

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

**2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

**Bc. Jakub Novák**

**Objektivizace posturální funkce břišních svalů**

**Diplomová práce**

Praha 2018

Autor práce: Bc. Jakub Novák

Vedoucí práce: Doc. MUDr. Alena Kobesová Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Pavel Davídek Ph.D.

Datum obhajoby: 2018

## **Bibliografický záznam**

NOVÁK, J. *Objektivizace posturální funkce břišních svalů*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2018. 63 s. Vedoucí diplomové práce Doc. MUDr. Alena Kobesová Ph.D.

## **Abstrakt**

Tato diplomová práce se zaměřuje na objektivizaci posturální funkce břišních svalů. V teoretické části přinášíme přehled poznatků o posturální funkci břišních svalů a souvislost jejich koaktivace s nitrobřišním tlakem. Stručně také uvádíme výsledky studií, které řeší vztah posturální aktivity trupových svalů a problematiky Low Back Pain (LBP). Součástí teoretické části je přehled metod využívaných k měření nitrobřišního tlaku a aktivity břišních svalů v kontextu posturálních funkcí. V této části také představujeme novou metodiku měření aktivity břišních svalů pomocí tlakových senzorů připevněných na břišní stěnu v oblasti třísla a trigonum lumbale, jenž jsme využili při měření.

Metodika: V rámci praktické části jsme změřili skupinu 35 zdravých mladých probandů (průměrný věk 21,26let,  $SD \pm 1,62$ ) ve 3 posturálně odlišných situacích v sedě: při klidovém dýchání (KD), v situaci s přidanou externí zátěží, kdy proband držel činku o 20% hmotnosti těla (EZ) a v situaci s volným maximálním zvýšením nitrobřišního tlaku, respektive bráničním testem (BT).

Výsledky: Statisticky jsme prokázali, že tlak vytvořený břišní stěnou na oba senzory vzroste v situaci s externí zátěží oproti klidovému dýchání (HA1: pro horní senzor  $p=0,0079$ , pro dolní senzor  $p=0,0009$ ). Stejně tak jsme statisticky prokázali, že tlak vytvořený břišní stěnou na oba senzory během bráničního testu vzroste oproti klidovému dýchání (HA2: pro horní senzor  $p<0,0001$ ; pro dolní senzor  $p=0,0009$ ). Dále byl signifikantně větší nárůst aktivity břišních svalů v situaci s bráničním testem oproti situaci s externí zátěží (H3: pro horní senzor  $p=0,0167$ ; pro dolní senzor  $p=0,0196$ ). Rozdíl v nárůstu tlaků mezi jednotlivými senzory v rámci jedné situace nebyl statisticky významný při externí zátěži ani bráničním testu (H4: pro EZ  $p=0,9094$ ; pro BT  $p=0,6677$ ).

Závěr: V rámci práce byl prezentován nový metodický postup objektivizace míry aktivity břišní stěny, resp. nepřímého měření intra-abdominálního tlaku. Výsledky experimentální části prokazují, že míra aktivity břišní stěny je signifikantně vyšší při posturální zátěži a při korigovaném stereotypu dýchání s volnou aktivací břišní stěny oproti spontánnímu stereotypu klidového dýchání. Nová metoda měření pomocí unikátních senzorů prezentovaná v rámci této

diplomové práce by v budoucnu mohla sloužit pro vytvoření norem pro zdravou populaci, jako standard vyšetření, objektivizace efektu terapie i jako terapeutický biofeedback klientů s bolestí zad a jinými funkčními patologiemi pohybového systému.

### **Klíčová slova**

Posturální funkce, nitrobřišní tlak, břišní svaly, bránice, tlakový sensor, low back pain (LBP), objektivizace

### **Bibliographical record:**

NOVÁK Jakub. *Objectification of postural function of abdominal muscles*. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine. 2018. 63 s. Supervisor Doc. MUDr. Alena Kobesová Ph.D

### **Abstract**

This thesis evaluates the possibility of using objective measurements to assess the postural function of abdominal muscles. The theoretical part provides an overview of findings regarding postural function of the abdominal muscles and the context for their co-activation using intra-abdominal pressure. The results are summarized in the form of research studies relating postural function and low back pain (LBP). The overview of the methods used to measure intra-abdominal pressure and the abdominal muscle activity is the main focus. In this section, we present a new methodology for measuring the activity of the abdominal muscles by using pressure sensors attached to the abdominal wall in the areas of the groin and the lumbar triangle.

**Methodology:** In the experimental part, we tested 35 healthy subjects (average age 21.26t,  $SD \pm 1,62$ ) in 3 posturally different seated scenarios: 1. resting breathing, 2. with added external load (the subjects held a dumbbell 20% of their body weight) and 3. with maximum voluntary increase in intra-abdominal pressure (the diaphragm test).

**Results:** An independent samples t-test indicated that the pressure created by the abdominal wall for both sensors in situation resting breathing increases in situation external load (HA1: upper sensor  $p=0.0079$ , lower sensor  $p=0.0009$ ). We have also shown that the pressure created by the abdominal wall for both sensors in situation resting breathing increases in situation diaphragm test (HA2: upper sensor  $p=<0.0001$ ; lower sensor  $p=0,0009$ ). Furthermore, there was a significantly greater increase in abdominal muscle activity during the diaphragm test (scenario #3) compared to the external load scenario (H3: upper sensor  $p=0.0167$ ; lower sensor  $p=0.0196$ ). There was no statistically significant difference in abdominal pressure changes between sensors in the scenario

with added external load (scenario #2) and also in the diaphragm test scenario (H4: added external load  $p=0.9094$ ; diaphragm test  $p=0.6677$ ).

Conclusion: During this study, a new methodical procedure was presented to objectively measure the level of activation of the abdominal wall by using sensors to measure intra-abdominal pressure in three different postural scenarios. A new method of measurement using the unique sensors presented in this thesis could help to propose new standards of abdominal wall activation for a healthy population. In future, this method may be used during standard examination to provide objective measurements to evaluate the effect of therapy. It can also serve as therapeutic biofeedback for clients with back pain and other functional pathologies of the locomotor system.

### **Keywords**

Postural function, intraabdominal pressure, abdominal muscles, diaphragm force sensor, low back pain (LBP), objectification

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracoval samostatně pod vedením Doc. MUDr. Aleny Kobesové Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze **11. 5. 2018**

**Bc. Jakub Novák**

## **Poděkování**

Na prvním místě bych chtěl poděkovat Doc. MUDr. Aleně Kobesové Ph.D za cenné rady, připomínky a konzultace. Dále bych chtěl poděkovat MUDr. Miroslavu Navrátilovi za sestavení přístroje a za konzultace ohledně technických záležitostí během měření. Stejně tak Mgr. Lence Oplatkové za spolupráci při měření a za přínosné diskuse. Poděkování patří i Mgr. Petru Novákovi Ph.D. za pomoc se statistickým zpracováním dat.

# OBSAH

<b>OBSAH</b> .....	<b>7</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK</b> .....	<b>11</b>
<b>ÚVOD</b> .....	<b>12</b>
<b>1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ</b> .....	<b>14</b>
<b>1.1 Význam trupové stabilizace</b> .....	<b>14</b>
1.1.1 Posturální funkce.....	14
1.1.1.1 Posturální stabilita.....	15
1.1.1.2 Posturální reaktivita.....	15
1.1.2 Stabilizační systém páteře.....	16
1.1.2.1 Svalový systém.....	17
1.1.2.2 Mechanismus nitrobřišního tlaku.....	20
1.1.3 Posturální funkce a Low Back Pain.....	22
1.1.3.1 Porucha stabilizační funkce páteře.....	22
1.1.3.2 Aktivita trupových svalů ve vztahu k Low Back Pain.....	22
1.1.4 Pojem „Core“.....	24
<b>1.2 Objektivizace posturálních funkcí</b> .....	<b>25</b>
1.2.1 Měření nitrobřišního tlaku (IAP).....	25
1.2.1.1 Přímé invazivní měření IAP.....	25
1.2.1.2 Měření IAP pomocí močového katetru.....	25
1.2.1.3 Měření IAP pomocí gastrické sondy.....	26
1.2.1.4 Měření IAP pomocí anorektální sondy.....	26
1.2.2 Měření aktivace břišních svalů.....	27
1.2.2.1 Elektromyografie.....	27
1.2.2.2 Měření břišního svalstva pomocí ultrazvuku.....	28
1.2.2.3 Dynamometrie.....	29
<b>2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY</b> .....	<b>30</b>
<b>2.1 Cíle</b> .....	<b>30</b>
<b>2.2 Dílčí cíle</b> .....	<b>30</b>
<b>2.3 Hypotézy</b> .....	<b>30</b>
2.3.1 Hypotéza 1.....	30
2.3.2 Hypotéza 2.....	30
2.3.3 Hypotéza 3.....	30
2.3.4 Hypotéza 4.....	30
<b>3 METODIKA</b> .....	<b>32</b>
<b>3.1 Charakteristika souboru</b> .....	<b>32</b>
<b>3.2 Přístroj Ohm Belt</b> .....	<b>32</b>
<b>3.3 Příprava měření</b> .....	<b>34</b>



---

3.4	Měřené situace .....	35
<b>4</b>	<b>VÝSLEDKY</b> .....	<b>38</b>
4.1	Statistická analýza dat.....	38
4.2	Výsledky k hypotézám HA1, HA2 .....	39
4.3	Výsledky pro hypotézu HA3.....	41
4.4	Výsledky k hypotéze HA4 .....	42
<b>5</b>	<b>DISKUZE</b> .....	<b>43</b>
5.1	Diskuze k teoretické části .....	43
5.2	Diskuze k praktické části.....	45
5.3	Limity.....	47
5.4	Cíle pro další měření.....	48
	<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>51</b>
	<b>REFERENČNÍ SEZNAM</b> .....	<b>52</b>
	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ</b> .....	<b>61</b>
	<b>SEZNAM GRAFŮ</b> .....	<b>62</b>
	<b>SEZNAM TABULEK</b> .....	<b>63</b>



## SEZNAM ZKRATEK

BMI - body mass index, index tělesné hmotnosti

BT – brániční test

CLBP – chronic low back pain

CNS - centrální nervový systém

EMG – elektromyografie

EZ – externí zátěž

GERD – gastroesofageální reflux

HA - alternativní hypotéza

H<sub>0</sub> - nulová hypotéza

IAP – nitrobřišní tlak

KD – klidové dýchání

LBP – low back pain

m./mm. - musculus/ muscoli, sval/svaly

MF – musculus multifidus

MRI – magnetická rezonance

p - P-value, pravděpodobnost chyby

s. - senzor

SD - směrodatná odchylka

Sk. – skupina

TrA – musculus transversus abdominis

TS - tlakový senzor

## ÚVOD

Jednou z hlavních součástí posturálních funkcí břišní stěny je schopnost vytvoření intraabdominálního tlaku a jeho využití ve stabilizační funkci. Při zvýšených nárocích na stabilizaci páteře se bránice kontrahuje, a to nezávisle na dýchání. Dochází ke zvýšení nitrobřišního tlaku, k rozšíření břišní dutiny a dolní hrudní apertury. Synchronně spolu s oploštěním bránice pomáhá ke zvýšení intraabdominálního tlaku excentrická nebo izometrická kontrakce břišních svalů a aktivita pánevního dna (O'Sullivan, 2000; Hodes et al. 2005; Kolář, 2009b). Je experimentálně prokázáno, že kontrakce bránice, koaktivace břišních svalů a zvýšení nitrobřišního tlaku má významný podíl na stabilizaci páteře. (Neumann & Gil, 2002; Hodes et al., 2005; Hodges et al., 2007; Kolář et al., 2012).

Ze statistik vyplývá, že bolesti zad jsou jedním z nejčastějších důvodů návštěvy lékaře. Jsou také jednou z nejčastějších příčin pracovní neschopnosti, neboť postihují převážně jedince v produktivním věku. Jedním z hlavních etiopatogenetických faktorů, které způsobují bolesti v zádech, jsou právě poruchy ve funkci svalů stabilizujících páteř. Deficit ve stabilizační funkci autochtonní muskulatury, bránice, břišních svalů a svalů pánevního dna byl zaznamenán u pacientů s LBP (Hodges & Richardson, 1999; Kolář & Lewit, 2006; Philips, Mercer & Bogduk, 2008; Tsao, et al., 2010; Sheeran, 2010). Výsledky studií potvrzují, že abnormality v řízení motoriky mohou být nejenom příčinou vzniku LBP, ale i jejím důsledkem (Nelson-Wong & Callaghan, 2010, Hodges, Moseley & Gabrielsson, 2003).

Doposud se posturální funkce břišních svalů a změny intra-abdominálního tlaku měřily pomocí jícnové a žaludeční sondy, popřípadě anální nebo vaginální sondy (Hodges et al., 2000; Sapsford & Hodges, 2001; Hodges et al., 2005). Tato vyšetření jsou často doplňována měřením aktivity svalů pomocí EMG (Hodges, Moseley & Gabrielsson, 2003). Všechny tyto postupy jsou technicky a personálně náročné z hlediska měření a velmi zatěžující pro probandy. Tato práce předkládá nový neinvazivní metodický postup objektivizace aktivity břišní stěny. V rámci praktické části bude změřeno 30 zdravých probandů ve věku 20-30 let pomocí tlakových senzorů (capacitive force sensor). Tyto sensory snímají tlak vytvářený jednotlivými částmi břišní stěny, a to laterálně od zevní hrany m. quadratus lumborum a kraniálně od tříselného vazů. Bude měřena míra a distribuce aktivity břišních svalů za různých posturálních situacích.

Cílem práce je objektivně změřit aktivaci břišní stěny za různých posturálních situací, vytvořit metodický podklad a poskytnout naměřená data pro budoucí výzkumy reakcí břišního

svalstva a intraabdominálního tlaku za různých posturálních nebo patologických situací. Metoda měření využita v této práci by v budoucnu měla sloužit také k vyšetření, objektivizaci terapie nebo jako terapeutický biofeedback klientů s bolestí zad a jinými funkčními patologiemi pohybového systému.

# 1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

## 1.1 Význam trupové stabilizace

### 1.1.1 Posturální funkce

Držení těla neboli postura, je pro každého jedince individuálním a originálním projevem. Vzpřímené držení těla je základní pracovní a komunikační polohou těla a její držení nám může napovědět mnohé o zdraví jedince (Véle, 2012).

Posturální funkce jsou součástí a hlavním předpokladem každého pohybu (Kolář, 2006). Z pohledu možností prevence i léčby hybných poruch je zcela zásadní řešit otázku působících sil na skelet a měkké tkáně. Tyto síly mají rozhodující vliv na vznik a vývoj řady onemocnění pohybové soustavy. Vnitřní síly vznikají během posturální aktivity, která vzniká na základě působení zevních sil. Během působení zevních sil se musí vždy aktivovat zpevňovací (stabilizační) funkce svalů, která je řízena centrálním nervovým systémem. Tato stabilizační aktivita je propojena do celého pohybového systému, probíhá automaticky a nezávisle na naší vůli. Koordinovaná aktivita těchto svalů zajišťuje zpevnění jednotlivých částí skeletu, které jsou spojeny klouby. Vnitřní síly, které jsou vyvolávané činností svalů (jejich vektory působení, velikost, stereotypní opakování) jsou považovány z hlediska dlouhodobého působení na pohybovou soustavu za významnější než síly vnější (Kolář, 2006; Vojta & Peters, 2010).

Fyziologická postura je charakterizována neutrálním nastavením kloubů, což je predispozice pro ideální zatížení pohybového aparátu. Ideální posturální funkce mají pozitivní vliv i na další soustavy jako je například dýchací nebo trávicí. Neutrálního nastavení v kloubech je dosaženo při rovnovážné koordinované aktivaci agonistů a antagonistů (Eckmann & Stoddart, 2015).

Důsledky nesprávného působení vnitřních sil (vyvolaných svalovou aktivitou) bývají často podceňovány. Problém spočívá především v omezených možnostech jejich měření a také v tom, že vliv těchto vnitřních (svalových) sil není výsledkem pouze svalové mechaniky, ale je závislý na řídicích procesech centrální nervové soustavy. Diagnostické analýze vnitřních sil je často věnována pouze minimální pozornost. Pokud cíleně ovlivňujeme posturální funkce, můžeme předejít poškození pohybového aparátu. (Kolář, 2006; Vojta & Peters, 2010).

V zahraniční literatuře se nejčastěji ohledně postury používají termíny postural control (Blanchet et al., 2012) nebo postural stability (Moezy et al., 2008).

### **1.1.1.1 Posturální stabilita**

Lippert (2011) definuje posturu jako vzájemné nastavení jednotlivých částí těla v čase a zdůrazňuje význam nosných kloubů, které dané nastavení určují. Rozlišuje posturu statickou (posturální stabilitu) a dynamickou (posturální reaktibilitu) (Lippert, 2011).

Schopnost zajištění vzpřímeného držení těla tak, aby nedošlo k pádu, se nazývá posturální stabilita (Vařeka, 2002). Posturální stabilita je udržována svalovou aktivitou, kterou kontroluje centrální nervový systém integrující aferentní informace z vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému (Chiang & Wu, 1997). I když ve statické poloze tělo nemění polohu v prostoru, tak i statické polohy nepřímo zahrnují děje dynamické. Pokud zaujmeme stálou polohu, jedná se o proces, který je protipól přirozené lability pohybové soustavy. Jde se o schopnost těla udržet se v takové poloze, která zabraňuje neřízenému nebo nezamyšlenému pádu. Stabilita je ovlivněna neurofyziologickými a biomechanickými faktory. Během statické zátěže se musí vektor tíhové síly promítat do opěrné báze. Pokud tomu tak není, musí být vynaložena svalová síla k udržení rovnováhy. Tento stav je neekonomický a je vyrovnáván vyšší svalovou aktivitou, která při dlouhodobém působení způsobí bolest a jako konečné stádium vznikají strukturální deformity (Kolář, 2007).

### **1.1.1.2 Posturální reaktibilita**

Assaiante (2011) vymezuje posturální funkce udržením rovnováhy během počátku, průběhu a dokončení pohybu. K tomu je zapotřebí postupné zvládnutí koordinace pohybu, anticipace destabilizujících událostí a adaptace na nové vnitřní či vnější podmínky. Proto CNS vnímá posturu jako vztažnou soustavu, okolo které jsou odhadovány pozice okolních předmětů a v níž může být tvořen přesný pohyb (Assaiante, 2011).

Při každém pohybu určité části těla (zvednutí břemene, hození míčku) vždy vzniká kontrakční svalová síla, která je nutná na překonání odporu. Tato síla vyvolává reakční svalové síly v celém pohybovém systému. Tuto reakční stabilizační funkci nazýváme posturální reaktibilitou (Kolář, 2007). Jednotlivé pohybové segmenty pak mohou odolávat účinkům zevních sil. Stabilitu kloubních spojení zajišťuje koaktivace agonisty, antagonisty a dalších svalových skupin. Trup, ač je tvořen množstvím volných segmentů, musí být svalovou aktivitou dostatečně zpevněn, aby vytvořil adekvátní punctum fixum pro končetiny. Není totiž možné provést pohyb bez úponové stabilizace svalu. Například flexi v kyčli není možné vykonat bez zpevnění páteře a pánve (bez zpevnění úponových začátků flexorů kyčle). S pohybem v kyčelním kloubu jsou tak spojeny extenzory páteře, břišní svaly, bránice, pánevní dno a další. Aktivita stabilizačních svalů vyvolává aktivitu

v dalších svalech, s jejichž úpony stabilizační svaly souvisí. Ty pak zajišťují zpevnění v dalších kloubních segmentech. Vnitřní síly, které stabilizují pohybové segmenty, se stereotypně opakují téměř v každém pohybovém segmentu. Za předpokladu, že vyvolávají nefyziologické zatížení, je otázkou času, kdy vzniknou obtíže, včetně morfologických změn. Podstatné je také, že reaktivní stabilizační funkce probíhají automaticky a mimovolně na rozdíl od cíleného pohybu, který volně kontrolujeme (Kolář, 2007; Frank et al., 2013).

Neexistuje univerzální definice posturální kontroly ani jasná shoda na mechanismu, který je základem posturálních a balančních funkcí. Cílem posturální kontroly je nastavení a udržení ideálního vzájemného uspořádání tělesných segmentů k působení proti gravitační síle. Výkonným aparátem k dosažení toho nastavení je posturální svalová aktivita. (Bronstein et al., 2004).

### 1.1.2 Stabilizační systém páteře

Z anatomického pohledu můžeme trup rozdělit na 2 úseky: krční a horní hrudní páteř a druhý úsek - dolní hrudní a bederní páteř. Na rovnováhu sil v oblastech cervikální a thorakální páteře má největší vliv souhra mezi hlubokými extenzory (m. semispinalis capitis et cervicis, m. splenius capitis, m. splenius cervicis, m. longissimus cervicis et capitis) a ventrální muskulaturou (m. longus coli et capitis). Obě skupiny svalů mají začátky svých úponů ve střední a horní hrudní páteři (Kolář, 2006). Pro zajištění stability v bederní páteři je důležitá správná koaktivace mezi extenzory bederní a dolní hrudní páteře s flexory, které jsou tvořeny funkční souhrou svalů bránice, břišních svalů a pánevním dnem (Richardson et al., 2004; Kolář, 2006; Kolář, 2007). Tato vyvážená souhra je určena motorickým programem mozku, který uzrává v průběhu posturálního (ontogenetického) vývoje a participuje na vývoji spino-pelvi-femorálních vztahů a globálních biomechanických vztahů, neboť formuje budoucí lordoticko-kyfotické zakřivení (Kolář, 2006).

Panjabi (1992) definoval stabilitu jako schopnost reagovat na jakékoliv změny zatížení, a to jak statického, tak i dynamického. Dále jako schopnost rychle vykonat cílený pohyb se zajištěním dostatečné stabilizace během celého rozsahu pohybu (Panjabi, 1992).

Stabilita páteře znamená udržet centrované nastavení obratlů ve fyziologickém rozsahu pohybu. Centrální nervový systém (prostřednictvím svalové aktivity) a vazivový aparát musí zajistit, aby nedocházelo k přetěžování měkkých tkání a kostí. To znamená, že pohyb musí být prováděn v centrovaném postavení kloubu. To je zajištěno správnou koaktivací svalů v celém biomechanickém řetězci, kdy dojde k ideálnímu přenosu sil přes kloub. Tato funkce je umožněna pouze za předpokladu zdravého vývoje CNS. Neutrální poloha kloubů by měla být udržována za minimálního posturálního napětí, s minimální aktivitou hlubokých svalů a bez aktivity velkých



povrchových svalů. Téměř každé zvýšené klidové posturální napětí je zdrojem nebo následkem obtíží (Kolář, 2007; Frank et al., 2013; Kobesová et al., 2014).

Koaktivace břišních svalů a zvyšujícího se nitrobřišního tlaku zvyšuje stabilitu bederní páteře a tudíž její odlehčení (Stokes, 2011). Právě správné zapojení trupových svalů vytváří vhodné podmínky pro vznik nitrobřišního tlaku, který hraje významnou roli při stabilizaci páteře a její udržení i v průběhu pohybu (Akuthota, 2008).

### **1.1.2.1 Svalový systém**

Jak již bylo popsáno výše, posturální aktivita trupových svalů předchází jakémukoli pohybu. Jejich koaktivace přenáší posturální stabilitu i do dynamiky pohybu (Frank et al., 2013). Stabilizátory musí být aktivovány ve správný čas a přiměřenou intenzitou pro zajištění správného pohybového vzoru. Pokud jeden článek stabilizačního systému nefunguje, ostatní se ho snaží nahradit v kinetickém řetězci, aby zajistily dostatečnou stabilitu. Pokud tato porucha není včas odhalena fyzioterapeutem, dochází k zafixování chybného stereotypu v CNS. To poté způsobí chronické bolesti daného jedince (Frank et al., 2013).

Celé tělo funguje jako jeden celek, nicméně z hlediska posturální funkce břišních svalů je pro nás nejvýznamnější bederní část páteře, jelikož právě v této oblasti nacházíme nejčastěji patologie (Bonetti et al., 2005). Bederní páteř přenáší extrémně velké zatížení mezi dolní a horní částí těla a zároveň umožňuje pohyb mezi pánví a hrudníkem (Sheeran, 2010). Tato část trupu musí splňovat jak mechanickou stabilitu (Panjabi, 1992), tak i dynamiku, aby byl umožněn pohyb (Sheeran, 2010). K této správné funkci je zapotřebí pasivního subsystému, do kterého spadají obratle, intervertebrální disky, artikulující kloubní facety, ligamenta, vazivové složky svalu a kloubní pouzdra (Demoulin et al., 2007). Dále aktivního subsystému, do něhož spadá svalový systém a nervově řídicí subsystém, který je reprezentován centrálním nervovým systémem, (Sheeran, 2010).

Mnoho autorů se přiklání k tvrzení, že některé svaly přispívají více ke stabilitě než jiné. V břišní a zádové muskulatuře rozlišujeme svaly lokální (hluboké, unisegmentální) a globální (plurisegmentální) (Demoulin et al., 2007). Svaly globálního systému vytváří velký točivý moment a zajišťují celkovou trupovou stabilitu, ale nejsou schopny mít na páteř přímý segmentální vliv (O'Sullivan, 2000; Demoulin et al., 2007). Segmentální stabilitu pak zprostředkovává lokální svalový systém a patří do něj svaly, které se upínají přímo na obratle a mohou je lépe ovlivňovat. (O'Sullivan, 2000).

### Lokální svalový systém:

#### **Musculus multifidus (MF)**

Je to nejmohutnější a nejmediálněji uložený extenzor bederní páteře (Demoulin, et al., 2007) a tudíž je velmi blízko středu otáčení páteře (Sheeran, 2010). Dále tento sval mění napětí thorakolumbální fascie a tím zvyšuje tuhost a stabilitu bederní páteře (Sheeran, 2010). M. multifidus lze rozdělit na povrchová a hluboká vlákna. Hluboká vlákna mají větší stabilizační funkci, vyšší procentuální zastoupení pomalých vláken typu I a vykazují tonickou aktivitu během chůze. Oproti tomu povrchová vlákna fungují především jako extenzory a rotátory lumbální části páteře a jsou spíše fázicky aktivní. Je prokázáno, že během různých pohybů trupu a končetin dochází navíc ke kokontrakci hlubokých vláken MF a m. transversus abdominis (MacDonald et al., 2006).

#### **Musculus transversus abdominis (TrA)**

Tento plochý hluboko uložený sval hraje zásadní roli ve stabilizaci páteře, jelikož působí jako svalový korzet a svojí kontrakcí zvyšuje napětí v thorakolumbální fascii. I bez významné silové kapacity zvyšuje nitrobřišní tlak. Pomocí jehlové EMG je prokázáno, že k aktivaci tohoto svalu může docházet ještě před pohybem končetinami. Významně se tudíž uplatňuje u anticipovaných, automatických, posturálních reakcí (Demoulin et al., 2007). Na kadaverech bylo prokázáno, že část snopců TrA kontinuálně přechází do snopců bránice bez vazivové intersekce mezi oběma svaly. Výsledky této studie potvrzují úzké funkční i strukturální propojení těchto dvou svalů, které participují na respiračních a posturálních dějích (Dvořák & Holibka, 2006).

#### **Musculi interspinales a intertransversarii**

Tyto drobné hluboko uložené svaly upínající se přímo na obratle mají důležitou roli v řízení pohybu páteře, jelikož obsahují velké množství proprioreceptorů (Sheeran, 2010).

#### **Musculus obliquus abdominis internus**

Tento plochý břišní sval funkčně úzce souvisí s m. transversus abdominis a thorakolumbální fascií, jelikož část jeho vláken vyzařuje do těchto struktur (Demoulin et al., 2007, Sheeran, 2010). Břišní svaly celkově (zejména hluboké) zajišťují přes thorakolumbální fascii laterální a rotační stabilitu bederní páteře (O'Sullivan, 2000).

#### **Musculus psoas major**

Jeho vlákna se upínají na transverzální výběžky bederních obratlů a hrají důležitou roli v meziobratlové stabilitě ve frontální a transverzální rovině. Dále tento sval ovlivňuje kompresní

síly vznikající v bederní páteři (Demoulin et al., 2007; Sheeran, 2010).

### **Musculus quadratus lumborum**

Zejména mediální vlákna tohoto svalu se podílí na laterální stabilitě páteře. Komunikuje s thorakolumbální fascií a na rozdíl od jiných extenzorů páteře nerelaxuje během plné flexe trupu (tzv. „flexion-relaxation phenomenon“) (Demoulin et al., 2007; Hodges & Hides 2004; Sheeran, 2010).

### **Bránice (O'Sullivan, 2000)**

Diafragma je kruhový plochý sval, který příčně odděluje břišní dutinu od dutiny hrudní a má dvě hlavní funkce, je to hlavní nádechový sval a podílí se na utváření břišního lisu. Během nádechu se bránice kontrahuje a centrum tendineum je taženo dolů (Kapandji, 1974). Při nádechu dochází k zvětšení vertikálního průměru hrudníku. Sestup centrum tendineum je rychle kontrolován natahováním mediastinálních složek a odporem, který kladou břišní orgány. V momentě kdy se centrum tendineum opře o břišní orgány, stává se punktum fixum pro bránici, jejíž svalová vlákna se začínají stahovat od periferie směrem k centrum tendineum a zvedají se dolní žebra (Kapandji, 1974).

Podle Koláře (2006) má bránice naprosto zásadní význam pro přední stabilizaci páteře. Pokud jsou zvýšené nároky na stabilizaci páteře, automaticky dochází k jejímu oploštění bez ohledu na dechové funkce (Kolář, 2006). Zásadní vědecké výzkumy, které potvrzují důležitost posturální funkce bránice publikoval profesor Hodgese (Hodges, 1997a, b, c). Bránice se aktivuje před pohybem horní končetiny současně se zvýšením nitrobřišního tlaku. Hodges pomocí EMG také prokázal, že její kontrakce je modulována posturálně ventilačními nároky (Hodges, 2001) (viz dále Mechanismus funkce nitrobřišního tlaku).

*Plurisegmentální svalový systém: (Sheeran, 2010; O'Sullivan, 2000)*

**Mezi plurisegmentální svaly trupu se řadí například:**

**Musculus obliquus abdominis externus**

**Musculus erector spinae**

**Musculus rectus abdominis**

**Hrudní část m. iliocostalis**

Právě lokální a globální svalový systém zajišťuje svou koordinací mechanickou stabilitu

segmentů během pohybu. U běžných denních činností postačuje síla intersegmentálních svalů zhruba na 1-3% svého maxima (O'Sullivan, 2000). Se zvyšujícím se vnějším zatížením se adekvátně zvyšuje i aktivita svalů (Sheeran, 2010). Při studii na biomechanickém modelu páteře se dále ukázalo, že selektivní aktivace m. obliquus abdominis internus a TrA zvyšuje stabilitu páteře pouze nepatrně a aktivace m. rectus abdominis stabilitu nezvyšuje vůbec. Autoři se shodují, že by se terapie neměla zaměřovat na selektivní posilování jednotlivých břišních svalů. (Stokes et al., 2010). S tím souhlasí i Kolář et al. (2014), který do stabilizačního systému páteře řadí břišní muskulaturu a nikoliv pouze její vybrané svaly, jelikož stabilizace je důsledkem svalového propojení celého svalového řetězce (Kolář & Lewit, 2005). V experimentálních studiích je ale obtížné objektivizovat současně stabilizační funkci všech svalů, proto studie pracují většinou jenom s několika vybranými svaly.

#### **1.1.2.2 Mechanismus nitrobřišního tlaku**

Marey (1863) a Burt (1870) jako první vyslovili hypotézu o závislosti mezi nitrohrudním a nitrobřišním tlakem. Na zvířecím modelu potvrdili závislost mezi respiračními funkcemi a intraabdominálním tlakem (Coombs, 1922).

Břišní dutina tvoří samostatný kompartment, jde o uzavřenou schránku částečně s rigidními stěnami (páteř, pánev, žeberní oblouky) a částečně s flexibilními stěnami (stěna břišní, bránice), která je vyplněna orgány (žaludek, tenké a tlusté střevo, játra, ledviny, slezina, ...), je zásobena krví z mesenterických arterií, přítomno je i kapacitní žilní řečiště. Břišní orgány jsou obklopeny třetím prostorem vyplněným peritoneální tekutinou. Fyziologicky dochází k vzestupu intraabdominálního tlaku při nádechu - z kontrakce bránice, naopak k poklesu nitrobřišního tlaku dochází při výdechu - z relaxace bránice (Malbrain, 2001).

Nitrobřišní tlak má významnou posturální funkci (Neumann & Gil, 2002; Hodges et al., 2005; Kolář, 2006). Během trupové stabilizace se nejprve aktivují hluboké extenzory páteře, pokud se silové nároky zvyšují, aktivují se také svaly více povrchově uložené. Tuto aktivitu extenzorů vyvažuje aktivace hlubokých flexorů krku a souhra mezi bránicí, břišními svaly a svaly pánevního dna, což způsobí zvýšení tlaku v břišní dutině (Kolář, 2009b). Právě zvýšení nitrobřišního tlaku poskytuje oporu pro bederní páteř (O'Sullivan, 2000).

Coordinační respirační a nerespirační funkce nitrobřišního je požadována také během expulzivních manévřů jako je zvracení (Grelot & Miller, 1994), kašel (Leith et al. 1986), porod, mikce a defekace (Agostoni et al. 1960).

Pokud se zvýší nároky na trupovou stabilizaci, bránice se oploští a zatlačí na dutinu břišní,

jejíž obsah se chová jako viskózně elastický sloupec. Díky tomu dojde ke zvýšení tlaku v břišní dutině. Zároveň se rozšíří dolní hrudní apertura a břišní stěna. Kromě bránice pomáhá k regulaci nitrobřišního tlaku také aktivita pánevního dna a excentrická nebo izometrická kontrakce břišních svalů (Hodges et al., 2005, Kolář et al., 2012).

Fázická i tonická aktivita bránice a břišních svalů tedy souvisí s řízením nitrobřišního tlaku (a tím stability páteře) i respirace, což je zprostředkováno programy CNS pro koordinaci dýchání a posturální kontroly. Pokud probíhají dýchací pohyby bránice za zvýšeného intraabdominálního tlaku, musejí právě břišní svaly excentricky ustupovat kontrakci bránice. Pokud je tato koaktivace narušena, zapojují se do dýchání pomocné nádechové svaly (svaly prsní, skalenové a mm. Sternocleidomastoidei), což vede k insuficienci přední stabilizace páteře a do zvýšené aktivity se tak dostávají extenzory (Kolář, 2009b).

Pracujeme-li s posturálním systémem je vždy nutné brát v potaz též systém respirační, jelikož tyto dva systémy spolu úzce souvisí. Zásahem do respiračního systému lze vstoupit i do řízení posturální stabilizace, přičemž intenzitu aktivity můžeme cíleně volit (Park et al., 2015).

Pokud se bránice kontrahuje fyziologicky, klesá centrum tendineum, což vytváří podtlak v hrudníku a naopak se zvyšuje tlak v břišní dutině. Potvrdil to Hodges et al. (2000), který pomocí gastroesofageální sondy měřil změny nitrobřišního tlaku a pomocí EMG aktivitu flexorů a extenzorů paže, bránice a břišních svalů. Výsledky potvrdily, že i při klidovém dýchání roste aktivita bránice a TrA a tím i nitrobřišní tlak. Další břišní svaly (m. obliquus internus et externus abdominis a m. rectus abdominis) se aktivují až při zvýšeném posturálním zatížení jako je například pohyb horní končetinou (Hodges et al., 2000).

Také Neumann a Gil prokázali souvislost mezi aktivitou břišních svalů, bránice, pánevního dna a změnami nitrobřišního tlaku. Pomocí EMG měřili svalovou aktivitu probandů v sedě a ve stoje. Se stoupajícím nitrobřišním tlakem se zvýšila i aktivita svalů pánevního dna a břišní stěny (Neumann & Gil, 2002).

Kromě břišní muskulatury nesmíme opomenout ani svaly pánevního dna. V další studii Sapsford & Hodges (2001) snímali aktivitu pánevního dna pomocí análních a intravaginálních EMG elektrod a dále nitrobřišní tlak pomocí vaginálního a análního katetru. Zjistili, že svaly pánevního dna reflexně zvyšují svou aktivitu v závislosti na pohybu horních končetin i na samotné kontrakci břišních svalů, respektive na zvyšující se nitrobřišní tlak. Studie potvrdila, že se pánevní dno podílí jak na respirační, tak posturální funkci, a úzce spolupracuje s břišním svalstvem (Sapsford & Hodges, 2001).

### **1.1.3 Posturální funkce a Low Back Pain**

Ze statistických výzkumů vyplývá, že bolesti zad jsou jedním z nejčastějších důvodů návštěvy lékaře. Jsou také jednou z nejčastějších příčin pracovní neschopnosti, neboť postihují převážně nemocné v produktivním věku (nejvyšší incidence těchto obtíží se vyskytuje v období mezi 30 až 55 lety) (Jenkins, 2002; Bonetti et al., 2005). Samotná bolest v kříži nebo bolest s ischialgickou propagací postihuje přibližně 80% populace alespoň jedenkrát za život (Bonetti et al. 2005). Hlavním důvodem tak vysoké incidence je, že jako bolest zad se manifestuje celá řada příčin. Jedním z hlavních etiopatogenetických faktorů, které způsobují bolesti v zádech, jsou právě poruchy ve funkci svalů stabilizujících páteř. Deficit ve stabilizační funkci autochtonní muskulatury, bránice, břišních svalů a svalů pánevního dna je často zaznamenán u pacientů s LBP (Cresswell et al., 1994; Hodges & Richardson, 1999; Kolář & Lewit 2005; Philips et al., 2008; Tsao et al., 2010; Sheeran, 2010).

#### ***1.1.3.1 Porucha stabilizační funkce páteře***

Při poruše motorické kontroly dochází k patologickým pohybovým vzorům. To sebou časem přináší i strukturální poruchy (McGill et al., 2003). Při oslabení přední stabilizace páteře nedochází k dostatečnému oploštění bránice, dolní apertura hrudníku se nerozšiřuje a obsah dutiny břišní není stlačen. To má za následek zvyšování aktivity povrchových extenzorů. Příčina nedostatečné kontrakce bránice může být šikmé nastavení osy bránice v sagitální rovině, tuhost hrudníku s maximem v jeho dolní části, nebo nevyváženost mezi aktivitou horních a dolních fixátorů hrudníku. Dysfunkce bránice může mít příčinu také v timingu, kdy koncentrická aktivita horní části m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis předbíhá aktivitu bránice. Nedostatečná aktivita je v m. obliquus internus, dolní části m. rectus abdominis a TrA (Kolář, 2009a s. 40-45). Pokud je pohyb prováděn v patologickém hybném stereotypu, výsledný výkon je nižší a s mnohem větší energetickou spotřebou (Janda, 1982).

#### ***1.1.3.2 Aktivita trupových svalů ve vztahu k Low Back Pain***

Pro pochopení této problematiky je třeba objasnit význam trupové stabilizace v reakci na jakékoliv posturální zatížení. Například pokud pohyb vychází z ramenních nebo loketních kloubů, aktivuje se i TrA. Pokud však pohyb vychází ze zápěstí, aktivita v TrA nebyla zaznamenána. Stejně chování jako TrA vykazuje i bránice. U rychlých pohybů byla aktivita trupových stabilizátorů vyšší oproti pomalým pohybům, tzn že jejich aktivita je výrazně ovlivňována rychlostí kontrakce a zatížením daných svalů (Hodges & Richardson, 1999).

Právě při pohybech horních končetin bylo u pacientů s chronickým LBP zjištěno zpoždění

kontrakce TrA a m obliquus internus (Hodges & Richardson, 1996; Hodges & Richardson, 1999). I další studie ukázala zpožděnou aktivaci svalů trupu během neočekávaného zatížení a autoři přepokládají, že toto zpoždění je předpoklad vzniku poranění v oblasti lumbální páteře (Cholewicki et al., 2005). Deficit ve stabilizační funkci autochtonní muskulatury, bránice, břišních svalů a svalů pánevního dna je velmi často zjištěn u pacientů s chronickou bolestí bederní páteře (Sheeran, 2010).

Výsledky dalších studií však ukazují, že porucha timigu svalů nemusí být pouze příčinou, ale i následkem vzniku LBP. Studie autorů Nelson-Wong a Callaghan přičítá zvýšenou koaktivaci mezi flekčními a extenčními svaly trupu vzniku LBP. U asymptomatických probandů, kteří byli vystaveni dvouhodinovému stoju, se projevila bolest beder právě u jedinců se zvýšenou aktivitou trupových svalů. Zvýšená bilaterální aktivita flexorů, extenzorů a gluteálních svalů nastala ještě před subjektivním vnímáním bolesti. Autoři tím pokládají domněnku, že tento koaktivační vzor nemusí být adaptací na LBP ale naopak jeho předstupeň (Nelson-Wong & Callaghan, 2010).

Hodges, Moseley a Gabrielsson (2003) zkoumali, zda jsou abnormality v motorickém řízení příčinou, nebo následkem bolesti bederní páteře. Během experimentálně navozené bolesti zjistili, že oproti ostatním svalům trupu TrA reagoval na tuto situaci konzistentně, což zahrnovalo sníženou EMG aktivitu i opožděnou reakci. Velmi podobně se choval TrA právě u pacientů s chronickými LBP, kteří byli v době měření bez bolesti. To by naznačovalo, že změny v motorickém řízení mají tendenci přetrvávat i po remisi LBP. Autoři se domnívají, že změny v aktivaci trupových stabilizátorů vznikají v důsledku bolesti a ne naopak. Není jasné, jak k tomu dochází, ale některé studie naznačují, že se jedná o změny v oblastech motorického kortexu, které se účastní plánování a provedení pohybu (Hodges et al., 2003a).

Ohledně změn aktivace svalů u pacientů s LBP zjistily studie změny i v paravertebrálních svalech. Nejvýraznější změny ve smyslu opožděné aktivace byly nalezeny v hlubokých vláknech m. multifidus (MacDonald et al., 2006). I v další studii byla zjištěna opožděná aktivace lumbální části MF a naopak zvýšená aktivita v povrchové části MF u pacientů s LBP v remisi. CNS pravděpodobně tímto mechanismem kompenzuje nepřipravenost páteře na zatížení z důvodu insuficience hlubokých vláken MF. Z dlouhodobého hlediska je ale zřejmě tato varianta neideální, jelikož u těchto pacientů dochází opakovaně k rozvoji LBP (MacDonald et al., 2011).

Změnu aktivace hlubokých a povrchových svalů trupu u pacientů s opakujícími se atakami LBP zmiňuje i studie autorů Tsao, Druitt a Hodges. Ti zároveň poukazují na fakt, že zpožděná aktivita hlubokých vláken m. multifidus a zvýšená aktivace vláken povrchových mění zatížení a dynamiku páteře, což by mohlo způsobovat právě opakované LBP. Jako vhodná léčba se nabízí trénink motorické kontroly, který by navodil správnou koaktivaci mezi hlubokými a povrchovými

svaly trupu (Sheeran, 2010, Tsao et al., 2010).

Další studie, která řešila poruchy motorické kontroly u pacientů s bolestí zad, porovnávala rozdíly v aktivaci bránice při posturálním zatížení a v klidu u zdravých probandů a probandů s chronickými LBP. Exkurze bránice byly zaznamenávány pomocí MRI, dále proběhlo měření spirometrem. U pacientů s LBP je oproti zdravým jedincům omezený pohyb střední a přední části bránice. Toto je způsobeno pravděpodobně tím, že zadní část bránice svírá u pacientů s LBP s páteří strmější úhel, než u zdravých jedinců. Tato změna postavení způsobuje větší vliv smykových sil na přední část obratlů, jelikož jsou taženy více kraniálně a ventrálně, což způsobuje biomechanické změny v páteři. Nejen správné postavení bránice vůči trupu, ale i správná aktivace a timing, je podmínkou pro její správnou kontrakci. Bránice pak může správně zvyšovat tlak v břišní dutině, což významně přispívá ke stabilitě bederní páteře. Také v této studii se autoři domnívají, že chronické bolesti mohou být způsobeny špatnou posturální funkcí bránice a dalších svalů trupu. Opět ale poukazují na to, že stále není jasné, zda porucha aktivace je příčina, nebo následek LBP (Kolář et al., 2012).

#### 1.1.4 Pojem „Core“

V předchozí kapitole jsme popsali, jak chápeme stabilizační systém páteře pro účely této diplomové práce. Ve světě se však používá mnoho termínů a popisů pro stabilizační systém páteře. Proto je nutné chápat princip, jakým je páteř stabilizována, a orientovat se v této velmi široké problematice.

V zahraniční literatuře se používá běžně výraz *core* nebo *core stability*. Je to vlastně synonymum pro tělesné jádro, také pro tělesný a pohybový střed, centrum stability i síly a zdroj pohybové energie (Panjabi, 1992; Kibler et al., 2006; Willardson, 2007; Doležal & Jebavý, 2013). Definice je však nejednotná. V této kapitole je uveden stručný úvod a informace o pojmu *core*, jelikož zahraniční studie s ním běžně pracují. Kybler et al. (2006) popsal *core* stabilitu jako schopnost kontrolovat pozici a pohyb trupu skrze pánev a dolní končetiny. *Core* umožňuje produkovat, kontrolovat, přenášet sílu a pohyb až do terminálních segmentů skrze aktivitu kinetických řetězců. Zatím neexistuje jedna přesná definice *core stability*. Jsou sice určité testy a způsoby jejího měření, ovšem nejsou sjednocené a objektivizovatelné (Liemohn et al., 2005; Waldhelm & Li, 2012; Butowicz et al., 2016).

Ač téměř každý autor vysvětluje stabilitu páteře jinak, naprostá většina studií zabývajících se *core* problematikou má společný znak. Všechny popisují udržení stabilní páteře pomocí trupových (zejména břišních) svalů a intraabdominálního tlaku. Trénink tělesného jádra podle nich znamená



posilování svalů středu těla tak, aby došlo k jejich zpevnění (aktivaci), což má za následek stabilitu axiálního systému, možnost vyvinout větší síly na periferiích a vede k lepší ekonomice pohybu. Core trénink také můžeme chápat jako aktivaci svalů v oblasti trupu při pohybech do všech možných směrů, ale i ve statické výdrži (Doležal & Jebavý, 2013).

## 1.2 Objektivizace posturálních funkcí

Nitrobřišní tlak se začal měřit v souvislosti s břišním kompartment syndromem na chirurgických a interních odděleních. S postupem času se ale metody měření nitrobřišního tlaku začaly využívat i v rehabilitaci za účelem zkoumání posturální funkce nitrobřišního tlaku. V této kapitole jsou uvedeny techniky přímého měření intraabdominálního tlaku a techniky měření posturální funkce břišních svalů, která nitrobřišní tlak zvyšuje.

### 1.2.1 Měření nitrobřišního tlaku (IAP)

#### 1.2.1.1 Přímé invazivní měření IAP

Při měření nitrobřišního tlaku využíváme Pascalův zákon - tlak se šíří všemi směry stejně. K tzv. přímému měření lze využít metalickou kanylu o velkém průměru a implantaci nafukovacího balónku (využíváno experimentálně) nebo manometrem při laparoskopii. Při klinickém měření, kdy je nutno měřit v určitých časových intervalech po dobu i několika dní, je přímé měření nitrobřišního tlaku nepraktické, s možností zavlečení intraabdominální infekce. Proto se upřednostňují nepřímé metody (Kural, 2007).

#### 1.2.1.2 Měření IAP pomocí močového katetru

Za zlatý standard v chirurgii je dnes považováno nepřímé měření nitrobřišního tlaku katetrem zavedeným do močového měchýře. Jde o metodu, kterou v roce 1984 popsal Kron a v roce 1998 dále rozvinul Cheatham. Základním principem je poznání, že konstantně naplněný močový měchýř přenáší intraabdominální tlak jako pasivní membrána. Konstantní náplň představuje 50 – 00 ml fyziologického roztoku po předchozím úplném vypuštění moči. Při měření nitrobřišního tlaku vycházíme z faktu, že poměr mezi močí a fyziologickým roztokem je 1:1, poměr mezi cm H<sub>2</sub>O a mm Hg je 1:1,36. Hodnota naměřeného tlaku se pak uvádí v cm vodního sloupce nebo mm rtuťového sloupce. Tento způsob měření také velmi dobře koreluje s intra-gastrickým tlakem. Při nepřímém měření intraabdominálního tlaku lze také využít měření tlaku ve v. cava inferior (přes v. femoralis) – využíváno v experimentu u zvířat (Shafik et al., 1991).

### ***1.2.1.3 Měření IAP pomocí gastrické sondy***

Velmi časté je měření IAP pomocí nasogastrické sondy nebo gastrostomického katetru přes žaludek (Shafik et al., 1991; Malbrain, et al., 2004). Spolu s intra gastrickým tlakem se měří i aktivita jícnových svěračů při problematice gastroesofageálního refluxu pomocí High-resolution manometrie (HRM), jelikož zejména dolní jícnový svěrač je závislý na posturální funkci bránice. HRM katetr s tlakovými kanály (20-36) je zaveden nasálně do žaludku, tlak je tak měřen ve stejném čase po celé délce jícnu. Sofistikované softweary hodnotí naměřené tlaky HRM, za použití interpolace a vytváří tak jícnovou tlakovou topografii (esophageal pressure topography-EPT), která zobrazuje motilitu jícnu, aktivitu a funkci svěračů, na grafu v podobě barevné škály, kde v reálném čase sledujeme intraesophageální tlakové změny. Správné zavedení HRM lze rozlišit díky přítomnosti tzv. " bodu tlakové inverze" což je úsek, kdy se při nádechu asociovaném s negativním intrathoraxálním tlakem invertuje na pozitivní intra-abdominální tlak (Henry, 2014; Carlson & Pandolfino, 2015).

Pouze nitrobřišní tlak se pomocí žaludeční sondy měří v situacích, kdy má pacient patologie v močovém ústrojí a nelze IAP měřit přes močový měchýř. Intra-gastrický tlak je snadno zjistitelný pomocí gastrického balonu umístěného do žaludku (Malbrain, et al., 2004). Mnoho studií potvrdilo, že nitrobřišní tlak měřený pomocí gastrické sondy odpovídá bez větších odchylek tlaku měřenému pomocí katetru zavedenému do močového měchýře (Collee et al., 1993; Sugrue et al., 1994).

Metoda měření IAP pomocí gastroesofageální sondy (často v kombinaci s EMG) se jako jedna z prvních, začala využívat při zjišťování posturální funkce intraabdominálního tlaku (Hodges et al., 2005). Měření pomocí gastroesofageální sondy je relativně přesné, avšak je velmi nepříjemné pro pacienta z důvodu dráždění sliznice a reflexní stimulace polykacího aktu. Dále je také měření velmi nákladné a časově náročné (Malbrain, et al., 2004).

### ***1.2.1.4 Měření IAP pomocí anorektální sondy***

Kromě gastrické sondy se využívá i anorektální sonda, kde zjišťujeme tlak v rektu a tím nepřímo nitrobřišní tlak pomocí speciálního tekutinou naplněného balonkového katetru (Malbrain, et al., 2004). Dále se také často měří funkce svěračů, které by měly reagovat na posturální zvýšení nitrobřišního tlaku (Shafik et al., 1991). Anorektální manometrie je jedna z nejrozšířenějších metod pro hodnocení funkce svěračů a tlaku v rektu. Poskytuje informace o klidovém tlaku v anu, tedy o funkci IAS, a tlaku při sevření, což se vztahuje k funkci zevního análního svěrače (Galandiuk et al., 2009). Jedná se o neinvazivní metodou využívající měření jak statických, tak i dynamických tlakových parametrů k posouzení anorektální funkce (Madoff et al., 2004). Nevýhodou je vysoká

cena přístroje a dráždění sliznice rektu při opakovaném měření. Toto měření je také psychicky náročné pro probanda. Měření tlaku v rektu je méně přesné oproti měření žaludečního tlaku. (Malbrain, et al 2004).

Výjimečně se využívá měření vaginálního tlaku pomocí podobného balonkového katetru jako u rektálního měření. Mimo rehabilitaci se tento postup používá v gynekologii u těhotných. Vaginálním manometrem lze opět zjišťovat nepřímo nitrobřišní tlak a funkci pánevního dna. Nevýhoda tohoto měření je podobná jako u rektální sondy a stejně tak má měření větší chybovost oproti žaludečnímu a močovému katetru (Malbrain, et al 2004). Měření nitrobřišního tlaku pomocí anální a vaginální sondy se v souvislosti s posturálními funkcemi využívala například již zmíněná studie Sapsforda a Hodgese (Sapsford & Hodges, 2001).

## **1.2.2 Měření aktivace břišních svalů**

### ***1.2.2.1 Elektromyografie***

Elektromyografie (EMG) patří mezi experimentální vyšetřovací metody, které umožňují objektivní hodnocení neuromuskulární činnosti pomocí registrace bioelektrických potenciálů (Krobot a Kolářová, 2011, s. 24; Rodová et al., 2001). Nejčastěji se využívají povrchové elektrody, které snímají akční potenciál velkého počtu motorických jednotek a jehlové elektrody, které snímají malý počet MU (motor unit). V případě SEMG se jedná o neinvazivní metodu, která využívá ke snímání signálů povrchové elektrody. Zdrojem signálů jsou akční potenciály vznikající postupným náborem motorických jednotek během kontrakční aktivity kosterních svalů v průběhu pohybu. Tyto akční potenciály prochází přes svalové tkáně, tuk a kůži k elektrodám (Konrad, 2005; De Luca et al., 2006). Výsledný EMG záznam – elektromyogram má podobu interferenčního vzorce, který je tvořen ze vzájemně se překrývajících sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek pod místem přiložených elektrod (Rodová et al., 2001). Velikost amplitudy tohoto záznamu informuje o množství svalových vláken, která se účastní vzniku akčního potenciálu. Frekvence zachycuje četnost výskytu akčních potenciálů za časovou jednotku (Konrad, 2005). Mezi parametry, které se v SEMG posuzují nejčastěji, patří: svalová aktivita, svalová synergie, timing svalové aktivace, vztah mezi svalovou silou a SEMG, případně svalová únava (Krobot a Kolářová, 2011, s. 15; De Luca et al., 1997).

Jehlová EMG zachycuje bioelektrické potenciály kosterního svalstva pomocí jehlových elektrod zavedených do příslušného svalu (Hodges et al., 2000; Demoulin et al., 2007). Hodnocenými parametry jsou inzerční aktivita, spontánní aktivita a volní aktivita. Hodnotí se zejména amplituda, případně počet fází a délka trvání kontrakce. Při zvyšování síly kontrakce

dochází k pozvolnému zahušťování vzorce až do obrazu tzv. interferenčního vzorce, jehož amplituda se fyziologicky pohybuje v rozmezí 1-5 mV. Patologií je nedosažení plné interference či změna amplitud (Keller, 1999).

V předchozích kapitolách je již uvedeno mnoho studií, které využívají ke svému výzkumu zejména EMG (jehlovou i povrchovou) a to jak k detekci aktivity povrchových zádových svalů, tak k detekci aktivity hluboko uložených svalů páteře a břišní stěny. V souvislosti se stavem autochtonní muskulatury a stabilizace páteře je EMG často užívaná metoda, která je ale zejména v případě jehlové EMG invazivní a celkově není jednoduchá na měření ani správné vyhodnocení.

### **1.2.2.2 Měření břišního svalstva pomocí ultrazvuku**

Ultrazvukové vyšetření je běžně užívanou metodou ve zdravotnictví. Používá se k vyšetřování měkkých tkání (Neuwirth, 1998). Ultrazvuk v reálném čase lze u břišních svalů používat jako vizuální feedback funkční aktivace. Poskytuje okamžitou informaci o výkonu díky zobrazení pohybu a kontrakci (ztlušťování) svalů v reálném čase (Henry & Westervelt, 2005).

S diagnostickým ultrazvukem pracoval například MacDonald et al. (2011). V této studii snímal pomocí ultrazvuku procentuální zvětšení tloušťky bederní části m. multifidus během extenze v kyčelním kloubu u pacientů s LBP, kteří procházeli fází remise. Proti zdravé kontrolní skupině se ukázala větší tloušťka lumbální části MF u skupiny chronickými bolestmi bederní páteře (MacDonald et al., 2011). Tento výsledek je překvapující, neboť předchozí studie udávají snížení tloušťky lumbální části MF u pacientů s akutní, ale i chronickou LBP (Hodges et al., 2006).

Měření břišních svalů pomocí ultrazvuku použil i například Hodges (2003b), který prokázal, že izometrické kontrakce břišních svalů produkují nelineární vzestup v tloušťce u transversus abdominis a obliquus internus a nelineární pokles v délce transversus abdominis. Pro změny těchto tří svalů (pro tloušťku TrA a OI a délku TrA) jsou konzistentní, jasné změny sonografických parametrů. Pro břišní svaly je ale senzitivita měření nižší než u končetinových svalů. Obliquus externus se chová odlišně, nemá konzistentní vztah mezi tloušťkou svalu a jeho aktivitou (měřeno jehlovou EMG). Časování změny architektury OE je nepravidelné a nemá daný vztah ke kontrakci svalu. Ve studii provedené Hodgesem tloušťka obliquus externus během aktivity nevzrůstá, i když na EMG jsou jasně viditelné změny. Dle Hodgese ultrazvuk nemůže být úspěšně použit ke sledování aktivity v tomto svalu. Největší změny na UZ se objevují při kontrakci abdominálního svalstva do 20% MVC, kontrakce nad 20% MVC již produkují jen drobné změny. Tato tendence je stejná i u končetinového svalstva (Hodges et al., 2003b).

Tato metoda není úplně běžně používána, jelikož vyžaduje zkušeného sonografistu a jak

už bylo řečeno výše, u měření břišního svalstva jsou výsledky méně přesné. Její výhodou je malá fyzická i psychická zátěž pro probanda.

### **1.2.2.3 Dynamometrie**

Pro neinvazivní vyšetření posturální funkce břišních svalů byl v rámci této diplomové práce sestaven unikátní svalový dynamometr. Skládá se ze dvou tlakových senzorů, které se připevní pomocí popruhů na břišní stěnu. Ty registrují tlak, který na ně vytváří břišní stěna během různých posturálních úkolů. Umístění senzorů je těsně nad tříselným vazem a spojnicí mamilární a bispinální linie a na dorzu v oblasti trigonum lumbale pod volnými žebry. Aby byla břišní stěna v těchto místech vytlačena proti senzoru, musí se zvýšit právě nitrobřišní tlak (více v kapitole Metodika). Podobný princip měření využili ve své studii i Malátova et al. (2008) a Charvát (2007), kteří pomocí dynamometrů objektivizovali aktivitu břišních svalů s ohledem na koaktivaci s bránicí a pánevním dnem. Aktivaci hlubokých břišních svalů se pokusili v další studii objektivizovat opět s podobným dynamometrem Malátová et al. (2013). Zjistila, že po 6týdenní terapii zaměřené na trupovou stabilizaci se zvýšila aktivace těchto svalů (Malátová et al., 2013). Podobný postup měření zvolil i Kumar et al. (2012). Použil tlakové senzory, které se umístily pod probanda ležícího na břiše. Ten měl břišní stěnou tlačit proti podložce a tím zvýšit tlak na senzor, který byl umístěn nad tříselným vazem. Objektivizoval tak efekt pohybové terapie u pacientů s LBP (Kumar et al., 2012). Ojedinelé výzkumy se zabývaly také měřením obvodu trupu, ale bylo zjištěno, že korelace obvodu trupu a nitrobřišním tlakem je velmi slabá (Kirkpatrick et al., 2000).

Přednostmi těchto senzorů jsou neinvazivnost a jednoduchost měření i vyhodnocení, dále nízká pořizovací cena. Nevýhodou je, že mohou snadno vzniknout chybné výsledky, pokud vyšetřující nedodrží přesný postup měření a upevnění senzorů. Tato diplomová práce by měla vytvořit podklad pro budoucí využití těchto zařízení pro výzkumná měření i pro terapii.

## 2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

### 2.1 Cíle

1) Stanovit normy definující míru fyziologické aktivace břišní stěny ve třech různých situacích (viz kapitola 3) - při klidovém dýchání, korigovaném dýchání a při posturální zátěži u mladé populace bez bolestí zad.

### 2.2 Dílčí cíle

1) Zjistit, zda se posturální aktivita břišní stěny v situaci s externí zátěží zvýší oproti situaci při klidovém dýchání.

2) Zjistit, zda se posturální aktivita břišní stěny v situaci při instruovaném zvýšení nitrobřišním tlaku (bráničním testu) zvýší oproti situaci při klidovém dýchání.

3) Zjistit, zda se v situaci při instruovaném zvýšením nitrobřišního tlaku (bráničním testu) zvýší aktivita břišní stěny oproti situaci s externí zátěží.

4) Zjistit, zda dojde v situaci s externí zátěží a při bráničním testu k rozdílnému nárůstu tlaku mezi horním a dolním senzorem v rámci jedné situace.

### 2.3 Hypotézy

#### 2.3.1 Hypotéza 1

H01: Při zvýšené posturální zátěži se nezvýší aktivita břišní stěny oproti klidovému dýchání.

HA1: Při zvýšené posturální zátěži se zvýší aktivita břišní stěny oproti klidovému dýchání.

#### 2.3.2 Hypotéza 2

H02: Při bráničním testu se nezvýší aktivita břišní stěny oproti klidovému dýchání.

HA2: Při bráničním testu se zvýší aktivita břišní stěny oproti klidovému dýchání.

#### 2.3.3 Hypotéza 3

H03: Při bráničním testu se nezvýší aktivita břišní stěny oproti situaci s posturální zátěží.

HA3: Při bráničním testu se zvýší aktivita břišní stěny oproti situaci s posturální zátěží.

#### 2.3.4 Hypotéza 4

H04: Rozdíl v nárůstu tlaků na obou senzorech se signifikantně neliší v situacích s externí zátěží a při bráničním testu.

HA4: Rozdíl v nárůstu tlaků na obou senzorech se signifikantně liší v situacích s externí zátěží a při bráničním testu.

## 3 METODIKA

### 3.1 Charakteristika souboru

Do měření bylo zařazeno 35 zdravých probandů ve věku 19-25 let bez akutních či chronických bolestí pohybového systému. Probandi nepocítovali během měření akutní bolest beder a ani v minulosti netrpěli bolestí dolní části zad, která by trvala déle než 3 měsíce. Stejně tak v minulosti netrpěli jinými závažnými patologiemi v oblasti trupu. U pacientů nikdy neproběhla terapie, ve které se využívala cílená aktivace hlubokého stabilizačního systému páteře. Z 35 probandů bylo 8 mužů a 27 žen.

Průměrný věk probandů byl 21,26 let; (SD  $\pm$  1,62), jejich průměrná výška dosahovala 170,51 cm; (SD  $\pm$  6,49). Průměrná hmotnost souboru je 63,17 kg (SD  $\pm$ 7,94). Z těchto dat byl vypočítán BMI (body mass index), jehož průměrná hodnota byla 24,07 (SD  $\pm$  3,02). Přehledná charakteristika celého souboru je v tabulce 1.

	Věk (let)	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	BMI
Průměr	21,26	170,51	63,17	24,07
SD	1,62	6,49	7,94	3,02

Tabulka 1: Charakteristika souboru

### 3.2 Přístroj Ohm Belt

Pro neinvazivní vyšetření síly svalů regulujících nitrobřišní tlak byl sestaven tlakový senzor (capacitive force sensor: 15mm průměr, 0.35 mm tloušťka, full scale range 0.45 kg, minimal detectable force 0.9g) nazvaný Ohmbelt. Tlakovým senzorem lze zaznamenat velikost rozšíření trupu v břišní oblasti vyjádřenou tlakem břišní stěny na senzor v gramech za časový úsek. Dvoukanálový tlakový (TS) senzor svou konstrukcí umožňuje současně měřit okamžité hodnoty silového působení svalů na dvou různých místech a také v závislosti na čase (tzn. lze vyhodnocovat jak velikost síly, tak i její dynamiku). Hlavním cílem TS je objektivizace míry aktivace svalů břišní stěny a teoreticky i nitrobřišního tlaku. TS je tvořen dvěma senzory. Pro uchycení senzorů na lidské tělo slouží soustava popruhů s možností nastavení jejich délky a fixací posuvnými přezkami. Rovněž je možný posuv mechanických částí TS tak, aby bylo možné dotykové plochy senzorů nastavit na požadovanou část lidského těla s možností přizpůsobení se konkrétním rozměrům těla. V místech dotykových ploch nastává aktivace, rozšiřuje se obvod pasu a vzniká tlak na dotykové plochy tlakového senzoru. Sensory jsou navíc vybaveny akcelerometry, proto lze monitorovat

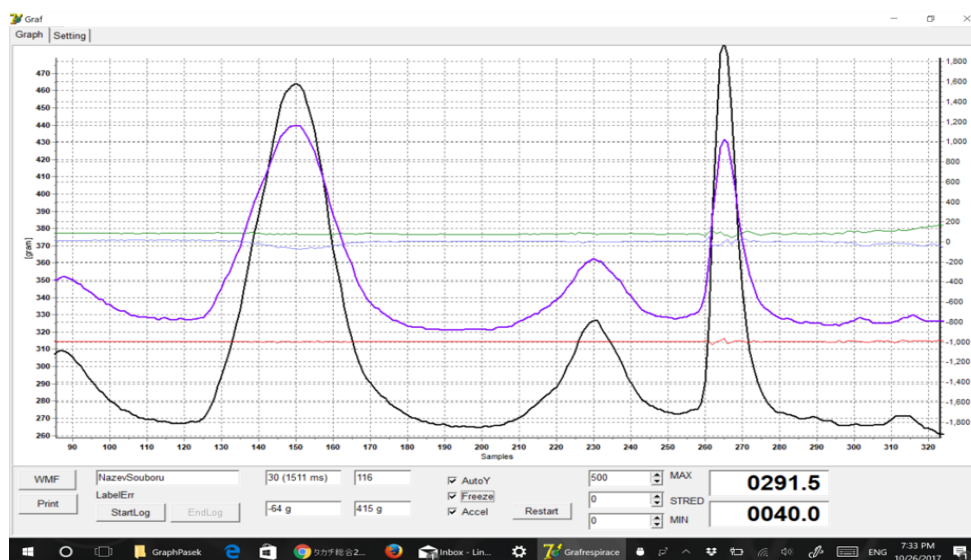


případnou kyfotizaci trupu, tj. substituční souhyb nahrazující zvýšení intraabdominálního tlaku při aktivaci břišních svalů.



Obrázek 1: Tlakový senzor

Senzory obsahují tenzometrický převodník síly na digitální signál, který je bezdrátově přes bluetooth přenášěn do notebooku kde software graficky zobrazí výsledky. Program umožňuje nahrávat libovolné časové sekvence, jejichž číselné hodnoty jsou automaticky generovány do programu MS Excel. V počítači je potom možné provádět grafická zobrazení dat a jejich vyhodnocení včetně archivace dat probandů. Při archivaci je příslušný soubor dat možno označit jménem probanda, datem měření a dalšími údaji.

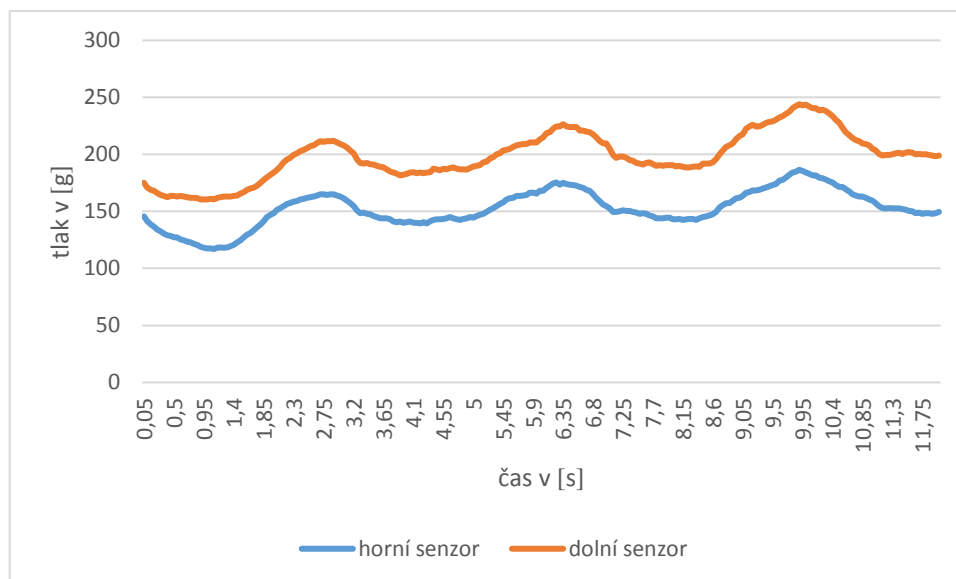


Obrázek 2: Křivky zobrazující tlak dvou částí břišní stěny (černá křivka: oblast laterodorzální – horní senzor a modrá křivka: nad tříselem – dolní senzor) v reálném čase přímo v programu pro Ohmbelt.

## SENSOR PERFORMANCE

Force Resolution	< 0.2% of Full Scale (FS)
Maximum Force	300% of FS
Typical Repeatability Error	< 1.0% (1 sigma of FS)
Operating Temperature	-40°C – 200°C
Temperature Sensitivity	Up to 0.2%/°C
Linearity Error	< 2.0%
Drift	< 2% per logarithmic time scale
Hysteresis	< 4.0%
Sensor Response Time	< 1ms (Measured using Oscilloscope)
Contact Surface Material	Polyimide
Sensor Thickness	0.35mm
Tail Length	50mm
Typical Baseline Capacitance	8mm: 75 pF; 15mm : 230 pF @ 100kHz
Typical Capacitance Change	8mm: 2.2 pF; 15mm : 5.5 pF @ 100kHz
ESD Sensitivity	Not sensitive to ESD
Material Grade	UL grade 94 V-1 or better

Obrázek 3: technické specifikace senzorů



Graf 1: Graf posturálního zatížení vytvořený z excelových hodnot. Modrá křivka – aktivace laterodorzální části břišní stěny na horní senzor, oranžová křivka – aktivace břišní stěny nad tříslem na dolní senzor

### 3.3 Příprava měření

Měření probíhalo za standardních podmínek (stejná místnost, teplota, vyšetřující). Místo pro správné umístění dotykových ploch svalového dynamometru bylo nutné nejprve palpačně

vyhledat. TS byly upevněny na tělo probanda pomocí popruhů. Pacient je ve výchozí pozici v napřímeném sedu s chodidly opřenými o zem na šířku pánve a s kyčelními klouby nad úrovní kolenních kloubů. V rámci této studie jsme použili dva tlakové senzory. První senzor (pro zjednodušení ve statistice používáme název **Horní senzor**) je umístěn na dorzu v oblasti trigonum lumbale, pod volnými žebry. Druhý senzor (pro zjednodušení ve statistice používáme název **Dolní senzor**) je připevněn těsně nad tříselným vazem a na spojnici mamilární a bispinální linie. Aby byla břišní stěna v těchto místech vytlačena proti senzoru, musí se zvýšit právě i nitrobřišní tlak v rámci celé posturální koaktivace a nestačí pouze lokální kontrakce daného svalu (Kolář, 2009).



Obrázek 4: Umístění senzorů na trupu

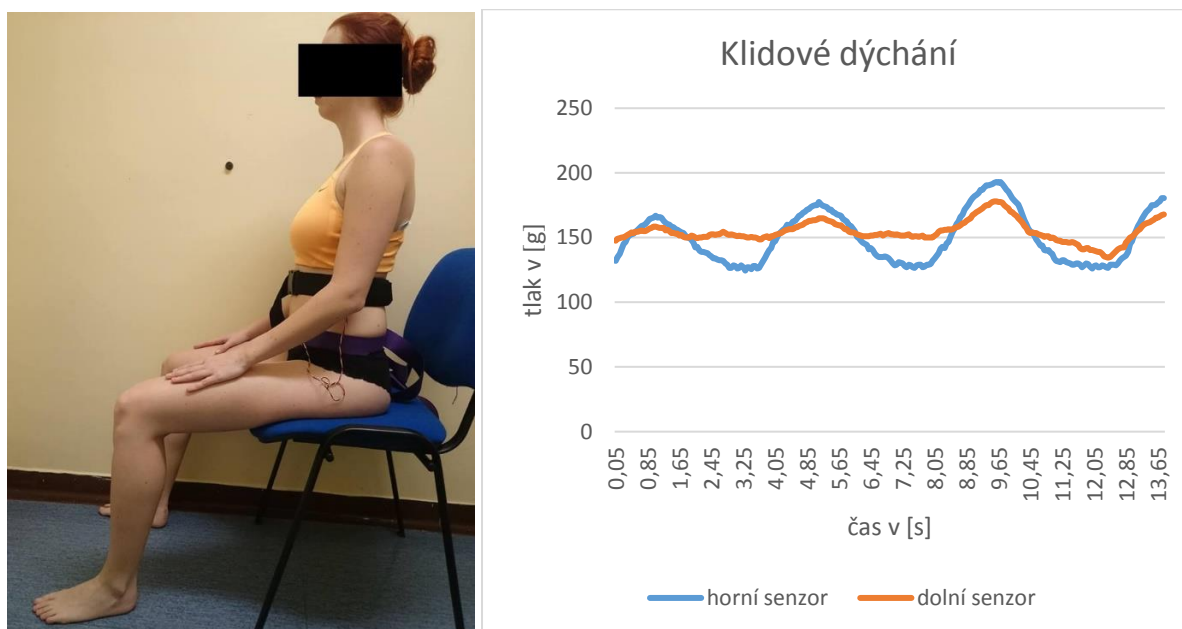
Oba senzory se před každým měřením nejprve kalibrují na nulovou hodnotu prostřednictvím “Zero” funkce. Poté se jeden senzor připevní do oblasti trigonum lumbale tlakem 120g  $\pm$  10 g. Druhý senzor se připevní do oblasti nad tříselným vazem tlakem 140g  $\pm$  10g. Takováto kombinace upevnění zajišťuje dostatečně přesné měření senzorů, a zároveň nepůsobí mechanickou překážku pro pohyb hrudníku. Během vytváření metodiky bylo změřeno přes 20 cvičných probandů za různých situací a s různými formami upevnění, pro definici unifikovaného připevnění senzorů a způsobu měření, při kterém bude zaručená dostatečná přesnost a citlivost měření.

### 3.4 Měřené situace

U všech probandů byla měřena míra a distribuce aktivity břišní stěny v 10s trvajících intervalech ve třech posturálních situacích. Probandi byli vždy ve výchozí pozici v napřímeném sedu s chodidly opřenými o zem na šířku pánve a s kyčelními klouby nad úrovní kolenních kloubů. Při situaci č. 3 respektive při bráničním testu požadujeme, aby proband provedl protitlak s roztažením dolní části hrudníku. Během vyšetření zůstává páteř celou dobu v napřímeném držení,

nesmí se kyfotizovat v hrudní oblasti. V místech dotykových ploch nastává aktivace břišních svalů, rozšiřuje se obvod pasu a vzniká tlak na dotykové plochy tlakového senzoru. Tímto testem hodnotíme schopnost aktivovat zvýšení nitrobřišního tlaku, to znamená společnou koaktivaci bránice, břišních svalů a svalů pánevního dna (Kolář a Lewit, 2005). Cíleně jsme situaci s bráničním testem dali na konec celého měření, abychom probandovi nenaznačovali, jak zapojit nitrobřišní tlak, a tudíž první i druhá měřená situace hodnotí spontánní nekorigovanou aktivaci břišní stěny probanda při klidovém dýchání i při posturální zátěži, bez předchozí korekce nebo edukace.

**1. situace:** Klidové dýchání v sedě: Proband měl za úkol sedět ve výchozím nastavení a dýchat přirozeným způsobem bez jakýchkoliv dalších instrukcí. Dále budeme používat v textu pro tuto situaci zkratku klidové dýchání (KD)



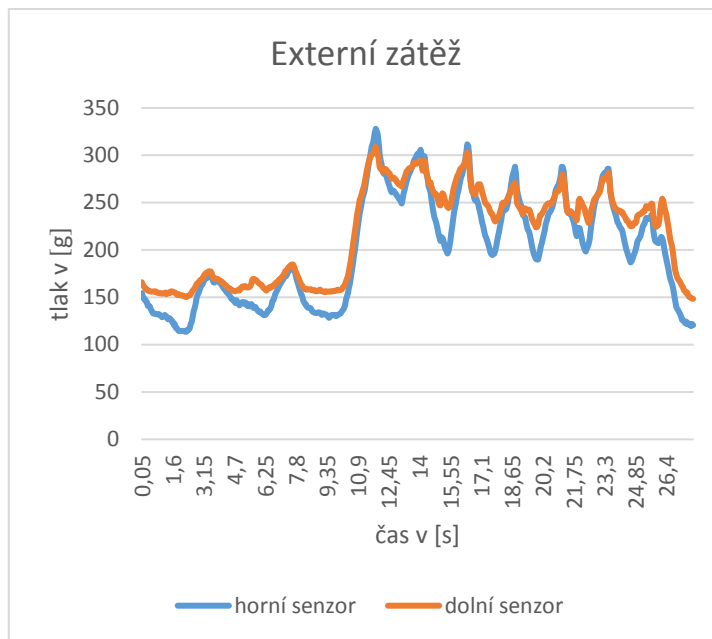
Obrázek 5: Situace klidového dýchání (KD)

Graf 2: Grafické znázornění klidového dýchání (KD) u vzorového probanda

**2. situace:** Dýchání se statickou externí zátěží v sedě: Proband držel činku vážící 20% jeho hmotnosti v předpažených horních končetinách a loktech flektovaných na 90° a při tom normálně dýchal. Dále budem v textu používat pro tuto situaci zkratku externí zátěž (EZ).



Obrázek 6: Situace externí zátěž (EZ)

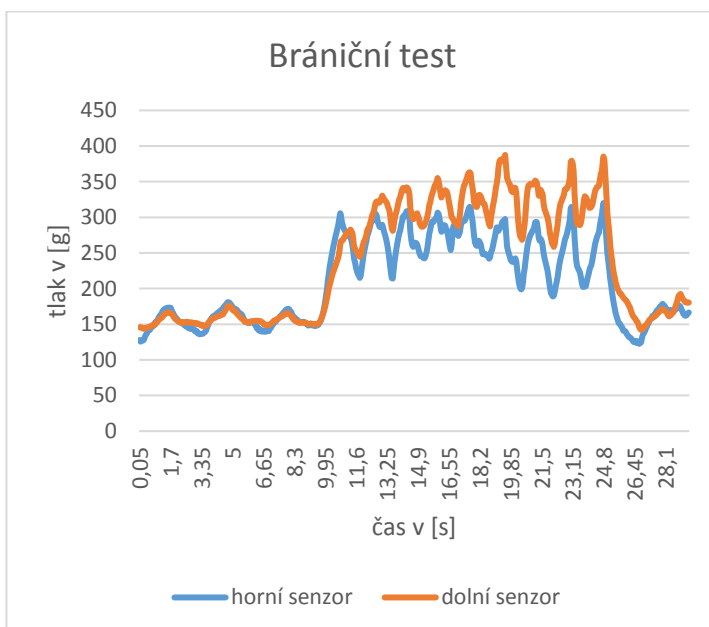


Graf 3: Grafické znázornění externí zátěže (EZ) u vzorového probanda kde je v 10 s vidět zvednutí činky

**3. situace:** Cílené zvýšení intraabdominálního tlaku ve spojení s dechovou funkcí po instrukci terapeuta: Pacient byl vyzván, aby během inspiria i expiria vytvářel tlak břišní stěnou na dolní senzor a na prst kterým vyšetřující tlačil do oblasti třísla na druhé straně trupu. Dále budeme používat v textu pro tuto situaci zkratku brániční test (BT).



Obrázek 7: Situace bráničního testu (BT)



Graf 4: Grafické znázornění bráničního testu (BT) u vzorového probanda, kde je v 10s vidět povel ke zvýšení nitrobřišního tlaku

## 4 VÝSLEDKY

Každá situace byla měřena po dobu cca 16 s, jelikož jsme ve vyhodnocení vynechali začátek a konec měření z důvodu artefaktů a neustálené reakce břišních svalů. Pro vyhodnocení byl použit interval blížící se 10 vteřinám, ze kterého jsme vypočítali průměrné hodnoty. Měření začalo v preinspirační pauze prvního vyhodnoceného nádechu a končilo na konci posledního vyhodnoceného výdechu. Z těchto přibližně desetisekundových intervalů jsme spočítali průměrnou hodnotu pro danou posturální situaci a daný časový úsek u každého probanda. Vyhodnocovali jsme zvlášť hodnoty horního i dolního senzoru, jelikož byla u probandů aktivita různých částí břišní stěny v odlišných posturálních situacích jiná.

V první části vyhodnocení porovnáme, jak se liší nárůst tlaku mezi jednotlivými situacemi. V druhé části vyhodnocení nás bude zajímat, zda se lišil v daných situacích nárůst tlaku mezi senzory.

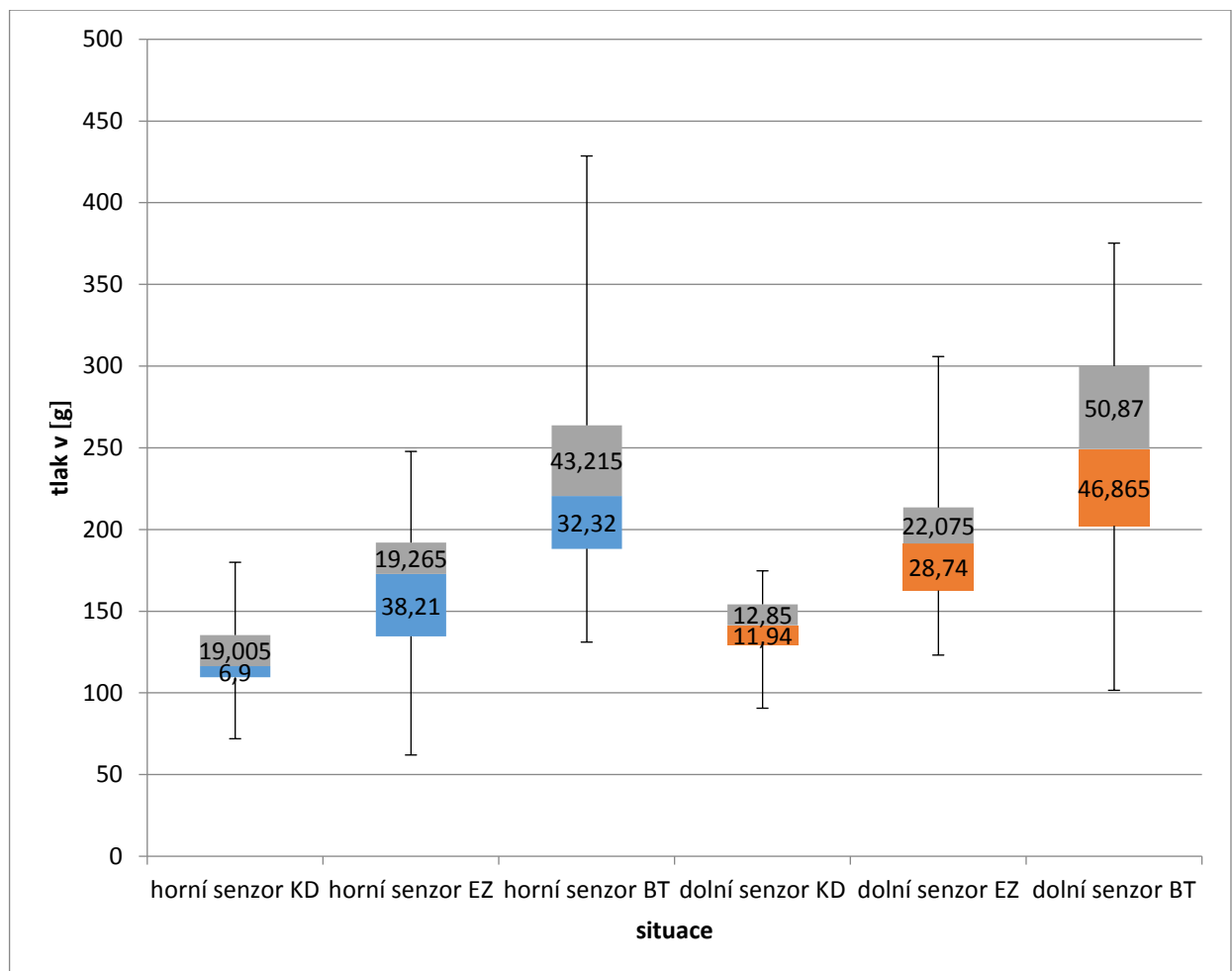
### 4.1 Statistická analýza dat

Statistické zpracování dat jsem konzultoval s Mgr. Petrem Novákem Ph.D. Všechny jednodušší statistické funkce a grafy byly počítány pomocí Microsoft Office 2013- Excel 2013. Pro složitější analýzu a grafické zobrazení výsledků byl použit program R 3.1.2. Testujeme vždy hypotézu, zda jsou zkoumané znaky shodné ( $H_0$ ), proti alternativě, zda jsou významně odlišné ( $H_A$ ). Výsledkem statistického testování je vždy p-hodnota. Je-li p-hodnota vyšší než 0,05, nezamítáme hypotézu shody a mezi znaky není významný rozdíl. Je-li p-hodnota nižší než 0,05, zamítáme hypotézu shody ve prospěch alternativy, že mezi znaky je významný rozdíl v příslušném směru.

Před analýzou je potřeba zjistit, jestli mají data normální (Gaussovo) rozdělení, aby bylo možné použít obvyklý Studentův t-test. Všechny p-hodnoty jsou vyšší než 0,05. P-hodnoty testu normality pro jednotlivá měření:  $p=0,2708$ ;  $p=0,6479$ ;  $p=0,4371$ ;  $p=0,5857$ ;  $p=0,721$ ;  $p=0,5553$ . Tedy na hladině spolehlivosti  $\alpha=5\%$  nezamítáme hypotézu normality rozdělení dat a můžeme použít t-test.

Hypotézy jsou postavené tak, že shrnují obecně celkové výsledky a chování celého vzorku. Na boxplotovém grafu 5 je dobře vidět vzestupná tendence u obou senzorů během situací klidové dýchání, extení zátěž a brániční test. U některých jedinců však výsledky neodpovídaly výsledkům většiny, jak je také vidět na boxplotovém grafu (graf 5), kde je vidět minimální hodnota, maximální hodnota, 1. a 3. kvartál a medián. Zejména u situace 3 (brániční test) je vidět velká nehomogenita

výsledků. Podrobněji tyto jevy probereme v diskusi.



Graf 5: Boxplotový graf zobrazuje: minimální hodnotu, maximální hodnotu, 1. a 3. kvartál a medián jednotlivých měření

## 4.2 Výsledky k hypotézám HA1, HA2

Chtěli jsme potvrdit nebo vyvrátit hypotézy:

**HA1:** Při zvýšené externí zátěži se zvýší aktivita břišní stěny oproti klidovému dýchání.

**HA2:** Při bráničním testu se zvýší aktivita břišní stěny oproti klidovému dýchání.

Hypotézy	Situace	Senzor	Nárůst mezi situacemi v g	Procentuální nárůst	p-hodnota t-testu
<b>HA1</b>	Externí zátěž vs klidové dýchání	Horní s.	41,32	33,39%	<u>0,0079</u>
		Dolní s.	49,76	35,05%	<u>0,0009</u>
<b>HA2</b>	Brániční test vs klidové dýchání	Horní s.	104,56	84,49%	<u>&lt;0,0001</u>
		Dolní s.	107,04	75,39%	<u>0,0009</u>

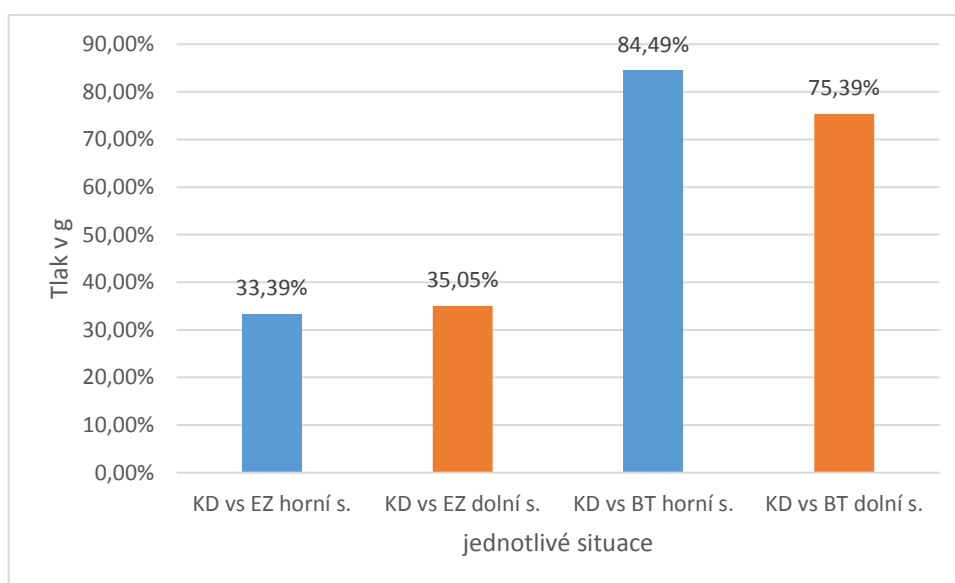
Tabulka 1: Výsledky pro Hypotézy H1a H2

Rozdíl mezi průměrným naměřeným tlakem při zvýšené externí zátěži a v klidovém dýchání, je podle očekávání kladný pro horní i dolní senzor. Použili jsme vždy párový t-test s jednostrannou alternativou pro test hypotézy, zda je průměrný tlak při externí zátěži resp. při bráničním testu stejný jako v klidovém dýchání, nebo jestli je významně vyšší. Všechny p-hodnoty jsou nižší než 0,05. Na hladině významnosti  $\alpha=5\%$  (viz. Tabulka 2: výsledky pro Hypotézy 1 a 2) tedy platí:

**HA1: Při zvýšené externí zátěži se zvýší aktivita břišní stěny oproti klidovému dýchání.**

**HA2: Při bráničním testu se zvýší aktivita břišní stěny oproti klidovému dýchání.**

Můžeme tak vyjádřit i procentuální nárůst o kolik se zvýšil tlak oproti klidovému stavu. (viz. Tabulka 2: výsledky pro Hypotézy 1 a 2 a Graf 6.



Graf 6: Grafické znázornění průměrných nárůstu tlaku u situace klidové dýchání (KD) vs externí zátěž (EZ) a klidové dýchání (KD) vs brániční test (BT)



### 4.3 Výsledky pro hypotézu HA3

Chtěli jsme potvrdit nebo vyvrátit hypotézu:

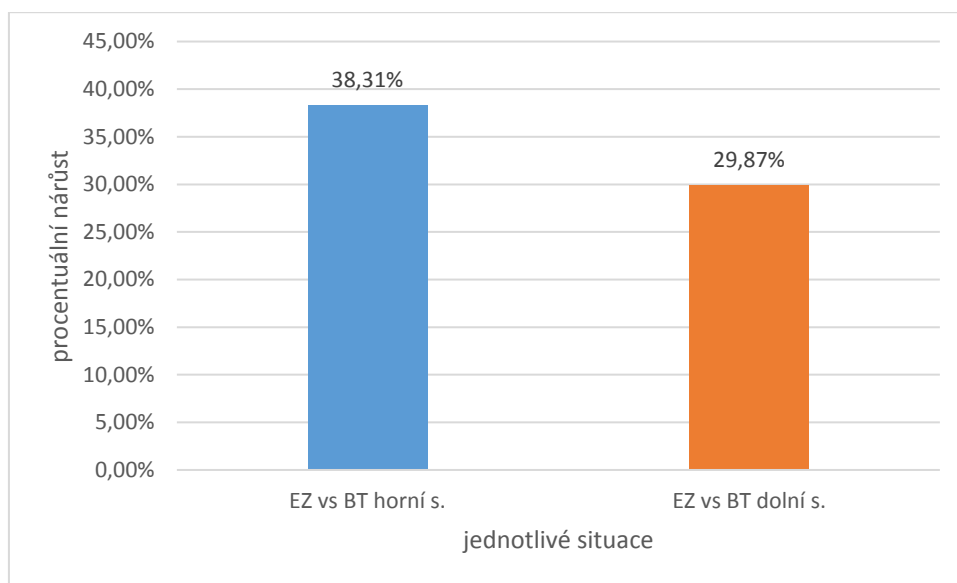
**HA3: Při bráničním testu (BT) se zvýší aktivita břišní stěny oproti situaci s externí zátěží (EZ)**

Hypotéza	Situace	Senzor	Nárůst v gramech	Procentuální nárůst	p-hodnota t-testu
<b>H3</b>	Externí zátěž vs brániční test	Horní s.	63,24	38,31%	<u>0,0167</u>
		Dolní s.	57,28	29,87%	<u>0,0196</u>

Tabulka 3: Výsledky pro Hypotézu 3

Rozdíl mezi průměrným naměřeným tlakem při korekci a při zátěži je podle očekávání kladný pro horní i dolní senzor, což je dobře vidět na grafu 7. P-hodnoty párových t-testů jsou nižší než 0,05. Na hladině významnosti  $\alpha=5\%$  (viz tabulka 3) tedy platí:

**HA3: Při bráničním testu se zvýší aktivita břišní stěny oproti situaci s externí zátěží.**



Graf 7: Grafické znázornění průměrných nárůstu tlaku u H3 – externí zátěž (EZ) vs brániční test (BT)

#### 4.4 Výsledky k hypotéze HA4

Chtěli jsme potvrdit nebo vyvrátit hypotézu:

**HA4: Rozdíl v nárůstu tlaků mezi horním a dolním senzorem není statisticky významný v situacích s externí zátěží a při bráničním testu.**

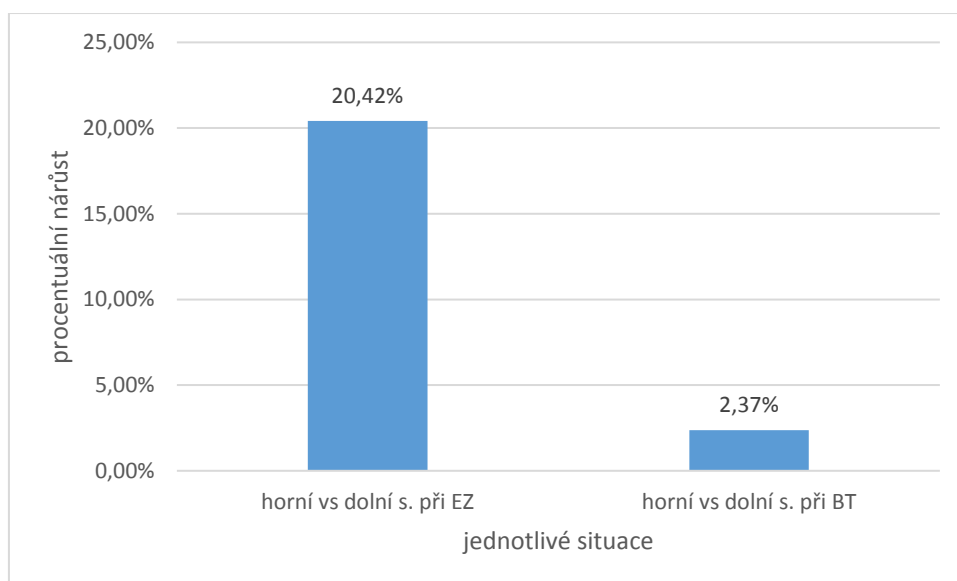
Hypotéza	Senzor	Situace	Nárůst v gramech	Procentuální nárůst	p-hodnota t-testu
<b>H4</b>	Rozdíl v nárůstu mezi horním a dolním senzorem	Externí zátěž	8,44	20,42%	<b>0,9094</b>
		Bráničním test	2,48	2,37%	<b>0,6677</b>

Tabulka 4: Výsledky pro Hypotézu 4 rozdíl v nárůstu tlaků mezi horním a dolním senzorem při EZ a BT

P-hodnoty párových t-testů jsou vyšší než 0,05 (viz tabulka 4). Na hladině významnosti  $\alpha=5\%$  tedy nelze říct, že by se nárůst měřeného tlaku mezi horním a dolním senzorem významně lišil v situaci s externí zátěží a v situaci s bráničním testem, přestože rozdíl zde je. V obou případech došlo k většímu nárůstu na dolním senzoru orpoti hornímu (viz graf 8).

Platí tedy hypotéza:

**H04: Rozdíl v nárůstu tlaků mezi horním a dolním senzorem není statisticky významný v situacích s externí zátěží a při bráničním testu.**



Graf 8: Grafické znázornění průměrných rozdílů tlaků mezi senzory v situaci externí zátěž (EZ) a brániční test (BT), kdy vyšší nárůsty byly v obou případech na dolním senzoru

## 5 DISKUZE

### 5.1 Diskuze k teoretické části

Posturální funkci bránice dokázal již Skládal, který pozoroval posturální reakci bránice podmíněnou rychlým postavením se na špičky. Během tohoto pokusu došlo při poklesu bránice k výraznému zvýšení její EMG aktivity. Tuto odpověď nazval posturální reakcí (Skládal, 1976). Také samotný nitrobřišní tlak vytvořený souhrou trupových svalů má významnou posturální funkci (Neumann & Gil, 2002; Hodges et al., 2005; Kolář 2006).

Mnoho studií potvrdilo, že nitrobřišní tlak, vytvořený koaktivací břišních svalů, zádových svalů, svalů pánevního dna a bránice, zvyšuje stabilitu trupu a zejména bederní páteře. Tato koaktivace nastává při jakýchkoliv zvýšených posturálních nárocích (O'Sullivan, 2000). Díky dalším studiím, které poukazyvaly na změnu aktivace svalstva trupu po poranění bederní páteře u pacientů s chronickou bolestí bederní páteře, vešel do povědomí pojem stabilizační systém páteře (Hodges & Richardson, 1996; Hodges & Richardson, 1998). Tyto výzkumy sloužily k lepšímu pochopení kontroly zapojení svalstva trupu v rámci neuromuskulárního pojetí, speciálně u bolestí a poranění bederní páteře.

Otázkou je, při jakém zatížení by tato situace měla nastat a jakou silou musíme kontrahovat svaly trupu, aby došlo v dané situaci k adekvátní stabilizaci páteře? Odpověď není příliš jasná. Během stoje a chůze jsou svaly trupu minimálně aktivovány (Andersson et al., 1996). Během stoje je „aktivní“ stabilizace dosažena pomocí velmi slabé kokontrakce flexorů a extenzorů trupu, odhadovaná na méně než 1 % (White & McNair, 2002). U pomalých pohybů končetin byla aktivita trupových svalů výrazně nižší než u rychlých, to znamená, že jejich aktivita je výrazně ovlivňována rychlostí kontrakce a zatížením daných svalů (Hodges & Richardson, 1999). Do budoucna je potřeba více měření specifikujících, za jaké situace je aktivita trupových svalů již příliš malá a neadekvátní.

Další otázkou je, do jaké míry platí teze, že porucha posturální koaktivace svalů trupu je predispozicí pro budoucí bolesti zad z funkčních, později morfologických příčin. Deficit ve stabilizační funkci autochtonní muskulatury, bránice, břišních svalů a svalů pánevního dna je často zaznamenán u pacientů s LBP (Cresswell et al., 1994; Hodges & Richardson, 1999; Kolář & Lewit 2005; Philips et al., 2008; Tsao et al., 2010; Sheeran, 2010). Další studie ale poukazují na to, že souvislost mezi opožděnou nebo nedostatečnou aktivací trupových svalů není jednoznačná (Lederman, 2010). Například u vrcholových hráčů golfu byla aktivita břišních svalů a známky

únavy svalů (po opakovaném švihů) podobné, ať šlo o asymptomatické jedince nebo jedince s CLBP (Horton, 2000).

Vyvstává také otázka, zda jsou tyto poruchy v aktivaci svalů příčinou či následkem patologie v oblasti bederní páteře. Je již dlouho známo, že při poranění a bolesti dochází ke změnám motorické kontroly (Freeman et al., 1965). Víme, že následně po poranění se svaly ko-kontražují kolem kloubu (kromě dalších komplexních reakcí). Tato odpověď na poranění je podobná u CLBP pacientů (Freeman et al., 1965; Nouwen et al., 1987), obdobný fenomén byl pozorován u trupu, kdy pouhé ohrožení bolestí v bedrech vedlo k jinému posturálnímu napětí (Moseley & Hodges, 2006). Někteří autoři se proto domnívají, že zpožděná aktivace u jedinců s LBP slouží spíše jako následná ochranná reakce pro bedra než dysfunkční vzorec aktivace (Moseley et al., 2003; Moseley et al., 2004).

Je pravděpodobné, že obě teorie jsou za určité situace relevantní. Pokud nastane porucha stabilizační funkce páteře, do budoucna to znamená zvýšené riziko poranění beder (Cholewický et al., 2005). Zároveň ale všechny svaly reagují na nociceptivní dráždění změnou aktivace kolem daného segmentu, a proto v některých případech změna v této koaktivaci může být následkem, a ne příčinou bolestí zad (Lederman, 2010). O to důležitější je správná diagnostika v oblasti problematiky low back pain.

Situace může být ještě složitější, jelikož Kolář v praxi rozlišuje 5 důvodů změny posturálního zajištění. Kromě již zmíněných neurologických příčin a protektivního chování, přidává ještě habituační vlivy, geometrické parametry v kloubech a vlivy psychické (Kolář, 2016).

Každá metoda objektivizace posturálních funkcí má své klady i zápory. Invazivní metody jako je jehlová EMG nebo jícnová manometrie většinou přinášejí přesnější informace o aktivitě svalů nebo změnách nitrobřišního tlaku. Nevýhodou ale je, že jsou velmi zatěžující pro měřeného i náročné pro vyšetřujícího. Například dráždění jícnu sondou je reflexní stimul pro polykání a pro některé jedince i zvracení, tudíž nitrobřišní tlak a aktivita bránice, které tímto měřením snímáme, jsou modifikovány a jejich reakce nemusí odpovídat standartní posturální odpovědi. Ať už měříme invazivně nebo neinvazivně, vždy je naše měření stimul pro tělo probanda, a tudíž nikdy zřejmě nedosáhneme objektivizace 100% přirozené reakce posturálního systému. Měli bychom se však během měření tomuto ideálu snažit přiblížit.

Většina studií se zaměřuje na jednotlivé svaly nebo na jednotlivé části stabilizačního systému páteře. Stabilizační systém ale funguje jako jedna jednotka. Lidská páteř sama o sobě je nestabilní struktura a její stabilita je zajištěna pomocí koaktivace trupového svalstva. Funkce určité

svalové skupiny, zejména TrA (jako hlavní anteriorní stabilizátor páteře), je často mylně považována v této reakci za klíčovou. Dnes již víme, že za stabilitu trupu odpovídá mnoho různých svalů, jejichž stabilizační funkce se mění dle situace (Lederman, 2010).

Na druhou stranu, čím více se snažíme objektivizovat co nejobsáhleji posturální koaktivace trupových svalů, tím hůře se výsledky interpretují, jelikož je zde mnoho proměnných vlivů, které narušují jak měření, tak vyhodnocení.

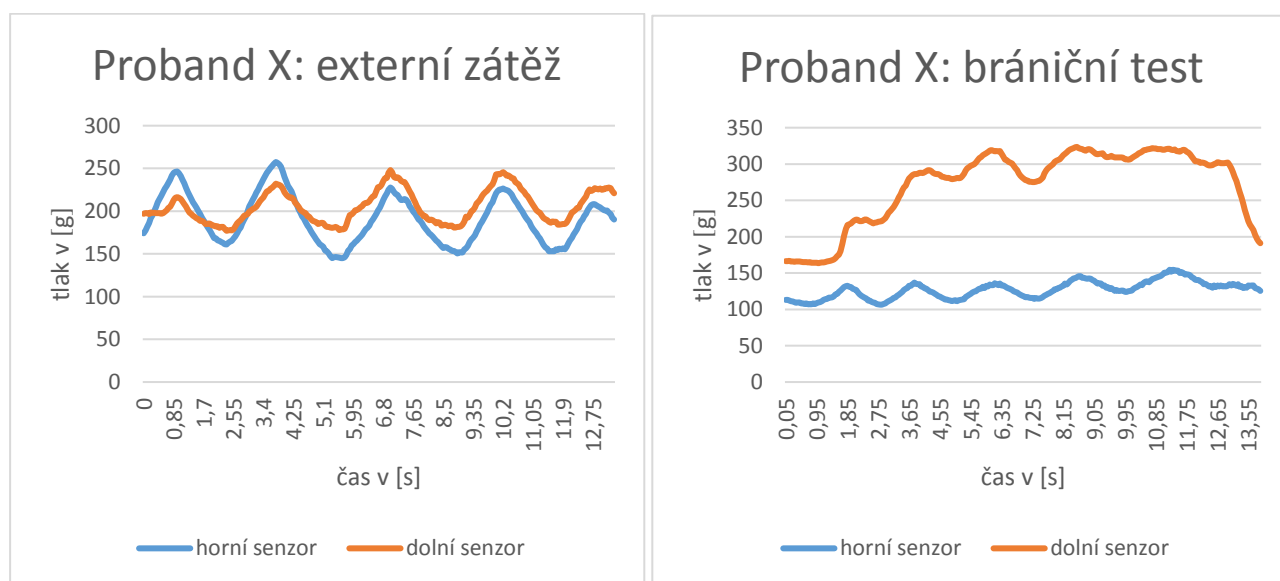
## 5.2 Diskuze k praktické části

V rámci našeho výzkumu se podařilo statisticky prokázat, že oproti klidovému dýchání se při zvětšeném posturálním zatížení zvýší aktivita břišních svalů (**HA1**, **HA2**). Podobné výsledky s EMG břišních svalů i měřením nitrobřišního tlaku potvrdilo mnoho studií, kdy se prokázalo, že jakákoliv posturální zátěž aktivuje stabilizační systém trupu v rámci koaktivace bránice, břišních svalů a svalů pánevního dna a s tím související vzestup nitrobřišního tlaku (Neumann & Gil, 2002; Hodges et al., 2005; Kolář 2006; Akuthota, 2008; Stokes, 2011). Při posturální zátěži se má nitrobřišní tlak v břišní dutině rozpínat všemi směry stejně a trup by se měl rozšiřovat jako jeden celek (Kolář, 2005). Toto jsme potvrdili, jelikož v situacích s držením externí zátěže i při cíleném zvýšení nitrobřišního tlaku stěny nebyl statisticky významný rozdíl v nárůstu tlaku mezi horním a dolním senzorem (**H04**). V individuálních případech se však během našich měření stalo, že nárůst na jednom nebo druhém senzoru byl výrazně rozdílný, což Kolář považuje za patologii (Kolář, 2009). Je otázka a cíl do budoucna zjistit, v jakém rozpětí se může rozdíl rozšíření jednotlivých částí trupu pohybovat, abychom to považovali za fyziologickou odchylku i v rámci interindividuální motorické funkce. Další otázkou je, jak moc tuto posturální reakci může ovlivnit trénink určité pohybové aktivity, jako jsou například jógová cvičení, kde se s dýcháním do břišní oblasti pracuje (Reifenauer & Daďová 2016).

Dále jsme statisticky potvrdili, že zdraví mladí probandi jsou schopni pod volní kontrolou zaktivovat souhru bránice, břišních svalů a svalů pánevního dna (**HA2**). Ukázalo se také, že posturální zátěž ve formě držení 20% váhy svého těla průměrně využije zhruba dvě třetina maxima koaktivace trupových svalů vytvořené vědomou aktivací (**HA3**). Otázkou je, jak by tyto hodnoty vypadaly, pokud by probandi drželi větší % své váhy. Vypozorovali jsme, že u několika probandů, které jsme nechali držet činku 60s, se zvětšila amplitúda horního senzoru a klesl tlak na dolním senzoru. Jelikož ale tato situace nebyla oficiálním předmětem zkoumání této diplomové práce, nemáme tuto domnětku statisticky potvrzenou.

V roce 2013 prováděla Malátová et al. studii s již zmíněným podobným principem měření.

Po šesti týdenním programu, kdy se pacienti učili cíleně aktivovat posturální stabilizační systém, se objektivně zvýšil tlak, kterým břišní stěna tlačila na senzory. U 87% probandů se zlepšila aktivace břišního svalstva v bráničním testu (Malátová et al., 2013). Tento pozitivní výsledek vznikl v důsledku motorického učení. Bohužel autorka neměřila také situaci bez vědomé korekce, tudíž nevíme, jak moc pacienti po 6týdenním programu zlepšili mimovolní aktivaci svého stabilizačního systému páteře. I naše studie potvrzuje, že většina zdravých mladých lidí umí dobře zapojit nitrobřišní tlak pod kognitivní kontrolou (**HA2**), zároveň při mimovolním zapojením v rámci situace s držením činky o 20% hmotnosti těla tato aktivace nastává v očekávatelné menší míře (**HA3**). V individuálních případech jsme mohli také pozorovat, že neodpovídal charakter reflexní funkce a volní kontrola trupové stabilizace. U několika probandů (celkem šesti) se stalo, že reflexní nárůst tlaku u situace č. 2 s držením činky byl u dolního senzoru vyšší než u horního senzoru a v situaci č. 3 brániční test se tato situace obrátila a u dolního senzoru byl nižší nárůst tlaku než u horního (viz grafy 9 a 10).



Graf 9: Aktivita břišní stěny u bráničního testu

Graf 10: Mimovolní aktivita břišní stěny, s externí zátěží

K vysvětlení těchto nesourodých výsledků může napomoci princip motorického učení. Pokud trénujeme jakoukoliv aktivitu, naučíme se jí (Roles et al., 2005). Jestliže se jedinec snaží trénovat správnou aktivitu břišních svalů vleže na zádech, není jisté, že bude tuto aktivitu schopen transformovat do stoje, běhu, předklonu při zvedání předmětu, sedu atd. (Karst & Willett, 2004). Pokud bude chtít využívat tuto naučenou reakci i v těchto zmíněných pohybech a polohách, je třeba ji v daných situacích trénovat (Stanton et al., 2004). To by mohlo vysvětlovat některé nesourodé výsledky v naší studii, kdy se volní schopnost zaktivovat břišní svaly neprojevila v adekvátním rozsahu i u posturální zátěže.

Podobný princip měření s monitorací tlaku vytvořeného břišní stěnou, používala ve své studii Malátová (2009). Pro zaznamenání tlaku využila dynamometry s tenzometrickým převodníkem síly. Systém upevnění se lehce lišil od našeho, nicméně základní metodický princip byl stejný. Malátová pro měření použila nejen brániční test, ale i test sed-leh jako příklad nekorigované posturální aktivace břišních svalů. Pomocí 4 dynamometrů zjišťovala celkový tlak, který vytváří břišní stěna a kolik % z celkového tlaku se projeví na jednotlivých dynamometrech. Studie Malátové ukázala rozdílné aktivace různých částí břišní stěny i signifikantní rozdíl v celkovém tlaku mezi oběma situacemi (Malátová & Dřevikovská, 2009). Ač lze považovat tyto dvě měření za objektivnější porovnání volní a mimovolní aktivace břišního lisu, jedná se o příliš rozdílné situace. Sed-leh je dynamická aktivita s jiným postavením trupu, než je statická situace měření bráničního testu. V naší studii jsme porovnávali statické situace ve stejné pozici, tudíž můžeme lépe porovnat rozdíly v aktivacích a je menší riziko, že výsledky změnila chyba měření.

Malátová též uvádí nadměrné vytlačení horní části břišní stěny oproti dolní části v monitorovaných situacích, což autoři považují za patologický stereotyp (Malátová & Dřevikovská, 2009). My jsme tento trend nepotvrdili, jelikož nárůst tlaků nebyl pro celou skupinu všech měřených probandů v situaci s externí zátěží i v situaci s bráničním testem na obou senzorech statisticky rozdílný (**HA4**). Individuálně se však rozdílné nárůsty vyskytovaly, jak už jsme zmiňovali výše. Urquhart zjistil, že při různých pohybech horních končetin v různých výchozích pozicích se jednotlivé části m. transversu abdominis zapojují s jiným timingem a s jinou intenzitou (Urquhart et al., 2005). Dokonce ani během obyčejné rotace trupu není aktivita v TrA rovnoměrná (Urquhart & Hodges, 2005). Ač musí všechny svaly trupu fungovat jako jedna funkční jednotka, drobné rozdíly v kontrakcích při konkrétních situacích mohou nastávat, což by mohlo vysvětlovat i rozdílné výsledky tlaků mezi horním a dolním senzorem u některých námi měřených probandů.

### 5.3 Limity

I přes klady měření pomocí nového přístroje použitého v této práci (jednoduché na vyhodnocení, nenákladné a neinvazivní) je nutné uvést limity měření, které mohly výsledky ovlivnit.

- Je nutné přísně dodržovat umístění senzorů. Pokud se tříselný senzor aplikuje příliš mediálně, je ovlivněn aktivací m. rectus abdominis, pokud je senzor v trigonum lumbale aplikován příliš kraniálně, tlačí na něj primárně žebra, a ne břišní stěna.
- Pokud má proband zvýšené množství podkožního tuku, přesnost měření je snížena z důvodu

zvýšené vzdáleností mezi břišními svaly a tlakovým senzorem, přes kterou musí tlak projít. Nástup tlaku je opožděn a aktivace nedosahují tak vysokých hodnot. Navíc u obézních lidí lze hůře zacílit upevnění senzorů do trigonum lumbale a na tříselnou oblast.

- Příliš malé utážení popruhů upevňujících senzor snižuje citlivost senzorů, jelikož nastává prodleva, než se břišní stěna opře o senzory. Příliš velké utážení způsobí příliš velkou mechanickou překážku pro břišní stěnu a projev této funkce bude narušen.
- Měřili jsme unilaterálně pouze s dvěma senzory. Do budoucna plánujeme rozšířit měření na čtyři senzory po obou stranách břišní stěny.
- Limitujícím faktorem je také fakt, že námi měření probandů byli sice asymptomatictí, ale nevíme, jestli jejich posturální koaktivace svalů trupu byla fyziologická. V rámci pokračování výzkumu bychom také celkově chtěli zvýšit počet probandů, jelikož v rámci této diplomové práce výsledky mnoha probandů nebyly zahrnuty do statistického zpracování z důvodu vytváření metodiky.

## 5.4 Cíle pro další měření

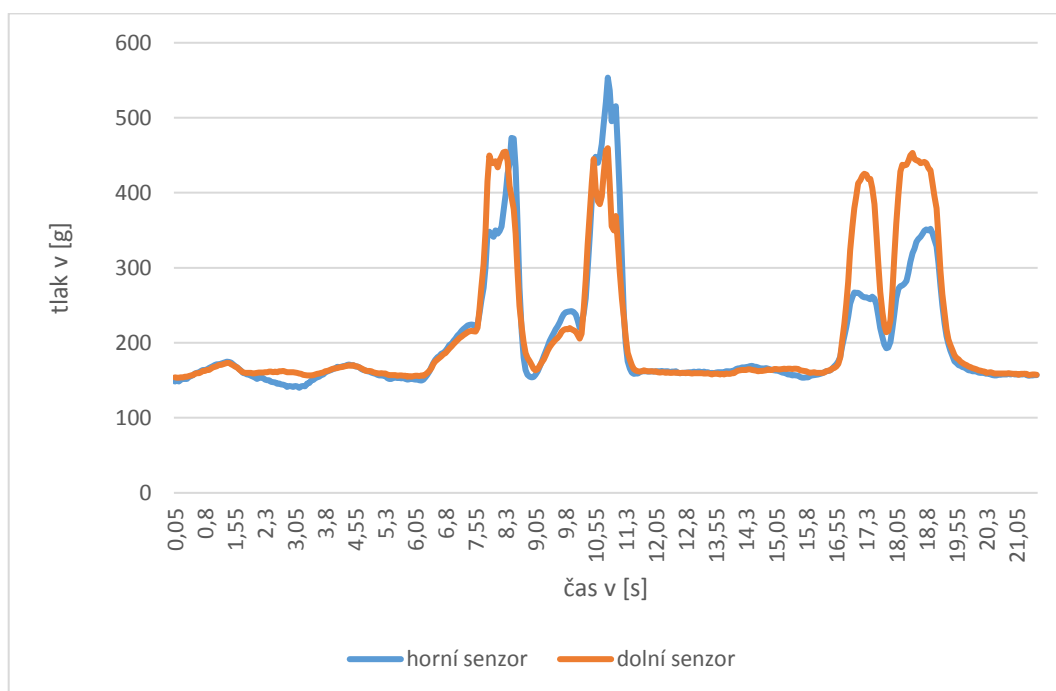
V příštích letech plánujeme měření většího počtu zdravých jedinců v různém věku a jejich porovnání se skupinou pacientů s LBP. Cílem bude najít případné rozdíly v posturální aktivaci břišních svalů. Plánujeme také vyhodnotit longitudinální vývoj jedinců a nynější skupinu probandů změřit za 2 roky s cílem zjistit, jak se výsledky změní. Pokud u některých v budoucnu propuknou bolesti zad, bylo dobré vysledovat, jestli tito probandi nemají charakterově podobné reakce břišních svalů na posturální zatížení. Ohm Belt by mohl sloužit také jako biofeedback pro pacienty, kteří jsou v terapii pro poruchu této funkce

Statisticky jsme prokázali předpokládané reakce posturální funkce břišních svalů u zdravé populace bez chronických bolestí zad, ale i v takto homogenní skupině probandů se individuálně vyskytovali jedinci vykazující rozdílné výsledky. Je třeba u těchto odlišných výsledků vyšetřit, proč konkrétní jedinci takto reagovali. Do budoucna bude zajímavé sledovat jen průměr tlaku za daný časový úsek, ale i velikost amplitud, jelikož u některých pacientů docházelo výraznému poklesu tlaku při expiriu přestože průměrné hodnoty za celý měřený cyklus byly vysoké. Z klinického hlediska nás také zajímá kromě pacientů s low back pain i změna posturální funkce břišních svalů u dalších patologií v oblasti trupu. Zatím se můžeme jenom domnívat, zda pomocí tlakových senzorů měříme nepřímě i nitrobřišní tlak. Jedním z hlavních cílů tak bude v budoucnu porovnat pomocí anorektální manometrie korelaci mezi nitrobřišním tlakem a tlakem vyvíjeném břišní stěnou



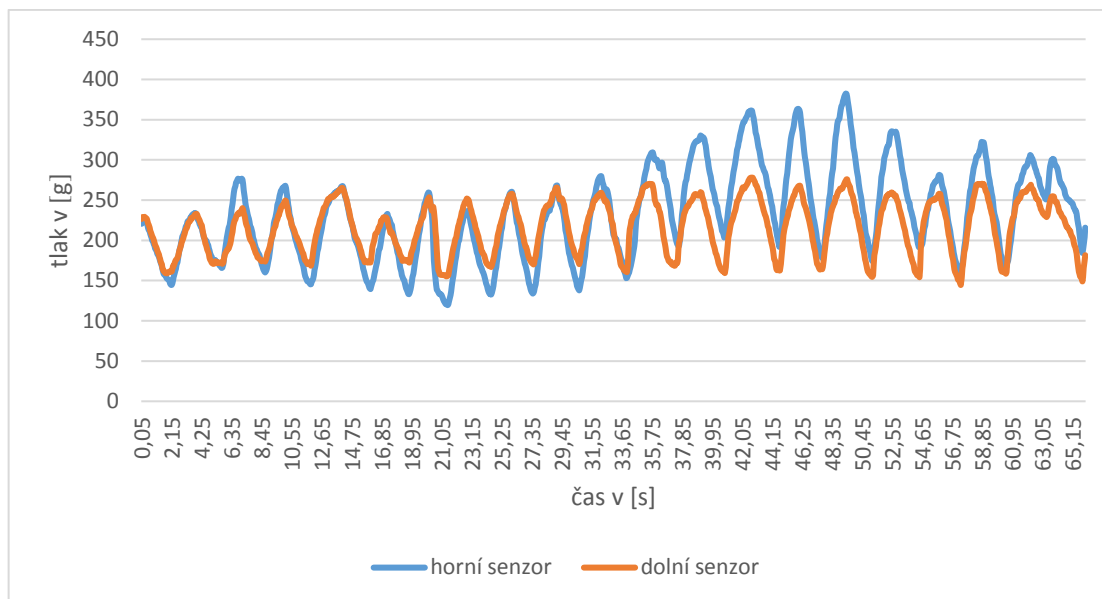
na senzory.

Během měření jsme se zabývali i dalšími situacemi, které jsme ale z kapacitních důvodů nezařazovali do této diplomové práce. Například v situacích, kdy proband zakašlal, se objevovaly dvojnásobně vyšší tlaky zejména na tříselném senzoru oproti situaci, kdy měl maximálním volným úsilím tlačít proti tomuto senzoru (viz graf 11). Další měření mohou zkoumat, jak se liší tlaky při posturálním zatížení a při reflexních reakcích jako je defekace nebo kašel, kde se nitrobřišní tlak významně uplatňuje (Agostoni et al., 1960; Leith et al., 1986).



Graf 11: Aktivita břišní stěny při kašli (první dva peaky) a při tlaku na stoličici (druhé dva peaky)

Další otázkou je, jak se posturální koaktivace začne chovat při zvýšených nárocích na respirační funkci. Víme, že posturální aktivita a dechová funkce bránice spolu souvisí a probíhají paralelně. Dochází k synchronizaci dechu s posturálně složitější funkcí nebo dochází až k apnoické pauze, kdy je respirační svalstvo využito pro posturální činnost (Kolář, 2006). Toto se však může uskutečnit pouze za podmínek nezvýšené potřeby ventilace, jelikož zvýšená hladina CO<sub>2</sub> působí reflexní povolení tonické aktivity bránice a ruší tak její stabilizační funkci (Hodges et al., 2001). Plánujeme tudíž porovnat tuto aktivitu se spirometrickým měřením. Mimo zde prezentovanou statistiku jsme měřili také maximální výdrž v situaci sedu s činkou o 20% hmotnosti probanda drženu v horních končetinách. Zajímavé bylo, že zhruba po minutě začal stoupat tlak a zvětšovat se amplitudy horního senzoru na úkor tříselného senzoru, což může svědčit o ovlivnění posturální funkce respirační funkcí (viz graf 12).



Graf 12: Aktivita břišní stěny při minutové výdrž v situaci s externí zátěží

V neposlední řadě lze pomocí senzorů použitých v této práci objektivizovat stereotyp dýchání v rámci posouzení dechové vlny u pacientů s respiračními a posturálními odchylkami, jelikož normální dechová mechanika hraje klíčovou roli při stabilizaci páteře a při držení těla. Porucha dechového stereotypu přispívá k rozvoji bolesti a ovlivňuje motorické funkce, což vede k dysfunkčním pohybovým vzorcům (Bradley & Esformes, 2014). Pro tuto problematiku již podobné senzory použila také Malátová (2016), která potvrdila, že dvouměsíční trénink cílených dechových cvičení má statisticky významný vliv na posílení dýchacích svalů aktivujících se při bráničním dýchání (Malátová & Bahenský, 2016).

## ZÁVĚR

Tato diplomová práce se zaměřuje na objektivizaci posturální funkce břišní stěny a s tím souvisejícího nitrobřišního tlaku.

V teoretické části přináší práce přehled poznatků ohledně posturální funkce břišních svalů a souvislost této koaktivace s nitrobřišním tlakem. Stručně jsme také uvedli výsledky studií, které řešily vztah posturální aktivace trupových svalů a LBP. Součástí teoretické části je přehled metod využívaných k měření nitrobřišního tlaku a aktivity břišních svalů v kontextu posturálních funkcí. V této části jsme představili novou metodiku měření aktivity břišních svalů pomocí tlakových senzorů připevněných na břišní stěnu v oblasti třísla a trigonum lumbale.

V praktické části jsme změřili skupinu 35 zdravých, mladých probandů ve 3 posturálně odlišných situacích v sedě: při klidovém dýchání, v situaci s přidanou externí zátěží, kdy proband držel činku o hmotnosti odpovídající 20% hmotnosti těla probanda, a v situaci korigovaného dýchání s maximální volní aktivací břišní stěny, tj. v situaci bráničního testu. Prokázali jsme signifikantní zvýšení míry aktivace břišní stěny v situaci externí zátěží a při bráničním testu oproti klidovému nekorigovanému respiračnímu stereotypu. Dále byl pozorován signifikantně větší nárůst aktivity břišních svalů při bráničním testu oproti situaci s externí zátěží. Nepotvrdil se statisticky významný rozdíl v nárůstu tlaků mezi oběma senzory v rámci jednotlivých situací.

V rámci práce byl prezentován nový metodický postup objektivizace míry aktivace břišní stěny, resp. nepřímého měření intra-abdominálního tlaku, pomocí nového přístroje Ohm Belt. Prokázali jsme, že při zvýšených posturálních nárocích se břišní stěna aktivuje signifikantně víc oproti klidovému dýchání. Zároveň se prokázalo, že při bráničním testu jsou probandi schopni vyvinout ještě vyšší aktivitu břišních svalů, než kterou využili při držení závaží o 20% tělesné hmotnosti. U zdravých jedinců, resp. u jedinců bez bolestí pohybového systému, dochází ke stejnému nárůstu aktivity břišních svalů v oblasti třísla a v oblasti trigonum lumbale. Nová metoda měření pomocí unikátních senzorů prezentovaná v rámci této diplomové práce by v budoucnu mohla sloužit jako standard vyšetření, objektivizace efektu terapie i jako terapeutický biofeedback klientů s bolestí zad a jinými funkčními patologiemi pohybového systému.

## REFERENČNÍ SEZNAM

- AGOSTONI, E.; SANT'AMBROGIO, G.; CARRASCO, H. Del Portillo. Electromyography of the diaphragm in man and transdiaphragmatic pressure. *Journal of applied physiology*, 1960, 15.6: 1093-1097.
- AKUTHOTA, Venu, et al. Core stability exercise principles. *Current sports medicine reports*, 2008, 7.1: 39-44.
- ANDERSSON, E. A., et al. EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clinical Biomechanics*, 1996, 11.7: 392-400.
- BLANCHET, Mariève; MARCHAND, Denis; CADORET, Geneviève. Postural control adjustments during progressive inclination of the support surface in children. *Medical Engineering and Physics*, 2012, 34.7: 1019-1023.
- BONETTI, Matteo, et al. Intraforaminal O2-O3 versus periradicular steroidal infiltrations in lower back pain: randomized controlled study. *American journal of neuroradiology*, 2005, 26.5: 996-1000.
- BRADLEY, Helen; ESFORMES, Joseph Dr. Breathing pattern disorders and functional movement. *International journal of sports physical therapy*, 2014, 9.1: 28.
- BRONSTEIN, A. M.; T BRANDT, MH WOOLLACOTT. JG NUTT 2004 Clinical disorders of balance posture and gait, Ed. Arnold, 2th ed. 444p.
- BUTOWICZ, Courtney M., et al. Validation of two clinical measures of core stability. *International journal of sports physical therapy*, 2016, 11.1: 15.
- CARLSON, Dustin A.; PANDOLFINO, John E. High-resolution manometry in clinical practice. *Gastroenterology & hepatology*, 2015, 11.6: 374.
- CHARVÁT, Robert. Dynamometrické vyšetření stabilizace bránice. 2007.
- CHEATHAM, Michael L.; SAFCSAK, Karen. Intraabdominal pressure: a revised method for measurement. *Journal of the American College of Surgeons*, 1998, 186.5: 594-595.
- CHOLEWICKI, Jacek, et al. Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine*, 2005, 30.23: 2614-2620.

- COLLEE, G. G., et al. Bedside measurement of intra-abdominal pressure (IAP) via an indwelling naso-gastric tube: clinical validation of the technique. *Intensive care medicine*, 1993, 19.8: 478-480.
- COOMBS, Helen C. The mechanism of the regulation of intra-abdominal pressure. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 1922, 61.1: 159-170.
- CRESSWELL, A. G.; ODDSSON, L.; THORSTENSSON, Alf. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Experimental brain research*, 1994, 98.2: 336-341.
- DE LUCA, Carlo J., et al. Decomposition of surface EMG signals. *Journal of neurophysiology*, 2006, 96.3: 1646-1657.
- DEMOULIN, Christophe, et al. Lumbar functional instability: a critical appraisal of the literature. In: *Annales de readaptation et de medecine physique*. Elsevier Masson, 2007. p. 677-684.
- DOLEŽAL Martin; JEBAV7 Radim. *Přirozený funkční trénink*. Grada Publishing as, 2013.
- DEYO, Richard A.; NACHEMSON, Alf; MIRZA, Sohail K. Spinal-fusion surgery—the case for restraint. *The Spine Journal*, 2004, 4.5: S138-S142.
- DVOŘÁK, R.; HOLIBKA, V. Nové poznatky o strukturálních předpokladech koordinace funkce bránice a břišní muskulatury. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2006, 13.2: 55-61.
- ECKMANN, T., & STODART, D. 2015. The power of posture. *The Journal on Active Aging* (July), 54–68.
- FRANK, Clare; KOBESOVA, Alena; KOLAR, Pavel. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International journal of sports physical therapy*, 2013, 8.1: 62.
- FREEMAN, M. A. R.; DEAN, M. R. E.; HANHAM, I. W. F. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *Bone & Joint Journal*, 1965, 47.4: 678-685.
- GALANDIUK, Susan; ROTH, Leslie A.; GREENE, Quincy J. Anal incontinence—sphincter ani repair: indications, techniques, outcome. *Langenbeck's archives of surgery*, 2009, 394.3: 425.
- GRELOT, Laurent; MILLER, Alan D. Vomiting-Its ins and outs. *Physiology*, 1994, 9.3: 142-147.
- JANDA, Vladimír. *Základy kliniky funkčních/neparetických/hybných poruch*. Ustav pro další vzdělávání středních pracovníků, Brno, 1984.

- HENRY, Sharon M.; WESTERVELT, Karen C. The use of real-time ultrasound feedback in teaching abdominal hollowing exercises to healthy subjects. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2005, 35.6: 338-345.
- HENRY, Maria Aparecida Coelho de Arruda. Diagnosis and management of gastroesophageal reflux disease. ABCD. *Arquivos Brasileiros de Cirurgia Digestiva (São Paulo)*, 2014, 27.3: 210-215.
- HODGES, Paul W.; RICHARDSON, Carolyn A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 1996, 21.22: 2640-2650.
- HODGES, P. W., et al. Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *The Journal of Physiology*, 1997a, 505.2: 539-548.
- HODGES, Paul W.; RICHARDSON, Carolyn A. Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics*, 1997b, 40.11: 1220-1230.
- HODGES, Paul W.; GANDEVIA, Simon C.; RICHARDSON, Carolyn A. Contractions of specific abdominal muscles in postural tasks are affected by respiratory maneuvers. *Journal of Applied Physiology*, 1997c, 83.3: 753-760.
- HODGES, Paul W.; RICHARDSON, Carolyn A. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 1999, 80.9: 1005-1012.
- HODGES, Paul W.; GANDEVIA, Simon C. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of applied Physiology*, 2000, 89.3: 967-976.
- HODGES, Paul W.; HEIJNEN, Inger; GANDEVIA, Simon C. Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *The Journal of physiology*, 2001, 537.3: 999-1008.
- HODGES, Paul W. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Experimental brain research*, 2001, 141.2: 261-266.
- HODGES, Paul W., et al. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Experimental Brain Research*, 2003a, 151.2: 262-271.

- HODGES, P. W., et al. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle & nerve*, 2003b, 27.6: 682-692.
- HODGES, Paul W.; HIDES, Julie. *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization: a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain*. Churchill Livingstone, 2004.
- HODGES, Paul W., et al. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *Journal of biomechanics*, 2005, 38.9: 1873-1880.
- HODGES, Paul, et al. Rapid atrophy of the lumbar multifidus follows experimental disc or nerve root injury. *Spine*, 2006, 31.25: 2926-2933.
- HORTON, John F. *Abdominal muscle characteristics of elite male golfers with and without chronic low back pain*. University of Calgary, 2000.
- KAPANDJI, I. A. The physiology of the joints. 1970. *E&S Livingstone Google Scholar*, 1974.
- KARST, Gregory M.; WILLETT, Gilbert M. Effects of specific exercise instructions on abdominal muscle activity during trunk curl exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2004, 34.1: 4-12.
- KIBLER, W. Ben; PRESS, Joel; SCIASCIA, Aaron. The role of core stability in athletic function. *Sports medicine*, 2006, 36.3: 189-198.
- KIRKPATRICK, Andrew W., et al. Is clinical examination an accurate indicator of raised intra-abdominal pressure in critically injured patients?. *Canadian Journal of Surgery*, 2000, 43.3: 207.
- KELLER, Otakar. *Obecná elektromyografie*. Triton, Praha, 1999, 1-176.
- KOBESOVA, A.; VALOUCHOVA, P.; KOLAR, P. Dynamic Neuromuscular Stabilization: Exercises based on developmental kinesiology models. *Functional Training Handbook*. Philadelphia: Wolters & Kluwer, 2014, 25-51.
- KOLÁŘ, Pavel; LEWIT, Karel. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 2005, 5: 270-275.
- KOLÁŘ, Pavel. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů—diagnostika. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2006, 4.13: 155-170.
- KOLÁŘ, Pavel. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře—terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2007, 1: 3-17.

- KOLÁŘ, Pavel, et al. *Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1, s. 40-45, 2009a.*
- KOLÁŘ, P. Vertebrogenní algický syndrom. *Kolář, P. Rehabilitace v klinické praxi, 2009b, 1: 450-469.*
- KOLÁŘ, Pavel, et al. Postural function of the diaphragm in persons with and without chronic low back pain. *journal of orthopaedic & sports physical therapy, 2012, 42.4: 352-362.*
- KOLÁŘ, P., 2016. Ideomotorické funkce ve sportu. [online] [vid. 2016 – 07 - 06]. Dostupné z: <http://docplayer.cz/9703692-Ideomotoricke-funkce-ve-sportu-p-kolar.html>
- KONRAD, Peter. The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography, 2005, 1: 30-35.*
- KROBOT, Alois; KOLÁŘOVÁ, Barbora. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci. Univerzita Palackého v Olomouci, 2011.*
- KRON, Irving L.; HARMAN, P. KENT; NOLAN, STANTON P. The measurement of intra-abdominal pressure as a criterion for abdominal re-exploration. *Annals of surgery, 1984, 199.1: 28.*
- KUMAR, Suraj, et al. Effect of dynamic muscular stabilization technique on low back pain of different durations. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation, 2012, 25.2: 73-79.*
- KURAL, Tomáš. Význam měření intraabdominálního tlaku u těžké akutní pankreatitidy. 2007.
- LEITH, David E., et al. Cough. *Comprehensive Physiology, 1986*
- LEDERMAN, Eyal. The myth of core stability. *Journal of bodywork and movement therapies, 2010, 14.1: 84-98.*
- LIEMOHN, Wendell P.; BAUMGARTNER, Ted A.; GAGNON, Laura H. Measuring core stability. *Journal of Strength and Conditioning Research, 2005, 19.3: 583.*
- LIPPERT, L. S. *Clinical Kinesiology and Anatomy: FA Davis Company. 2011.*
- MADOFF, Robert D., et al. Faecal incontinence in adults. *The Lancet, 2004, 364.9434: 621-632.*
- MACDONALD, David A.; MOSELEY, G. Lorimer; HODGES, Paul W. The lumbar multifidus: does the evidence support clinical beliefs?. *Manual therapy, 2006, 11.4: 254-263.*



- MACDONALD, David A.; DAWSON, Anna P.; HODGES, Paul W. Behavior of the lumbar multifidus during lower extremity movements in people with recurrent low back pain during symptom remission. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 2011, 41.3: 155-164.
- MALATOVA, Renata, et al. The objectification of therapeutical methods used for improvement of the deep stabilizing spinal system. *Neuro endocrinology letters*, 2007, 28.3: 315-320.
- MALATOVA, Renata, et al. Technical means for objectification of medical treatments in the area of the deep stabilisation spinal system. *Neuro endocrinology letters*, 2008, 29.1: 125-130.
- MALATOVA, R.; DŘEVIKOVSKÁ, P. Testing procedures for abdominal muscles using the muscle dynamometer SD02. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2009, 223.8: 1041-1048.
- MALÁTOVÁ, Renata; ROKYTOVÁ, Jitka; STUMBAUER, Jan. The use of muscle dynamometer for correction of muscle imbalances in the area of deep stabilising spine system. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2013, 227.8: 896-903.
- MALÁTOVÁ, R.; Bahenský, P. Intervence dechových cvičení a její vliv na dechový stereotyp, Intervention breathing exercise and its effect on breathing pattern. *Studia Kinanthropologica*, 23.
- MAREY, Etienne Jules. *Physiologie médicale de la circulation du sang basée sur l'étude graphique... par EJ Marey*. A. Delahaye, 1863.
- MALBRAIN, M. L. N. G. Intra-abdominal pressure in the intensive care unit: clinical tool or toy?. In: *Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine 2001*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2001. p. 547-585.
- MCGILL, Stuart M., et al. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of electromyography and kinesiology*, 2003, 13.4: 353-359.
- MOSELEY, G. Lorimer, et al. The threat of predictable and unpredictable pain: Differential effects on central nervous system processing?. *Australian Journal of Physiotherapy*, 2003, 49.4: 263-267.
- MOSELEY, G. Lorimer; NICHOLAS, M. K.; HODGES, Paul W. Pain differs from non-painful attention-demanding or stressful tasks in its effect on postural control patterns of trunk muscles. *Experimental brain research*, 2004, 156.1: 64-71.

- MOSELEY, G. Lorimer; HODGES, Paul W. Reduced variability of postural strategy prevents normalization of motor changes induced by back pain: a risk factor for chronic trouble?. *Behavioral neuroscience*, 2006, 120.2: 474.
- MOEZY, Azar, et al. A comparative study of whole body vibration training and conventional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *British journal of sports Medicine*, 2008, 42.5: 373-385.
- NELSON-WONG, Erika; CALLAGHAN, Jack P. Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2010, 20.2: 256-263.
- NEUMANN, P.; GILL, V. Pelvic floor and abdominal muscle interaction: EMG activity and intra-abdominal pressure. *International Urogynecology Journal*, 2002, 13.2: 125-132.
- NEUWIRTH, Jiří. *Kompendium diagnostického zobrazování: RTG, CT, MR, Sono, Angio: anatomie, anomálie, poranění, diferenciální diagnostika*. Triton, 1998.
- NOUWEN, Arie; VAN, PF Akkerveeken; VERSLOOT, JEANNETTE M. Patterns of muscular activity during movement in patients with chronic low-back pain. *Spine*, 1987, 12.8: 777-782.
- O'SULLIVAN, Peter B. Masterclass. Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual therapy*, 2000, 5.1: 2-12.
- PANJABI, Manohar M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders*, 1992, 5.4: 383-9; discussion 397.
- PHILLIPS, S.; MERCER, S.; BOGDUK, N. Anatomy and biomechanics of quadratus lumborum. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2008, 222.2: 151-159.
- REIFENAUER, Ivana; DAD'OVÁ, Klára. Ovlivnění kvality života jógou zařazenou jako doplněk rehabilitace u pacientů s chronickým neurologickým onemocněním. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 2016, 25.4.
- RODOVÁ, D.; MAYER, M.; JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, 8.4: 173-177.

- ROELS, B., et al. Specificity of  $\dot{V}O_2\text{max}$  and the ventilatory threshold in free swimming and cycle ergometry: comparison between triathletes and swimmers. *British journal of sports medicine*, 2005, 39.12: 965-968.
- SAPSFORD, Ruth R.; HODGES, Paul W. Contraction of the pelvic floor muscles during abdominal maneuvers. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2001, 82.8: 1081-1088.
- SHAFIK, Ahmed; EL-SHARKAWY, Ahmed; SHARAF, Walid M. Direct measurement of intra-abdominal pressure in various conditions. *The European journal of surgery= Acta chirurgica*, 1997, 163.12: 883-887.
- SHEERAN, Liba. *Motor control in non-specific chronic low back pain: A view to classification*.
- SKLADAL, J. Branice cloveka ve svetle normalni a klinicke fysiologie. *The human diaphragm in normal and clinical physiology*, 1976.
- STANTON, Robert; REABURN, Peter R.; HUMPHRIES, Brendan. The effect of short-term Swiss ball training on core stability and running economy. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2004, 18.3: 522-528.
- STOKES, Ian AF; GARDNER-MORSE, Mack G.; HENRY, Sharon M. Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading mechanism. *Clinical Biomechanics*, 2010, 25.9: 859-866.
- STOKES, Ian AF; GARDNER-MORSE, Mack G.; HENRY, Sharon M. Abdominal muscle activation increases lumbar spinal stability: analysis of contributions of different muscle groups. *Clinical Biomechanics*, 2011, 26.8: 797-803.
- SUGRUE, M., et al. Intra-abdominal pressure measurement using a modified nasogastric tube: description and validation of a new technique. *Intensive care medicine*, 1994, 20.8: 588-590.
- TSAO, Henry, et al. Motor training of the lumbar paraspinal muscles induces immediate changes in motor coordination in patients with recurrent low back pain. *The journal of pain*, 2010, 11.11: 1120-1128. Cardiff University (United Kingdom), 2010.
- URQUHART, Donna M.; HODGES, Paul W. Differential activity of regions of transversus abdominis during trunk rotation. *European Spine Journal*, 2005, 14.4: 393-400.
- URQUHART, Donna M.; HODGES, Paul W.; STORY, Ian H. Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait & posture*, 2005, 22.4: 295-301.

- VÁŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002, 9.4: 122-129.
- VÉLE, František. FUNKČNÍ DIAGNOSTIKA--PŘEDPOKLAD ÚSPĚCHU FYZIOTERAPEUTA. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*, 2012, 19.4.
- VOJTA, Václav; PETERS, Annegret. Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi. 1. vyd. Praha: Grada, 2010, 180 s. ISBN 978-80-247-2710-3.
- WALDHELM, Andy; LI, Li. Endurance tests are the most reliable core stability related measurements. *Journal of Sport and Health Science*, 2012, 1.2: 121-128.
- WHITE, Steven G.; MCNAIR, Peter J. Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clinical Biomechanics*, 2002, 17.3: 177-184.
- WILLARDSON, Jeffrey M. Core stability training: applications to sports conditioning programs. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2007, 21.3: 979.
- WU, Ge; CHIANG, Jin-Hsien. The effects of surface compliance on foot pressure in stance. *Gait & Posture*, 1996, 4.2: 122-129.

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Tlakový senzor .....	33
Obrázek 2: Křivky zobrazující tlak dvou částí břišní stěny (černá křivka: oblast laterodorzální – horní senzor a modrá křivka: nad tříselem – dolní senzor) v reálném čase přímo v programu pro Ohmbelt. ....	33
Obrázek 3: Technické specifikace senzorů .....	34
Obrázek 4: Umístění senzorů na trupu .....	35
Obrázek 5: Situace klidové dýchání (KD) .....	36
Obrázek 6: Situace externí zátěž (EZ).....	37
Obrázek 7: Situace brániční test (BT) .....	37

## SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Graf posturálního zatížení vytvořený z excelových hodnot. Modrá křivka – aktivace laterodorzální části břišní stěny na horní senzor, oranžová křivka – aktivace břišní stěny nad tříselem na dolní senzor .....	34
Graf 2: Grafické znázornění klidového dýchání (KD) u vzorového probanda .....	36
Graf 3: Grafické znázornění externí zátěže (EZ) u vzorového probanda kde je v 10 s vidět zvednutí činky .....	37
Graf 4: Grafické znázornění bráničního testu (BT) u vzorového probanda, kde je v 10s vidět povel ke zvýšení nitrobřišního tlaku .....	37
Graf 5: Boxplotový graf zobrazuje: minimální hodnotu, maximální hodnotu, 1. a 3. kvartil a medián jednotlivých měření .....	39
Graf 6: Grafické znázornění průměrných nárůstu tlaku u situace klidové dýchání (KD) vs externí zátěž (EZ) a klidové dýchání (KD) vs brániční test (BT) .....	40
Graf 7: Grafické znázornění průměrných nárůstu tlaku u H3 – externí zátěž (EZ) vs brániční test (BT) .....	41
Graf 8: Grafické znázornění průměrných rozdílů tlaků mezi senzory v situaci externí zátěž (EZ) a brániční test (BT), kdy vyšší nárůsty byly v obou případech na dolním senzoru....	42
Graf 9: Aktivita břišní stěny u bráničního testu .....	46
Graf 10: Mimovolní aktivita břišní stěny, s externí zátěží .....	46
Graf 11: Aktivita břišní stěny při kašli (první dva peaky) a při tlaku na stolicí (druhé dva peaky) .....	49
Graf 12: Aktivita břišní stěny při minutové výdrž v situaci s externí zátěží.....	50

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. Charakteristika souboru .....	32
Tabulka 2: Výsledky pro Hypotézy H1 a H2.....	40
Tabulka 3: Výsledky pro Hypotézu 3 .....	41
Tabulka 4: Výsledky pro Hypotézu 4 rozdíl v nárůstu tlaků mezi horním a dolním senzorem při EZ a BT .....	42