

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace

Bc. Anna Lisová

Změny aktivity respiračních svalů ve vodním prostředí – spirometrická studie

Diplomová práce

Praha 2015

Autor práce: **Bc. Anna Lisová**

Vedoucí práce: **Mgr. Petr Bitnar**

Oponent práce:

Datum obhajoby: **2015**

Bibliografický záznam

LISOVÁ, Anna. Změny aktivity respiračních svalů ve vodním prostředí – spirometrická studie. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace, 2015, 56 stran. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Petr Bitnar.

Abstrakt

Práce se zabývá vlivem přítomnosti punctum fixum (potažmo opory) na sílu dechových svalů. Ty se účastní funkce respirační i posturální, tedy i jejich síla má dvojitý význam. V práci přinášíme přehled dostupných poznatků o posturální i respirační funkci dechových svalů, jejich vzájemném propojení i souvislosti s posturální stabilitou.

V experimentální části jsme použili spirometrické vyšetření síly dechových svalů, tedy měření P_Imax a P_Emax (maximálního nádechového a výdechového tlaku). Porovnávali jsme hodnoty P_Imax respektive P_Emax ve stoji na pevné podložce s hodnotami při splývání v supinační pozici bez přítomnosti opory (punctum fixum). Byly nalezeny statisticky významné rozdíly. P_Imax se ve vodním prostředí snížilo ($p=0,0009$; $p\leq 0,05$), P_Emax také ($p=0,0076$; $p\leq 0,05$). Ze získaných výsledků usuzujeme na významný vliv punctum fixum při maximálním silovém výkonu respiračních svalů a rozebíráme možné příčiny.

Abstract

Our study focuses on the connection between existence of a punctum fixum (or point of support) and respiratory muscle strength. Respiratory muscles execute both respiratory and postural function. Therefore, their strength defines both of these functions. We summarize contemporary knowledge about respiratory and postural functions of the respiratory muscles, their interactions and the connection to postural stability. We used a spirometry assesment of maximal respiratory pressures (P_Imax and P_Emax). The values of P_Imax (P_Emax respectively) retrieved in stance and during water immersion without stable support were compared. We found statistically significant differences. P_Imax was lower in the water immersion situation ($p=0,0009$; $p\leq 0,05$) and so was P_Emax ($p=0,0076$; $p\leq 0,05$). Regarding the results, we suppose a significant influence of punctum fixum presence/absence on maximal respiratory muscle strength. Possible reasons are discussed.

Klíčová slova

Maximální inspirační tlak, maximální expirační tlak, punctum fixum, postura, vodní prostředí

Keywords

Maximal inspiratory pressure, maximal expiratory pressure, punctum fixum, posture, water immersion

Zadávací protokol

Prohlášení

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

V Praze 11. 5. 2015

Anna Lisová

Poděkování

Na tomto místě chci vyjádřit své díky vedoucímu této diplomové práce, Mgr. Petru Bitnarovi, za originální výzkumnou myšlenku a za citlivou supervizi. Dále jsem velmi vděčna své kolegyni, Bc. Jitce Dařinové, za inspirativní spolupráci a pomoc při měření. Děkuji i všem našim probandům za jejich ochotu a čas.

OBSAH

Úvod.....	10
1 Respirační svaly.....	11
1.1 Nádechové svaly	11
1.2 Výdechové svaly	11
1.3 Bránice	11
2 Mechanika dechového cyklu	14
2.1 Nitrobřišní tlak	16
2.2 Řízení dechové motoriky	18
3 Postura a respirace	19
3.1 Punctum fixum a dechová mechanika.....	19
Vliv pozice těla na dýchání.....	20
3.2.....	20
3.3 Vliv vodního prostředí na dýchání	21
3.4 Dýchání a posturální stabilita.....	22
4 Valsalvův manévr	23
5 Müllerův manévr	26
6 Maximální inspirační a expirační tlak	27
6.1 Klinické využití	27
6.2 Průběh měření P _{Imax} a P _{E_{max}}	29
6.3 Vlivy spoluurčující výsledné hodnoty P _{Imax} a P _{E_{max}}	29
7 Cíle a hypotézy	31
7.1 Hypotéza 1.....	31
7.2 Hypotéza 2.....	31
7.3 Hypotéza 3.....	32
7.4 Hypotéza H4.....	32
8 Metodika.....	33
8.1 Charakteristika skupiny.....	33
8.2 Přístroje	33
8.2.1 Spirometr.....	33
8.2.2 Balance Master.....	33
8.3 Postup měření maximálních okluzních tlaků	34
8.3.1 Měření ve stoji na pevné podložce:	34
8.3.2 Měření v bazénu:.....	34
8.3.3 Pokyny	35
8.4 Postup měření na Balance Masteru	35

8.5	Statistika	36
9	Výsledky	37
9.1	Spirometrie	37
9.1.1	Hodnoty maximálního ústního nádechového tlaku - P _I max	38
9.1.2	Změny hodnot P _I max: stoj versus vodním prostředí	39
9.1.3	Hodnoty maximálního ústního výdechového tlaku - P _E max	41
9.1.4	Změny hodnot P _E max: stoj versus vodní prostředí	43
9.2	Měření posturální stability a hodnoty P _I max/P _E max	44
9.2.1	Korelace P _I max a mean COG velocity sway	44
9.2.2	Korelace P _I max a mean COG velocity sway	44
10	Diskuse	45
10.1	Diskuse k teoretické části a metodice	45
10.2	Diskuse k posturální stabilitě	47
10.3	Hypotéza 1 – P _I max ve dvou různých situacích	48
10.4	Hypotéza 2 – P _E max ve dvou různých situacích	49
10.5	Hypotéza 3 a 4– Maximální respirační tlaky ve vodním prostředí a posturální stabilita na labilní ploše	50
10.6	Závěry a doporučení	51
	Závěr	52

ÚVOD

Předmětem našeho zájmu v této práci je souvislost *punctum fixum* (potažmo opory) se silovým výkonem dechových svalů.

Propojení opory a silového výkonu svalů je využíváno nejen tisíciletou tradicí různých pohybových systémů (Tai-ji, karate, jóga), ale i moderní fyzioterapií. Pro mistry východních bojových umění není na prvním místě trénink síly jako takové, ale spíše trénink ideálního přenosu síly. Začátkem takového přenosu kinetické energie je právě místo opory, *punctum fixum*. Aby byl přenos energie co nejúčinnější, musí být přítomna vyvážená dechová souhra, která plyne, aniž by narušovala stabilitu mistra. Moderní fyzioterapie tyto principy aplikuje například v konceptu Dynamické neuromuskulární stabilizace.

Předpokládáme proto, že tento přenos kinetické energie od *punctum fixum* má vliv i na maximální silový výkon svalů respiračních. Rozhodli jsme se tedy experimentálně porovnat posturální situaci vzpřímeného stoje a posturální situaci zbavenou *punctum fixum*. Tu jsme vytvořili ve vodním prostředí.

Cílem naší práce je přinést experimentální podklady pro tyto posturálně-respirační procesy, které byly, jsou a budou hojně využívány, ale postrádají důkladné vysvětlení.

1 RESPIRAČNÍ SVALY

Ventilace plic je uskutečňována činností respiračních svalů. Hlavním svalem klidového dýchání je bezesporu bránice, která je v případě nouze dokonce schopna sama zajistit klidovou poptávku po kyslíku. Velká změna v náboru svalů však nastává v okamžiku usilovného dýchání, kdy se mohutně aktivují pomocné dechové svaly (Smolíková, Máček, 2010). Zde shrnujeme poznatky o této problematice.

Níže uvádíme přehled svalů s nádechovou a výdechovou funkcí. Je třeba dodat, že to toto dělení je orientační. Jak vyplývá z kapitoly o dechové mechanice, během dechového cyklu se aktivita těchto svalů v mnohém prolíná a závisí na intenzitě ventilace.

1.1 Nádechové svaly

Klidový nádech zajišťují hlavní (primární) nádechové svaly. Jedná se o *bránici a mm. intercostales externi*. Hlavní podíl na expanzi plic přitom nemá pohyb žeber, ale pohyb samotné bránice. Fyziologicky probíhá klidové dýchání v rozmezí 45 až 55% TLC. Při vyšších objemech hlavní nádechové svaly ztrácejí svou účinnost a nastupují i akcesorní svaly (Dylevský, 2009; Smolíková, Máček, 2010).

Usilovný nádech probíhá i za účasti pomocných (auxiliárních) nádechových svalů, tj.: *mm. scaleni, parasternales, m. sternocleidomastoideus, m. pectoralis minor, m. latissimus dorsi, m. trapezius* (Smolíková, 2010).

Dylevský (2009) do tohoto výčtu zařazuje ještě *mm. suprahyoidei a infrahyoidei, m. serratus anterior, m. serratus posterior superior, m. latissimus dorsi, m. iliocostalis*.

1.2 Výdechové svaly

Klidový výdech je do značné míry zajišťován pasivním působením elasticity hrudního koše, stěny břišní a plic. Hlavní výdechové svaly, jež se rovněž na klidovém výdechu podílí, jsou *mm. intercostales interni a m. transversus thoracis*.

Usilovný výdech je výsledkem svalové aktivity, které se účastní i svaly pomocné, tj. *mm. abdominis, m. iliocostalis, m. erector spinae, m. serratus posterior inferior a m. quadratus lumborum* (Dylevský, 2009; Perri, 2007)

1.3 Bránice

Funkce tohoto nejvýznamnějšího dechového svalu je podmíněna i jeho anatomickými parametry. Bránice je kupolovitá, svalově šlachová struktura o tloušťce pouhé 2 – 4 mm (Bordoni et al., 2013). Tvoří dno hrudní dutiny. Anatomicky ji dělíme na 3 části podle místa začátku:

- *sternální* (od vnitřní plochy processus xiphoideus a mm. recti abdominis)
- *kostální* (od chrupavek 7.-12. žebra)
- *lumbální*, též „krurální“ (od obou ligamenta arcuata, od těl obratlů L1-L4 i jejich disků)

Všechny porce bránice se upínají do centrální aponeurózy – ploché šlachy bez kostěného úponu. (Perri, 2007)

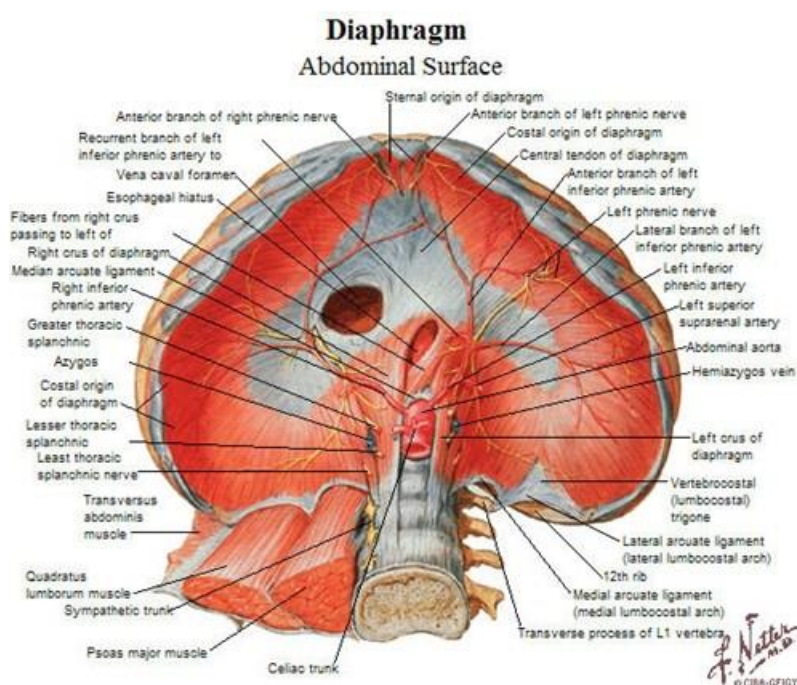
Funkčně někteří autoři rozlišují jen 2 části bránice: část kostální a část krurální (Bordoni et al., 2013; Smolíková, Máček, 2010). Patrný je rozdíl v inervaci. *Pars costalis* zásobí nervus phrenicus z míšního segmentu C4. *Pars cruralis* je zásobena 10. hlavovým nervem, nervus vagus. Touto částí prochází klíčové cévy (aorta) a jícnem do dutiny břišní. Vliv autonomní regulace umožňuje, aby krurální část bránice v místě tohoto průchodu koordinovaně plnila funkci dolního jícnového svěrače i během respiračních a posturálních úkonů.

Kromě pars cruralis je cestou n. vagus inervováno jen několik dalších kosterních svalů. Jedná se o svaly hltanu, hrtanu a o svaly měkkého patra: m. levator veli palatini, m. palatopharyngeus, m. palatoglossus a m. uvulae (edited by Anne M. Gilroy, 2013). Tato nápadná anatomická souvislost může vysvětlovat empiricky ověřené reflexní vztahy mezi bránicí a měkkým patrem.

Bránice funguje v úzkém propojení se svalstvem břišní stěny. Klíčovou úlohu při této posturálně stabilizační spolupráci hraje m. transversus abdominis, který se prolíná s bránicí i anatomicky. Upíná se na každé straně 6-ti pilovitými výběžky mezi kostálními začátky bránice (Perri, 2007).

V článku italských osteopatů (Bordoni et al., 2013), pak nacházíme souhrn neotřelých anatomických souvislostí. Četné **fasciální spoje** propojují bránici s viscerálními strukturami dutiny hrudní i břišní. Navzájem tak přímo ovlivňují svou mobilitu i motilitu. *Ligamentum pulmonale inferior*, kaudální výběžek pleury, připojuje plíce k bránici a působí tak vznik nitroplicního podtlaku při kaudalizaci bránice. *Ligamenta phrenicopericardiaca* připojují perikard na centrum tendineum. Kaudálně jsou na bránici připojena játra (*pars affixa hepatis*), levá flexura tlustého střeva (*ligamentum phrenicocolicum*) a duodenum. Spojení s duodenumem je situováno do oblasti duodenojejunální junkce a tvoří jej svalově-vazivový útvar – *Treitzovo ligamentum* (též „*musculus suspensorius duodeni*“).

Bránice, jakožto hlavní nádechový sval, dechově pracuje po celý život jedince, dnem i nocí. Tomuto účelu je přizpůsobeno i specifické využití různých typů svalových vláken, která jsou ve svalu obsažena: klidové dýchání je pokryto aktivitou pomalých oxidativních vláken (spolu s podskupinou rychlých oxidativních vláken). Až v okamžiku zvýšených nároků na rychlost a sílu (usilovné dýchání, kašel, kýčání apod.) nastupují i motorické jednotky s obsahem rychlých glykolytických vláken. (Mantilla, 2011).



Obrázek 1 Obrázek 2: Anatomie bránice, pohled z abdominální dutiny (Netter, 2010)

2 MECHANIKA DECHOVÉHO CYKLU

Pohyby bránice zajišťují 75% změny nitrohruďního prostoru během klidového dýchání. Bránice se v prostoru hrudního koše kontrahuje (oplošťuje) a znovu vyklenuje, což působí jako píst. Tento pohyb s sebou nese změny nitrohruďního tlaku a tedy i změny aortálního tlaku a srdeční frekvence. Ty jsou akcentovány např. při Valsalvově manévru (viz kapitola Valsalvův manévr). Dechové exkurze bránice se pohybují kolem 3,5 cm, obvykle s akcentací na pravé straně (Kolář, 2009).

V **1. fázi nádechu** se centrum tendineum pohybuje kaudálně, bránice se oplošťuje. Punctum fixum je na kostálních, sternálních a krurálních úponech bránice. Deprese svalů působí nárůst nitrobřišního tlaku, na kterém se spolupodílí i stabilizační aktivita svalstva stěny břišní (především m. transversus abdominis a mm. obliqui abdominis) a svalstva pánevního dna.

V **2. fázi** je odpor nitrobřišního tlaku zastaven kaudálním sestupem bránice, centrum tendineum se opírá o obsah břišní dutiny a stává se z něj punctum fixum. Dolní žebra jsou tažena bráničními úpony kraniálně, přes sternum se pohyb přenáší i na horní žebra.

U dolních žeber pozorujeme „bucket handle motion“ (pohyb rukojeti vědra), jenž vede k laterolaterální expanzi hrudníku v jeho spodní části. Horní žebra díky své odlišné geometrii vykonávají pohyb „pump handle motion“ (pohyb páky u pumpy), který působí v horní části hrudníku antero-posteriorní expanzi hrudního koše (Kolář, 2009; Perri, 2007).

Každý jednotlivý dech tím působí mobilizačně na jednotlivá žebra i páteřní struktury a udržuje jejich fyziologickou pohyblivost. Rozměry hrudníku se tak během nádechu rozšiřují ve všech směrech a při optimální dechové mechanice můžeme hovořit o **cylindrickém dýchání** (cylindrical breath) (Lewit, 2003, str. 44; Perri, 2007).

Klidný výdech je dán relaxací bránice a mm. intercostales externi, což dává prostor působení elasticity hrudního koše, který se vrací do expirační pozice jen s mírnou aktivitou mm. intercostales interni a mm. abdominis. Při usilovném výdechu se však koncentricky zapojují i břišní svaly, žebra se kaudalizují a relaxovaná bránice je obsahem břišní dutiny vytlačována vzhůru (Dylevský, 2009, str. 92; Kolář, 2009).

V dechovém cyklu se setkáváme s prolínající se nádechovou a výdechovou funkcí některých svalů. M. transversus abdominis je jakožto břišní sval svaalem primárně výdechovým, má však i důležitou stabilizační funkci při nádechu – spoluúčastní se fixace žebber během 1. fáze nádechu. Maria Perri (2007) pak uvádí, že k největšímu pleurálnímu podtlaku při kaudalizaci bránice dochází v apexu plic. Toto má působit na horní žebra kaudalizačně, tedy ve směru expiria, a k vyvážení dochází stabilizační aktivitou mm. scalení.

Zapojení dechových svalů je ovlivňováno též polohou těla: dynamická MRI ukázala, že exkurze bránice jsou větší v sedu než v supinační pozici, a to především v posteriorní části svalu (Kolář, 2009b).

Studie Koláře et al. z roku 2010 přináší poznatky o dechových exkurzích bránice a jejich provázanosti s posturálním zatížením. Probandi byli testováni v leže na zádech. Pomocí dynamické magnetické rezonance byla snímána jejich brániční aktivita, zatímco byly zároveň spirometricky měřeny dechové parametry.

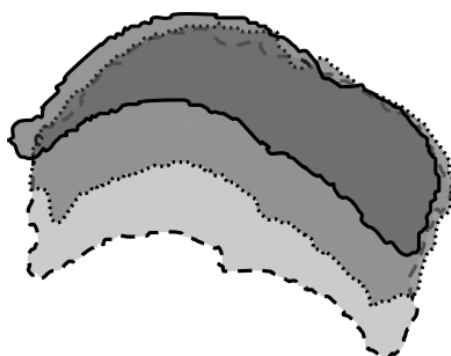
Výsledky studie ukazují 3 modelové případy posturálně-respirační činnosti bránice:

1) Klidové dýchání, kdy je inspirační i expirační pozice bránice nejvyšší. Exkurze bránice je nejmenší.

2) Situace s izometrickým zatížením horních končetin: expirační pozice bránice klesá jen minimálně, zatímco inspirační pozice bránice zřetelně klesá. Exkurze se tedy zvětšují.

3) Situace s izometrickým zatížením dolních končetin: expirační pozice bránice se mírně snižuje, avšak inspirační pozice bránice klesá ještě níže. Exkurze se zvětšují oproti 1) i 2).

Kolář et al. uzavírají, že nárůst exkurzibility byl nejvyšší s posturální zátěží dolních končetin. Exkurze se zvýšily primárně díky inspiračnímu poklesu bránice, nikoliv díky poklesu expiračnímu. Zajímavý je i experimentální průkaz, že bránice nereaguje jako jeden celek: k největšímu nárůstu exkurzí dochází v oblasti apexu a pars cruralis, tedy v dorzální porci bránice, zatímco část ventrální vyvíjí exkurze relativně menší. To odpovídá i výše popsanému funkčnímu dělení bránice.



Obrázek 3: Exkurze bránice (Kolář, 2010). Plná čára - situace 1, tečkovaně - situace 2, přerušovaně - situace 3

Fyziologická posturálně-stabilizační aktivita bránice nejlépe vyniká ve srovnání s aktivitou neideální, jakou nalzáme například u pacientů s chronickou bolestí bederní páteře (**LBP – Low Back Pain**). Při posturálním zatížení jejich bránice vykazuje menší exkurzibilitu než bránice zdravých probandů. Porušena je u nich i koordinace tohoto složitého svalu: zatímco exkurze posteriorní části bránice jsou normální, kaudální exkurze anteriorní a střední části jsou výrazně omezeny (Kolář et al., 2012).

Pro účely našeho bádání je důležitý fakt, že zde byla nalezena korelace mezi dechovými exkurzemi bránice a velikostí P_{Imax}. Tato provázanost platí jen u pacientů s LBP, nikoliv u zdravých jedinců (Kolář et al., 2012). Bylo tedy nasnadě do výběru našich probandů zařadit jen jedince bez obtíží ve smyslu LBP.

Ze souběžného spirometrického měření vyplynulo, že větší posturální zátež (izometrie dolních končetin) sice vedla ke zvýšení bráničních exkurzí, avšak zároveň ke snížení dechového objemu! Při klidovém dýchání přitom existuje opačný vztah – větší brániční rozsah pohybu implikuje větší dechový objem (Kolář et al, 2009b).

2.1 Nitrobřišní tlak

Vyvážený nitrobřišní tlak je nezbytnou součástí vzpřimovacích mechanismů trupu. Tvoří ventrální oporu pro bederní páteř a chrání ji tak před traumatizací meziobratlových struktur.

Na jeho udržování se podílí kompaktní svalový systém: shora brániční klenba, ze stran svaly břišní stěny s významnou úlohou m. transversus abdominis, zesponu nálevkovitě uspořádané svaly a vazy pánevního dna. Podmínkou optimální souhry této soustavy je napřímená páteř s aktivitou hluboké autochtonní muskulatury a vyváženým postavením hrudníku a pánve.

Čím větší jsou kladeny silové nároky jsou kladeny na stabilitu bederní páteře, tím větší nitrobřišní tlak je třeba vyvinout. Při klidovém dýchání v posturálně nenáročných situacích je tento tlak tak malý, že nemusí docházet k viditelnému vyklenování břišní stěny, je-li zachováno respirační rozvíjení žeber. V okamžiku zvýšených silových nároků jako je zvedání břemen (potažmo vzpírání), je nutno nitrobřišní tlak navýšit řádově více (Šafářová, 2011).

Děje se tak kaudálním sestupem bránice spolu s excentrickou aktivitou svalstva stěny břišní a pánevního dna. Tyto komponenty mezi sebou v ideálním případě tvoří velmi jemnou a hbitou souhru, která odpovídá aktuálním stabilizačním nárokům během jakéhokoli fázického pohybu (Hodges, 2007; Talasz, 2011).

Již roku 1997 Hodges et al. popisuje aktivitu bránice a m. transversus v těsném předstihu před náhlým fázickým pohybem. EMG aktivita bránice nastoupila o 20 ms dříve než EMG aktivita samotného m. deltoideus, který prováděl flexi horní končetiny v reakci na nečekaný vizuální podnět. Analogický nálezn byl zjištěn i na EMG svalů pánevního dna při obdobném pokusu (Hodges, 2007; Hodges, 1997).

Udržování nitrobřišního tlaku při posturální zátěži se děje zároveň s respiračními pohyby, které probíhají ve zvýšeném tonickém napětí bránice a břišních svalů. Jen v extrémně náročných situacích je dočasně respirace obětována ve prospěch postury Valsavovým manévrem. (Šafářová, 2011)

Významným faktorem, jenž ovlivňuje úroveň nitrobřišního tlaku, je obsah abdominální dutiny. Takovým faktorem může být náplň střev či plyny, viscerální tuk, snížená poddajnost intraabdominálních struktur, děloha v závislosti na fázi menstruačního cyklu potažmo děloha v těhotenství apod. Toto klidové zvýšení intraabdominálního tlaku však může mít za následek reflexní tlumení kontraktivity bránice během dechových exkurzí a přímo tak interferuje s ideální posturálně-dechovou souhrou (Chytrá, 2013).

2.2 Řízení dechové motoriky

Dýchání je centrálně řízený mechanismus. Jedná se o děj řízený **automaticky**, avšak **ovlivnitelný vůlí**. Respirační svaly jsou inervovány motoneurony z míšních segmentů C4-C8, Th1-Th7. Tyto motoneurony jsou řízeny sestupnými dráhami z prodloužené a krční míchy, kde jsou umístěna centra inspiračních (I-neurony) a expiračních (E-neurony) nervových buněk. E-neurony a I-neurony na sebe mají recipročně inhibiční vliv, což zajišťuje rytmické střídání dechového cyklu. Souhrnně je označujeme za „dechové centrum“, které je aktivováno retikulární formací (Ganong, 2005, str. 675; Silbernagel, 2004, str. 132).

Dechová **automatika** je ovlivňována systémem **zpětných vazeb**. V první řadě je se jedná o pH krve a likvoru. Periferní chemoceptory (aortální a karotické) reagují primárně na parciální tlak O₂, centrální chemoceptory na ventrální straně prodloužené míchy reagují na vzestup CO₂. Dalším zpětnovazebným vztahem jsou podněty z tahových receptorů plic a z proprioceptorů dýchacích svalů.

Na mechaniku dýchání působí mnoho dalších komplexních vlivů jako ochranné reflexy (např. kašel), volní a emocionální regulace, hormonální vlivy apod. (Silbernagl, 2004, s. 132).

Z hlediska rehabilitace nemůžeme opomenout biomechanické faktory: funkční poruchy (blokáty žeber a obratlů) nebo poruchy koordinace dýchání. Sem spadá i tzv. dynamická hyperinflace, která bývá často zaměňována za asthma bronchiale, a vyžaduje fyzioterapeutické, nikoliv medikamentózní řešení (Perri, 2007; Radvanský, 2011).

3 POSTURA A RESPIRACE

3.1 Punctum fixum a dechová mechanika

Respirace jakožto vitálně důležitá funkce je podmínkou postury. Do jaké míry je tomu naopak? V této kapitole chceme rozebrat, jak kvalita postury podmiňuje kvalitu dýchání. Víme totiž, že i s těžce porušenou posturální funkcí je ventilace plic možná: příkladem jsou vysoké totální míšňí léze. Víme také, že je ventilace možná i s těžce nevyvinutou posturální funkcí: příkladem jsou dechové pohyby nezralého novorozence.

Fyziologická lidská postura je vždy zaujímána v gravitačním poli. Toto s sebou nese fenomén opory, která podmiňuje naši posturální stabilitu a na ní závislé pohybové dovednosti. Opěrná funkce se u člověka vyvíjí od 4.-6. týdne života. Nejprve je jeho opěrná база, tedy i oblast punctum fixum, lokalizována zcela proximálně. S postupujícím vývojem se toto punctum fixum postupně distalizuje, až ke kýženému vzpřímenému postoji a chůzi.

Spolu s vývojem opěrné funkce postupuje i vývoj dechové mechaniky. Novorozenec není schopen koordinovat dechovou a posturální motoriku ani natolik, aby udržel v poloze na zádech symetrické postavení trupu. Právě postupný vývoj opěrných funkcí ale umožní, aby ten samý jedinec po 20 letech anatomicko-motorického vývoje a tréninku unesl desítky kilogramů, aniž by přitom rezignoval na plicní ventilaci.

Optimální inspirační pohyb začíná s punctum fixum na kostálních a bederních úponech bránice. Tato oblast bývá málokdy v přímém kontaktu s podložkou, tj. s reálným punctum fixum. Musíme proto zvažovat, jakými řetězci je tato úponová oblast bránice k reálnému punctum fixum upevněna: V případě sedu se jedná o svalstvo stěny břišní, které fixuje žebra k pánvi. Ta se přímo opírá o sedací plochu, tedy reálné punctum fixum. V případě stoje takový uzavřený kinematický řetězec musí pokračovat až k plosce nohy, opírající se o zem. Předpokládáme tedy, že odstraníme-li reálné punctum fixum (například při splývání ve vodním prostředí), dechová mechanika bude zasažena.

Příkladem poruchy těchto stabilizačních řetězců, vedoucích k punctum fixum, je paradoxní dýchání. Dochází při něm ke kraniálnímu zvedání hrudníku en bloc bez laterolaterálního rozvíjení žeber a s vtahováním břišních svalů v inspiriu. Punctum fixum zde tedy není na kaudálních žebrech v místech úponů bránice, ale spíše v oblasti horní hrudní apertury, ke které se celý hrudník zvedá. Takové dýchání nikdy nemůže být tak mechanicky efektivní jako fyziologický dechový vzor (Lewit, 2003, s. 47).

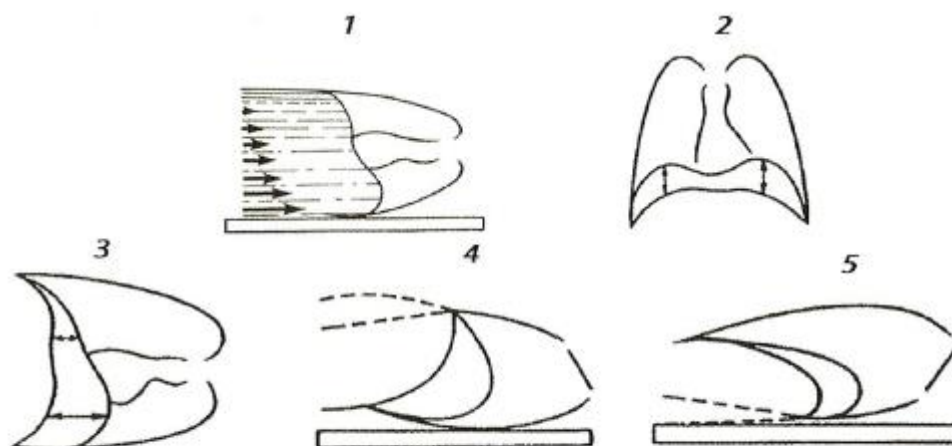
Centrální nervový systém musí předvídat plánovaný pohyb (tedy i pohyb dechový), vytváří potřebnou stabilizaci a punctum fixum, oporu (Kolář, 2006). Naše úvaha tedy je:

Jelikož kvalitní punctum fixum (potažmo opora), je základem ideálního přenosu momentu síly svalem, znamená to také, že je podmínkou maximálního silového výkonu dechových svalů?

3.2 Vliv pozice těla na dýchání

Vliv pozice těla na mechaniku dýchání je hojně terapeuticky využívaným vztahem. Typickým příkladem jsou úlevové polohy pro dýchání. Spočívají ve vytvoření biomechanických podmínek pro intenzivnější zapojení bránice, ale i akcesorních dechových svalů. Jedná se o pozice ve stoji nebo sedu, často s lehkou oporou horních končetin. Je zde patrný pomocný vliv gravitace, který nastavuje hrudní koš a bránici do výhodné polohy. Opora horních končetin pak dovoluje pomocným dechovým svalům, které se bna ně upínají, aby se lépe zapojily (Costa, 2014; Smolíková, Máček, 2010).

Různé pozice trupu též působí na uložení, potažmo i zapojení bránice. Svůj vliv uplatňuje opět gravitace, která například v supinační pozici způsobí větší tlak abdominálních orgánů na bránici, než v sedu či stoji (viz Obrázek 4).



*Obr 3-3 Uložení bránice v leže na boku a pohyby bránice při dýchání v různých polohách těla (podle Cara)
1 lež na boku, 2 ve stoje, 3 v leže na levém boku, 4 v leže na zádech, 5 v leže na břiše.*

Obrázek 4: in Smolíková, Máček, 2010, str. 177

3.3 Vliv vodního prostředí na dýchání

Pro účely naší studie jsme se rozhodli provést měření ve vodním prostředí. Vodní prostředí s sebou přináší jednak vlivy termodynamické – větší konvekce tepla, a mechanické – nadlehčující účinek vody.

Charakteristickou fyziologickou odpovědí na ponoření těla (a zejména obličeje) do studené vody je diving reflex. Podráždění termoreceptorů vede k vagovému tlumení vzruchů v sinusovém uzlu a k bradykardii.

Každá určitá teplota vody při celkovém ponoření s sebou nese specifickou systémovou odpověď organismu. Nejvíce je zkoumána v kontextu pozátěžové regenerace: Studie Ottone et al. z roku 2012 přináší údaje o pozátěžové parasymptické reaktivaci v závislosti na teplotě vody: 15 minut ponoření do chladné vody (28°C) vede k úplné reaktivaci parasymptiku. Stejná doba ve velmi chladné vodě (15°C) vede dokonce k silnější aktivaci parasymptiku než před zátěží. Naopak teplá voda (38°C) návrat k parasymptické aktivitě zpomaluje.

3.4 Dýchání a posturální stabilita

Propojení funkce a posturálních a respiračních svalů je patrné též v oblasti posturální stability, neboť dechové pohyby s sebou přinášejí výchylky těžiště těla. Velikost těchto výchylek závisí nejen na intenzitě ventilace, ale i na řídicích a posturálních mechanismech jejich kompenzace.

Posturální stabilitu v souvislosti s dýcháním zkoumá i Grimstone a Hodges ve své studii z roku 2003. Skupina 10-ti probandů s chronickou bolestí v oblasti bederní páteře (LBP – low back pain) byla podrobena měření výchylek COP v závislosti na dýchacích pohybech. Výsledky ukázaly, že při klidovém dýchání mají tito probandi oproti kontrolní skupině větší antero-posteriorní výchylku COP v rytmu, který odpovídá jejich dechu. Současně provedená kinematická analýza prokázala, že probandi s LBP měli v této situaci menší mikropohyby v kyčli, což pomohlo vysvětlit horší posturální kompenzaci dechových pohybů (Grimstone, Hodges, 2003).

Dalším zajímavým nálezem této studie bylo zjištění, že při zvýšení dechových nároků (zde navozením hyperkapnie), nedošlo k navýšení výchylek COP ani u jedné z testovaných skupin. Naproti tomu při volném zvýšení klidového ventilačního objemu tak, aby odpovídal exkurzím hrudníku během hyperkapnie, došlo ke zvětšení velikosti výchylek COP v obou skupinách (Grimstone, Hodges, 2003).

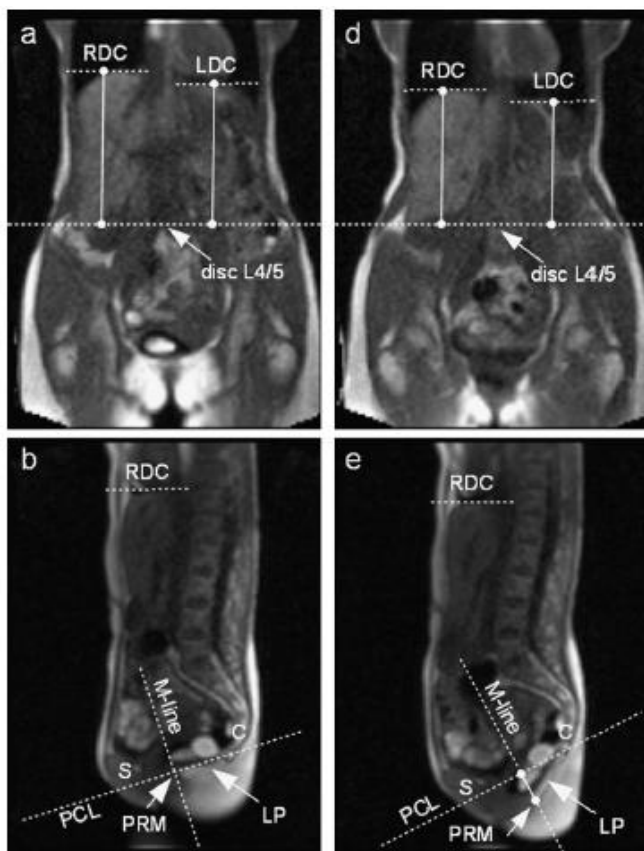
Čím je dána tato rozdílná posturální reakce? Dechové exkurze během hyperkapnie byly **automaticky** řízeny dechovou poptávkou organismu. Naproti tomu k navýšení klidového ventilačního objemu došlo **volní aktivitou** probandů. Právě automatická kontrola dýchání mohla probandům umožnit lepší posturální kompenzaci dechových pohybů během hyperkapnie.

Roku 2005 tým vědců navázal na předchozí výzkum, aby porovnal rozdíl mezi skutečnou chronickou LBP a experimentálně navozenou LBP. Ukázalo se, že experimentálně navozená LBP nezvyšuje výchylky COP, zatímco LBP chronická ano. Je tomu tak i přesto, že obě LBP při měření vykazují podobné omezení kompenzačních mikropohybů v klíčových segmentech. Autoři vyvozují, že vyšší dechové výchylky COP u chronické LBP jsou dány **nikoliv sníženou mobilitou** v důsledku nocicepce, ale **odlišným posturálním řízením** u chronických LBP pacientů (Smith, 2005).

4 VALSALVŮV MANÉVR

Usilovný výdech proti uzavřené glottis či uzavřenému nosu a ústům je též nazýván Valsalvův manévr (Kolář, 2009; Lewit, 2003). Za svůj název vděčí věhlasnému italskému anatomovi. Antonio Maria Valsalva roku 1704 publikoval své stěžejní dílo věnované lidskému uchu, *De Aure Humana Tractatus*. Popisuje v něm Eustachovu trubici a tento výdechový manévr, jenž trubici rozevívá (Talas, 2012; Valsalva, 1704).

Mezi varianty Valsalvova manévru (VM) bývají řazeny různé fyziologické děje: usilovné tlačení při forsírované defekaci, mikci či při porodu, dále prudký kašel nebo zadržení dechu při manipulaci s břemenem (Kolář, 2009; Lewit, 2003). Zde však nemůžeme souhlasit: jedná se o zjednodušení problematiky a směšování kineziologicky a fyziologicky zcela odlišných dějů. Jak názorně ukazují dynamické MRI snímky ve studii Talasz et. al z roku 2012, existuje podstatný rozdíl mezi svalovým vzorcem VM a SM („straining maneuver“, tedy tlačení jako při snaze o defekaci).

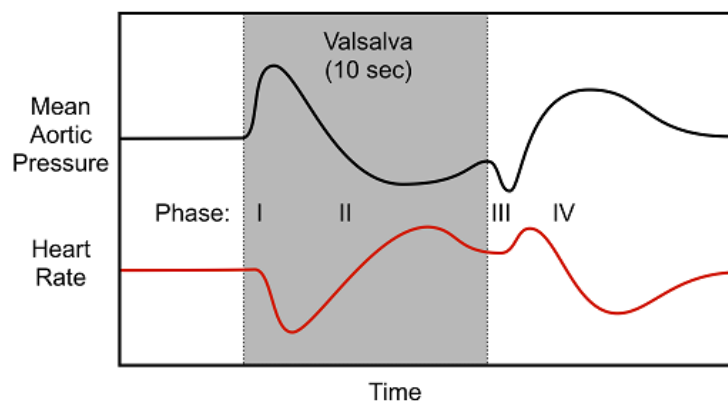


Obrázek 5: Dynamická MRI pánevního dna. a) + b) – Valsalvův, d) + e) „straining maneuver“. (Talas, 2012)

Oba manévry jsou zahájeny masivním nádechem (je-li dostatek času), po kterém následuje zádrž dechu s expiračním úsilím. U SM je cílem evakuace obsahu břišních orgánů, pánevní dno je tedy relaxované a působením zvýšeného nitrobřišního tlaku se vyklenuje kaudálně. Při VM je účelem trupová stabilizace se zachováním kontinence. Pánevní dno je proto výrazně aktivní (dochází k jeho elevaci), aby překonalo nápor nitrobřišního tlaku, viz Obrázek... (Talasz, 2012).

Během Valsalvova manévru dostává posturální funkce trupových svalů přednost před funkcí respirační, což je pro organismus pouze nouzové řešení na několik sekund. Při ideální posturálně-respirační koordinaci trupového svalstva by se měla úplná zádrž dechu vyskytovat jen minimálně. Jedinci s patologicky porušenou posturálně-respirační koordinací či silou však tento manévr používají k trupové stabilizaci zcela běžně, například při vstávání ze sedu (Lewit, 2003).

Měření **maximálního výdechového tlaku** je samozřejmě **variantou Valsalvova manévru**. Je-li Valsalvův manévr proveden podle určitých pravidel, vyvolává stereotypní **kardiovaskulární odpověď**. Ta je nejvýraznější při tlaku 40 mmHg, probíhá během cca 10 sekund zádrže dechu, a to ve čtyřech fázích, viz Obrázek 4 (Klabunde, 2014; Looga, 2005):



Obrázek 6: Fáze kardiovaskulární reakce, jak jsou popsány níže (Klabunde, 2014)

I. Zvýšení nitrohrudního tlaku působí i zvýšení tlaku aortálního, omezuje však žilní návrat do hrudníku a snižuje se tak srdeční preload. Podle Frank-Starlingova zákona klesá i srdeční výdej.

II. Aortální tlak klesá v důsledku sníženého srdečního výdeje. Baroreceptorový reflex působí reciproční odpověď na snížení aortálního tlaku – srdeční frekvence se zvyšuje.

III. Návrat ke klidovému dýchání. Komprese aorty mizí a aortální tlak v důsledku toho krátce klesne. Reflexně krátce stoupne srdeční frekvence.

IV. Následuje opětovné zvýšení aortálního tlaku (spolu s reflexním poklesem srdeční frekvence) v důsledku zvýšení srdečního výdeje. Aortální tlak stoupne mírně nad původní hodnotu, kvůli sympatikem zprostředkovanému zvýšení periferního odporu cév (Klabunde, 2014).

Zcela jiná může být kardiovaskulární odpověď při nižších (10-20 mmHg) a někdy i při vyšších tlacích (30-50 mmHg) Je-li manévr krátký, tj. 5 s, často se setkáváme s briskním nástupem bradykardie odpovídající fázi IV. Musíme také zdůraznit, že tyto reakce mají vysokou interindividuální variabilitu (Looga, 2005).

Kontraindikací VM jsou stavy netolerující zvýšení aortálního tlaku, intrapulmonálního či nitrolebního tlaku, dále glaukom či retinopatie. Klinicky je používán například pro kardiologickou diagnostiku, protože akcentuje projevy ischemických změn v myokardu. V urogynekologii má význam jako spouštěč projevů inkontinence nebo prolapsu pánevních orgánů (Klabunde, 2014; Talasz, 2012).

5 MÜLLERŮV MANÉVR

Tento manévr je pravým opakem Valsalvova manévru. Jedná se tedy o usilovný nádech proti uzavřené glottis. Je přímou obdobou měření maximálního inspiračního okluzního tlaku. Intrapulmonální tlak klesá a nejvýraznější aktivitu vyvíjí bránice, jakožto hlavní nádechový sval.

Podtlak v dýchacích cestách může zdůraznit jejich případnou kolapsibilitu. Diagnosticky se proto Müllerův manévr využívá pro detekci kolapsibility dýchacích cest, především při posuzování příčin spánkové apnoe. Nitrohruční podtlak působí větší plnění žilních struktur horní hrudní a krční oblasti, což i zde je využíváno při jejich vyšetřování (Koshino, 2010). Z hlediska rehabilitace je tento manévr cenným mechanismem, který využíváme při PIR bránice (Lewit, 2003).

6 MAXIMÁLNÍ INSPIRAČNÍ A EXPIRAČNÍ TLAK

Pro komplexní určení maximální síly, kterou vyvinou nádechové či výdechové svaly při maximálním volném úsilí, je používáno měření *PImax* a *PEmax* (maximální inspirační resp. expirační tlak). V odborné literatuře se setkáváme i se zkratkami:

- MIP (maximal inspiratory pressure)
- NIF (negative inspiratory force) – pro *PImax*
- MEP (maximal expiratory pressure)

6.1 Klinické využití

Tyto spirometrické parametry jsou získávány zcela neinvazivně a mají své klinické využití v závislosti na zvyklostech dané odborné veřejnosti. Čeští pneumologové Kolek, Kašák a Vašáková ve své nejnovější monografii zařazují *PImax* a *PEmax* až na závěr obsáhlé kapitoly o „Vyšetření plicních funkcí“ mezi méně obvyklé vyšetřovací metody. Citují:

„Maximální inspirační (MIP, *PImax*) a expirační síla či tlaky (MEP, *PEmax*), se měří při maximálním inspiračním a expiračním úsilí proti záklopce uzavřené u úst. Změny nacházíme při plicní hyperinflaci. Tlak bývá snížen při únavě dechových svalů. Vyšetření je indikováno u nemocných s podezřením na myopatii, nervosvalové poruchy, při špatném stavu výživy (muskulární dystrofie, syndrom Guillain Barré, myasthenia gravis), při dlouhodobé terapii systémovými kortikoidy. Význam má též u odvykání od umělé plicní ventilace a provádí se často spolu s měřením VC u intubovaných pacientů na lůžku. Metodu upřesňuje stanovení uzávěrového tlaku ($P_{0,1}$) (kPa) měřeného při uzávěru dechových cest na počátku inspiračního během 100 ms. Parametr je ukazatelem aktivity respiračních center (centrálního inspiračního podnětu). Metoda u nás není příliš rozšířena, nejednoznačně hodnoceny jsou stávající náležitě hodnoty (Kolek, 2014).“

Aktuální přehled testování síly respiračních svalů z databáze UpToDate indikace k vyšetření takto rozšiřuje a specifikuje:

- Symptomy restrikce při spirometrickém vyšetření: nízký FEV₁, snížená FVC, normální poměr FEV₁/FVC a zároveň snížená TLC s podezřením na slabost dechových svalů.
- Nízká VC s podezřením na slabost dechových svalů.
- Nízký MVV manévr s podezřením na slabost dechových svalů.
- Vyhodnocení dosavadního vývoje a budoucí prognózy slabosti dechových svalů (Moxham, 2013).

Alternativou k těmto testům je **SNIP** (sniff nasal inspiratory pressure , tj. nosní nádechový inspirační tlak). Je využíván především pro svou jednoduchost a u pacientů se svalovou slabostí faciální oblasti (např. bulbární etiologie). Do jedné nosní dírky je zaveden neprodyšný tampon, jímž prochází tenký katetr s napojením na detektor tlaku. Pacient je vyzván, aby usilovně nasál volnou nosní dírkou jako když čichá. Tlak naměřený v uzavřené nosní dírce je indikátorem síly inspiračních svalů.

SNIP má silnou korelaci s transdiafragmatickým tlakem i s P_Imax. Informaci o síle expiračních svalů tento test nepodává. Klinická data existují pro pacienty s amyotrofickou laterální sklerózou: SNIP méně negativní než -40 cm H₂O je rizikovým faktorem pro spánkovou hypoxemii (Moxham, 2013).

Existují i **invazivní varianty** měření síly dechových svalů. Jejich výhodou je větší přesnost, nevýhodou naopak technická náročnost a velký diskomfort pro testovaného jedince. Síla nádechových svalů je měřena pomocí esofageálního tlaku nebo transdiafragmatického tlaku. Do esofagu (respektive esofagu a žaludku) je zaveden balonkový katetr, na nějž působí při nádechovém manévru změny tlaků. Síla výdechových svalů je odečítána gastrickým balonkovým katetrem během maximálního usilovného manévru kašle (Evans, 2009; Moxham, 2013).

6.2 Průběh měření P_Imax a P_Emax

Výhodou měření je jeho jednoduchost, nezbytná je však aktivní spolupráce testované osoby. Klasicky se tyto tlaky měří v pozici sedu nebo klidného stoje. Proband má na nose nasazenu klipsu, náústek spirometru obejme rty a pro větší stabilitu jej stiskne mezi zuby (Evans, 2009).

P_Imax je měřen během maximálního nádechu ústy proti uzavřené cloně spirometru. Jedná se tedy o **Müllerův manévr** a lze jej provést na úrovni FRC nebo RV. P_Emax je měřen během maximálního výdechu ústy proti uzavřené cloně spirometru. Zde se jedná o **manévr Valsalvův** a rovněž jej lze provést na úrovni FRC nebo RV. Měření se opakuje 3-krát až 5-krát, abychom získali 3 hodnoty lišící se maximálně o 20 %. k následnému zprůměrování (Moxham, 2013; Windisch, 2004).

Oba tlaky lze měřit ve dvou variantách: **peak pressure** (vrcholový tlak) nebo **plateau pressure** (plató tlak). Vrcholový tlak je nejvyšší dosažená hodnota tlaku během daného dechového manévru, jakkoli krátce bylo této hodnoty dosaženo. Plató tlak je definován podmínkou, že musí být stabilně udržen po určitou dobu. Jedná se obvykle o 0,5 s; 1 s až 1,5 s. Plató tlak je některými autory propagován pro svou předpokládanou větší spolehlivost (např. Moxham, 2013). Studie Widische et al. z roku 2004 se tímto problémem podrobně zabývala na 533 probandech. Jejím závěrem je, že hodnoty plató tlaku odpovídají zhruba 82-86,3% vrcholového tlaku a oba tlaky jsou tak srovnatelně relevantní pro určování síly respiračních svalů.

Referenční hodnoty jsou sporným bodem a tedy i neutuchajícím námětem spirometrických výzkumů. Vždy je třeba zvažovat níže uvedené vlivy, které nemusely být v referenčních hodnotách zohledněny (Stanojevic et al., 2010).

6.3 Vlivy spoluurčující výsledné hodnoty P_Imax a P_Emax

Hodnoty maximálních respiračních tlaků u zdravých jedinců jsou ovlivňovány souborem více faktorů. Mezi nejvýznamnější patří věk, výška a váha.

Věk je nepochybný negativní prediktor P_Imax u obou pohlaví. U mladších dospělých tato souvislost nebyla prokázána. Snižování hodnot P_Imax v souvislosti s věkem je statisticky pozorováno až po 35. roce života (Sclauser Pessoa, 2014).

Muži dosahují obecně vyšších hodnot P_{Imax} než ženy. Rozsáhlá studie s 533 probandy, The Baltimore Longitudinal Study of Ageing, udává u mužů o 30 % vyšší P_{Imax}. Tento rozdíl mezi pohlavími byl patrný všech věkových skupinách s věkovými průměry od 30 do 80 let (Harik-Khan, 1998).

Tatáž studie poukazuje na vztah mezi P_{Imax} a tělesnou výškou. Byl nalezen pouze u žen, jakožto negativní prediktor P_{Imax}. Ze dvou žen se stejnou tělesnou hmotností tak vyšší z nich dosahuje nižších hodnot P_{Imax}.

Zajímavé souvislosti s tělesnou hmotností přináší výzkum z roku 2012: u 30-ti morbidně obézních žen (BMI cca 44 kg/m²) byly naměřeny vyšší hodnoty P_{Imax} než u kontrolní skupiny (BMI cca 22 kg/m²). U P_Emax tento vztah nebyl prokázán (Pazzianotto-Forti, 2012).

V neposlední řadě ovlivňuje sílu respiračních svalů jejich trénovanost. Hráči na trubku musí překonávat velké expirační tlaky. Vzpěrači jsou zvyklí koordinovat extrémně vysoký nitrobřiší tlak s respiračními pohyby, vykazují tedy vyšší hodnoty P_{Imax} (Kolář, 2009b).

Maximální respirační tlaky závisí rovněž na pozici testovaného. P_{Imax} i P_Emax jsou vyšší v napřímeném sedu než v supinační a semi-supinační pozici (Costa, 2014) Uváděna je též hypotéza o uplatnění Frank-Starlingova zákona o výchozím protažení svalu (Evans, 2009; Costa, 2014).

U skupiny kuřáků ve věku 15-18 let byly naměřeny významně nižší hodnoty obou maximálních respiračních tlaků (Tantisuwat, 2014).

P_{Imax} je nejvyšší při měření na úrovni RV, nejnižší při měření na úrovni TLC (nepoužívá se). Varianta měření při FRC se od varianty při RV liší jen o 16% nižšími výsledky (Evans, 2009).

7 CÍLE A HYPOTÉZY

V rámci této studie byly naměřeny okluzní tlaky PI_{max} a PE_{max} u skupiny 21 zdravých probandů ve věku 20-26 let. Byly srovnány okluzní tlaky naměřené ve stoji a okluzní tlaky naměřené ve vodním prostředí při splývání v leže na zádech bez pevné opory. Vycházíme z faktu, že respirační svaly, zejména bránice, plní funkci respirační i posturální. Předpokládáme, že v závislosti na přítomnosti či nepřítomnosti reálného *punctum fixum* (stoj versus splývání) se tyto funkce proměňují.

Cílem této práce je zjistit, do jaké míry se mění síla nádechových a výdechových svalů v těchto dvou posturálně zcela odlišných situacích a rozebrat příčiny.

7.1 Hypotéza 1

H1₀: Hodnota PI_{max} naměřená při splývání v leže na zádech bez pevné opory ve vodním prostředí je stejná jako hodnota PI_{max} naměřená ve stoji na pevné podložce.

H1_A: Hodnota PI_{max} naměřená při splývání v leže na zádech bez pevné opory ve vodním prostředí se významně liší od hodnoty PI_{max} naměřené ve stoji na pevné podložce.

7.2 Hypotéza 2

H2₀: Hodnota PE_{max} naměřená při splývání v leže na zádech bez pevné opory ve vodním prostředí je stejná jako hodnota PE_{max} naměřená ve stoji na pevné podložce.

H2_A: Hodnota PE_{max} naměřená při splývání v leže na zádech bez pevné opory ve vodním prostředí se významně liší od hodnoty PE_{max} naměřené ve stoji na pevné podložce.

7.3 Hypotéza 3

H3₀: Hodnota PI_{\max} naměřená ve vodním prostředí nekoreluje s hodnotami *mean COG velocity sway EO* nebo *mean COG velocity sway EC* (průměrná rychlost výchylek těžiště, oči zavřené nebo otevřené).

H3_A: Hodnota PI_{\max} naměřená ve vodním prostředí koreluje s hodnotami *mean COG velocity sway EO* nebo *mean COG velocity sway EC*.

7.4 Hypotéza H4

H4₀: Hodnota PE_{\max} naměřená ve vodním prostředí nekoreluje s hodnotami *mean COG velocity sway EO* nebo *mean COG velocity sway EC* (průměrná rychlost výchylek těžiště, oči zavřené nebo otevřené).

H4_A: Hodnota PE_{\max} naměřená ve vodním prostředí koreluje s hodnotami *mean COG velocity sway EO* nebo *mean COG velocity sway EC*.

8 METODIKA

8.1 Charakteristika skupiny

Pro účely našeho měření bylo shromážděno 21 zdravých probandů ve věku 20 – 26 let. Z toho 8 žen a 13 mužů. V tomto výběru probandů nebyla u žádného jedince přítomna porucha ovlivňující rovnováhu (ověřeno testem Modified CTSIB, viz níže) či významná porucha ovlivňující dýchání. V anamnéze a orientačním vyšetření jsme se soustředili především na podchycení případného astma bronchiale, deformit hrudníku, bolestivých afekcí a kardiovaskulárních chorob.

Průměrný věk: 24,43 let

Průměrná výška: 178,29 cm

Průměrný BMI (Body Mass Index): 22,86

8.2 Přístroje

8.2.1 Spirometr

Pro určení síly dechových svalů bylo použito spirometrické vyšetření maximálních respiračních tlaků přístrojem Mastercope Jaeger spirometr (verze 4.67, Jaeger, VIASYS, Würzburg, Germany). Do zadávacího protokolu byl uveden věk, pohlaví, váha a výška probanda a údaj, zda je kuřák či nikoliv. Před vyšetřením jednotlivých subjektů byl spirometr kalibrován kalibrační pumpou o objemu 1 l.

8.2.2 Balance Master

Měření posturální stability bylo provedeno přístrojem Balance Master s využitím testu Modified CTSIB (Clinical Test of Sensory Integration and Balance). Jedná se o měření výchylek mean *COG velocity sway* (průměrná rychlost výchylek těžiště) ve stoji na pevné podložce a ve stoji na labilní pěnové podložce. Zadávací protokol zohledňoval věk a výšku testované osoby.

8.3 Postup měření maximálních okluzních tlaků

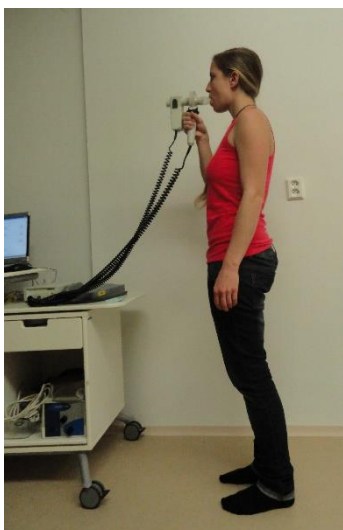
Každý maximální okluzní tlak byl naměřen 3x po sobě s pauzou cca 10 sekund mezi měřeními. Získané hodnoty byly automaticky zprůměrovány. Mezi měřeními jednotlivých tlaků byla stanovena pauza minimálně 10 min, kvůli možnému vlivu unavitelnosti respiračních svalů.

8.3.1 Měření ve stoji na pevné podložce:

Proband zaujal pozici klidného stoje s chodidly na šíři pánve. Na nos mu byla umístěna speciální klipsa. Poté byl vyzván, aby do jedné ruky uchopil spirometr, vložil jej náústkem do úst, stisknul mezi zuby a pevně objal rty.

8.3.2 Měření v bazénu:

Při tomto měření bylo třeba jedné asistující osoby navíc. Asistent držel spirometr testovanému jedinci u úst tak, aby nedošlo ke kontaktu vody s přístrojem a aby nebylo vytvořeno pevné punctum fixum na náústku. Probandovi byla v pozici na zádech podložena ramena a týl podlouhlým pěnovým plovákem. V případě, že nebyl schopen takto splývat, bylo stejným způsobem přidáno nadlehčení kolen. Poté byl vyzván, aby se nikde neopíral a ničeho se nechytal. I zde byl probandovi na nos umístěn speciální kolíček a ústy uchopil spirometr přidržovaný asistentem. Teplota vody v bazénu byla 32°C.



Obrázek 8: Měření ve stoji



Obrázek 7: Měření ve vodním prostředí

8.3.3 Pokyny

Testovaný jedinec byl nejprve vyzván ke klidnému dýchání ústy do spirometru s otevřenou záklopkou přístroje. Po ustálení klidného dechového cyklu provedl:

Pro P_Imax - Hluboký nádech, poté rychlý maximální výdech až do fáze plateau, kde byla zavřena záklopka spirometru a proband byl slovně motivován k maximálnímu nádechu proti odporu po dobu 3-5 sekund.

Pro P_Emax – Hluboký výdech, poté rychlý maximální nádech až do fáze plateau, kde byla zavřena záklopka spirometru a proband byl slovně motivován k maximálnímu výdechu proti odporu po dobu 3-5 sekund.

8.4 Postup měření na Balance Masteru

Probandi byli před naměřením maximálních okluzních tlaků vyšetřeni testem CTSIB (Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance) na přístroji Balance Master. Tímto organizačním pořadím jsme předešli případnému vlivu unavitelnosti respiračních svalů na posturální stabilitu, který již byl experimentálně prokázán (Janssens et al., 2010).

Testovaný jedinec byl vyzván, aby se bosými ploskami postavil na stabilometrickou plošinu dle značek a v klidném stoji hleděl do dále před sebe. Měření bylo provedeno třikrát s otevřenýma a třikrát se zavřenýma očima. Poté byla na plošinu umístěna balanční pěna, na kterou se postavil proband, a postup byl opakován. Pro potřeby této studie jsme statisticky použili pouze hodnoty *mean COG sway velocity* na pěnové podložce. Ostatní hodnoty byly využity pro detekci případných odchylek posturální stability, která by probanda stavěla mimo normu.

8.5 Statistika

Ke statistickému zpracování byl zvolen program QCExpert. Data byla porovnána párovým t-testem. Tento test bývá nejčastěji využíván pro porovnání výsledků dvou různých skupin. Zde byl však využit pro porovnání dvou různých situací – měření před změnou a po změně. Řeší tedy, zda daná změna měla na výsledky vliv. V tomto případě tedy t-testem neporovnáváme 2 skupiny probandů, ale jedinou skupinu ve dvou posturálně odlišných situacích. Podmínky použití párového t-testu byly splněny (jmenovitě normalita dat, shoda rozptylu, nezávislost dat). Pro zadané hypotézy byla aplikována testovací hladina významnosti $p = 0,05$.

9 VÝSLEDKY

9.1 Spirometrie

Vyšetření maximálních ústních respiračních tlaků (PE_{max} a PI_{max}) bylo provedeno přístrojem MasterScope Jeager Spirometer pomocí testu Respiratory drive/muscle strength. Naměřené tlaky (v jednotkách kPa) byly softwarem automaticky porovnávány s náležitými hodnotami vzhledem k pohlaví, výšce, váze, věku a kuřáckému statusu měřeného jedince. Výsledné hodnoty tlaků jsou vyjádřeny v procentech náležité hodnoty.

9.1.1 Hodnoty maximálního ústního nádechového tlaku - P_Imax

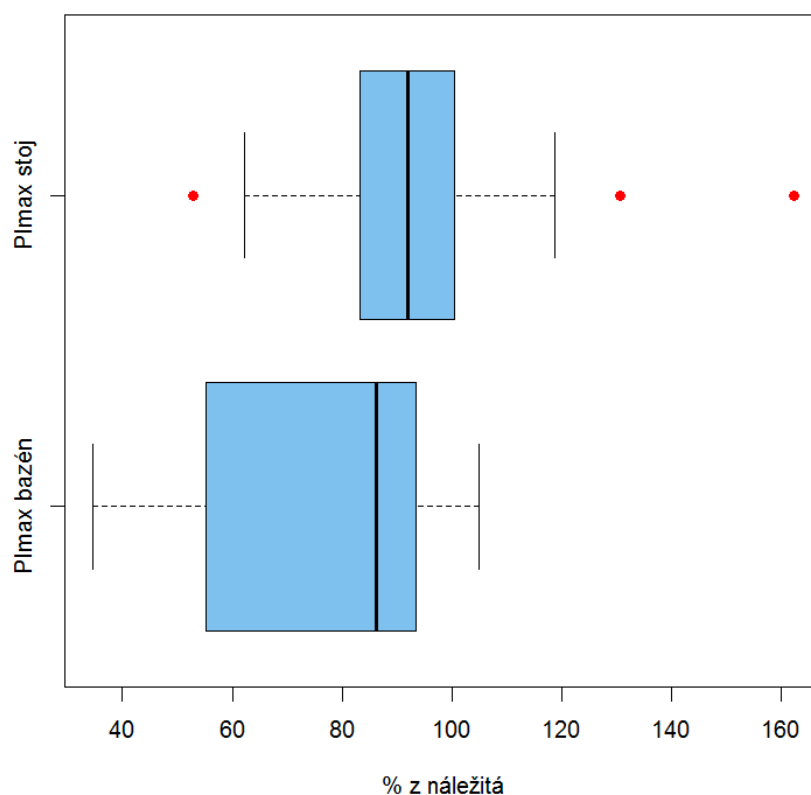
Níže uvedená tabulka shrnuje hodnoty P_Imax každého jedince v obou posturálních situacích. V každé situaci bylo měření opakováno minimálně třikrát pro získání tří hodnot lišících se navzájem max. cca o 20%. Z těchto údajů software vypočítal relevantní hodnotu. Hodnoty uvádíme v kPa a v % normy.

n	P _I max stoj			P _I max bazén			↑↓
	nál. (kPa)	naměř. (kPa)	% z nál.	nál. (kPa)	naměř. (kPa)	% z nál.	
1	10,60	10,57	99,70	10,60	7,94	74,80	↓
2	10,72	9,85	91,90	10,72	9,27	86,50	↓
3	10,66	8,99	84,40	10,66	9,99	93,70	↑
4	10,60	10,66	100,50	10,60	8,48	80,00	↓
5	10,60	8,08	76,20	10,60	5,41	51,00	↓
6	10,66	6,64	62,30	10,66	5,79	54,30	↓
7	10,66	10,45	98,00	10,66	5,89	55,30	↓
8	7,38	4,86	65,90	7,38	6,80	92,20	↑
9	7,05	7,53	106,80	7,05	6,18	87,70	↓
10	10,66	5,64	52,90	10,66	5,52	51,70	↓
11	10,60	8,82	83,20	10,60	9,14	86,20	↑
12	10,66	10,35	97,10	10,66	9,96	93,40	↓
13	10,60	9,61	90,60	10,60	5,07	47,80	↓
14	7,05	9,21	130,60	7,05	7,40	104,90	↓
15	7,19	8,54	118,70	7,19	6,72	93,50	↓
16	10,72	10,28	95,90	10,72	3,71	34,60	↓
17	7,10	6,33	89,20	7,10	4,10	57,70	↓
18	7,15	6,29	88,10	7,15	7,42	103,90	↑
19	6,96	11,30	162,30	6,96	6,51	93,50	↓
20	10,66	7,85	73,60	10,66	6,06	56,80	↓
21	7,15	8,49	118,80	7,15	7,33	102,60	↓
SH			94,60			73,82	↓
SO			24,484			26,46	

Tabulka 1: nál. = náležitá, naměř. = naměřená, SH = střední hodnota, SO = směrodatná odchylka

Popisná statistika naměřených hodnot	P _I max stoj (kPa)	P _I max bazén (kPa)
Střední hodnota	8,588	6,890
Směrodatná odchylka	1,830	1,775
Rozptyl	3,347	3,149

Tabulka 2: Popisná statistika P_Imax



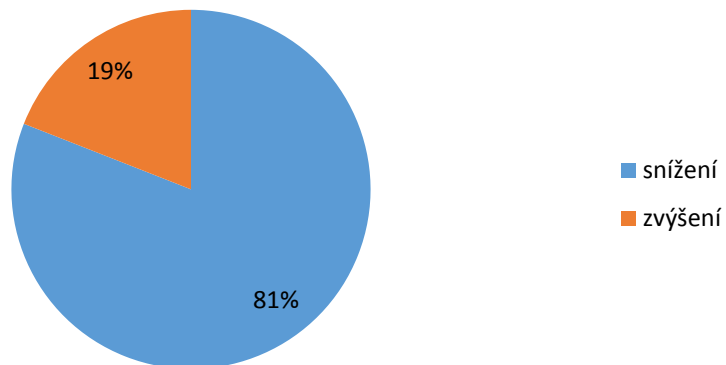
Graf 1: Grafické znázornění rozložení hodnot PI max (na ose x vyjádřené v % náležité hodnoty), naměřených ve dvou posturálních situacích

9.1.2 Změny hodnot PI max: stoj versus vodním prostředí

Při testování změny hodnoty PImax při přechodu ze stoje na pevné podložce do splývání v supinační pozici byly nalezeny statisticky významné rozdíly ($p=0,0009$; $p\leq 0,05$). PI max ve vodním prostředí je významně menší než PI max ve stoji.

Jsou zde zároveň přítomny dva trendy: u většiny probandů (81%, tj. 17 jedinců) došlo ke snížení PImax ve vodním prostředí. U menší části (19%, tj. 4 jedinci) se však PImax ve vodním prostředí zvýšilo. Konormal tenkrétní hodnoty jsou uvedeny v Tabulce 1, rozložení trendů v Grafu 2.

Srovnání P_{lmax} stoj a P_{lmax} bazén



Graf 2: Dva trendy změny P_{lmax} při přechodu ze stoje do vodního prostředí.

snížení	17
zvýšení	4

9.1.3 Hodnoty maximálního ústního výdechového tlaku - PEmax

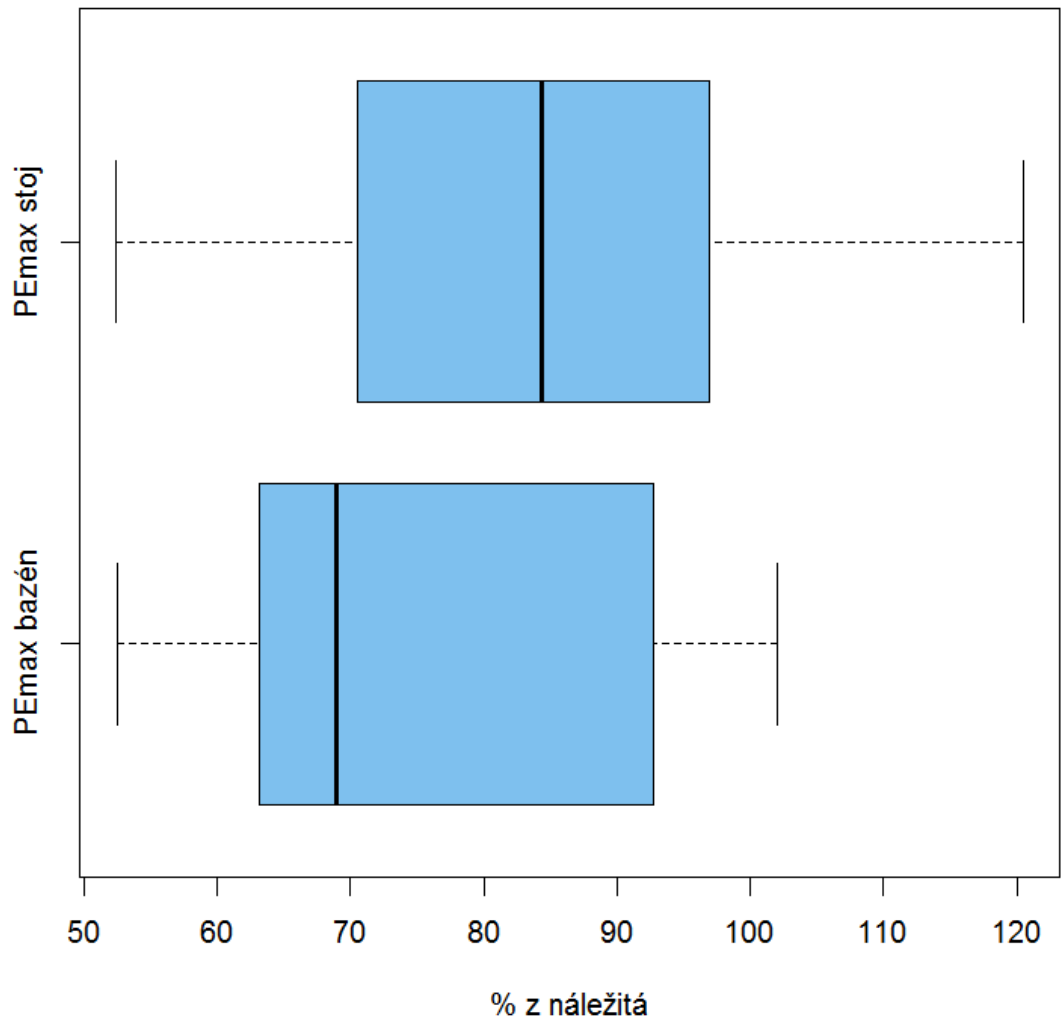
Níže uvedená tabulka shrnuje hodnoty PEmax každého jedince v obou posturálních situacích. V každé situaci bylo měření opakováno minimálně třikrát pro získání tří hodnot lišících se navzájem max. cca o 20%. Z těchto software vypočítal relevantní hodnotu. Hodnoty uvádíme v kPa a v % normy.

n	PEmax stoj			PEmax bazén			↑↓
	nál. (kPa)	naměř. (kPa)	% z nál.	nál. (kPa)	naměř. (kPa)	% z nál.	
1	14,59	14,31	98,10	14,59	10,06	69,00	↓
2	14,66	10,20	68,30	14,66	7,69	52,50	↓
3	14,62	9,15	62,60	14,62	10,98	75,10	↑
4	14,59	12,41	85,10	14,59	10,59	72,60	↓
5	14,59	10,74	73,70	14,59	9,11	62,40	↓
6	14,62	9,80	67,00	14,62	9,25	63,20	↓
7	14,62	13,13	89,80	14,62	9,34	63,90	↓
8	9,46	9,17	96,90	9,46	5,19	54,90	↓
9	9,02	8,85	98,10	9,02	8,36	92,70	↓
10	14,62	7,66	52,40	14,62	9,35	64,00	↑
11	14,59	10,28	70,50	14,59	9,60	65,80	↓
12	14,62	10,60	68,80	14,62	9,24	63,20	↓
13	14,59	13,93	95,50	14,59	12,03	82,50	↓
14	9,02	7,60	84,30	9,02	8,71	96,60	↑
15	9,21	11,10	120,50	9,21	9,39	102,00	↓
16	14,66	11,48	78,30	14,66	7,88	53,80	↓
17	9,09	7,60	83,60	9,09	7,79	85,70	↑
18	9,15	8,77	95,80	9,15	9,20	100,60	↑
19	8,90	10,54	118,50	8,90	8,79	98,80	↓
20	14,62	11,05	75,60	14,62	9,36	64,00	↓
21	9,15	9,47	103,50	9,15	8,96	98,00	↓
SH			85,09			75,30	↓
SO			17,84			16,91	

Tabulka 3: : nál. = náležitá, naměř. = naměřená, SH = střední hodnota, SO = směrodatná odchylka

Popisná statistika naměřených hodnot	PEmax stoj (kPa)	PEmax bazén (kPa)
Střední hodnota	10,373	9,089
Směrodatná odchylka	1,925	1,363
Rozptyl	3,704	1,856

Tabulka 4: Popisná statistika Pemax

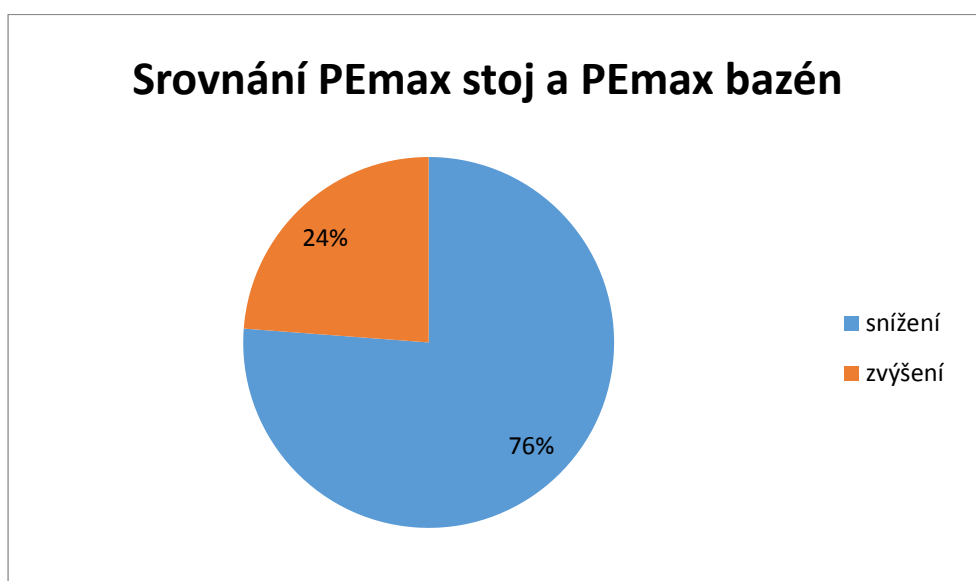


Graf 3: Grafické znázornění rozložení hodnot PE max (na ose x vyjádřené v % náležitě hodnoty), naměřených ve dvou posturálních situacích

9.1.4 Změny hodnot PEmax: stoj versus vodní prostředí

Při testování změny hodnoty PEmax při přechodu ze stoje na pevné podložce do splývání v supinační pozici byly nalezeny statisticky významné rozdíly ($p=0,0076$; $p\leq 0,05$). PEmax ve vodním prostředí je významně menší než PEmax ve stoji.

Jsou zde zároveň přítomny dva trendy: u většiny probandů (81%, tj. 16 jedinců) došlo ke snížení PEmax ve vodním prostředí. U menší části (24%, tj. 5 jedinců) se však PEmax ve vodním prostředí zvýšilo. Konkrétní hodnoty jsou uvedeny v Tabulce 3, rozložení trendů v Grafu 4.



Graf 4: Dva trendy změny PEmax při přechodu ze stoje do vodního prostředí.

snížení	16
zvýšení	5

9.2 Měření posturální stability a hodnoty P_Imax/P_Emax

Všichni probandi byli vyšetřeni testem CTSIB na přístroji Balance Master. Žádný nevykazoval odchylky v posturální stabilitě, které by jej stavěly mimo normu. Hodnoty *mean COG velocity sway* (průměrná rychlost výchylek těžiště) na pěnové labilní podložce (varianta otevřené i zavřené oči) byly použity pro testování korelací s hodnotami P_Imax a P_Emax ve vodním prostředí. Nebyly nalezeny korelace mezi hodnotami *mean COG velocity sway* a hodnotami P_Emax/P_Imax.

9.2.1 Korelace P_Imax a *mean COG velocity sway*

Korelační koeficient	Foam EO	Foam EC
PI max bazen % z náležitá	0,3229553247	0,0983462756

Tabulka 5: Korelační koeficienty P_Imax. Foam EO = labilní pěnová podložka (otevřené oči), Foam EC = labilní pěnová podložka (zavřené oči)

9.2.2 Korelace P_Emax a *mean COG velocity sway*

korelační koeficient	Foam EO	Foam EC
PE max bazen % z náležitá	0,0984049895	-0,2210695567

Tabulka 6: Korelační koeficienty P_Emax. Popisky jako Tabulka 5

10 DISKUSE

10.1 Diskuse k teoretické části a metodice

Téma ovlivnění síly respiračních svalů v závislosti na změně posturálních podmínek je relativně nové a neprozkoumané. Podle našich nálezů žádná z dostupných experimentálních prací neřeší vliv úplné ztráty punctum fixum na sílu dechových svalů. Námí citované práce se této konkrétní problematice dotýkají jen nepřímo: některé studie řeší vliv pozice těla na P_Imax a P_Emax, jiné vliv ponoření do vodního prostředí, avšak s oporou dolních končetin (viz Costa, 2014; respektive Andrade, 2013).

Zatímco první typ výzkumu uvažuje různé pozice těla, avšak nikdy s vlivem vodního prostředí nebo vlivem ztráty opory, druhý typ výzkumu neuvažuje změny polohy těla. V naší rešerši jsme proto shromáždili všechny dostupné relevantní údaje o síle respiračních svalů, posturálně-respirační funkci, měření P_Emax a P_Imax a faktorech, které jejich hodnoty ovlivňují. Na základě těchto poznatků jsme vytvořili hypotézy o vlivu punctum fixum na výši maximálních respiračních tlaků a vytvořili jsme vlastní metodiku výzkumu.

Tato **metodika** byla následující: P_Imax a P_Emax jsme nejprve změřili ve vzpřímeném stoji na pevné podložce – tedy v pozici pro člověka druhově specifické a zcela přirozené. Punctum fixum, respektive bod opory se nacházel na ploskách probanda. Poté jsme změřili oba tlaky ve vodním prostředí (bazén, teplota vody 32 °C) v pozici splývání v leže na zádech s nadlehčením plováky, ale bez pevné opory, tedy s vyloučením punctum fixum.

Jistě existují i alternativy k této „bez-oporové“ posturální situaci: například stav beztlíže (pro nás technicky neproveditelný), nebo stoj na labilní ploše. Při stoji na labilní ploše však opora není zcela odstraněna, je jen destabilizována, a nebyla proto vhodná pro náš konkrétní výzkumný záměr.

K měření ve vodě jsme zvolili horizontální pozici, protože nejlépe vylučuje možnost opory (vysocí jedinci by v rehabilitačním bazénu dosáhli na dno) a také proto, že snižuje vliv hydrostatického tlaku na hlouběji ponořené části těla.

Do diskuse k našemu rozhodnutí přidáváme tyto poznatky: Andrade et al. ve studii z roku 2013 udávají snížení P_{Imax} ve stoji při ponoru po klavikuly oproti stoji na souši. P_{E_{max}} se v těchto dvou situacích prakticky neliší. Svůj nálezn vysvětlují působením hydrostatického tlaku, který měl omezit možnost rozpínání hrudního koše při nádechu. Domníváme se však, že významné restriktivní působení hydrostatického tlaku v hloubce cca do 50 cm (od klavikul po pás) je velmi sporné. Pokud by totiž v případě omezujícího vlivu na P_{Imax} opravdu významné bylo, mělo by mít i facilitační účinky pro výdech a pozitivně tak ovlivnit P_{E_{max}}. To se však nestalo. Vyvozujeme proto, že na změnách P_{Imax} při stoji ve vodě (ponor po klavikuly) se musely podílet jiné vlivy: zde uvažujeme o působení vztlakové síly, která nadlehčila jednotlivé tělesné segmenty a narušila tak opěrný řetězec vedoucí k plosce nohy, což zhoršilo posturální podmínky pro inspirační zapojení bránice. Takové vysvětlení podporuje naši hypotézu o úloze punctum fixum při maximálním výkonu dechových svalů.

Ohledně problematiky pozice těla a P_{E_{max}}/P_{Imax} zde musíme citovat některá - pro náš výzkum problematická - fakta: Studie na zdravých probandech z roku 2014 porovnávala hodnoty P_{Imax}/P_{E_{max}} v sedu, polosedu a v leže na zádech. Čím byla pozice trupu vertikálněji, tím byly hodnoty obou tlaků vyšší. Uvedená vysvětlení jsou: 1) ztížené zapojení akcesorních nádechových svalů v supinační pozici (m. sternocleidomastoideus, mm. parasternales), 2) nepříznivý tlak břišních orgánů na bránici v supinační poloze (viz Obrázek 4)

V důsledku výše uvedeného dodáváme, že náš výzkum je pouze pilotní a navrhujeme jej rozšířit:

1) o srovnání maximálních respiračních tlaků v supinační pozici na pevné podložce *versus* supinačním splývání ve vodním prostředí,

2) o srovnání maximálních respiračních tlaků ve stoji na pevné podložce *versus* při vertikálním plování v bazénu.

V kombinaci s výsledky naší studie by takto byly získány komplexní informace o vlivu punctum fixum a vlivu polohy na sílu respiračních svalů.

Zajímavé prolínání tematiky respirační a posturální jsme našli u Valsalvova a Müllerova manévru. Valsalvův manévr (jakožto odporově výdechový manévr) odpovídá technice měření PEmax. PEmax nebývá v námi citovaných studiích zmiňováno zdaleka tak často, jako PImax. Pokud je PEmax rozebíráno, pak spíše v kontextu posturálním a stabilizačním, nikoliv respiračním (např. Kolář, 2009b)

Müllerův manévr (odporově nádechový manévr) je obdobou měření PImax. V kapitole o Müllerově manévru jsme nemohli přinést ani zdaleka tolik mechanických souvislostí jako u Valsalvova manévru, protože není součástí přirozené lidské stabilizační motoriky. PImax je však považován za významný ukazatel síly vitálně důležitých inspiračních svalů a je proto často analyzován ve studiích s respirační tematikou. Celkově je PImax zmiňován mnohem častěji, než PEmax. Podle našeho pozorování v mnoha dostupných výzkumech tedy stále přetrvává oddělování problematiky respirační a posturální.

Na závěr je třeba zmínit **vliv jemných individuálních rozdílů** v dechové mechanice různých jedinců. Už samotné sklony k blokádam obratlů mohou mít zásadní vliv na sílu respiračních svalů dané osoby. Studie z roku 2013 provedla pokus na 59 zdravých univerzitních studentech. Tři skupiny byly ošetřeny manipulací obratle C3, Th12 nebo obou segmentů do rotace, čtvrtá skupina byla ošetřena placebo-terapií, tedy mobilizací kotníku. Výsledky ukázaly, že mobilizace obratle C3 nebo v kombinaci s mobilizací Th12 **významně zvýšily hodnoty maximálního inspiračního i expiračního tlaku.**

10.2 Diskuse k posturální stabilitě

Námi předpokládaný vztah mezi opěrnou funkcí (punctum fixum) a silou respiračních svalů s sebou nese i souvislosti s posturální stabilitou. Existuje několik výzkumů, které popisují účinky dýchacích pohybů na výchylky COP (center of pressure). Jejich nálezy se velmi podobají: dechový cyklus působí výchylky COP ve stoji i v sedě, přičemž tyto výchylky přibližně odpovídají dechovému rytmu (Grimstone, 2003; Hodges, 2005; Kuczynski, 2008).

Pomocí EMG bylo vyhodnoceno, že k největší pohybové kompenzaci těchto výchylek dochází v oblasti kyčlí a lumbosakrálního přechodu (Grimstone, Hodges; 2003). Proto když bylo zjištěno, že v pozici sedu jsou dechové výchylky větší než ve stoji, byl učiněn logický závěr, že zde chybí kompenzační pohybová účast několika segmentů: účinky dechových exkurzí jsou přes abdominální krajinu a pánev přímo přenášeny na měřicí plošinu pod sedacími hrboly (Schmid, 2004).

Zajímavá je prokázaná souvislost mezi stupněm uzavření glottis a výchylkami COP ve stoji. Bylo zjištěno, že při částečně uzavřené glottis jsou výchylky COP menší než při glottis úplně otevřené nebo naopak úplně uzavřené (Massery, 2013). Vzhledem k reflexním vztahům mezi glottis a bránicí se můžeme domnívat, že analogické nálezy na výchylkách COP by mohly být učiněny i v různých koordinačně-aktivačních stavech bránice.

Jako poslední je třeba uvést zcela jasný průkaz vlivu únavy inspiračních svalů na posturální stabilitu (výchylky COP). Po jejich cíleně navozené únavě dochází ke zvýšení výchylek COP (Jannssens, 2010). S ohledem na tento fakt jsme mezi měření ve stoji a ve vodním prostředí zařazovali 10-ti minutovou pauzu. Je třeba podotknout, že drtivá většina našich probandů byla nejprve změřena v bazénu a až potom ve stoji. Vzhledem k tomu, že statisticky byly zjištěny lepší výsledky P_Imax/P_Emax právě ve stoji, usuzujeme, že se nám podařilo vliv únavy respiračních svalů vyloučit.

Pro naši práci jsme z výše uvedených souvislostí vyvodili hypotézu o souvislosti hodnot P_Imax (resp. P_E max) ve vodním prostředí s hodnotami *mean COG velocity sway* ve stoji na balanční pěnové podložce. Chtěli jsme tak ozřejmit, zda spolu souvisí probandova posturální reakce na zhoršení punctum fixum ve stoji s jeho hodnotami P_Imax/P_Emax v situaci bez punctum fixum.

10.3 Hypotéza 1 – P_Imax ve dvou různých situacích

P_Imax je tlak vypovídající o síle inspiračních svalů, tedy síle bránice a svalů pomocných. Porovnávali jsme tento parametr v posturální situaci klidného stoje na pevné podložce a v posturální situaci supinačního splývání ve vodním prostředí bez opory.

Naše hypotéza, že P_Imax se v reakci na jinou posturální situaci změní, byla potvrzena. **Výsledek je statisticky významný (p=0,0009; p≤0,05)**. P_I max ve vodním prostředí bez opory byl v rámci skupiny menší, než P_I max v klidném stoji.

Tento výsledek vysvětlujeme především zhoršením posturálních podmínek pro zapojení bránice a auxilárních nádechových svalů. Absence jakékoliv opory těla (reálného *punctum fixum*) mohla způsobit narušení uzavřeného kinematického řetězce tvořícího „dechovou oporu“ v klidném stoji. Bránice tak přišla o část své silové výkonnosti. Musíme však brát v úvahu i rozdíl v pozici těla probanda: horizontální supinační poloha totiž také negativně ovlivňuje P_Imax (Costa, 2014).

Obzvláště zajímavým nálezem je **přítomnost dvou různých reakcí P_Imax** v rámci skupiny. Většina probandů ve vodním prostředí reagovala snížením P_Imax oproti stoji. Přibližně čtvrtina probandů však reagovala zcela opačně, tedy zvýšením P_Imax oproti stoji. Není jasné, na jakém podkladě tato odlišnost vzniká. Je možné, že svou úlohu hrál zvýšený eustres z abnormální posturální situace, vyloučit nemůžeme ani jemné odlišnosti v dechovém vzoru těchto jedinců (da Silva, 2013). Podotýkáme, že jen ve 2 z 5-ti případů se jedná o ty jedince, kteří měli stejnou (tedy pozitivní) reakci P_Emax na situaci ve vodním prostředí.

Během měření byli probandi slovně motivováni k maximálnímu výkonu. Nelze však vyloučit vliv jejich subjektivního nepříjemného pocitu na výsledné hodnoty P_Imax. Měření P_Imax, jakožto obdoba Müllerova manévru, vyvolává podtlak v dýchacích cestách, čímž vzniká i podtlak v Eustachově trubici, který je vnímán velmi nepříjemně.

10.4 Hypotéza 2 – P_Emax ve dvou různých situacích

P_Emax je parametr vypovídající o síle expiračních svalů, tedy *mm. intercostales interni* a svalstva stěny břišní. Protože měření P_Emax odpovídá mechanismu Valsalvova manévru, informuje nás jeho hodnota i o síle tohoto stabilizačního úkonu.

Hypotéza, že dojde ke změně P_Emax v reakci na jinou posturální situaci, byla potvrzena. **Výsledek je statisticky významný, (p=0,0076; p≤0,05)**. P_Emax ve vodním prostředí byl v rámci skupiny nižší než P_Emax v klidném stoji.

I v případě PEmax jsme se však u menšiny probandů (24%), setkali s opačnou reakcí, tedy zvýšením PEmax ve vodním prostředí. Podobně jako u PImax je mechanismus tohoto efektu nejasný a pro jeho vysvětlení navrhuje zkoumat rozdíly v pohybových a dechových strategiích těchto dvou odlišně reagujících skupin.

Tento výsledek je v určitém rozporu se zkušenostmi z oboru porodnictví. Při porodu, především v druhé době porodní, bývá zapotřebí maximální síly výdechových svalů pro expulzi dítěte porodními cestami. Porody ve vodě jsou přitom vyhledávány právě pro usnadnění celého procesu, děje se tak ovšem jinými mechanismy. Urychlení je dáno zkrácením doby otevírání porodních cest a doby sestupu plodu do porodních cest. Při použití celkové izotermní nebo hypertermní koupele rodička lépe relaxuje pánevní dno a může plynule měnit polohu těla bez větší námahy (Cluett, 2013).

10.5 Hypotéza 3 a 4– Maximální respirační tlaky ve vodním prostředí a posturální stabilita na labilní ploše

Tyto hypotézy vycházely z myšlenky, že centrální nervový systém jakýkoliv pohyb předvídá a připravuje pro něj potřebné posturální zajištění, tedy punctum fixum, potažmo oporu (Kolář, 2006). Jak jsme předpokládali, tento fakt významně snížil tlaky PEmax a PImax při pokusu ve vodním prostředí, kde punctum fixum nebylo k dispozici. Probandi byli podrobeni i stabilometrickému vyšetření na labilní pěnové podložce, kde je punctum fixum (na ploskách nohou), rovněž narušeno. Hledali jsme tedy korelaci mezi výší PImax/PEmax ve vodním prostředí a hodnotami *mean COG sway velocity* ve stoji na labilní pěnové podložce.

Neprokázalo se, že by probandi s nižšími hodnotami PImax/PEmax ve vodním prostředí měli i významně související hodnoty *mean COG sway velocity*. Naše zjištění **nenasvědčují statisticky významné korelaci** mezi těmito dvěma sledovanými jevy.

10.6 Závěry a doporučení

Výsledky naší studie rozšiřují dosavadní praktické poznatky o propojení posturální a respirační funkce dýchacích svalů. Statisticky významné rozdíly ukazují, že zde **vliv přítomnosti opory na sílu respiračních svalů existuje**. Je však nutné dále prozkoumat, do jaké míry se jedná o **vliv punctum fixum, vliv vodního prostředí** nebo **vliv změny polohy těla**. Konstatně se objevující **dva různé trendy reakce P_Imax/P_Emax** na změnu posturální situace vyžadují podrobnější analýzu interindividuálních rozdílů mezi probandy.

ZÁVĚR

Maximální respirační tlaky jsou ukazateli jak dechové, tak posturální síly respiračních svalů. Tyto dvě funkce jsou od sebe v odborné literatuře a výzkumech stále často oddělovány, přestože P_Imax je obdobou Valsalvova manévru, který má významnou stabilizační úlohu v extrémně náročných posturálních situacích.

V této práci jsme experimentálně a statisticky prokázali vliv vodního prostředí bez punctum fixum na hodnoty P_Imax a P_Emax. Maximální respirační tlaky se v této situaci oproti stojící výšce významně snižují, přestože existuje i opačná reakce některých jedinců. Z výsledků vyvozujeme, že přítomnost punctum fixum má vliv na sílu dechových svalů.

Naše studie má své limity a proto navrhujeme provést další podrobná měření pro odlišení vlivu:

- Vodního prostředí
- Změny polohy těla
- Ztráty punctum fixum

Spolu s výsledky této práce by výše uvedená měření přinesla komplexní pohled na provázanost opěrné funkce a sílu dechových svalů.

REFERENČNÍ SEZNAM

BORDONI, Bruno, Nikolas P. ZANIER, CANNA, BOWMAN, R. TREMBLAY, Gerard C. PARDOEN, KAZANJY, , , et al. 2013. Anatomic connections of the diaphragm influence of respiration on the body system. *Journal of Multidisciplinary Healthcare*. (6): 281-291. DOI: 10.2147/JMDH.S45443. ISSN 1178-2390.

COSTA, Rui, Nádia ALMEIDA a Fernando RIBEIRO. 2015. Body position influences the maximum inspiratory and expiratory mouth pressures of young healthy subjects. *Physiotherapy*. 101(2): 239-241. DOI: 10.1016/j.physio.2014.08.002. ISSN 00319406. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0031940614000820>

DA SILVA, Pedro Henrique Lazarin, Daniela DE RÉ, Graziela Rayciki BEHNE, Mariana Paula VAZATTA a Alberito Rodrigo DE CARVALHO. 2013. Maximum respiratory pressure alterations after spinal manipulation. *European Journal of Physiotherapy*. 15(2): 64-69. DOI: 10.3109/21679169.2013.780096. ISSN 2167-9169. Dostupné také z: <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/21679169.2013.780096>

DE ANDRADE, Armêla Dornelas, Jader Carneiro JÚNIOR, Talita Lourdes LINS DE BARROS MELO, Catarina Souza Ferreira RATTES LIMA, Daniella Cunha BRANDÃO a Jacqueline DE MELO BARCELAR. 2014. Influence of Different Levels of Immersion in Water on the Pulmonary Function and Respiratory Muscle Pressure in Healthy Individuals: Observational Study. *Physiotherapy Research International*. 19(3): 140-146. DOI: 10.1002/pri.1574. ISSN 13582267. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1002/pri.1574>

CLUETT, Elizabeth R. a Ethel BURNS. 2013. Immersion in water in labour and birth. *Sao Paulo Medical Journal*. 131(5): 364-364. DOI: 10.1590/1516-3180.20131315T2. ISSN 1516-3180. Dostupné také z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext

DE OLIVEIRA OTTONE, Vinícius, Flávio DE CASTRO MAGALHÃES, Fabrício DE PAULA, Núbia Carelli Pereira AVELAR, Paula Fernandes AGUIAR, Pâmela Fiche DA MATTA SAMPAIO, Tamiris Campos DUARTE, Karine Beatriz COSTA, Tatiane Líliam ARAÚJO, et al. 2014-12-1. The Effect of Different Water Immersion Temperatures on Post-Exercise Parasympathetic Reactivation. *PLoS ONE*. 9(12): e113730-. DOI: 10.1371/journal.pone.0113730. ISSN 1932-6203. Dostupné také z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0113730>

DYLEVSKÝ, Ivan. 2009. Speciální kineziologie. 1. vyd. Praha: Grada, 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

EDITED BY ANNE M. GILROY, edited by Anne M. Brian R, Erik Schulte BASED ON THE WORK OF MICHAEL SCHUENKE a Jonas Broman CONSULTING EDITORS. 2013. Atlas of anatomy: Latin nomenclature. 2nd ed. New York: Thieme. ISBN 16-040-6748-9.

EVANS, JA a WA WHITELAW. 2009. The Assessment of Maximal Respiratory Mouth Pressures In Adults. *Respiratory Care*. (10).

GANONG, William F. 2005. Přehled lékařské fyziologie. 20. vyd. Praha: Galén, xx, 890 s. ISBN 80-726-2311-7.

GRIMSTONE, Sarah K. a Paul W. HODGES. 2003-7-1. Impaired postural compensation for respiration in people with recurrent low back pain. *Experimental Brain Research*. 151(2): 218-224. DOI: 10.1007/s00221-003-1433-5. ISSN 0014-4819. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-003-1433-5>

HARIK-KHAN, Raida. 1998. Determinants of maximal inspiratory pressure. The Baltimore Longitudinal Study of Aging. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. (5).

HODGES, P. W., J. E. BUTLER, D. K. MCKENZIE a S. C. GANDEVIA. 1997. Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *The Journal of Physiology*. 505(2): 539-548. DOI: 10.1111/j.1469-7793.1997.539bb.x.

HODGES, P.W., R. SAPSFORD a L.H.M. PENGEL. 2007. Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles. *Neurourology and Urodynamics*. 26(3): 362-371. DOI: 10.1002/nau.20232. ISSN 07332467. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1002/nau.20232>

JANSSENS, Lotte, Simon BRUMAGNE, Alison K. MCCONNELL, Jonas RAYMAEKERS, Nina GOOSSENS, Ghislaine GAYAN-RAMIREZ, Greet HERMANS a Thierry TROOSTERS. 2013. The assessment of inspiratory muscle fatigue in healthy individuals: A systematic review. *Respiratory Medicine*. 107(3): 331-346. DOI: 10.1016/j.rmed.2012.11.019. ISSN 09546111. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0954611112004301>

KLABUNDE, Richard E. 2014. Hemodynamics of a Valsalva Maneuvre. *Cardiovascular Physiology Concepts* [online]. [cit. 2015-04-21]. Dostupné z: <http://cvphysiology.com/Hemodynamics/H014.htm>

KOLAR, P., J. SULC, M. KYNCL, J. SANDA, J. NEUWIRTH, A. V. BOKARIUS, J. KRIZ a A. KOBESOVA. 2010. Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. *Journal of Applied Physiology*. 109(4): 1064-1071. DOI: 10.1152/jappphysiol.01216.2009. ISSN 8750-7587. Dostupné také z: <http://jap.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jappphysiol.01216.2009>

KOLÁŘ, Pavel. 2006. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 13(4).

KOLÁŘ, Pavel. 2009. Postupy respirační fyzioterapie s využitím posturálně respiračních funkcí bránice. KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, s. 255-260. ISBN 9788072626571.

KOLÁŘ, Pavel (b), J NEUWIRTH, J ŠANDA, V SUCHÁNEK, Z SVATÁ a J VOLEJNÍK. 2009. Analysis of Diaphragm Movement during Tidal Breathing and

during its Activation while Breath Holding Using MRI Synchronized with Spirometry. *Physiological research*. (58). ISSN 1802-9973.

KOLÁŘ, Pavel, Jan ŠULC, Martin KYNČL, Jan ŠANDA, Ondřej ČAKRT, Ross ANDEL, Kathryn KUMAGAI a Alena KOBESOVÁ. 2012. Postural Function of the Diaphragm in Persons With and Without Chronic Low Back Pain. *Journal of Orthopaedic*. 42(4): 352-362. DOI: 10.2519/jospt.2012.3830. ISSN 0190-6011. Dostupné také z: <http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.2012.3830>

KUCZYŃSKI, Michał a Marcin WIELOCH. 2008-01-1. Effects of Accelerated Breathing On Postural Stability. *Human Movement*. 9(2): -. DOI: 10.2478/v10038-008-0012-9. ISSN 1899-1955. Dostupné také z: <http://www.degruyter.com/view/j/humo.2008.9.issue-2/v10038-008-0012-9/v10038-008-0012-9.xml>

LEWIT, Karel. 2003. Manipulační léčba v myoskeletální medicíně. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika, 411 s. ISBN 80-866-4504-5.

MANTILLA, Carlos B. a Gary C. SIECK. 2011. Phrenic motor unit recruitment during ventilatory and non-ventilatory behaviors. *Respiratory Physiology*. 179(1): 57-63. DOI: 10.1016/j.resp.2011.06.028. ISSN 15699048. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1569904811002412>

MASSERY, M., M. HAGINS, R. STAFFORD, V. MOERCHEN a P. W. HODGES. 2013. Effect of airway control by glottal structures on postural stability. *Journal of Applied Physiology*. 115(4): 483-490. DOI: 10.1152/jappphysiol.01226.2012. ISSN 8750-7587. Dostupné také z: <http://jap.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jappphysiol.01226.2012>

MOXHAM, John a . 2013. Tests of respiratory muscle strength. FINLAY, Geraldine. UpToDate. Dostupné také z: <http://www.uptodate.com/contents/tests-of-respiratory-muscle-strength>

NETTER, Frank H. 2010. Netterův anatomický atlas člověka. Vyd. 1. Brno: Computer Press, 548, 47 s. ISBN 978-802-5122-488.

PAZZIANOTTO-FORTI, Eli M., Fabiana S. PEIXOTO-SOUZA, Camila PICONI-MENDES, Irineu RASERA-JUNIOR a Marcela BARBALHO-MOULIM. 2012. Comportamento da força muscular respiratória de obesas mórbidas por diferentes equações preditivas. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 16(6): 479-486. DOI: 10.1590/S1413-35552012000600006. ISSN 1413-3555. Dostupné také z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext

PERRI, Maria. 2007. Rehabilitation of Breathing Pattern Disorders. LIEBENSON, Craig. Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual. Philadelphia: Lippincott Williams, s. 369-387. ISBN 9780781729970.

SCLAUSER PESSOA, IM. 2014. Reference values for maximal inspiratory pressure: a systematic review. *Canadian Respiratory Journal*. (1).

SCHMID, Maurizio, Silvia CONFORTO, Daniele BIBBO a Tommaso D'ALESSIO. 2004. Respiration and postural sway: detection of phase synchronizations and interactions. *Human Movement Science*. 23(2): 105-119. DOI: 10.1016/j.humov.2004.06.001. ISSN 01679457. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167945704000399>

SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. 2004. Atlas fyziologie člověka. 6. přepřac. a rozš. vyd. Praha: Grada, XII, 435 s. ISBN 80-247-0630-X.

SMOLÍKOVÁ, Libuše a Miloš MÁČEK. 2010. Respirační fyzioterapie a plicní rehabilitace. Vyd. 1. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 194 s. ISBN 978-807-0135-273.

STANOJEVIC, S., A. WADE a J. STOCKS. 2010. Reference values for lung function: past, present and future. *European Respiratory Journal*. 36(1): 12-19. DOI: 10.1183/09031936.00143209. ISSN 0903-1936. Dostupné také z: <http://erj.ersjournals.com/cgi/doi/10.1183/09031936.00143209>

TALASZ, Helena, Christian KREMSER, Markus KOFLER, Elisabeth KALCHSCHMID, Monika LECHLEITNER a Ansgar RUDISCH. 2011. Phase-locked parallel movement of diaphragm and pelvic floor during breathing and coughing—a dynamic MRI investigation in healthy females. *International Urogynecology Journal*. 22(1): 61-68. DOI: 10.1007/s00192-010-1240-z. ISSN 0937-3462. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00192-010-1240-z>

TALASZ, Helena, Christian KREMSER, Markus KOFLER, Elisabeth KALCHSCHMID, Monika LECHLEITNER a Ansgar RUDISCH. 2012. Proof of concept: differential effects of Valsalva and straining maneuvers on the pelvic floor. *European Journal of Obstetrics*. 164(2): 227-233. DOI: 10.1016/j.ejogrb.2012.06.019. ISSN 03012115. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301211512002862>

TANTISUWAT, Anong a Premtip THAVEERATITHAM. 2014. Effects of Smoking on Chest Expansion, Lung Function, and Respiratory Muscle Strength of Youths. *Journal of Physical Therapy Science*. 26(2): 167-170. DOI: 10.1589/jpts.26.167. ISSN 0915-5287. Dostupné také z: <http://jlc.jst.go.jp/DN/JST.JSTAGE/jpts/26.167?lang=en>

WINDISCH, W., E. HENNINGS, S. SORICHTER, H. HAMM a C.P. CRIEE. 2004. Peak or plateau maximal inspiratory mouth pressure: which is best? *European Respiratory Journal*. 23(5): 708-713. DOI: 10.1183/09031936.04.00136104. 0903-1936.