrazné atrofii bránice nebo u obézních pacientů nemusí být umístění bránice odpovídající předpokládané lokalizaci a hrozí tak riziko poranění plic, jater, sleziny nebo tlustého střeva. Možností bezpečnějšího provedení jehlové EMG je současné využití ultrasonografie, která pomůže přesně vizualizovat bránici při samotném vpichu jehly. (Boon et al., 2008)

Dalšími metodami diagnostiky dysfunkce bránice mohou být fluoroskopie, výpočetní tomografie, dynamická magnetická rezonance nebo ultrasonografie. Fluoroskopie bránice využívající RTG záření dlouhou dobu patřila k metodě volby pro diagnostiku parézy bránice (Fontoura et al., 2022). Využívá se tzv. sniff test, při kterém je pacient instruován k několika rychlým krátkým nádechům se zavřenými ústy, při kterém jsou zaznamenávány pohyby bránice. Provádí se přední a laterální projekce, aby mohly být následně hodnoceny pohyby různých částí. Absence pohybů nebo paradoxní pohyb bránice poukáže na její dysfunkci (Nason et al., 2012).

V současné době se ale více přistupuje k využití ultrasonografie, zejména z důvodu neinvazivní povahy a snadnějšího využití (Fontoura et al., 2022). To potvrdila i studie Noh et al. (2014), která při měření exkurzí bránice prokázala signifikantní korelaci mezi zobrazením na RTG snímku a pomocí ultrasonografie, čímž díky neinvazivitě metody poukázali na vhodnější využití ultrasonografie v rámci diagnostiky poruch bránice. Ultrasonografie bude podrobněji popsána v kapitole 3.1 Ultrasonografie.

2.4 Léčba

Unilaterální paréza bránice je často asymptomatická, a proto v mnohých případech nepotřebuje specifickou léčbu. Je žádoucí zejména vyloučení případné malignity nebo infekčního procesu a následné sledování stavu. U těžších stavů s respirační insuficiencí bývá metodou volby chirurgické řešení plikace bránice. Existují i případy s autologní transplantací nervu u unilaterální i bilaterální parézy. V případě unilaterálního postižení s intaktním frenickým nervem se využívá elektrostimulace. Ta se může provádět pomocí přímého umístění elektrod na n. phrenicus při torakotomii nebo využitím laparoskopie (Qureshi, 2009). Laparoskopické stimulace bránice využili Smith et al. (2016) při léčbě pacientů s Pompeho chorobou s nutností nepřetržité dechové podpory pomocí umělé plicní ventilace z důvodu parézy bránice. Byl zaznamenán pozitivní efekt z hlediska možnosti snížení dechové podpory.

Prognóza pacientů s parézou bránice bez etiologie jiného primárního závažnějšího onemocnění bývá poměrně dobrá. V případě poškození v menším rozsahu dochází ke spontánní obnově funkce bránice, kterou většinou můžeme očekávat do dvou let od poškození (Qureshi, 2009). I přesto je ale vhodné podpořit rekonvalescenci adekvátní respirační fyzioterapií zaměřenou na hlavní problematiku daného jedince (Dubé a Dres, 2016).

U parézy bránice se často využívá inspirační trénink pro zvýšení vitální kapacity plic a síly nádechových svalů. Petrovic et al. (2009) využili inspirační trénink u pacienta s bilaterální parézou bránice. Po absolvování čtyř měsíců denního inspiračního tréninku se u pacienta zvýšila vitální kapacita plic. Latence frenického nervu ale zůstala po celou dobu sledování patologická, stejně tak byl stále přítomný paradoxní pohyb bránice při sniff testu před i po konci intervence. Schaeffer et al. (2023) zkoumali využití inspiračního tréninku pro zlepšení dušnosti u pacientů s unilaterální dysfunkcí bránice. Po šesti měsících tréninku prokázali u těchto osob snížení dušnosti a zlepšení tolerance zátěže. To ale nebylo dáno zlepšením funkce samotné bránice jako spíše zlepšením síly, koordinace a oxygenace pomocných nádechových svalů. Ramsook et al. (2016) uvádí, že při inspiračním tréninku se často tyto svaly (mm. intercostales externi, mm. scaleni, m. sternocleidomastoideus) zapojují přednostně ve srovnání s bránicí. Nábor svalů může být významně ovlivněn pokyny, které probandi dostanou, a proto hraje důležitou roli důsledná edukace. Pomocí jednoduchých pokynů, které podporují aktivní zapojení bránice během inspiračního tréninku, se může podstatně zvýšit její aktivita a trénink tak může být efektivnější.

Kromě cíleného inspiračního tréninku může být bránice podpořena cvičením jógy. Pravidelným cvičením jógy bylo pomocí M-módu ultrasonografie prokázáno zlepšení parametrů tloušťky bránice, rychlosti a doby kontrakce a pocit vnímané námahy při maximálním úsilí. Dechové techniky, které jsou součástí lekcí, tak mohou sloužit jako další doplněk komplexní rehabilitace parézy bránice. (Fernández-Pardo et al., 2023)

3 VYŠETŘENÍ BRÁNICE

Bránice může být vyšetřena pomocí několika zobrazovacích metod, které sledují různé parametry. K hodnocení anatomie a funkce bránice se může využít jehlová elektromyografie, skiografie, fluoroskopie, výpočetní tomografie nebo dynamická magnetická rezonance (Boon et al., 2008; Chetta et al., 2005; Fontoura et al., 2022; Pornrattanamanee Wong et al., 2012). Tyto metody jsou podrobněji popsány v kapitole 2.2 Diagnostika zabývající se diagnostikou parézy bránice. Dále může být využívána echokardiografie ke zkoumání kontrakcí bránice podobným způsobem jako kontraktilita srdce. Kontraktilita bránice se dá hodnotit i pomocí měření transdiafragmatického tlaku zavedením balónku do jícnu a žaludku. Výsledná hodnota se získá zaznamenáním rozdílu mezi gastrálním a ezofageálním tlakem při maximální volní kontrakci nebo elektrické či magnetické stimulaci bránice. Tato invazivní forma je ale spíše součástí klinických výzkumů a v běžné praxi se téměř nepoužívá (Bruells a Marx, 2018).

Snazší a více využívané vyšetření pro hodnocení pohybů bránice, respektive její kontraktilitu, je ultrasonografie. Pomocí ní můžeme hodnotit tloušťku bránice, frakční ztluštění a exkurze bránice (Kalin a Gürsel, 2020). Výhodou ultrasonografie jsou relativně nízké náklady na vyšetření, přenosnost přístroje a běžná dostupnost ve zdravotnických zařízeních. Vyšetření je neinvazivní, což umožňuje neomezené opakování měření, při kterém nehrozí poškození pacienta. Zároveň se na vyšetření pomocí diagnostického ultrazvuku nevztahují téměř žádné kontraindikace ve srovnání s jinými zobrazovacími metodami (Baria et al., 2014; Bruells a Marx, 2018).

3.1 Ultrasonografie

Ultrazvuk je mechanické vlnění hmotného prostředí, které na základě piezoelektrického jevu přeměňuje elektrickou energii na energii mechanickou. Ultrazvuková sonda funguje zároveň jako vysílač i přijímač. Odraz ultrazvukového vlnění zpět k sondě je dán akustickou impedancí tkáně, která závisí na hustotě a rychlosti šíření ultrazvukové vlny v dané tkáni. Nejrychleji se zvuk šíří v prostředí s vysokou hustotou, např. v kostní tkáni, nejméně naopak v plynném prostředí. Na základě rozdílu akustických impedancí na rozhraní dvou prostředí dochází k částečnému průchodu a odrazu vlnění zpět k sondě, čímž se vytvoří výsledný obraz. (Mach, 2013)

3.1.1 Echogenita tkání

Míra jasů na výsledném obrazu je dána echogenitou tkání. Hyperechogenní struktury, např. kosti vykazující silný odraz ultrazvukového vlnění, jsou na ultrazvukovém snímku zobrazeny bílou barvou. Se snižujícím se odrazem a zvyšujícím se průchodem vlnění tkání, tzn. snižujícím se echogenitou tkáně, je výsledný obraz tmavší (Mach, 2013). Příklady echogenit jednotlivých tkání jsou uvedeny v Tabulce 1.

Tkáň	Ultrasonografické vlastnosti
Nerv	hypo/hyperechogenní (hypoechogenní centrum a hyperechogenní lem)
Kost	hyperechogenní (s hypoechogenním stínem)
Žíly	hypoechogenní stlačitelné
Tepny	hypoechogenní nestlačitelné, pulzující
Svaly	heterogenní (hypoechogenní tkáň s hyperechogenní texturou)
Tuk	hypoechogenní
Šlachy	hypo/hyperechogenní, mizící ve svalech

Tabulka 1: Echogenity jednotlivých typů tkání (Mach, 2013).

V případě, že se jedná o patologii muskuloskeletálního systému, se vyskytují určité odlišnosti od normálního zobrazení. Obvykle vykazují poškozené tkáně v místě poranění diskontinuitu nebo sníženou echogenitu ve srovnání s normálními zdravými tkáněmi. (Taljanovic et al., 2014)

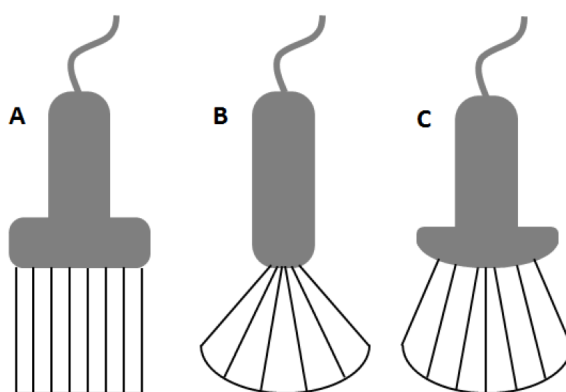
Při zobrazení pomocí ultrasonografie je na výsledném obraze potřeba zohlednit přítomnost artefaktů, které se běžně vyskytují a mohou být mylně považovány za patologii. Artefakty mohou způsobit vizualizaci neexistující struktury, nezobrazit existující strukturu nebo zobrazit existující strukturu v nesprávném umístění, velikosti a jasů. Proto jsou potřeba zkušenosti vyšetřovaného a znalosti komplexní anatomie daného regionu. (Taljanovic et al., 2014)

3.1.2 Módy ultrasonografie

Ultrasonografie využívá několik způsobů zobrazení, které volíme podle požadovaného vyšetření. Nejjednodušší modalitou ultrazvukového obrazu je A-mód, který umožní zobrazení v jedné rovině. A-mód funguje na principu zaznamenání amplitudy elektrických signálů vzniklých na měniči po odrazu ultrazvuku ve tkáni. Je využíván převážně v oftalmologii. B-mód poskytuje dvourozměrný obraz v podobě světelných pixelů na obrazovce, ke které se využívá škála šedi o 256 odstínech. Mimo lékařské využití se dá setkat také s C-módem, který se ale spíše než v medicíně využívá v technických aplikacích. D-mód neboli Dopplerovské zobrazení umožňuje měření rychlosti pohybu pohyblivých struktur. V praxi se nejčastěji využívá pro měření rychlosti krevního toku v cévách. Na základě kódování barvou poskytuje informace o směru toku krve (např. červená pro pohyb k sondě, modrá pro pohyb od sondy) a velikosti rychlosti (na základě sytosti barvy). M-mód, který umožňuje jednorozměrné dynamické zobrazení zkoumané oblasti v čase, se využívá zejména k echokardiografii (Sedlár et al., 2014). Z výše jmenovaných módů se při hodnocení funkce bránice využívá B-mód a M-mód, které zajistí směr a amplitudu výchylek bránice při dýchání (Fontoura et al., 2022).

3.1.3 Sondy

Ultrazvuková sonda slouží zároveň jako vysílač i přijímač ultrazvukového vlnění. Sondy se dělí podle tvaru na lineární, sektorové, konvexní a další speciální sondy využívající se pro jiná specifická vyšetření. Lineární sondy jsou tvořené větším počtem malých, lineárně v řadě uspořádaných měničů. Z jednotlivých měničů se ultrazvukové paprsky šíří navzájem paralelně a vytvářejí ultrazvukové pole ve tvaru pravoúhelníku (Sedlář et al., 2014). Lineární sondy se hojně využívají k hodnocení povrchově lokalizovaných struktur muskuloskeletálního systému, např. při zobrazení patologií šlach (Balaban et al., 2021). Také umožňují zobrazení bránice v oblasti zóny apozice (Vieira Santana et al., 2020). Sektorové sondy se v dnešní době využívají pouze elektronické, které jsou tvořené větším počtem elementárních měničů. Zobrazení ve tvaru vějíře se docílí postupným elektrickým buzením elementárních měničů. Zvláštním typem jsou konvexní sondy, které jsou kombinací pravoúhlého a sektorového zobrazení. Uspořádání elementárních měničů v konvexní sondě odpovídá lineární sondě. Díky konvexnímu tvaru sondy dokáže poskytnout obraz ve tvaru vějíře, podobně jako sektorová sonda (Sedlář et al., 2014) Konvexní sondy se v praxi nejčastěji využívají k zobrazení hlubších struktur v dutině břišní a v pánevní oblasti (Liang a Wang, 2022). Také se mohou využít k zobrazení bránice skrze subkostální akustické okno (Vieira Santana et al., 2020). Kromě výše zmíněných typů se v praxi můžeme setkat se speciálními sondami upravenými pro konkrétní vyšetření, např. transrektální, transvaginální nebo transesofageální sondy (Sedlář et al., 2014).



Obrázek 4: Ultrazvukové sondy; A) lineární sonda, B) sektorová sonda, C) konvexní sonda (Sedlář et al., 2014).

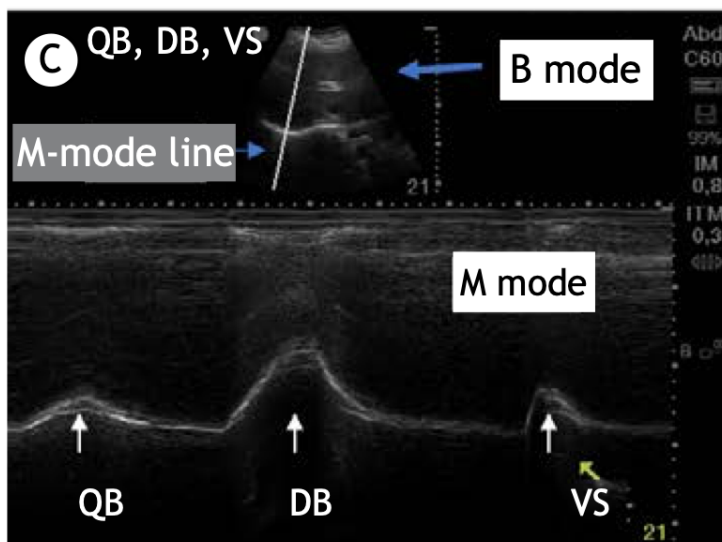
Moderní sondy jsou konstruované s možností nastavení různých frekvencí ultrazvukového vlnění. Frekvence je důležitá z hlediska hloubky průniku a rozlišovací schopností obrazu. Čím je vyšší pracovní frekvence, tím je větší rozlišovací schopnost, ale nižší prostupnost tkáněmi čili menší hloubka průniku. Široké konvexní sondy obvykle pracují s nižší frekvencí, mají širší zorné pole a menší rozlišovací schopnost, tudíž jsou vhodnější především pro hlubší struktury. Lineární sondy jsou naopak více vhodné pro povrchově uložené struktury (Mach, 2013). Konvexní sondy obvykle pracují s frekvencí 2,5–5 MHz, lineární sondy přibližně v rozmezí 7,5–10 MHz (Vieira Santana et al., 2020).

Kromě parametru frekvence lze na přístroji nastavovat hloubku, ve které očekáváme objekt našeho pozorování (depth setting), světlost a tmavost obrazu (gain setting) a zvětšení (zoom setting). Tato nastavení nám umožní lepší zobrazení požadované anatomické struktury. (Mach, 2013)

3.1.4 Sonografické vyšetření bránice

Využití ultrasonografie při hodnocení funkcí bránice má velký význam. Pomocí tohoto neinvazivního vyšetření se může hodnotit tloušťka bránice, frakční ztluštění a exkurze bránice, které mohou poukázat na případné patologie. Všechny tyto parametry dokáže změřit B-mód i M-mód ultrasonografie. (Kalin a Gürsel, 2020)

Ultrasonografické vyšetření bránice umožňuje zobrazení dvěma akustickými okny, v subkostální oblasti a v místě zóny apozice bránice. Zobrazení v subkostální oblasti je metodou volby při hodnocení mobility bránice. Pomocí tohoto okna je bránice zobrazena jako hluboko uložená zakřivená struktura, která vykazuje kraniokaudální pohyb. Tento pohyb můžeme na výsledném obrazu v B-módu pozorovat jako pohyb k sondě a zpět. Pomocí M-módu vidíme tenkou linii kopírující dechovou křivku (Vieira Santana et al., 2020). Příklad zobrazení bránice pomocí obou módů je znázorněn na Obrázku 5.



Obrázek 5: Zobrazení bránice na ultrasonografii pomocí B a M-módu využitím konvexní sondy a předního subkostálního zobrazení (Vieira Santana et al., 2020).

QB = klidové dýchání
 DB = hluboké dýchání
 VS = sniff test

Při hodnocení mobility bránice se využívá konvexní sonda, která je umístěna do podžebrí mezi přední axilární a medioklavikulární čarou pro pravou polovinu bránice a do oblasti mezi přední a střední axilární čarou pro levou polovinu bránice. Sonda je následně namířena mediálně, kraniálně a dorzálně se snahou o docílení co nejjasnějšího obrazu (Ziaiefar et al., 2022). Kromě popsaného předního subkostálního zobrazení se může využít také zadní pohled (Vieira Santana et al., 2020).

Druhou možností je zobrazení nad místem zóny apozice, kde můžeme bránici pozorovat jako třívrstvou strukturu sestávající se z jedné hypoechogenní vnitřní svalové vrstvy obklopené dvěma hyperechogenními vnějšími membránami, peritoneem a pleurou. Pomocí tohoto zobrazení se může sledovat tloušťka bránice (Vieira Santana et al., 2020). Tloušťka bránice se měří pomocí maximálního usilovného nádechu a maximálního usilovného výdechu. Na základě těchto hodnot se dle vzorečku vypočítá změna tloušťky bránice neboli frakční ztluštění. Čím je tato hodnota vyšší, tím vypovídá o větší kontraktilitě bránice (Kalin a Gürsel, 2020; Ziaiefar et al., 2022). K měření se využívá lineární sonda, která je umístěná kolmo na hrudní stěnu mezi přední a střední axilární čarou, obvykle mezi osmým a desátým mezižebrím tak, aby sonda přesahovala dvě žebra (Ziaiefar et al., 2022).

Oba pohledy jsou umožněny skrze akustická okna v oblasti jater pro pravou a v oblasti sleziny pro levou polovinu bránice. Ve výzkumu je častěji využíváno zobrazení pravé poloviny bránice, jelikož akustické okno na levé straně je menší, a navíc v této oblasti může docházet k interpozici plynů v žaludku. (Vieira Santana et al., 2020)

Bránice může být zobrazena pomocí B a M-módu ultrasonografie. Kalin a Gürsel (2020) ověřili, že oba tyto módy mohou být využity při měření diafragmatického ztluštění i exkurzí bránice, neboť jsou výsledky při těchto měřeních vzájemně kompatibilní a nedochází k statisticky signifikantním rozdílům při volbě jednoho z módů. I přesto se ale více využívá měření ztluštění bránice pomocí B-módu, zatímco k hodnocení exkurzí se častěji volí M-mód ultrasonografie.

Výhodou M-módu ultrasonografie je možnost zachycení více nádechů a výdechů v čase během jednoho snímku. Na druhou stranu se ale musí počítat s limity, kvůli kterým nemusí být měření zcela přesné. M-mód ultrasonografie neumožňuje zobrazit přesnou anatomii bránice a je zde možnost širší variability při měření tloušťky svalu. Ve srovnání s M-módem, B-mód ultrasonografie poskytuje lepší zobrazení anatomie svalu a přilehlých struktur a umožňuje podrobnější vizualizaci svalu ve dvou rozměrech, avšak nedokáže zaznamenat více nádechů a výdechů v čase. (Kalin a Gürsel, 2020)

4 TRUPOVÁ STABILIZACE

Anticipační posturální korekce jsou mimovolní automatické úpravy držení těla, ke kterým dochází před započítím volního pohybu. Aktivace posturálních svalů vzniká v reakci na očekávanou destabilizující sílu. Zkoumání anticipačních posturálních korekcí bylo započato v šedesátých letech dvacátého století ruskými výzkumníky, kteří prokázali aktivitu posturálních svalů trupu a dolních končetin před započítím pohybu horních končetin o více než 50 ms. Tento pohyb byl vysvětlován potřebou připravit se na pohyb tak, aby mohly být následně kompenzovány destabilizační účinky sil působících na trup. Zároveň docházelo k relaxaci posturálních svalů až po ukončení pohybu končetiny, tedy po relaxaci hlavních svalů paže vykonávajících pohyb. (Woollacott, 2009)

Kolář (2020) při sledování postury rozlišuje posturální stabilitu, posturální reaktibilitu a posturální stabilizaci. Posturální stabilita je schopnost zajistit takové držení těla, aby nedošlo k nezamýšlenému a neřízenému pádu. Posturální reaktibilita se popisuje jako soubor reakčních svalových sil celého pohybového systému, které působí kontrakci svalů při určité činnosti. Účelem je zpevnění jednotlivých pohybových segmentů k získání co nejstabilnějšího opěrného bodu (*punctum fixum*) pro provádění pohybu jiného segmentu (*punctum mobile*), který bude ekonomicky co nejméně náročný. O posturální stabilizaci se hovoří jako o aktivním svalovém držení segmentů těla proti působení zevních sil řízených centrálním nervovým systémem.

K posturální stabilizaci trupu je zapotřebí vyvážená aktivita svalů hlubokého stabilizačního systému (Kolář, 2020). Hovoří se o souhře mezi povrchovými a hlubokými svaly, konkrétně mezi mm. multifidii, bránicí, pánevním dnem a břišními svaly, dále pak v oblasti hrudní a krční páteře mezi hlubokými a povrchovými flexory a extenzory páteře (Kolář a Lewit, 2005). V případě adekvátní vyvážené aktivity svalů se předpokládá, že by jednotlivé pohybové segmenty měly být tzv. centrovány, a tím by mělo být napětí především povrchových svalů minimální. Díky simultánní kontrakci bránice a břišních svalů dochází k významnému nárůstu tlaku v dutině břišní, který hraje důležitou roli při stabilizaci bederní páteře (Kolář et al., 2012; Kolář, 2020). Nitrobřišní tlak se tak zvyšuje během jakékoliv pohybové aktivity, při které jsou kladeny zvýšené nároky na činnost svalů trupu (Bø a Nygaard, 2020).

Zpevnění (stabilizace) trupu udržuje všechny segmenty páteře v biomechanicky neutrální poloze během jakéhokoliv pohybu. Neutrální centrovanou pozicí se rozumí postavení jednotlivých segmentů, při kterém jsou síly působící na kloub rovnoměrně rozloženy na styčných plochách, kloubní pouzdro minimálně napjato a kloubní vazy uvolněny (Kolář et al., 2020). Segmentální pohyb, např. flexe kyčelního kloubu, je tedy spojen se synergickou aktivitou všech dalších svalů modulujících nitrobřišní tlak (Kolář et al., 2012). K největším nárůstům nitrobřišního tlaku při pohybové aktivitě dochází při namáhavém silovém tréninku nebo při aktivitách s velkým dopadem, např. skoky na trampolíně. Mimo jiné je vysoká hodnota nitrobřišního tlaku přítomná při kašlání nebo kýčání. Při všech těchto aktivitách jsou totiž vyžadovány vyšší nároky na stabilitu trupu, a proto je potřeba vzájemné koordinace stabilizačních svalů (Bø a Nygaard, 2020).

4.1 Bolest zad

Bolest dolní části zad neboli low back pain (LBP) je zejména v průmyslově vyspělých zemích velmi častým problémem. Postihuje velkou část populace téměř všech věkových kategorií, má vysokou míru recidivy a invalidity (Ziaeifar et al., 2022). Celoživotní prevalence epizody významné bolesti dolní části zad se uvádí v rozmezí 60–90 %. Ve Spojených státech amerických je uváděná jako druhá nejčastější příčina pracovní neschopnosti (Devereaux, 2009).

Mezi hlavní rizikové faktory incidence bolestí zad se řadí vzrůstající věk, těžká fyzická práce zahrnující dlouhé periody statických pracovních pozic, zvedání těžkých předmětů, rotací trupu a vibrací. Dále se může jednat o různé psychosociální faktory, deprese a obecně nezdravý životní styl zahrnující nedostatek pohybové aktivity, obezitu a kouření (Devereaux, 2009). Za významný etiologický faktor vzniku bolestí zad je považována také nedostatečná funkce a nevyvážená koordinace stabilizačních svalů páteře (Kolář et al., 2012).

U pacientů s LBP byla prokázána odlišná morfologie svalů trupu ve srovnání se zdravými jedinci. Systematický přehled Rangera et al. (2017) popsal snížení průřezové plochy mm. multifidi jako prediktivní faktor vzniku LBP. U dalších svalů, které byly součástí studie, jako je m. erector spinae, m. iliopsoas a quadratus lumborum, nebyla zjištěna jasná souvislost mezi změnou průřezové plochy svalu a LBP. V tomto přehledu nebyla hodnocena asymetrie svalu v souvislosti se stranovou lokalizací bolesti. Danou problematiku se zabývala studie Hidese et al. (1994), která porovnávala stranovou asymetrii morfologie mm. multifidi u pacientů s akutní LBP popisovanou dominantněji na jedné straně. Ve výzkumu zaznamenali menší průměr mm. multifidi ipsilaterálně na straně bolesti ve srovnání s druhou stranou. Nebyla však nalezena souvislost mezi zmenšeným průřezem svalu a subjektivní intenzitou bolesti. Kromě snížení průřezové plochy mm. multifidi popsali Mengiardi et al. (2006) vyšší podíl zastoupení tukové tkáně v tomto svalu u pacientů s chronickou LBP ve srovnání se zdravou kontrolní skupinou.

4.1.1 Změny pohybu bránice ve vztahu k low back pain

Již několik studií se zabývalo změnami aktivity bránice u pacientů trpících LBP ve srovnání s kontrolní zdravou skupinou (Calvo-Lobo et al., 2019; Kolář et al., 2012; Vostatek et al., 2013; Ziaieifar et al., 2022). Kolář et al. (2012) srovnávali pomocí dynamické magnetické rezonance pohyb bránice u pacientů s chronickou LBP při klidovém i zátěžovém dýchání přidáním izometrické kontrakce horní nebo dolní končetiny. Vostatek et al. (2013) využili taktéž magnetickou rezonanci, avšak pozorovali bránici u pacientů se strukturálním nálezem na páteři a současnou chronickou LBP se zdravou skupinou. Hodnotili bránici nejen v klidu, ale i během zvýšené posturální zátěže vyvolané odporem proti pohybu dolních končetin do flexe v kyčelních kloubech. Calvo-Lobo et al. (2019) sledovali pomocí ultrasonografie skupinu sportovců s a bez LBP. Ziaieifar et al. (2022) pak měřili pomocí ultrasonografie skupinu s a bez LBP s tím, že se zaměřili i na rozdíl chování pravé a levé poloviny bránice.

Při hodnocení frakčního ztlustění bránice zaznamenali Ziaieifar et al. (2022) u pravé poloviny bránice menší změnu ztlustění u skupiny s LBP ve srovnání s kontrolní zdravou skupinou. Podobné výsledky menšího ztlustění pravé poloviny bránice zaznamenali také Calvo-Lobo et al. (2019), kteří měřili chování právě této pravé poloviny.

Při hodnocení exkurzí bránice při klidovém dýchání nezaznamenali Calvo-Lobo et al. (2019), Kolář et al. (2012) ani Ziaiefar et al. (2022) žádný rozdíl mezi skupinami. Nebyla shledána ani změna nádechové či výdechové pozice během klidového dýchání. K jediným odlišným výsledkům dospěli Vostatek et al. (2013), kteří naměřili snížené dechové exkurze u pacientů s LBP i v klidu.

Významnější rozdíl dechových exkurzí však pozorovali při přidání posturálního zatížení trupu. Kolář et al. (2012) a Vostatek et al. (2013) zaznamenali významně snížené dechové exkurze u skupiny pacientů s LBP a kranálnější pozici bránice v inspiriu. Mimo jiné Vostatek et al. (2013) popsali také signifikantně větší dechovou frekvenci u pacientů s LBP, která se ještě významněji zvýšila po přidání posturální zátěže.

Změnu v dechové aktivitě při současném zvedání předmětů popisuje i studie Haginse a Lamberga (2011), která zaznamenala u osob s low back pain potřebu většího nádechu. K tomuto závěru došli na základě vyššího procenta vitální kapacity plic ve srovnání se zdravými jedinci.

Všechny tyto studie (Hagins a Lamberg, 2011; Kolář et al., 2012; Vostatek et al., 2013; Ziaiefar et al., 2022) podporují myšlenku odlišného chování bránice a zhoršené svalové koordinace u osob trpících LBP. Shodují se v názoru, že jakákoliv dysfunkce bránice může vést ke změnám řízení motoriky a následným změnám pohybových vzorců, což může zhoršit stabilitu bederní páteře a přispět k chronické LBP. Ziaiefar et al. (2022) však poznamenává, že nelze jednoznačně určit, zda jsou změny chování bránice příčinou nebo důsledkem bolestí zad.

5 ASYMETRICKÁ POSTURÁLNÍ ZÁTĚŽ

Centrální nervový systém koordinuje aktivitu svalů trupu, aby zajistili adekvátní stabilizaci páteře při vykonávání asymetrické činnosti (Butler et al., 2009). Při symetrickém a asymetrickém zdvihu předmětů jednou nebo oběma rukama dochází k odlišnému zatížení páteře. V případě zvednutí předmětu jednou rukou dochází ke snížení komprese páteře a zatížení v anterioposteriorním směru ve srovnání s obouručním zdvihem, zároveň se ale zvyšuje mechanické namáhání páteře ve smyku (Weston et al., 2020). K podobným výsledkům zatížení páteře v anterioposteriorním a laterálním směru došli již dříve Marras a Kermit (1998). Rozdíly mezi zatížením páteře při symetrickém či asymetrickém zdvihu závisí také na výšce začátku a cíle zdvihu, vzdálenosti mezi tělem a břemenem a hmotnosti předmětu (Weston et al., 2020). Biomechaniku asymetrického zdvihu ovlivní i znalost hmotnosti a charakteru závaží. V případě, že jedinec předpokládá vyšší fragilitu předmětu, změní se celkové nastavení trupu, kinetika a kinematika pohybu (Liu et al., 2022).

5.1 Zapojení stabilizačních svalů trupu

Při symetrickém zdvihu předmětů dochází k odlišnému zapojení svalů trupu ve srovnání s asymetrickou zátěží. Bylo provedeno několik studií zabývajících se zvedáním předmětů jednou rukou, které pomocí EMG změřily reakce svalů trupu na tyto asymetrické síly (Danneels et al., 2001; Huang et al., 2003; Marras a Kermit, 1998, McGill, 1992; Mueller et al., 2017). U výzkumů, u kterých byl zvedán předmět jednou rukou před tělem, byla u svalů *m. rectus abdominis*, *m. obliquus internus abdominis*, *m. obliquus externus abdominis*, *m. erector spinae* a *m. latissimu dorsi* zaznamenána větší aktivita svalů na kontralaterální straně (Marras a Kermit, 1998; Mueller et al., 2017). Danneels et al. (2001) prokázali rovněž vyšší aktivitu svalů na kontralaterální straně při zdvihu jednou rukou u *m. latissimus dorsi*, *m. iliocostalis lumborum pars thoracis* a *mm. multifidi*, avšak v rozporu s předchozími studiemi *m. obliquus internus abdominis* a *m. obliquus externus abdominis* vykazovali symetrickou aktivitu. Naopak vyšší aktivitu ipsilaterálně zaznamenali u *m. gluteus maximus*.

Huang et al. (2003) a McGill (1992) měřili aktivitu svalů trupu, při kterém probandi zvedali závaží pomocí jedné ruky a s úklonem trupu ve frontální rovině. Vyšší aktivita na kontralaterální straně byla zaznamenána u m. rectus abdominis, m. obliquus internus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. transversus abdominis, m. erector spinae, m. quadratus lumborum a m. psoas major. Jediný sval, který ve studii McGill (1992) reagoval zvýšenou aktivitou na ipsilaterální straně byl m. latissimus dorsi.

Allison et al. (2008) zkoumali timing m. transversus abdominis při stabilizaci páteře. Došli k závěru bilaterální aktivace tohoto svalu při jednostranném pohybu paže, která započala před samotným pohybem horní končetiny. Bilaterální aktivace však nebyla zcela symetrická. Na kontralaterální straně byl zaznamenán dřívější nástup kontrakce ve srovnání s ipsilaterální stranou. Mimo jiné posuzovali také aktivitu dalších stabilizačních svalů. M. obliquus internus abdominis a m. biceps femoris vykazovaly podobných výsledků. U m. erector spinae a m. obliquus externus abdominis nebyly zaznamenány takto jasné a stranově specifické výsledky.

5.2 Low back pain

Asymetrické zvedání předmětů bývá často považované za méně bezpečné ve srovnání se symetrických zdvihem. Může být příčinou bolestí zad převážně v bederní oblasti. To je vysvětlováno působením torzních sil na meziobratlové disky v oblasti bederní páteře, které vznikají převážně při pohybu se současnou flexí a axiální rotací páteře, ke kterým při asymetrickém zdvihu dochází (Danneels et al., 2001). Dle doporučení The Revised NIOSH Lifting Equation se uvádí limity pro bezpečné asymetrické zvedání předmětů, které snižují přípustnou hmotnost v závislosti na stupni asymetrie ve srovnání se symetrií přibližně o 10 % na 30 stupňů asymetrie, avšak Marras a Kermit (1998) toto tvrzení zpochybňují. Dle jejich výzkumu nelze takto jednoznačně stanovit dané hodnoty, jelikož musí být zohledněn i faktor, zda se jedná o jednoruční či obouruční úchop.

Mehta et al. (2014) zkoumali vliv dlouhodobého asymetrického zdvihání krabice o hmotnosti 15% váhy jedince a sledovali reakce v průběhu 60 minut takového zatížení. Zatížení vedlo k poklesu okysličení tkání spolu se zvýšením subjektivní pracovní námahy a rozvojem svalové únavy m. erector spinae. Změněné chování se projevilo na kinematické analýze zvýšením míry předklonu, rychlosti extenze a lateroflexe, což lze považovat za zvýšené riziko vzniku bolestí zad.

Liu et al. (2022) potvrdili, že strategii pohybu při asymetrickém zdvihu ovlivní i znalost fragility předmětů. V případě, že probandi získali informaci o charakteru předmětu, snížila se rychlost laterální flexe trupu a zrychlení pohybu. Tím se shodují i se studií Mehty et al. (2014), kdy je toto chování kontrolovaného a pomalejšího pohybu považováno za méně rizikové z hlediska potenciálního vzniku LBP. Proto Liu et al. (2022) poznamenávají, že by znalost o charakteru zdvihaných předmětů mohla pomoci předejít vzniku LBP.

6 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem diplomové práce je posoudit vliv asymetrického posturálního zatížení na pohyb pravé poloviny bránice a analyzovat, jak klidové dýchání, dýchání při kontralaterálním zatížení (zvedání kettlebellu levou rukou) a ipsilaterálním zatížení (zvedání kettlebellu pravou rukou) ovlivňuje nádechové a výdechové pozice bránice a dechové exkurze.

6.1 Hypotéza H1

Při zvednutí závaží kontralaterálně bude bránice v nádechu i výdechu v kaudálnější pozici než při klidovém dýchání.

6.2 Hypotéza H2

Při zvednutí závaží ipsilaterálně bude bránice v nádechu i výdechu v kaudálnější pozici než při klidovém dýchání.

6.3 Hypotéza H3

Při zvednutí závaží kontralaterálně bude bránice v nádechu i výdechu v kaudálnější pozici než při zvednutí závaží ipsilaterálně.

6.4 Hypotéza H4

Při zvednutí závaží kontralaterálně budou exkurze bránice větší než při klidovém dýchání.

6.5 Hypotéza H5

Při zvednutí závaží ipsilaterálně budou exkurze bránice větší než při klidovém dýchání.

6.6 Hypotéza H6

Při zvednutí závaží kontralaterálně budou exkurze bránice větší než při zvednutí závaží ipsilaterálně.

7 METODIKA

7.1 Charakteristika souboru

Do studie byly zařazeni zdraví probandi ve věku 18–40 let. Předem byli vyloučeni jedinci trpící některou z následujících chorob, která by mohla zkreslit výsledky měření:

- *Respirační choroby*
- *Muskuloskeletální choroby*
- *Akutní a chronické bolesti zad*
- *Předchozí abdominální nebo spinální operace*
- *Akutní onemocnění*
- *Zranění v období čtyř týdnů před měřením*
- *Těhotenství*

Zároveň do výzkumu nebyli zařazeni probandi s vyšším WHtR než 0,59 z důvodu horšího zobrazení bránice na ultrasonografii.

Celkem se studie zúčastnilo 40 probandů (30 žen a 10 mužů). Od každého z nich byly získány údaje o věku, váze, výšce a byl jim změřen obvod pasu. Z těchto dat bylo vypočítáno BMI a WHtR. Charakteristika souboru je uvedena v následující tabulce 2.

	Věk	Výška (cm)	Váha (kg)	Obvod pasu (cm)	WHtR	BMI (kg/m ²)
Všichni (n = 40)	27,6 ± 5,4	171,0 ± 8,0	66,6 ± 11,5	76,0 ± 8,5	0,45 ± 0,04	22,6 ± 2,4
Ženy (n = 30)	27,9 ± 5,9	167,8 ± 5,8	61,5 ± 7,0	72,6 ± 6,0	0,43 ± 0,04	21,8 ± 2,0
Muži (n = 10)	26,9 ± 3,5	180,7 ± 5,8	81,9 ± 8,0	86,4 ± 6,2	0,48 ± 0,03	25,1 ± 1,9

Tabulka 2: Charakteristika probandů (hodnota ± směrodatná odchylka).
WHtR (Waist-to-Height Ratio)
BMI (Body Mass Index)

Všichni probandi byli seznámeni s celým procesem měření a podepsali informovaný souhlas viz Příloha 1. Proces měření byl schválen etickou komisí FN Motol a studie byla zaregistrována na ClinicalTrials.gov pod číslem NCT05767411.

7.2 Ultrasonografické vyšetření

Využití ultrasonografie je ve srovnání s jinými metodami hodnocení bránice neinvazivní a umožňuje sledovat tloušťku bránice, frakční ztluštění i exkurze bránice (Kalin a Gürsel, 2020). Pro hodnocení pohybu bránice byl v této studii využitý M-mód ultrasonografie, který zaznamenává průběh dechové křivky. Z této křivky lze následně odečíst nádechovou a výdechovou pozici bránice a z nich vypočítat výsledné exkurze bránice během jednoho dechového cyklu (Vieira Santana et al., 2020).

Pro praktickou část měření se využíval přístroj ultrasonografie Toshiba Aplio i600, Canon Medical Systems Corporation, Otawara, Japan a ultrazvuková konvexní sonda Toshiba PVI-475BT s frekvencí 3,5 MHz. Pro pozorování pohybů pravé poloviny bránice se využilo přední subkostální zobrazení. Konvexní sonda byla umístěna do oblasti pravého podžebří mezi přední axilární a medioklavikulární čáru pro pozorování pravé poloviny bránice skrze akustické okno v oblasti jater. Sonda byla namířena mediálním, kraniálním a dorzálním směrem (Vieira Santana et al., 2020; Ziaefar et al., 2022). Na přístroji se dle daného jedince nastavila hloubka, světlost obrazu a zvětšení, aby byla bránice co nejlépe zobrazena pro následné vyhodnocení (Mach, 2013). Po celou dobu jednoho měření se ultrazvuková sonda držela ve stejné pozici a byly zaznamenávány pohyby bránice. Levá polovina bránice nebyla zaznamenávána z důvodu menšího akustického okna v oblasti sleziny (Vieira Santana et al., 2020).

7.2.1 Reliabilita ultrasonografického měření

Intra-rater reliabilita vyjadřuje míru shody mezi opakovaně provedeným měřením jedním vyšetřujícím. Měření pro hodnocení stability dat byla určena pomocí koeficientu vnitrotřídní korelace (ICC = intraclass correlation coefficient) a 95 % intervalů spolehlivosti (CI) mezi dvěma klidovými nádechy a výdechy. Reliabilita byla definována jako špatná (ICC < 0,50), střední (ICC 0,50 - 0,75), dobrá (ICC 0,75 - 0,90) a vynikající (ICC > 0,90) (Koo a Li, 2016). Dle výsledků, které ukazuje následující tabulka 3, jsou měření během nádechu i výdechu hodnoceny jako vynikající.

Pozice bránice	ICC	(95 % CI)	SEM	Value	df1	Sig
Nádech	0.991	(0.987, 0.994)	1.96	252.22	117	<0.001
Výdech	0.990	(0.978, 0.994)	2.26	240.89	119	<0.001

Tabulka 3: Intra-rater reliabilita ultrasonografického vyšetření.

ICC = Intraclass Correlation Coefficient

SEM = Standart Error of Measurement

7.3 Průběh měření

Měření probíhalo vždy za stejných podmínek ve stejné místnosti Centra pohybové medicíny Pavla Koláře. Data pro praktickou část diplomové práce byla sbírána v období od března do června 2023.

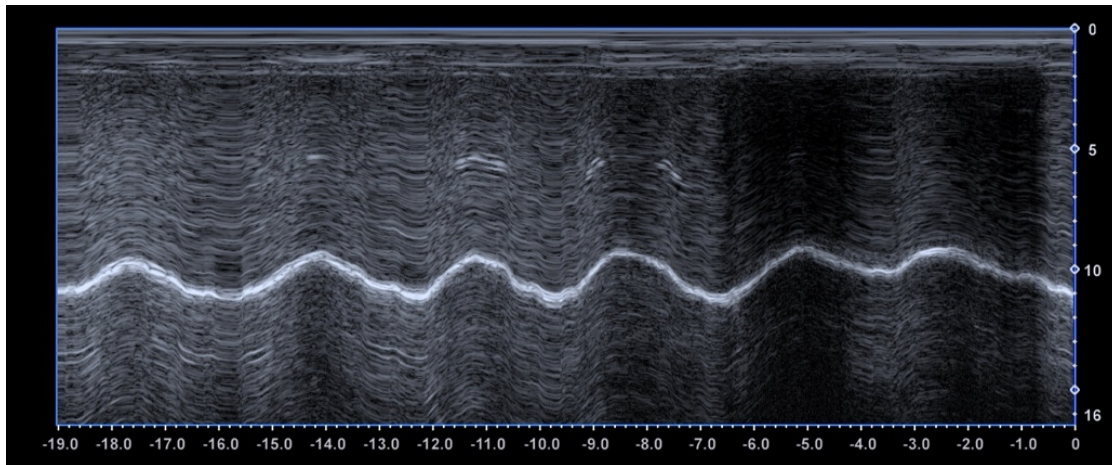
Probandi byli předem instruováni, aby se vyhnuli konzumaci jídla alespoň 1,5 hodiny před měřením. Na počátku měření byla vyšetřovaná osoba nastavena do výchozí pozice, kterou představoval vzpřímený stoj před lehátkem s nohama postavenými na šíři ramen. Dva kettlebely byly umístěné na lehátku před vyšetřovanou osobou přibližně ve vzdálenosti lehce širší než vzdálenost ramen vyšetřovaného probanda. Výška lehátka byla upravena tak, aby při uchopení kettlebellu byly loketní klouby nastaveny do pravého úhlu. Na hlavu probanda byla umístěna gumová čelenka s připevněnou olovnicí, která měla po celou dobu měření kopírovat páteř a poukázat na případné výchylky, které by mohly zkreslit výsledky měření.



Obrázek 6: Pozice vyšetřovaného a vyšetřujícího při měření; A) umístění olovnice, zobrazení na přístroji, B) umístění sonografické sondy, držení kettlebellů.

K posturálnímu zatížení byly použity kettlebely o hmotnostech 6, 8 a 10 kg. Hmotnost kettlebellu odpovídala přibližně 10% tělesné hmotnosti pacienta, případně byla upravena dle aktuálních možností jedince. V případě, že nezvládnul zvednout odpovídající zátěž izolovaně s flexí lokte bez současného vychýlení trupu, byl mu přidělen kettlebell o nižší hmotnosti.

Samotné vyšetření zahrnovalo šest dechových cyklů, které sestávaly ze dvou klidových nádechů a výdechů, následovaných dvěma nádechy a výdechy se zvednutím kettlebellu nejprve levou, a poté dvěma nádechy a výdechy se zvednutím kettlebellu pravou rukou. Tento postup byl pro přehlednost výsledků zachován vždy ve stejném pořadí. Kettlebell byl zvedán pouze pár centimetrů nad podložku pomocí flexe v loketním kloubu, aby pohyb co nejméně ovlivnil další segmenty těla a statická pozice trupu umožnila bezproblémové zaznamenání pohybu bránice pomocí ultrazvukové sondy. Celé měření se třikrát zopakovalo a výsledné hodnoty ze tří oddělených po sobě následujících měřeních byly při statistickém zpracování zprůměrovány. Záznam, který byl výsledkem každého měření a ze kterého se získávaly hodnoty nádechových a výdechových pozice bránice, je zobrazen na Obrázku 7.



Obrázek 7: Pohyb bránice zobrazený M-módem ultrasonografie; horní vrcholy křivky znázorňují nádechovou pozici bránice, dolní vrcholy křivky pozici výdechovou. Křivka zahrnuje dva klidové nádechy a výdechy, dva nádechy a výdechy se zvednutím kettlebellu nejprve levou (kontralaterální) a poté pravou (ipsilaterální) rukou.

7.4 Statistické zpracování dat

Pro zpracování dat získaných ultrazvukovým měřením byl využitý program SPSS v28 for Mac; IBM Corp, Armonk, NY. Výsledné hodnoty pozic pravé poloviny bránice byly získány zprůměrováním hodnot ze tří měření během dvou dechových cyklů (celkem 6 měření nádechové pozice a 6 měření výdechové pozice). Exkurze bránice byly vypočítány z průměrného rozdílu mezi každou nádechovou a výdechovou pozicí. Výsledná data jsou popsána jako hodnota výsledku \pm směrodatná odchylka.

Dvě proměnné obsahovaly jednu odlehlou hodnotu, která se vyskytla u téhož probanda. Tyto odlehlé hodnoty byly identifikovány na základě hodnot šikmosti (skewness) a špičatosti (kurtosis), které ležely mimo přijatelný rozsah, s vypočítaným z-skórem vyšším než +3. Tyto dvě odlehlé hodnoty byly zpracovány metodou winsorizace (nahrazení jejich hodnoty následující nejvyšší hodnotou v datasetu, zachování jejich pořadí). Na základě této korekce se zlepšily hodnoty šikmosti a špičatosti obou proměnných a všechny z-skóre tak, že se vešly do přijatelného rozsahu (-3 až +3) pro všechny proměnné (Hair et al., 2010).

Ke statistické analýze hodnocení pozice pravé poloviny bránice při kontralaterálním a ipsilaterálním zatížení byly využívány párové t-testy, které srovnávaly vždy dvě veličiny nádechových pozic, výdechových pozic nebo bráničních exkurzí. Analýza síly pomocí programu G*Power 3.1 naznačila 80% šanci na detekci středně velkého efektu (0,5) u 34 subjektů s úrovní alfa pro statistickou významnost stanovenou na $p < 0,05$ (oboustranně). Byly využity Bonferroniho korekce, které změnily přijatelnou hodnotu p na $p < 0,025$. Velikosti efektu pomocí Cohenova d byly interpretovány jako velmi malé ($< 0,2$), malé (0,2 – 0,5), střední (0,5 – 0,8) nebo velké ($> 0,8$).

8 VÝSLEDKY

Studie se celkově zúčastnilo 40 probandů. V následujících tabulkách jsou uvedeny výsledky všech párových t-testů. Za statisticky signifikantní rozdíl byla považována hodnota $p < 0.025$.

8.1 Dýchání v klidu a při kontralaterálním zatížení

Měření	Klidové dýchání	Kontralaterální zatížení	Střední diference	(95 % CI)	Velikost efektu	P hodnota
Nádech	105,51 (20,38)	103,33 (20,98)	2,18	(0,76; 3,60)	0,49	0,004*
Výdech	124,81 (22,24)	124,89 (22,27)	-0,08	(-1,07; 0,91)	-0,02	0,872
Exkurze	19,30 (5,74)	21,30 (6,08)	-2,00	(-3,13; -0,87)	-0,57	<0,001*

Tabulka 4: Porovnání dýchání v klidu a při kontralaterálním zatížení.

*Statisticky významný rozdíl ($p < 0,025$)

Velikost efektu = vypočítána Cohenovým d

Tabulka 4 popisuje srovnání klidového dýchání s dýcháním při kontralaterálním zatížení tzn. současném zvedání závaží levou rukou. Mezi těmito dvěma měřeními nebyla zaznamenána změna výdechové pozice bránice ($p = 0.872$). Rozdílná pozice bránice však byla pozorována při nádechu ($p = 0.004$). Při kontralaterálním zatížení se pravá polovina bránice při nádechu dostala do kaudálnější pozice ve srovnání s klidovým dýcháním. Taktéž byl zaznamenán signifikantní rozdíl při měření exkurzí bránice ($p < 0.001$). Exkurze bránice byly větší při dýchání se současným kontralaterálním zatížením než při klidovém dýchání.

8.2 Dýchání v klidu a při ipsilaterálním zatížení

Měření	Klidové dýchání	Ipsilaterální zatížení	Střední diference	(95 % CI)	Velikost efektu	P hodnota
Nádech	105,51 (20,38)	103,33 (21,73)	2,18	(0,71; 3,65)	0,47	0,005*
Výdech	124,81 (22,24)	121,64 (22,66)	3,17	(1,95; 4,39)	0,83	<0,001*
Exkurze	19,30 (5,74)	17,76 (4,36)	1,54	(0,22; 2,86)	0,37	0,023*

Tabulka 5: Porovnání klidového dýchání a ipsilaterálního zatížení.

*Statisticky významný rozdíl ($p < 0,025$)

Velikost efektu = vypočítána Cohenovým d

Tabulka 5 popisuje srovnání klidového dýchání s dýcháním při ipsilaterálním zatížení, tzn. zvedání závaží pravou rukou. Ve všech třech situacích – při nádechu, výdechu i měření exkurzí bránice – byl zaznamenán signifikantní rozdíl. Při ipsilaterálním posturálním zatížení byla zaznamenána kaudálnější pozice bránice při nádechu ($p = 0.005$) i výdechu ($p < 0.001$), avšak exkurze bránice byly menší ve srovnání s klidovým dýcháním ($p = 0.023$).

8.3 Dýchání při kontralaterálním a ipsilaterálním zatížení

Měření	Kontralaterální zatížení	Ipsilaterální zatížení	Střední diference	(95 % CI)	Velikost efektu	P hodnota
Nádech	103,33 (20,98)	103,33 (21,73)	-0,002	(-1,08; 1,07)	-0,001	0,997
Výdech	124,89 (22,27)	121,64 (22,66)	3,25	(2,27; 4,23)	1,06	<0,001*
Exkurze	21,30 (6,08)	17,76 (4,36)	3,54	(2,26; 4,82)	0,89	<0,001*

Tabulka 6: Porovnání dýchání při kontralaterálním a ipsilaterálním zatížení

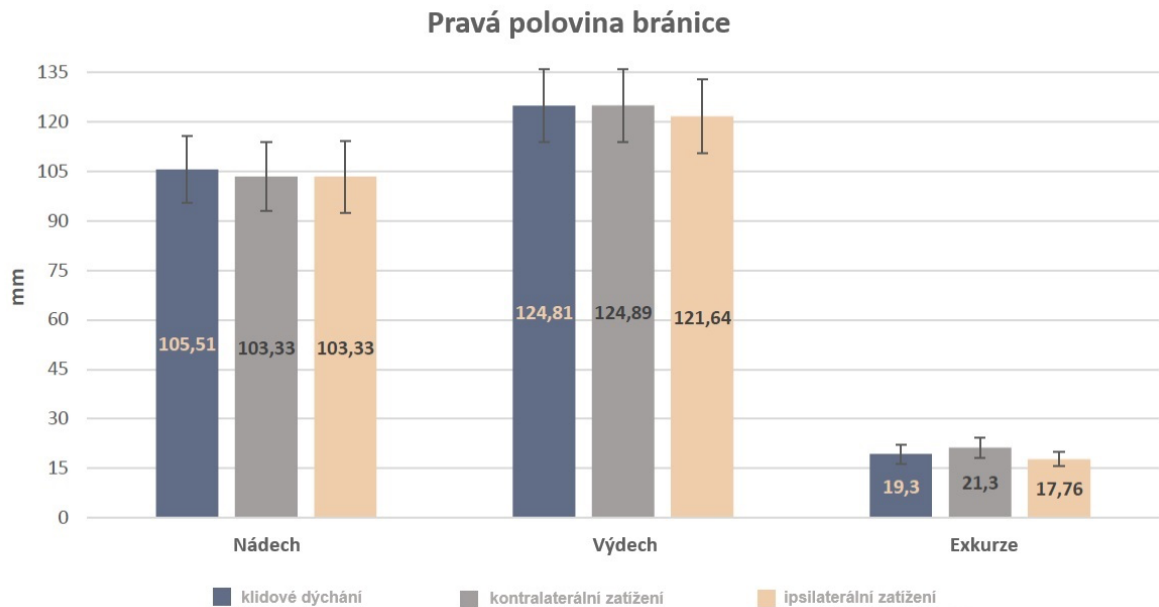
*Statisticky významný rozdíl ($p < 0,025$)

Velikost efektu = vypočítána Cohenovým d

Tabulka 6 popisuje srovnání pohybů pravé poloviny bránice při kontralaterálním a ipsilaterálním zatížení. Nebyl zaznamenán signifikantní rozdíl nádechové pozice bránice ($p = 0.997$), avšak při zatížení na ipsilaterální straně se bránice dostala do kaudálnější výdechové pozice ($p < 0.001$) ve srovnání se zatížením na kontralaterální straně. Vyšší dechové exkurze byly zaznamenány při kontralaterálním zatížení ($p < 0.001$).

8.4 Grafické zpracování pozice bránice při nádechu, výdechu a dechových exkurzích

V následujícím Grafu 1 jsou jednotlivé výsledky z tabulek převedeny do grafického zpracování.



Graf 1: Vzdálenost pravé poloviny bránice od ultrasonografické sondy během nádechu a výdechu, a jejich rozdíl vyjadřující dechové exkurze.

8.5 Vyhodnocení hypotéz

8.5.1 Hypotéza H1

Při zvednutí závaží kontralaterálně bude bránice v nádechu i výdechu v kaudálnější pozici než při klidovém dýchání.

Měření	Klidové dýchání	Kontralaterální zatížení	Střední diference	(95 % CI)	Velikost efektu	P hodnota
Nádech	105,51 (20,38)	103,33 (20,98)	2,18	(0,76; 3,60)	0,49	0,004*
Výdech	124,81 (22,24)	124,89 (22,27)	-0,08	(-1,07; 0,91)	-0,02	0,872

Tabulka 7: Ověření hypotézy H1; porovnání polohy pravé poloviny bránice (mm) při klidovém dýchání a dýchání se zvednutím kettlebellu kontralaterální rukou.

*Statisticky významný rozdíl ($p < 0,025$)

Velikost efektu = vypočítána Cohenovým d

Při zvednutí závaží kontralaterálně (levou rukou) byla prokázána kaudálnější nádechová pozice ve srovnání s klidovým dýcháním ($p=0,004$). Nebyl však zaznamenán statisticky významný rozdíl ve výdechové pozici mezi klidovým dýcháním a dýcháním s kontralaterální posturální zátěží ($p=0,872$). Hypotéza H1 se tak **částečně potvrdila** pouze pro nádechovou pozici bránice.

8.5.2 Hypotéza H2

Při zvednutí závaží ipsilaterálně bude bránice v nádechu i výdechu v kaudálnější pozici než při klidovém dýchání.

Měření	Klidové dýchání	Ipsilaterální zatížení	Střední diference	(95 % CI)	Velikost efektu	P hodnota
Nádech	105,51 (20,38)	103,33 (21,73)	2,18	(0,71; 3,65)	0,47	0,005*
Výdech	124,81 (22,24)	121,64 (22,66)	3,17	(1,95; 4,39)	0,83	<0,001*

Tabulka 8: Ověření hypotézy H2; porovnání polohy pravé poloviny bránice (mm) při klidovém dýchání a dýchání se zvednutím kettlebellu ipsilaterální rukou.

*Statisticky významný rozdíl ($p < 0,025$)

Velikost efektu = vypočítána Cohenovým d

Při zvednutí závaží ipsilaterálně byla prokázána kaudálnější pozice bránice při nádechu ($p=0.005$) i výdechu (<0.001) ve srovnání s klidovým dýcháním. Hypotéza H2 se na základě naměřených dat **potvrdila**.

8.5.3 Hypotéza H3

Při zvednutí závaží kontralaterálně bude bránice v nádechu i výdechu v kaudálnější pozici než při zvednutí závaží ipsilaterálně.

Měření	Kontralaterální zatížení	Ipsilaterální zatížení	Střední diference	(95 % CI)	Velikost efektu	P hodnota
Nádech	103,33 (20,98)	103,33 (21,73)	-0,002	(-1,08; 1,07)	-0,001	0,997
Výdech	124,89 (22,27)	121,64 (22,66)	3,25	(2,27; 4,23)	1,06	<0,001*

Tabulka 9: Ověření hypotézy H3; porovnání polohy pravé poloviny bránice (mm) při dýchání se zvednutím kettlebellu kontralaterální rukou a dýchání se zvednutím kettlebellu ipsilaterální rukou.

*Statisticky významný rozdíl ($p < 0,025$)

Velikost efektu = vypočítána Cohenovým d

Nádechová pozice byla u obou měření přibližně srovnatelná ($p=0.997$), tudíž se nepotvrdila část hypotézy týkající se nádechové pozici bránice při asymetrickém zatížení. Ve výdechové pozici bránice byl zaznamenán signifikantní rozdíl, avšak výsledky byly v rozporu s původní hypotézou. Při ipsilaterálním zatížení se bránice dostala do kaudálnější pozice ve srovnání s kontralaterálním zatížením ($p < 0.001$). Tyto výsledky nasvědčují větší kontrakci bránice při ipsilaterálním zatížení, což je v rozporu s původním očekáváním. Hypotéza H3 se na základě shromážděných dat **nepotvrdila**.

8.5.4 Hypotéza H4

Při zvednutí závaží kontralaterálně budou exkurze bránice větší než při klidovém dýchání.

Měření	Klidové dýchání	Kontralaterální zatížení	Střední diference	(95 % CI)	Velikost efektu	P hodnota
Exkurze	19,30 (5,74)	21,30 (6,08)	-2,00	(-3,13; -0,87)	-0,57	<0,001*

Tabulka 10: Ověření hypotézy H4; porovnání exkurzí pravé poloviny bránice (mm) při klidovém dýchání a dýchání se zvednutím kettlebellu kontralaterální rukou.

*Statisticky významný rozdíl ($p < 0,025$)

Velikost efektu = vypočítána Cohenovým d

Při kontralaterálním zatížení byly zaznamenány větší exkurze bránice ve srovnání s klidovým dýcháním ($p < 0.001$). Hypotéza H2 se na základě naměřených dat **potvrdila**.

8.5.5 Hypotéza H5

Při zvednutí závaží ipsilaterálně budou exkurze bránice větší než při klidovém dýchání.

Měření	Klidové dýchání	Ipsilaterální zatížení	Střední diference	(95 % CI)	Velikost efektu	P hodnota
Exkurze	19,30 (5,74)	17,76 (4,36)	1,54	(0,22; 2,86)	0,37	0,023*

Tabulka 11: Ověření hypotézy H5; porovnání exkurzí pravé poloviny bránice (mm) při klidovém dýchání a dýchání se zvednutím kettlebellu ipsilaterální rukou.

*Statisticky významný rozdíl ($p < 0,025$)

Velikost efektu = vypočítána Cohenovým d

Při dýchání se současným ipsilaterálním zatížením byly zaznamenány signifikantně menší exkurze bránice ve srovnání s klidovým dýcháním ($p=0,023$). Výsledky byly v rozporu s původní hypotézou, na základě které byly očekávány větší exkurze bránice při ipsilaterálním zatížení oproti klidovému dýchání. Hypotéza H5 se na základě shromážděných dat **nepotvrdila**.

8.5.6 Hypotéza H6

Při zvednutí závaží kontralaterálně budou exkurze bránice větší než při zvednutí závaží ipsilaterálně.

Měření	Kontralaterální zatížení	Ipsilaterální zatížení	Střední diference	(95 % CI)	Velikost efektu	P hodnota
Exkurze	21,30 (6,08)	17,76 (4,36)	3,54	(2,26; 4,82)	0,89	<0,001*

Tabulka 12: Ověření hypotézy H6; porovnání exkurzí pravé poloviny bránice (mm) při dýchání se zvednutím kettlebellu kontralaterální rukou a dýchání se zvednutím kettlebellu ipsilaterální rukou.

*Statisticky významný rozdíl ($p < 0,025$)

Velikost efektu = vypočítána Cohenovým d

Výsledky zaznamenaly větší exkurze bránice při kontralaterálním zatížení ve srovnání s ipsilaterálním zatížením. Hodnoty dosahují statisticky významného rozdílu ($p < 0,001$). Hypotéza H6 se na základě shromážděných dat **potvrdila**.

9 DISKUZE

Výzkumné práce od 90. let minulého století (Hodges et al., 1997; Kolář et al., 2010; Šembera et al., 2022) opakovaně prokazují zásadní roli bránice nejen při dýchání, ale i při zpevnění páteře během zvýšené posturální zátěže. Společně se svaly pánevního dna, autochtonní muskulaturou a břišními svaly tvoří hluboký stabilizační systém páteře (HSSP), který je zodpovědný za stabilizaci páteře při vykonávání běžných denních činností (Kolář et al., 2020; Kolář a Lewit, 2005). Regulace nitrobřišního tlaku skrze kontrakci bránice a břišních svalů významně ovlivňuje i jiné orgánové soustavy jako jsou urogenitální, gastrointestinální, kardiovaskulární nebo lymfatický systém. Podílí se tak na močení, defekaci, porodu, ovlivňuje funkci dolního jícnového svěrače, polykání a zvracení (Boeckxstaens, 2005; Bordoni et al., 2016; Kocjan et al., 2017).

Autoři se shodují, že se bránice při posturálním zatížení kontrahuje nezávisle na dýchání (Hodges et al., 1997; Kolář et al., 2010; Šembera et al., 2022). Šembera et al. (2022) prokázali, že i při zadržném dechu a následném zvednutí kettlebellu dochází ke kaudálnějším pohybu bránice ve výdechové pozici. Všechny tyto studie (Hodges et al., 1997; Kolář et al., 2010; Šembera et al., 2022) byly prováděny při symetrickém zatížení nebo zkoumaly pouze zatížení na jedné straně. Prozatím však nebyl zohledněn vliv asymetrického zatížení na pohyby bránice, což bylo předmětem této diplomové práce. Bylo zkoumáno, zda reaguje bránice asymetricky podobně jako trupové svalstvo při jednostranném zatížení. Výzkumy zabývající se asymetrickým zatížením svalů trupu se přiklání k tvrzení, že při zatížení jedné horní končetiny dochází k větší reakci svalů trupu na kontralaterální straně (Huang et al., 2003; Marras a Kermit, 1998; McGill, 1992; Mueller et al., 2017). K této vyšší aktivaci dochází nejen při zvedání předmětů se současným úklonem trupu (Huang et al., 2003; McGill, 1992), ale i ve statické pozici s pouhým pohybem horních končetin (Marras a Kermit, 1998; Mueller et al., 2017). V rozporu s těmito tvrzeními došlo v tomto výzkumu k větší aktivaci bránice na ipsilaterální straně. Bránice zůstala při ipsilaterálním zatížení ve větší kontrakci ve výdechové pozici ve srovnání s kontralaterální stranou i klidovým dýcháním. Při zatížení levé ruky na kontralaterální straně však byla výdechová pozice bránice s klidovým dýcháním srovnatelná.

Vysvětlení, proč došlo k větší aktivaci bránice na ipsilaterální straně, by mohlo být zdůvodněno na základě biomechaniky svalů trupu při působení asymetrické jednostranné zátěže. Při zvedání kettlebellu pravou rukou se vytváří pravotočivý kroutivý moment na trup. Aby bylo zachováno vzpřímené vertikální postavení bez současné rotace, musí dojít ke zpevnění svalů trupu (Ulm, 2024). Při větší kontrakci bránice, která je dána kaudálnější pozicí centrum tendineum, dochází ke generování vyššího nitrobřišního tlaku, který dále působí na svaly pánevního dna, břišní stěny a autochtonní svaly zad (Hodges et al., 1997; Kolář a Lewit, 2005). Mimo jiné také působí na obsah dutiny břišní, který je tvořen tuhou, kapalnou a plynnou složkou. Tuhou složku představují např. játra, kapalnou voda ve střevě a plynnou trávicí plyny (Ulm, 2024). Při zanedbání přibližně 100–300 ml objemu plynů v dutině břišní je její obsah prakticky nestlačitelný. Vlivem kontrakce bránice je obsah dutiny břišní posouván různými směry. Hranice, kam může být posunut, jsou tvořeny pevnou strukturou, jako je páteř dorzálně, pánev kaudálně a kyčelní hřebeny laterálně. Struktura, která není pevná a může v důsledku kontrakce bránice měnit svoje napětí, je břišní stěna (De Troyer a Boriek, 2011). Tyto tlaky působící na břišní stěnu mohou být v důsledku uložení jednotlivých orgánů směrově specifické. Vyšší kontrakce bránice na ipsilaterální straně způsobí tlak obsahu dutiny břišní dominantněji na kontralaterální stranu. V tomto důsledku zvýšeného nitrobřišního tlaku a posunu obsahu dutiny břišní kontralaterálně se excentricky výrazněji aktivují svaly na této straně trupu. Tato vyvážená aktivita a vzájemná spolupráce svalů na ipsilaterální a kontralaterální straně způsobí udržení vzpřímené pozice trupu bez současných stranových vychylek (Ulm, 2024).

V rámci této studie byla prokázána odlišná nádechová pozice bránice při klidovém dýchání a dýchání při posturálním zatížení trupu. Při dýchání se současným zvedáním kettlebellu se bránice dostala do kaudálnější pozice ve srovnání s klidovým dýcháním. Výsledky se shodují se studiemi Koláře (2010) a Šembery et al. (2022), kteří potvrdili kaudálnější nádechovou pozici bránice při posturálním zatížení. Kolář et al. (2010) zaznamenali ještě významnější kaudální pohyb do nádechu při posturálním zatížení odporem přes dolní končetiny oproti horním.

Při zkoumání nádechové pozice při asymetrickém zatížení však nebyl zaznamenán rozdíl mezi kontralaterální a ipsilaterální stranou. To může být způsobeno již tak maximální kaudální pozicí bránice v nádechu, která se již dále posouvat nemůže. Limitace posunu může být opět vysvětlena nestlačitelným obsahem dutiny břišní a napětím břišní stěny. V důsledku kontrakce bránice se zvyšuje nitrobřišní tlak, který se distribuuje v dutině břišní a působí na břišní stěny (De Troyer a Boriek, 2011). Napětí břišní stěny je ale při posturálním zatížení významně vyšší ve srovnání s klidovým dýcháním (Šembera et al., 2022), a proto nemusí být umožněno její dostatečné rozpínání, které by daný nitrobřišní tlak vyžadoval. Jelikož existuje silná korelace mezi nitrobřišním tlakem a napětím břišní stěny (Novák et al., 2021), může být další kaudální posun v nádechu kvůli těmto limitům již znemožněn. Větší kontrakce bránice na ipsilaterální straně tak není dána rozdílnou nádechovou pozicí, která byla u kontralaterálního a ipsilaterálního zatížení srovnatelná, ale větším kaudálním posunem ve výdechu na ipsilaterální straně.

Taktéž u výdechové pozice byl zaznamenán vzájemný rozdíl mezi testovanými situacemi. Při posturálním zatížení na ipsilaterální straně byla pozorována kaudálnější výdechová pozice. Nebyl přítomný rozdíl mezi výdechovou pozicí při zvedání kettlebellu na kontralaterální straně a klidovým dýcháním. Stejnou pozici bránice ve výdechu ve srovnání dvou testovaných situací bilaterálního držení kettlebellu za současného dýchání a klidového dýchání bez přidané posturální zátěže potvrdil i Šembera et al. (2022). Kolář et al. (2010) také nezaznamenali rozdílnou výdechovou pozici při posturálním zatížení odporem přes horní končetiny, avšak při odporu přes dolní končetiny již byl pozorován rozdíl a bránice se dostala do kaudálnější pozice ve výdechu. Tuto situaci vysvětlovali větší aktivací posturálních svalů včetně bránice z důvodu vyšších nároků na posturální stabilitu trupu při zapojení dolních končetin ve srovnání s horními. Je tedy otázkou, jak by bránice reagovala při větším posturálním asymetrickém zatížení s vyšší hmotností kettlebellu. To však nebylo možné u daného souboru probandů provést, jelikož někteří jedinci nebyli schopni udržet těžší váhu bez současných výchylek trupu. Variantou by bylo testování u zdatných jedinců, kteří by zvládli absolvovat měření i s vyšší hmotností závaží.

Exkurze bránice jsou hodnoty vypočítané jako rozdíl nádechové a výdechové pozice bránice (Vieira Santana et al., 2020). V této studii byly při klidovém dýchání zaznamenány výsledné exkurze 1,9 cm. K podobným hodnotám dospěli i Šembera et al. (2022) s naměřenou hodnotou 1,9 cm a Noh et al. (2014) s výslednými klidovými exkurzemi 1,8 cm. Vyšší brániční exkurze 3,3 cm byly zaznamenány u skupiny sportovců (Calvo-Lobo et al., 2019). Hodnoty exkurzí bránice nižší než 1 cm jsou považované za dysfunkce bránice (Vieira Santana et al., 2020), proto lze naměřené výsledky bráničních exkurzí při klidovém dýchání považovat za hodnoty normální zdravé populace.

Při posturálním zatížení obvykle dosahují exkurze bránice vyšších hodnot než při klidovém dýchání (Kolář et al., 2010; Šembera et al., 2022). K souhlasným výsledkům došlo i v této práci při asymetrickém zatížení levé horní končetiny na kontralaterální straně, avšak při ipsilaterálním zatížení na pravé straně tomu tak nebylo. Byly změřeny signifikantně menší exkurze bránice nejen ve srovnání s kontralaterálním zatížením, ale i v porovnání s klidovým dýcháním. Vzhledem k tomu, že dýchání se současným posturálním zatížením vede ke snížení objemu plic i přesto, že se exkurze bránice zvětšují (Šembera et al., 2023), můžeme při asymetrickém zatížení uvažovat o dalším zmenšení objemu plic v důsledku menšího pohybu poloviny bránice na zatížené straně. Tuto myšlenku by ale musela potvrdit spirometrie, která nebyla součástí měření.

Výsledky diplomové práce tedy podporuje tvrzení, že se bránice kontrahuje asynchronně a stranově specificky. Schopnost asymetrického zapojování bránice je umožněno odlišnou inervací pravé a levé poloviny bránice. Celou bránici inervuje n. phrenicus, který vychází z předních míšních kořenů v oblasti C3–5, avšak každá polovina je inervována jinou částí nervu. Pravá brániční klenba je inervována pravou částí n. phrenicus, zatímco levá polovina jeho levou částí (Kaitlin a Ashurst, 2023). Studie Maskill et al. (1991) a Similowski et al. (1996) potvrdili pomocí transkraniální magnetické stimulace odlišnou korovou reprezentaci každé poloviny bránice. Při úplném přerušení pyramidové dráhy na jedné straně byla zcela potlačena odpověď bránice na transkraniální magnetickou stimulaci, z čehož lze vyvodit závěr, že každá polovina bránice má jednostranné kontralaterální zastoupení v primární motorické korové oblasti. Zajímavými poznatky asymetrické práce bránice přispívají také studie zabývající se škytavkou. Kontrakce bránice při škytavce může být bilaterální, případně se jedna strana kontrahuje dominantněji oproti druhé. Častěji se však objevuje pouze unilaterální kontrakce jedné poloviny bránice (Launois et al., 1993).

Unilaterální paréza bránice může vzniknout v důsledku traumatického nebo netraumatického poškození. K traumatickému poškození n. phrenicus nejčastěji dochází při operačních zákrocích v krční a hrudní oblasti. Netraumatickou příčinou mohou být zánětlivá onemocnění nebo poškození centrálního nervového systému. Součástí klinického obrazu při poškození CNS bývá hemiparéza, při které je postižena jedna polovina těla (Dubé a Dres, 2016). U pacientů s CMP bylo zaznamenáno asymetrické zapojení bránice. Na paretické nebo plegické straně byla pozorována elevace bránice a zpožděná či úplně vymizelá odpověď n. phrenicus na transkraniální magnetickou stimulaci (Santamaria a Ruiz, 1988; Similowski et al., 1996). Výzkumy zabývající se zhoršenou funkcí bránice na hemiparetické straně byly nejčastěji prováděny právě u pacientů s CMP, ale je pravděpodobné, že unilaterální poškození bránice může vzniknout i u jakýchkoliv jiných onemocněních CNS, u kterých je přítomna hemiparéza. Můžeme spekulovat, zda například oslabení nádechových svalů, které je přítomno u více než 60 % pacientů s roztroušenou sklerózou (Huang et al., 2020), nemůže mít příčinu v unilaterálním oslabení bránice.

Snížené exkurze bránice byly prokázány také u pacientů s bolestí zad. Nebývají obvykle snížené při klidovém dýchání (Calvo-Lobo et al., 2019; Kolář et al., 2012 a Ziaiefar et al., 2022), avšak při přidání posturálního zatížení v podobě odporu proti pohybu končetin již rozdíl patrný je (Kolář et al., 2012 a Vostatek et al., 2013). Z těchto studií jediný Vostatek et al. (2013) zaznamenali snížení dechových exkurzí i v klidu. V klinické praxi se ale často setkáváme s bolestí zad, kterou pacienti popisují dominantněji na jedné straně. Žádná studie však prozatím nepracovala s možností unilaterálního oslabení bránice ve vztahu k LBP popisovanou na jedné straně. Jestliže ale může být menší pohyb bránice považován za etiopatogenetický faktor vzniku LBP, můžeme spekulovat, zda by mohlo být unilaterální oslabení bránice příčinou jednostranné bolesti zad. Naznačovaly by tomu výsledky studie Hidese et al., (1994) zabývající se jednostrannou bolestí zad, u které popsali menší průřez mm. multifidii ipsilaterálně na téže straně, na které pacienti udávali bolesti. Mohli bychom předpokládat, že by podobně mohla být při jednostranné bolesti zad ovlivněna dominantněji jedna polovina bránice.

Specifickým tréninkem dýchacích svalů lze zlepšit jejich sílu a vytrvalost. Využívá se s cílem zlepšit výkonost u zdravých osob, ale i jako součást rehabilitační léčby pro zmírnění dušnosti a zvýšení funkční cvičební kapacity u pacientů trpících různými zdravotními obtížemi. Pro trénink inspiračních svalů se nejčastěji využívá threshold IMT, který umožňuje nastavit odpor. Odpor lze postupně zvyšovat v čase, což umožňuje sledovat progresi v průběhu tréninku a objektivizovat výsledky. Díky němu se také může využít u širokého spektra jedinců od nemocných pacientů, u kterých se zvolí minimální odpor, tak i u vrcholových sportovců s nastavením vyššího odporu pro podporu výkonnosti v rámci tréninku. (Fregonezi et al., 2009)

Threshold IMT se také využívá jako efektivní trénink u pacientů s parézou bránice. Kodric et al. (2013) prokázali, že trénink nádechových svalů u pacientů s parézou bránice vzniklé po kardiochirurgické operaci vedl ke zvýšení svalové síly inspiračních svalů a pohyblivosti paretické strany bránice. U 78 % pacientů v tréninkové skupině došlo k částečnému nebo úplnému zlepšení, zatímco u kontrolní skupiny bez intervence inspiračního tréninku nedošlo u 87,5 % jedinců k žádnému zlepšení. Efektivitu tréninku nádechových svalů pro zmírnění dušnosti a zlepšení vitální kapacity zaznamenali také studie Petrovice et al. (2009) a Schaeffera et al. (2023). Schaeffer et al. (2023) však poznamenávají, že zlepšení funkce bránice je dáno spíše zlepšením síly, koordinace a oxygenace pomocných nádechových svalů. Podobně i Ramsook et al. (2016) uvádí, že při inspiračním tréninku často dochází k přednostnímu zapojení těchto svalů, a proto je potřebná důsledná korekce a edukace tréninku, jelikož může být lepší nábor svalů ovlivněný i cílenými pokyny.

Kromě cíleného respiračního tréninku lze funkci bránice ovlivnit také posturálním tréninkem. Bránice hraje ve stabilizaci páteře klíčovou roli a její posturální funkce již byla prokázána napříč různými výzkumy (Hodges et al., 1997; Kolář et al., 2010; Šembera et al., 2022), a proto využití posturálního tréninku může vést i k ovlivnění dechových funkcí (Sannasi et al., 2023). Výsledky této studie podporují myšlenku zařazení asymetrického posturálního tréninku u pacientů s unilaterální dysfunkcí bránice. Jestliže byla prokázána větší kontrakce bránice po přidání posturální zátěže na ipsilaterální stranu, mohlo by se využít cílené aktivace jedné poloviny bránice na paretické straně. Může se zdát, že proti tomuto tvrzení o zařazení jednostranného tréninku stojí výsledky studie Caleffi-Pereira et al. (2018), kteří zaznamenali, že ke zhoršení funkce bránice nedochází jen na paretické straně, ale je ovlivněna i nepostižená strana, kde pozorovali zhoršené generování transdiafragmatického tlaku. To by naznačovalo, že by symetrický posturální trénink bránice mohl být dostatečný, jelikož jsou patologicky ovlivněné obě strany. Nicméně i přesto by mohl být asymetrický posturální trénink benefitem, jelikož přidaná posturální zátěž na ipsilaterální stranu způsobí větší kontrakci ve výdechu na paretické straně, avšak dojde i ke kontrakci na nepostižené straně. Trénink je tedy vhodný pro obě poloviny bránice s cílenějším zaměřením na paretickou stranu.

Asymetrického posturálního tréninku bránice by se potenciálně dalo využít u jakýchkoliv stavů s hemiparézou bránice, ať už centrálního nebo periferního původu, které vznikly v důsledku traumatické nebo netraumatologické etiologie. Z již dříve zmíněných diagnóz by se tréninku mohlo využít při lézi n. phrenicus po operačních zákrocích v krční a hrudní oblasti, při zánětlivých neurologických onemocnění nebo po cévních mozkových příhodách. Dále by se mohl zařadit jako součást rehabilitační léčby v případě unilaterální dysfunkce po onemocnění Covid-19 (Patel et al., 2022). Můžeme také diskutovat o zařazení asymetrického posturálního tréninku u pacientů s jednostrannou bolestí zad k ovlivnění kontraktility bránice.

V tomto výzkumu však byly prozatím pouze prokázány odlišné pohyby bránice při asymetrickém posturálním zatížení. Pro posturálně-respirační trénink jako součást komplexní rehabilitační léčby dysfunkce jedné poloviny bránice by bylo zapotřebí dalších výzkumů pro ověření účinnosti metody a konkrétní specifikaci daného tréninku.

Pro potřeby tohoto výzkumu se využívalo hodnocení bránice pomocí M-módu ultrasonografie. I přesto, že Kalin a Gürsel (2020) ověřili, že lze exkurze bránice podobně jako další parametry (tloušťka bránice, frakční ztluštění) hodnotit i pomocí B-módu, ukazuje se M-mód jako nejvýhodnější a v praxi nejčastější metodou volby. Tuto volbu potvrdil i systematický přehled (Zhou et al., 2023) zkoumající reliabilitu a validitu využití ultrasonografie pro hodnocení funkce bránice. Na základě intra-rater reliability označil hodnocení exkurzí bránice u zdravých osob pomocí M-módu ultrasonografie jako dostatečnou ($ICC > 0,7$). Při měření v této studii dosahoval koeficient vnitrotřídní korelace dle Koo a Li (2016) vynikajících hodnot (pro nádechovou pozici $ICC = 0.991$, pro výdechovou pozici $ICC = 0.990$), proto lze výsledky tohoto výzkumu považovat za významné.

Kromě ultrasonografie lze pohyby bránice hodnotit také pomocí fluoroskopie, CT nebo dynamické magnetické rezonance (Noh et al., 2014). Využití ultrasonografie má však značné výhody v porovnání s jinými zobrazovacími metodami. I přes poměrně vysoké vstupní náklady pro pořízení kvalitního přístroje je již v dnešní době často běžně dostupný ve zdravotnických zařízeních a samotné vyšetření je pak relativně levné ve srovnání s jinými možnostmi. Jedná se o neinvazivní vyšetření, které nemá téměř žádné kontraindikace a umožňuje neomezeně opakovat měření bez jakýchkoliv rizik pro pacienta (Baria et al., 2014; Bruells a Marx, 2018). I proto bylo vyšetření pomocí ultrasonografie zvoleno pro hodnocení pohybu bránice v této práci, kde bylo zapotřebí měření třikrát opakovat, aby se eliminovaly případné odchylky. Zároveň bylo tímto typem měření zajištěno objektivní hodnocení sledovaných parametrů, se kterými lze dále pracovat v budoucích výzkumech zabývajících se funkcí bránice.

9.1 Limity diplomové práce

Za jeden z limitů praktické části této diplomové práce můžeme považovat omezenou posturální zátěž danou nižšími hmotnostmi kettlebellů v rozmezí 6 až 10 kg. Volba konkrétní hmotnosti kettlebellu závisela na tělesné hmotnosti a fyzických možnostech testovaného jedince. Hmotnost závaží odpovídala přibližně 10 % tělesné hmotnosti vyšetřovaného probanda, což je poměrně malá hodnota pro posturální zatížení bránice. Pro udržení stabilního ultrasonografického zobrazení bránice je nutné vyhnout se jakýmkoliv pohybům trupu. Při pilotním testování vyšetřovacího protokolu byla stanovena hmotnost závaží na hranici 10 % tělesné hmotnosti jedince, jelikož při vyšší zátěži bylo pro většinu vyšetřovaných nemožné provést zvednutí kettlebellu pouze pomocí flexe v loketních kloubech, a často docházelo ke kompenzačnímu pohybu do extenze páteře. Nicméně, další studie by se mohli zaměřit na hodnocení pohybu jedné poloviny bránice při větším asymetrickém zatížení např. u souboru sportovců, kteří jsou lépe adaptovaní na odporová cvičení.

Dalším limitem práce mohlo být také sledování a hodnocení pouze pravé poloviny bránice. K měření pohybů jen jedné strany bránice bylo přistoupeno z důvodu horšího zobrazení levé poloviny na sonografii kvůli menšímu akustickému oknu v místě sleziny a přítomnosti plynů v žaludku, které by mohly ztížit zobrazení a zkreslit tak výsledky měření. Proto nemůžeme zcela jednoznačně hodnotit pohyby levé poloviny bránice a můžeme nad nimi pouze spekulovat na základě výsledků pohybů na pravé straně. Ultrasonografické vyšetření také nebylo kombinováno s měřením dalších parametrů, jako jsou např. dechové objemy pomocí spirometrie. Proto nebylo možné zjistit, jestli a případně jakým způsobem ovlivní dechové objemy asymetrické zatížení.

ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo posoudit vliv asymetrického posturálního zatížení na pohyb pravé poloviny bránice.

V teoretické části práce byly shrnuty základní poznatky zabývající se hlavním dechovým svalem, bránicí. Byla popsána její účast na dýchání a stabilizaci páteře, a dále možnosti diagnostiky a léčby dysfunkce bránice. V dalších kapitolách byly popsány možnosti zobrazení bránice, převážně se zaměřením na principy ultrasonografie. Poslední kapitoly byly věnovány trupové stabilizaci a aktivaci svalů při asymetrickém posturálním zatížení, kde byla zmíněna i souvislost s LBP.

Praktickou část práce tvořilo měření pohybů pravé poloviny bránice při klidovém dýchání a asymetrickém posturálním zatížení. Bránice byla vyšetřena ultrasonograficky v M-módu u celkem 40 zdravých probandů. Na základě předem určených pokynů byli probandi ve specifickém pořadí a za současného dýchání instruováni ke zvedání kettlebellu levou a pravou rukou.

Ve výzkumné části bylo formulováno celkem šest hypotéz, které byly testovány pomocí párových t-testů. Jednotlivé hypotézy se vztahovaly k porovnání nádechových a výdechových pozic a bráničních exkurzí při dýchání v klidu a s přidanou posturální zátěží na kontralaterální nebo ipsilaterální straně. Výsledky analýzy poskytly důležité poznatky ohledně této problematiky a přispěly k lepšímu porozumění dechových pozic bránice v různých situacích.

Z výsledků práce vyplývá, že při asymetrickém posturálním zatížení trupu se bránice kontrahuje odlišně v závislosti na straně zátěže. Při přidání zatížení na ipsilaterální stranu byla prokázána signifikantně větší kontrakce pravé poloviny bránice ve srovnání se zatížením kontralaterální strany. Větší kontrakce byla způsobená kaudálnější výdechovou pozicí, zatímco rozdíl nádechové pozice bránice při zatížení kontralaterální a ipsilaterální strany nebyl přítomný. Exkurze bránice byly signifikantně větší při kontralaterálním zatížení ve srovnání s ipsilaterálním.

Výsledky tohoto základního výzkumu by mohly být podkladem pro rozvoj nových strategií posturálně-respiračního tréninku jako metody léčby unilaterální parézy bránice. Posturálně-respirační trénink by potenciálně mohl být vhodný u širokého spektra pacientů s diagnózou hemiparézy bránice, která je součástí klinického obrazu různých onemocnění. Pro ověření účinnosti metody a specifikaci daného tréninku je však zapotřebí dalších výzkumů.

REFERENČNÍ SEZNAM

1. ABE, T.; KUSUHARA, N.; YOSHIMURA, N.; TOMITA, T. a EASTON, P. A. Differential respiratory activity of four abdominal muscles in humans. Online. *Journal of Applied Physiology*. 1996, roč. 80, č. 4, s. 1379-1389. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.80.4.1379>. [cit. 2024-03-23].
2. ALLISON, Garry T.; MORRIS, Sue L. a LAY, Brendan. Feedforward Responses of Transversus Abdominis Are Directionally Specific and Act Asymmetrically: Implications for Core Stability Theories. Online. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2008, roč. 38, č. 5, s. 228-237. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2703>. [cit. 2023-12-14].
3. BALABAN, Mehtap; CILENGIR, Atilla Hikmet a IDILMAN, Ilkay S. Evaluation of Tendon Disorders With Ultrasonography and Elastography. Online. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 2021, roč. 40, č. 7, s. 1267-1286. ISSN 0278-4297. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jum.15520>. [cit. 2024-03-03].
4. BARIA, Michael R.; SHAHGHOLI, Leili; SORENSON, Eric J.; HARPER, Caitlin J.; LIM, Kaiser G. et al. B-Mode Ultrasound Assessment of Diaphragm Structure and Function in Patients With COPD. Online. *Chest*. 2014, roč. 146, č. 3, s. 680-685. ISSN 00123692. Dostupné z: <https://doi.org/10.1378/chest.13-2306>. [cit. 2024-02-12].
5. BØ, Kari a NYGAARD, Ingrid Elisabeth. Is Physical Activity Good or Bad for the Female Pelvic Floor? A Narrative Review. Online. *Sports Medicine*. 2020, roč. 50, č. 3, s. 471-484. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01243-1>. [cit. 2024-03-16].
6. BOECKXSTAENS, G. E. The lower oesophageal sphincter. Online. *Neurogastroenterology & Motility*. 2005, roč. 17, č. s1, s. 13-21. ISSN 1350-1925. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2982.2005.00661.x>. [cit. 2023-11-25].

7. BONNEVIE, Tristan; GRAVIER, Francis-Edouard; DUCROCQ, Agathe; DEBEAUMONT, David; VIACROZE, Catherine et al. Exercise testing in patients with diaphragm paresis. Online. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 2018, roč. 248, s. 31-35. ISSN 15699048. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.resp.2017.11.006>. [cit. 2024-01-02].
8. BOON, Andrea J.; ALSHARIF, Kais I.; HARPER, C. Michel a SMITH, Jay. Ultrasound-guided needle EMG of the diaphragm: Technique description and case report. Online. *Muscle & Nerve*. 2008, roč. 38, č. 6, s. 1623-1626. ISSN 0148-639X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/mus.21187>. [cit. 2024-02-10].
9. BORDONI, Bruno a PELLEGRINI, Mark V. Osteopathic Manipulative Treatment: 5 Diaphragm Procedure. Online. In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing,, 2023. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK567797/>. [cit. 2024-03-02].
10. BORDONI, Bruno a ZANIER, Emiliano. Anatomic connections of the diaphragm influence of respiration on the body system. Online. *Journal of Multidisciplinary Healthcare*. 2013, roč. 6, č. 1, s. 281-291. ISSN 1178-2390. Dostupné z: <https://doi.org/10.2147/JMDH.S45443>. [cit. 2024-01-29].
11. BORDONI, Bruno; MARELLI, Fabiola; MORABITO, Bruno a SACCONI, Beatrice. Manual evaluation of the diaphragm muscle. Online. *International Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease*. 2016, roč. 11, s. 1949-1956. ISSN 1178-2005. Dostupné z: <https://doi.org/10.2147/COPD.S111634>. [cit. 2023-02-16].
12. BRUELLS, C. S. a MARX, G. Diaphragmale Dysfunktion. Online. *Medizinische Klinik - Intensivmedizin und Notfallmedizin*. 2018, roč. 113, č. 7, s. 526-532. ISSN 2193-6218. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00063-016-0226-0>. [cit. 2024-02-08].
13. BUTLER, Heather L.; HUBLEY-KOZEY, Cheryl L. a KOZEY, John W. Activation amplitude patterns do not change for back muscles but are altered for abdominal muscles between dominant and non-dominant hands during one-handed lifts. Online. *European Journal of Applied Physiology*. 2009, roč. 106, č. 1, s. 95-104. ISSN 1439-6319. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00421-009-0994-9>. [cit. 2023-12-14].

14. CALEFFI-PEREIRA, Mayra; PLETSCH-ASSUNÇÃO, Renata; CARDENAS, Letícia Zumpano; SANTANA, Pauliane Vieira; FERREIRA, Jeferson George et al. Unilateral diaphragm paralysis: a dysfunction restricted not just to one hemidiaphragm. Online. *BMC Pulmonary Medicine*. 2018, roč. 18, č. 1. ISSN 1471-2466. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12890-018-0698-1>. [cit. 2024-04-03].
15. CALVO-LOBO, César; ALMAZÁN-POLO, Jaime; BECERRO-DE-BENGOA-VALLEJO, Ricardo; LOSA-IGLESIAS, Marta Elena; PALOMO-LÓPEZ, Patricia et al. Ultrasonography comparison of diaphragm thickness and excursion between athletes with and without lumbopelvic pain. Online. *Physical Therapy in Sport*. 2019, roč. 37, s. 128-137. ISSN 1466853X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.03.015>. [cit. 2024-03-08].
16. CAMPBELL, E. J. M. a GREEN, J. H. The expiratory function of the abdominal muscles in man. An electromyographic study. Online. *The Journal of Physiology*. 1953, roč. 120, č. 3, s. 409-418. ISSN 0022-3751. Dostupné z: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1953.sp004903>. [cit. 2024-03-23].
17. CATALÁ-RIPOLL, José Vicente; MONSALVE-NAHARRO, José Ángel a HERNÁNDEZ-FERNÁNDEZ, Francisco. Incidence and predictive factors of diaphragmatic dysfunction in acute stroke. Online. *BMC Neurology*. 2020, roč. 20, č. 1. ISSN 1471-2377. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12883-020-01664-w>. [cit. 2024-04-03].
18. CRAUSMAN, Robert S.; SUMMERHILL, Eleanor M. a MCCOOL, F. Dennis. Idiopathic Diaphragmatic Paralysis: Bell's Palsy of the Diaphragm? Online. *Lung*. 2009, roč. 187, č. 3, s. 153-157. ISSN 0341-2040. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00408-009-9140-z>. [cit. 2023-11-24].
19. DANNEELS, Lieven A.; VANDERSTRAETEN, Guy G.; CAMBIER, Dirk C.; WITVROUW, Erik E.; STEVENS, Veerle K. et al. A Functional Subdivision of Hip, Abdominal, and Back Muscles During Asymmetric Lifting. Online. *Spine*. 2001, roč. 26, č. 6, s. E114-E121. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/00007632-200103150-00003>. [cit. 2023-12-14].
20. DE TROYER, Andre a BORIEK, Aladin M. Mechanics of the respiratory muscles. Online. *Comprehensive physiology*. 2011, roč. 1, č. 3, s. 1273-1300. ISSN 20404603. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/cphy.c100009>. [cit. 2024-03-31].

21. DEVEREAUX, Michael. Low Back Pain. Online. *Medical Clinics of North America*. 2009, roč. 93, č. 2, s. 477-501. ISSN 00257125. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.mcna.2008.09.013>. [cit. 2024-03-07].
22. DRES, Martin; GOLIGHER, Ewan C.; HEUNKS, Leo M. A. a BROCHARD, Laurent J. Critical illness-associated diaphragm weakness. Online. *Intensive Care Medicine*. 2017, roč. 43, č. 10, s. 1441-1452. ISSN 0342-4642. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00134-017-4928-4>. [cit. 2023-11-24].
23. DUBÉ, Bruno-Pierre a DRES, Martin. Diaphragm Dysfunction: Diagnostic Approaches and Management Strategies. Online. *Journal of Clinical Medicine*. 2016, roč. 5, č. 12. ISSN 2077-0383. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/jcm5120113>. [cit. 2023-11-24].
24. DVOŘÁK, Radmil a HOLIBKA, Vladimír. Nové poznatky o strukturálních předpokladech koordinace funkce bránice a břišní stěny. Online. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 2, s. 55-61. ISSN 1805-4552. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2006-2/nove-poznatky-o-strukturalnich-predpokladech-koordinace-funkce-branice-a-brisni-muskulatury-4875>. [cit. 2023-11-01].
25. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
26. EINSPIELER, Christa; PRAYER, Daniela a MARSCHIK, Peter B. Fetal movements: the origin of human behaviour. Online. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2021, roč. 63, č. 10, s. 1142-1148. ISSN 0012-1622. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/dmcn.14918>. [cit. 2024-04-09].
27. FEIGIN, Valery L; BRAININ, Michael; NORRVING, Bo; MARTINS, Sheila; SACCO, Ralph L et al. World Stroke Organization (WSO): Global Stroke Fact Sheet 2022. Online. *International Journal of Stroke*. 2022, roč. 17, č. 1, s. 18-29. ISSN 1747-4930. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/17474930211065917>. [cit. 2024-04-27].
28. FERNÁNDEZ-PARDO, Teresa E.; FURIÓ-VALVERDE, Mercedes; GARCÍA-ARRABÉ, María; VALCÁRCEL-LINARES, David; MAHILLO-FERNÁNDEZ, Ignacio et al. Effects of usual yoga practice on the diaphragmatic contractility: A cross-sectional controlled study. Online. *Heliyon*. 2023, roč. 9, č. 10. ISSN 24058440. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e21103>. [cit. 2024-03-03].

29. FLOH, Alejandro A.; ZAFURALLAH, Intikhab; MACDONALD, Cathy; HONJO, Osami; FAN, Chun-Po S. et al. The advantage of early plication in children diagnosed with diaphragm paresis. Online. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2017, roč. 154, č. 5, s. 1715-1721.e4. ISSN 00225223. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2017.05.109>. [cit. 2024-01-02].
30. FONTOURA, Alexandre; CUNHA, Gonçalo; HORTA, Eduarda a ANDRADE, Maria João. The many paths to diagnose diaphragmatic paralysis: Cardiopulmonary ultrasound on stage. Online. *Echocardiography*. 2022, roč. 39, č. 1, s. 132-135. ISSN 0742-2822. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/echo.15275>. [cit. 2023-11-25].
31. FREGONEZI, Guilherme A. F.; AZEVEDO, Ingrid G.; ARAUJO, Thaise L.; DIAS, Fernando A. L. a RESQUETI, Vanessa R. Adaptation of the Threshold IMT[®] with double spring load allows higher inspiratory pressure for muscle training. Online. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 2009, roč. 29, č. 6, s. 462-464. ISSN 1475-0961. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2009.00888.x>. [cit. 2024-04-13].
32. GILL, Luther C.; MANTILLA, Carlos B. a SIECK, Gary C. Impact of unilateral denervation on transdiaphragmatic pressure. Online. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 2015, roč. 210, s. 14-21. ISSN 15699048. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.resp.2015.01.013>. [cit. 2023-11-30].
33. GILROY, Anne M.; MACPHERSON, Brian R. a ROSS, Lawrence M., 2008. *Atlas of Anatomy*. Thieme. ISBN 9781604060621.
34. HAGINS, Marshall a LAMBERG, Eric M. Individuals with Low Back Pain Breathe Differently Than Healthy Individuals During a Lifting Task. Online. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2011, roč. 41, č. 3, s. 141-148. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3437>. [cit. 2024-03-09].
35. HAIR, Joseph F.; BLACK, William C.; BABIN, Barry J. a ANDERSON, Rolph E., 2010. *Multivariate data analysis*. Seventh Edition. Pearson Educational Institution.

36. HANNAN, Liam M.; DE LOSA, Rebekah; ROMEO, Nicholas a MURUGANANDAN, Sanjeevan. Diaphragm dysfunction: a comprehensive review from diagnosis to management. Online. *Internal Medicine Journal*. 2022, roč. 52, č. 12, s. 2034-2045. ISSN 1444-0903. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/imj.15491>. [cit. 2023-11-22].
37. HIDES, J. A.; STOKES, M. J.; SAIDE, M.; JULL, G. A. a COOPER, D. H. Evidence of Lumbar Multifidus Muscle Wasting Ipsilateral to Symptoms in Patients with Acute/Subacute Low Back Pain. Online. *Spine*. 1994, roč. 19, č. Supplement, s. 165-172. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/00007632-199401001-00009>. [cit. 2024-04-18].
38. HODGES, P. W.; BUTLER, J. E.; MCKENZIE, D. K. a GANDEVIA, S. C. Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. Online. *The Journal of Physiology*. 1997, roč. 505, č. 2, s. 539-548. ISSN 0022-3751. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1997.539bb.x>. [cit. 2023-10-24].
39. HODGES, P.W.; SAPSFORD, R. a PENGEL, L.H.M. Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles. Online. *Neurourology and Urodynamics*. 2007, roč. 26, č. 3, s. 362-371. ISSN 0733-2467. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/nau.20232>. [cit. 2024-02-29].
40. HODGES, Paul W. a GANDEVIA, Simon C. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. Online. *Journal of Applied Physiology*. 2000, roč. 89, č. 3, s. 967-976. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/jappl.2000.89.3.967>. [cit. 2023-02-16].
41. HOUSTON, J G; MORRIS, A D; GROSSET, D G; LEES, K R; MCMILLAN, N et al. Ultrasonic evaluation of movement of the diaphragm after acute cerebral infarction. Online. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 1995, roč. 58, č. 6, s. 738-741. ISSN 0022-3050. Dostupné z: <https://doi.org/10.1136/jnnp.58.6.738>. [cit. 2024-04-03].
42. HUANG, Min H; FRY, Donna; DOYLE, Lisa; BURNHAM, Alexander; HOUSTON, Nathan et al. Effects of inspiratory muscle training in advanced multiple sclerosis. Online. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*. 2020, roč. 37. ISSN 22110348. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.msard.2019.101492>. [cit. 2024-04-12].

43. HUANG, Q.-M.; ANDERSSON, E. A. a THORSTENSSON, A. Specific phase related patterns of trunk muscle activation during lateral lifting and lowering. Online. *Acta Physiologica Scandinavica*. 2003, roč. 178, č. 1, s. 41-50. ISSN 0001-6772. Dostupné z: <https://doi.org/10.1046/j.1365-201X.2003.01115.x>. [cit. 2024-04-12].
44. CHETTA, Alfredo; REHMAN, Amer K.; MOXHAM, John; CARR, Denis H. a POLKEY, Michael I. Chest radiography cannot predict diaphragm function. Online. *Respiratory Medicine*. 2005, roč. 99, č. 1, s. 39-44. ISSN 09546111. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.rmed.2004.04.016>. [cit. 2023-11-24].
45. JANOUŠEK, David, Dagmar MOC KRÁLOVÁ, Jana ŘEZANINOVÁ a Pavel STEJSKAL. Vyšetření General Movements. Online. *Pediatric pro praxi* [online]. 2019, roč. 20, č. 3, s. 158-161. ISSN 12130494. Dostupné z: [doi:10.36290/ped.2019.032](https://doi.org/10.36290/ped.2019.032). [cit. 2024-04-14].
46. KAITLIN, Oliver A. a ASHURST, John V. Anatomy, Thorax, Phrenic Nerves. Online. In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2023. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK513325/>. [cit. 2023-11-22].
47. KALIN, Burhan Sami a GÜRSEL, Gül. Does it make difference to measure diaphragm function with M mode (MM) or B mode (BM)? Online. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*. 2020, roč. 34, č. 6, s. 1247-1257. ISSN 1387-1307. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10877-019-00432-7>. [cit. 2024-02-11].
48. KAPANDJI, Adalbert Ibrahim. *The Physiology of the Joints: VOLUME 3 The Spinal Column, Pelvic Girdle and Head*. Sixth edition. Elsevier Limited, 2008. ISBN 9780702029592.
49. KIRYU, Shigeru; LORING, Stephen H.; MORI, Yasutane; ROFSKY, Neil M.; HATABU, Hiroto et al. Quantitative analysis of the velocity and synchronicity of diaphragmatic motion: dynamic MRI in different postures. Online. *Magnetic Resonance Imaging*. 2006, roč. 24, č. 10, s. 1325-1332. ISSN 0730725X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.mri.2006.08.009>. [cit. 2024-02-27].

50. KOBESOVÁ, Alena a KOLÁŘ, Pavel. Developmental kinesiology: Three levels of motor control in the assessment and treatment of the motor system. Online. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2014, roč. 18, č. 1, s. 23-33. ISSN 13608592. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2013.04.002>. [cit. 2023-11-01].
51. KOCJAN, Janusz; ADAMEK, Mariusz; GZIK-ZROSKA, Bożena; CZYŻEWSKI, Damian a RYDEL, Mateusz. Network of Breathing. Multifunctional Role of the Diaphragm: A Review. Online. *Advances in Respiratory Medicine*. 2017, roč. 85, č. 4, s. 224-232. ISSN 2543-6031. Dostupné z: <https://doi.org/10.5603/ARM.2017.0037>. [cit. 2023-09-24].
52. KODRIC, Metka; TREVISAN, Roberto; TORREGIANI, Chiara; CIFALDI, Rossella; LONGO, Cinzia et al. Inspiratory muscle training for diaphragm dysfunction after cardiac surgery. Online. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2013, roč. 145, č. 3, s. 819-823. ISSN 00225223. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2012.07.087>. [cit. 2024-04-13].
53. KOLÁŘ, P; NEUWIRTH, J; ŠANDA, J; SUCHÁNEK, V; SVATÁ, Z et al. Analysis of diaphragm movement, during tidal breathing and during its activation while breath holding, using MRI synchronized with spirometry. Online. *Physiological Research*. 2009, roč. 58, č. 3, s. 383-392. ISSN 1802-9973. Dostupné z: <https://doi.org/10.33549/physiolres.931376>. [cit. 2023-12-08].
54. KOLÁŘ, P.; ŠULC, J.; KYNČL, M.; ŠANDA, J.; NEUWIRTH, J. et al. Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. Online. *Journal of Applied Physiology*. 2010, roč. 109, č. 4, s. 1064-1071. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01216.2009>. [cit. 2024-02-26].
55. KOLÁŘ, Pavel a Karel LEWIT. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. Online. *Neurologie pro praxi*. 2005, roč. 6, č. 5, s. 270-275. [cit. 2023-10-25]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>
56. KOLÁŘ, Pavel; ŠULC, Jan; KYNČL, Martin; ŠANDA, Jan; ČAKRT, Ondřej et al. Postural Function of the Diaphragm in Persons With and Without Chronic Low Back Pain. Online. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2012, roč. 42, č. 4, s. 352-362. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3830>. [cit. 2024-03-08].

57. KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Druhé vydání. Praha: Galén, 2020. ISBN 978-80-7492-500-9.
58. KOO, Terry K. a LI, Mae Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. Online. *Journal of Chiropractic Medicine*. 2016, roč. 15, č. 2, s. 155-163. ISSN 15563707. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>. [cit. 2024-03-29].
59. LAUNOIS, S; BIZEC, JL; WHITELOW, WA; CABANE, J a DERENNE, JP. Hiccup in adults: an overview. Online. *European Respiratory Journal*. 1993, roč. 6, č. 4, s. 563-575. ISSN 0903-1936. Dostupné z: <https://doi.org/10.1183/09031936.93.06040563>. [cit. 2024-04-09].
60. LEVINE, Sanford; NGUYEN, Taitan; TAYLOR, Nyali; FRISCIA, Michael E.; BUDAK, Murat T. et al. Rapid Disuse Atrophy of Diaphragm Fibers in Mechanically Ventilated Humans. Online. *New England Journal of Medicine*. 2008, roč. 358, č. 13, s. 1327-1335. ISSN 0028-4793. Dostupné z: <https://doi.org/10.1056/NEJMoa070447>. [cit. 2023-12-20].
61. LIANG, Siyi a WANG, Lidai. Fourier Beamformation for Convex-Array Diverging Wave Imaging Using Virtual Sources. Online. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. 2022, roč. 69, č. 5, s. 1625-1637. ISSN 0885-3010. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2022.3158930>. [cit. 2024-03-06].
62. LIU, Junshi; QU, Xingda a LIU, Yipeng. Influence of Load Knowledge on Biomechanics of Asymmetric Lifting. Online. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2022, roč. 19, č. 6. ISSN 1660-4601. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ijerph19063207>. [cit. 2024-01-17].
63. MACH, Dušan. Fyzikální principy ultrazvuku. Online. *Anesteziologie a intenzivní medicína*. 2013, roč. 24, č. 1, s. 42-46. ISSN 1805-4412. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/anesteziologie-intenzivni-medicina/2013-1/fyzikalni-principy-ultrazvuku-39920>. [cit. 2024-02-08].
64. MARRAS, William S. a Davis, KERMIT G. Spine loading during asymmetric lifting using one versus two hands. Online. *Ergonomics*. 1998, roč. 41, č. 6, s. 817-834. ISSN 0014-0139. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/001401398186667>. [cit. 2024-03-16].

65. MASKILL, D; MURPHY, K; MIER, A; OWEN, M a GUZ, A. Motor cortical representation of the diaphragm in man. Online. *The Journal of Physiology*. 1991, roč. 443, č. 1, s. 105-121. ISSN 0022-3751. Dostupné z: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1991.sp018825>. [cit. 2024-04-06].
66. MCGILL, Stuart M. A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. Online. *Journal of Biomechanics*. 1992, roč. 25, č. 4, s. 395-414. ISSN 00219290. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90259-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90259-4). [cit. 2024-01-27].
67. MEHTA, Jay P.; LAVENDER, Steven A. a JAGACINSKI, Richard J. Physiological and biomechanical responses to a prolonged repetitive asymmetric lifting activity. Online. *Ergonomics*. 2014, roč. 57, č. 4, s. 575-588. ISSN 0014-0139. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/00140139.2014.887788>. [cit. 2024-01-24].
68. MENGIARDI, Bernard; SCHMID, Marius R.; BOOS, Norbert; PFIRRMANN, Christian W. A.; BRUNNER, Florian et al. Fat Content of Lumbar Paraspinal Muscles in Patients with Chronic Low Back Pain and in Asymptomatic Volunteers: Quantification with MR Spectroscopy. Online. *Radiology*. 2006, roč. 240, č. 3, s. 786-792. ISSN 0033-8419. Dostupné z: <https://doi.org/10.1148/radiol.2403050820>. [cit. 2024-04-18].
69. MERRELL, Allyson J. a KARDON, Gabrielle. Development of the diaphragm – a skeletal muscle essential for mammalian respiration. Online. *The FEBS Journal*. 2013, roč. 280, č. 17, s. 4026-4035. ISSN 1742-464X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/febs.12274>. [cit. 2024-04-09].
70. MUELLER, Juliane; ENGEL, Tilman; KOPINSKI, Stephan; MAYER, Frank a MUELLER, Steffen. Neuromuscular trunk activation patterns in back pain patients during one-handed lifting. Online. *World Journal of Orthopedics*. 2017, roč. 8, č. 2. ISSN 2218-5836. Dostupné z: <https://doi.org/10.5312/wjo.v8.i2.142>. [cit. 2024-04-27].
71. MYERS, Thomas W. *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapist*. 3rd ed. Edinburgh: Elsevier, 2014. ISBN 978-0-7020-4654-4.

72. NASON, Laura K.; WALKER, Christopher M.; MCNEELEY, Michael F.; BURIVONG, Wanaporn; FLIGNER, Corinne L. et al. Imaging of the Diaphragm: Anatomy and Function. Online. *RadioGraphics*. 2012, roč. 32, č. 2, s. E51-E70. ISSN 0271-5333. Dostupné z: <https://doi.org/10.1148/rg.322115127>. [cit. 2024-02-10].
73. NIJHUIS, Jan G. Fetal behavior. Online. *Neurobiology of Aging*. 2003, roč. 24, s. S41-S46. ISSN 01974580. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0197-4580\(03\)00054-X](https://doi.org/10.1016/S0197-4580(03)00054-X). [cit. 2024-04-09].
74. NOH, Dong K.; LEE, Jae J. a YOU, Joshua H. Diaphragm Breathing Movement Measurement using Ultrasound and Radiographic Imaging: A Concurrent Validity. Online. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 2014, roč. 24, č. 1, s. 947-952. ISSN 09592989. Dostupné z: <https://doi.org/10.3233/BME-130889>. [cit. 2023-11-30].
75. NOVÁK, Jakub; JACISKO, Jakub; BUSCH, Andrew; ČERNÝ, Pavel; STRÍBRNÝ, Martin et al. Intra-abdominal pressure correlates with abdominal wall tension during clinical evaluation tests. Online. *Clinical Biomechanics*. 2021, roč. 88. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105426>. [cit. 2024-03-31].
76. PATEL, Zaid; FRANZ, Colin K.; BHARAT, Ankit; WALTER, James M.; WOLFE, Lisa F et al. Diaphragm and Phrenic Nerve Ultrasound in COVID -19 Patients and Beyond. Online. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 2022, roč. 41, č. 2, s. 285-299. ISSN 0278-4297. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jum.15706>. [cit. 2024-04-21].
77. PETROVIC, M.; LAHRMANN, H.; POHL, W. a WANKE, T. Idiopathic diaphragmatic paralysis—Satisfactory improvement of inspiratory muscle function by inspiratory muscle training. Online. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 2009, roč. 165, č. 2-3, s. 266-267. ISSN 15699048. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.resp.2008.11.010>. [cit. 2024-03-03].
78. PORNRATTANAMANEEWONG, Chaturong; LIMTHONGTHANG, Roongsak; VATHANA, Torpon; KAEWPORNSAWAN, Kamolporn; SONGCHAROEN, Panupan et al. Diaphragmatic height index: new diagnostic test for phrenic nerve dysfunction. Online. *Journal of Neurosurgery*. 2012, roč. 117, č. 5, s. 890-896. ISSN 0022-3085. Dostupné z: <https://doi.org/10.3171/2012.8.JNS111734>. [cit. 2024-01-16].

79. QURESHI, Asher. Diaphragm Paralysis. Online. *Seminars in Respiratory and Critical Care Medicine*. 2009, roč. 30, č. 03, s. 315-320. ISSN 1069-3424. Dostupné z: <https://doi.org/10.1055/s-0029-1222445>. [cit. 2024-01-16].
80. RAMSOOK, Andrew H.; KOO, Ryan; MOLGAT-SEON, Yannick; DOMINELLI, Paolo B.; SYED, NAFEEZ et al. Diaphragm Recruitment Increases during a Bout of Targeted Inspiratory Muscle Training. Online. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2016, roč. 48, č. 6, s. 1179-1186. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000881>. [cit. 2024-03-03].
81. RANGER, Tom A.; CICUTTINI, Flavia M.; JENSEN, Tue S.; PEIRIS, Waruna L.; HUSSAIN, Sultana Monira et al. Are the size and composition of the paraspinal muscles associated with low back pain? A systematic review. Online. *The Spine Journal*. 2017, roč. 17, č. 11, s. 1729-1748. ISSN 15299430. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.07.002>. [cit. 2024-04-18].
82. SANNASI, Rajasekar; DAKSHINAMURTHY, Anandhi; DOMMERHOLT, Jan; DESAI, Vidhi; KUMAR, Ajay et al. Diaphragm and core stabilization exercises in low back pain: A narrative review. Online. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2023, roč. 36, s. 221-227. ISSN 13608592. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2023.07.008>. [cit. 2024-04-13].
83. SANTAMARIA, Joan a Carlos RUIZ. Diaphragmatic Elevation in Stroke. *European Neurology* [online]. 1988, roč. 28, č. 2, s 81-83. ISSN 0014-3022. Dostupné z: doi:10.1159/000116235. [cit. 2024-04-03].
84. SEDLÁŘ, Martin; STAFFA, Erik a MORNSTEIN, Vojtěch. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. Online. Brno: Biofyzikální ústav Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně, 2014. ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné z: https://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/zobrazovaci_metody.pdf. [cit. 2024-02-09].
85. SCHAEFFER, Michele R.; LOUVARIS, Zafeiris; RODRIGUES, Antenor; PODDIGHE, Diego; GAYAN-RAMIREZ, Ghislaine et al. Effects of inspiratory muscle training on exertional breathlessness in patients with unilateral diaphragm dysfunction: a randomised trial. Online. *ERJ Open Research*. 2023, roč. 9, č. 5, s. /erjor/9/5/00300-2023.atom. ISSN 2312-0541. Dostupné z: <https://doi.org/10.1183/23120541.00300-2023>. [cit. 2024-03-03].

86. SIMIŁOWSKI, T; CATALA, M; RANCUREL, G a DERENNE, J P. Impairment of central motor conduction to the diaphragm in stroke. Online. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 1996, roč. 154, č. 2, s. 436-441. ISSN 1073-449X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1164/ajrccm.154.2.8756819>. [cit. 2024-04-03].
87. SKALKA, Pavel. Možnosti léčebné rehabilitace v léčbě močové inkontinence. Online. *Urologie pro praxi*. 2002, roč. 3, č. 3, s. 94-100. ISSN 1803-5299. Dostupné z: <https://www.urologiepropraxi.cz/pdfs/uro/2002/03/02.pdf>. [cit. 2024-03-02].
88. SMITH, Barbara K.; FULLER, David D.; MARTIN, A. Daniel; LOTTENBERG, Lawrence; ISLAM, Saleem et al. Diaphragm Pacing as a Rehabilitative Tool for Patients With Pompe Disease Who Are Ventilator-Dependent: Case Series. Online. *Physical Therapy*. 2016, roč. 96, č. 5, s. 696-703. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://doi.org/10.2522/ptj.20150122>. [cit. 2024-04-27].
89. ŠEMBERA, Martin; BUSCH, Andrew; KOBESOVÁ, Alena; HANYCHOVÁ, Barbora; ŠULC, Jan et al. Postural-respiratory function of the diaphragm assessed by M-mode ultrasonography. Online. *PLOS ONE*. 2022, roč. 17, č. 10. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0275389>. [cit. 2023-11-30].
90. ŠEMBERA, Martin; BUSCH, Andrew; KOBESOVÁ, Alena; HANYCHOVÁ, Barbora; ŠULC, Jan et al. The effect of abdominal bracing on respiration during a lifting task: a cross-sectional study. Online. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2023, roč. 15, č. 1. ISSN 2052-1847. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s13102-023-00729-w>. [cit. 2024-03-12].
91. TALASZ, Helena; KREMSER, Christian; KOFLER, Markus; KALCHSCHMID, Elisabeth; LECHLEITNER, Monika et al. Phase-locked parallel movement of diaphragm and pelvic floor during breathing and coughing—a dynamic MRI investigation in healthy females. Online. *International Urogynecology Journal*. 2011, roč. 22, č. 1, s. 61-68. ISSN 0937-3462. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00192-010-1240-z>. [cit. 2023-10-08].

92. TALJANOVIC, Mihra; MELVILLE, David; SCALCIONE, Luke; GIMBER, Lana; LORENZ, Eileen et al. Artifacts in Musculoskeletal Ultrasonography. Online. *Seminars in Musculoskeletal Radiology*. 2014, roč. 18, č. 01, s. 003-011. ISSN 1089-7860. Dostupné z: <https://doi.org/10.1055/s-0034-1365830>. [cit. 2024-04-21].
93. TROYER, André De a WILSON, Theodore A. Action of the diaphragm on the rib cage. Online. *Journal of Applied Physiology*. 2016, roč. 121, č. 2, s. 391-400. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00268.2016>. [cit. 2023-12-20].
94. ULM, Richard. *Introducing Two Amazing Colleagues*. Elektronická pošta. Message to: martinsemlera@gmail.com. 11. února 2024 15:48. Osobní komunikace.
95. VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
96. VIEIRA SANTANA, Pauliane; ZUMPANO CARDENAS, Leticia; PEREIRA DE ALBUQUERQUE, André Luis; RIBEIRO DE CARVALHO, Carlos Roberto a CARUSO, Pedro. Diaphragmatic ultrasound: a review of its methodological aspects and clinical uses. Online. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*. 2020, roč. 46, č. 6, s. e20200064-e20200064. ISSN 18063756. Dostupné z: <https://doi.org/10.36416/1806-3756/e20200064>. [cit. 2023-11-30].
97. VÍCHOVÁ, Hana; VAŠKOVÁ, Zuzana; GOLDEMUND, David; MATUŠKA, Pavel a MIKULÍK, Robert. Influence of location of paresis on site of pneumonia in stroke. Online. *Open Medicine*. 2012, roč. 7, č. 3, s. 323-326. ISSN 2391-5463. Dostupné z: <https://doi.org/10.2478/s11536-011-0156-4>. [cit. 2024-04-03].
98. VOSTATEK, Pavel; NOVÁK, Daniel; RYCHNOVSKÝ, Tomas; RYCHNOVSKÁ, Šarka a YUE, Junming. Diaphragm Postural Function Analysis Using Magnetic Resonance Imaging. Online. *PLoS ONE*. 2013, roč. 8, č. 3. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0056724>. [cit. 2024-03-08].

99. WESTON, Eric B.; AURAND, Alexander M.; DUFOUR, Jonathan S.; KNAPIK, Gregory G. a MARRAS, William S. One versus two-handed lifting and lowering: lumbar spine loads and recommended one-handed limits protecting the lower back. Online. *Ergonomics*. 2020, roč. 63, č. 4, s. 505-521. ISSN 0014-0139. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/00140139.2020.1727023>. [cit. 2024-01-27].
100. WOOLLACOTT, Marjorie. Anticipatory Postural Responses. Online. In: BINDER, Marc D.; HIROKAWA, Nobutaka a WINDHORST, Uwe (ed.). *Encyclopedia of Neuroscience*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009, s. 134-135. ISBN 978-3-540-23735-8. Dostupné z: https://doi.org/10.1007/978-3-540-29678-2_279. [cit. 2023-12-29].
101. YOUNG, Richard L.; PAGE, Amanda J.; COOPER, Nicole J.; FRISBY, Claudine L. a BLACKSHAW, L. Ashley. Sensory and Motor Innervation of the Crural Diaphragm by the Vagus Nerves. Online. *Gastroenterology*. 2010, roč. 138, č. 3, s. 1091-1101.e5. ISSN 00165085. Dostupné z: <https://doi.org/10.1053/j.gastro.2009.08.053>. [cit. 2024-04-06].
102. ZHANG, Guangzhi; CHEN, Xian; OHGI, Junji; MIURA, Toshiro; NAKAMOTO, Akira et al. Biomechanical simulation of thorax deformation using finite element approach. Online. *BioMedical Engineering OnLine*. 2016, roč. 15, č. 1. ISSN 1475-925X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12938-016-0132-y>. [cit. 2024-04-19].
103. ZHOU, Emma FengMing; FU, Siu Ngor; HUANG, Chen; HUANG, Xiu Ping a WONG, Arnold Yu Lok. Reliability and validity of ultrasonography in evaluating the thickness, excursion, stiffness, and strain rate of respiratory muscles in non-hospitalized individuals: a systematic review. Online. *BMC Oral Health*. 2023, roč. 23, č. 1. ISSN 1472-6831. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12903-023-03558-y>. [cit. 2024-04-18].
104. ZIAEIFAR, Maryam; SARRAFZADEH, Javad; NOORIZADEH DEHKORDI, Shohreh; ARAB, Amir Massoud; HAGHIGHATKHAH, Hamidreza et al. Diaphragm thickness, thickness change, and excursion in subjects with and without nonspecific low back pain using B-mode and M-mode ultrasonography. Online. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2022, roč. 38, č. 13, s. 2441-2451. ISSN 0959-3985. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/09593985.2021.1926022>. [cit. 2024-03-06].

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Informovaný souhlas	79
---	----

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Vyšetření v rámci výzkumné vědecké práce:

Vliv asymetrického posturálního zatížení na pohyb pravé poloviny bránice

Jméno a příjmení probanda:

.....

Použité vyšetřovací metody:

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 bude umístěna do pravého podžebří a bude nasměrována tak, aby zachytila dorzální část pravé poloviny bránice.

Tyto metody budou použity k vyšetření a sběru dat pro výzkumnou vědeckou práci (Autor: **Bc. Michaela Poskočilová**, vedoucí práce: **Mgr. Martin Šembera**, **Klinika Rehabilitace a Tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol**).

Příprava k vyšetření:

Celé vyšetření bude probíhat ve stoji. Ultrasonografická sonda bude umístěna do oblasti pravého podžebří tak, aby došlo k zobrazení dorzální třetiny pravé poloviny bránice.

Vyšetřovaný proband bude mít každou ruku položenou na jednom závaží o hmotnosti cca 10% jeho tělesné hmotnosti. Na hlavu bude probandovi nasazena gumová sportovní čelenka s připevněnou olovníci, díky které bude moci vyšetřující sledovat případné nechtěné výchylky trupu během zvednutí závaží.

Vlastní vyšetření

Vyšetření bude zaznamenáváno v m-mode zobrazení a bude trvat asi 20 sekund. Samotné vyšetření bude zahájeno dvěma klidovými nádechy/výdechy, poté proband zvedne závaží levou rukou, opět se dvakrát nadechne a vydechne, položí závaží, a zvedne závaží pravou rukou následovaným dvěma nádechy/výdechy. Tato sekvence bude opakována u každého probanda celkem třikrát, a z výsledných dat budou vypočteny průměrné hodnoty těchto tří vyšetření.

Celý protokol vyšetření bude nejprve každému účastníkovi vysvětlen a případně i vyzkoušen bez použití vyšetřovacích metod. Samotné vyšetření je bezpečné a nebolestivé.

Zpracování dat

Změny pohybu bránice budou v průběhu celého vyšetření nahrávány ultrasonografickým přístrojem. Veškeré relevantní záznamy budou poté v přístroji vyhodnoceny a naměřené hodnoty budou sloužit ke statistickému zpracování. Zpracovaná data budou použita jako podklad pro vědeckou práci se záměrem jejich následné publikace v odborném časopise. Zveřejněná data budou zcela anonymní.

Byl/a jsem informován/a o průběhu vyšetření s použitím ultrasonografie. Byl/a jsem informována o důvodu vyšetření a o následném zpracování získaných dat. Všemu 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: