

**UNIVERZITA KARLOVA**

**2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

**Bc. Petr Svoboda**

**MĚŘENÍ AKTIVACE BŘIŠNÍ STĚNY V POSTURÁLNÍCH  
VÝVOJOVÝCH POZICÍCH POMOCÍ OHM BELTU**

**Diplomová práce**

Praha 2021

Autor práce: Bc. Petr Svoboda

Vedoucí práce: doc. MUDr. Alena Kobesová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Kateřina Mádle

Datum obhajoby: 2021

## **Bibliografický záznam**

SVOBODA, Petr. *Měření aktivace břišní stěny v posturálních vývojových pozicích pomocí Ohm Beltu*. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2020, 80 s. Vedoucí práce doc. MUDr. Alena Kobesová, Ph.D.

## **Abstrakt**

Úvod: Cílem práce bylo zjistit rozdíly expanze břišní stěny, a tak nepřímou míru nitrobřišního tlaku v různých posturálních pozicích, a to nejprve bez jakékoliv korekce, následně po slovní a manuální instrukci dle principů konceptu Dynamická neuromuskulární Stabilizace (DNS). Porovnání míry aktivace svalstva břišní stěny v různých pozicích je důležité k určení poloh, ve kterých nejlépe dochází k aktivaci optimální posturální stabilizace. Tyto polohy mohou být vhodné pro terapii a nácvik posturální funkce. Teoretická část je věnována shrnutí základních principů trupové stabilizace, vývojové kineziologie a konceptu DNS. Práce se dále zabývá nitrobřišním tlakem a posturální aktivitou břišních svalů v různých posturálních situacích a shrnuje informace o možnostech objektivizace. Z kineziologického hlediska jsou představeny vývojové pozice konceptu DNS, ve kterých bylo měření provedeno.

Metodika: V praktické části bylo testováno 30 zdravých probandů (15 žen a 15 mužů) ve věku 20 až 25 let (průměrný věk 22,73 let, SD 1,88) pomocí přístroje Ohm Belt. Tento přístroj využívá tlakových senzorů, které jsou připevněny na břišní stěnu v oblasti nad tříselem a v trigonum lumbale a umožňuje tak neinvazivní měření expanze břišní stěny, a tím nepřímou stanovení hodnot nitrobřišního tlaku. Probandi byli změřeni v pěti posturálně odlišných pozicích vycházejících z vývojové ontogeneze (sed, supinační poloha 3. měsíce, dřep, medvěd a vis) nejprve bez korekce, poté byli terapeutem slovně a manuálně instruováni tak, aby dokázali cíleně stabilizovat trup v maximálně optimálním stereotypu podle konceptu DNS a byli změřeni znovu.

Výsledky: Tlak vytvořený aktivitou břišní stěny se po korekci podle principů DNS významně zvýšil oproti spontánní aktivaci. Oba senzory zaznamenaly významný rozdíl ( $p < 0.005$ ; Cohenovo  $d = -1.13$  to  $-2.06$ ) ve všech sledovaných posturálních situacích. Nárůst aktivity nastal současně na obou senzorech, v žádné z monitorovaných pozic nebyl mezi senzory zjištěn významný rozdíl v míře nárůstu. Největší aktivace na obou senzorech nastala v pozici medvěda. V poloze 3. měsíce a v poloze medvěda došlo k významnému nárůstu aktivity oproti spontánní aktivaci v sedě ( $p < 0.001$ ).

Pro žádnou polohu nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v míře aktivace (na obou senzorech) mezi ženami a muži.

Závěr: Míra aktivace břišní stěny ve všech posturálních vývojových pozicích je po verbální a manuální intervenci metodou DNS signifikantně vyšší než při spontánním zaujetí polohy. Nejvyšších hodnot aktivace břišní stěny bylo dosaženo v pozicích medvěda.

### **Klíčová slova**

Trupová stabilizace, nitrobřišní tlak, břišní svaly, tlakový senzor, Dynamická Neuromuskulární Stabilizace (DNS)

### **Bibliographical record**

SVOBODA, Petr. *Measurement of abdominal wall activation in developmental postural positions using Ohm Belt device*. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine. 2021. 80 p. Supervisor doc. MUDr. Alena Kobesová Ph.D.

### **Abstract**

Introduction: The aim of this work was to determine the difference in abdominal wall expansion and thus indirectly the amount of intra-abdominal pressure in various postural positions, first without any correction, then after verbal and manual instruction according to Dynamic Neuromuscular Stabilization (DNS) principles. The amount of activation of abdominal wall muscles in various postural positions helps determine the positions in which optimal postural stabilization is best activated. These positions may be suitable for postural therapy and training. The theoretical part introduces optimal trunk stabilization according to developmental kinesiology principles and DNS concept. Then, the relationship between the intra-abdominal pressure and postural activity of abdominal muscles is introduced as well as the most common methods of objectification.

Participants and Methods: 30 healthy subjects (15 women and 15 men) aged 20 to 25 years (mean age 22.73 years, SD 1.88) were tested using the Ohm Belt device. This device uses pressure sensors that are attached to the abdominal wall in the area above the groin and in the trigonum lumbale and thus allows non-invasive monitoring of abdominal wall expansion and indirect measurement of the intra-abdominal pressure. The subjects were tested in five postural positions based on developmental

kinesiology (sitting, 3 months supine position, squat, bear and hang position). First, spontaneous activity was measured, then the subjects were verbally and manually instructed to optimally stabilize the trunk as defined by DNS principles and measured again.

Results: Abdominal wall activity increased significantly after manual instruction according to DNS principles compared to spontaneous activation. Both sensors recorded significant increases ( $p < 0.005$ ; Cohen's  $d = -1.13$  to  $-2.06$ ) in all observed postural situations. The increase in activity occurred simultaneously on both sensors, there was not significant difference in pressure increase between the sensors. The greatest activation on both sensors occurred in the bear position. Significant increases in activity were identified for both sensors in three months and in the bear position compared to spontaneous activation in sitting ( $p < .001$ ). There were no statistically significant differences (for both sensors) between women and men in any position.

Conclusion: The amount of abdominal wall activation in all postural developmental positions significantly increases after verbal and manual instructions according to DNS. The greatest abdominal wall activation was achieved in the bear position.

### **Keywords**

Core stabilization, intra-abdominal pressure, abdominal muscles, force sensor, Dynamic Neuromuscular Stabilization (DNS)

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou 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 dne 16.05 2021

.....

### **Poděkování autora**

Na prvním místě bych chtěl poděkovat doc. MUDr. Aleně Kobesové, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady, ochotu a vstřícnost při zpracování této diplomové práce. Dále bych chtěl poděkovat Mgr. Jakubu Novákovi za pravidelné konzultace a MUDr. Jakubu Jačiskovi a Andrew Buschovi Ed.D, CSCS\*D za pomoc se statistickým zpracováním dat.

# Obsah

<b>SEZNAM ZKRATEK.....</b>	<b>10</b>
<b>ÚVOD.....</b>	<b>11</b>
<b>1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ.....</b>	<b>12</b>
1.1 Trupová stabilizace .....	12
1.2 Vliv pozice těla na posturální stabilitu .....	15
1.3 Metody hodnocení posturální stability .....	19
1.3.1 Měření nitrobřišního tlaku.....	19
1.3.1.1 Intravezikální sonda .....	20
1.3.1.2 Nasogastrická sonda.....	21
1.3.1.3 Anorektální sonda .....	21
1.3.1.4 Intravaginální sonda .....	22
1.3.2 Měření aktivace trupových svalů .....	22
1.3.2.1 Elektromyografie.....	22
1.3.2.2 Ultrasonografie.....	23
1.3.2.3 Dynamometrie .....	23
1.3.2.4 DNS Brace.....	24
1.3.2.5 Ohm Belt .....	25
1.4 Vývojová kineziologie .....	25
1.4.1 Metoda a principy DNS.....	26
1.4.2 Vybrané pozice z konceptu DNS .....	28
1.4.2.1 Supinační pozice 3. měsíce .....	28
1.4.2.2 Volný sed.....	29
1.4.2.3 Pozice ve dřepu .....	30
1.4.2.4 Pozice medvěda.....	31
1.4.2.5 Vis s flektovanými kolenními klouby .....	32
<b>2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY.....</b>	<b>34</b>
2.1 Cíle .....	34
2.1.1 Dílčí cíle .....	34
2.2 Hypotézy .....	34
2.2.1 Hypotéza 1.....	34
2.2.2 Hypotéza 2.....	34
2.2.3 Hypotéza 3.....	34
2.2.4 Hypotéza 4.....	35
<b>3 METODIKA .....</b>	<b>36</b>
3.1 Charakteristika souboru.....	36



3.2 Přístroj Ohm Belt .....	36
3.3 Příprava měření .....	37
3.4 Měřené situace.....	37
<b>4 VÝSLEDKY.....</b>	<b>45</b>
4.1 Statistické zpracování dat.....	45
4.2 Výsledky k hypotéze HA1 .....	46
4.3 Výsledky k hypotéze HA2 .....	47
4.4 Výsledky k hypotéze HA3 .....	48
4.5 Výsledky k hypotéze HA4 .....	49
<b>5 DISKUZE.....</b>	<b>51</b>
5.1 Diskuze k teoretické části.....	51
5.2 Diskuze k praktické části.....	52
<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>59</b>
<b>REFERENČNÍ SEZNAM .....</b>	<b>60</b>
<b>SEZNAM OBRÁZKŮ.....</b>	<b>76</b>
<b>SEZNAM GRAFŮ.....</b>	<b>77</b>
<b>SEZNAM TABULEK .....</b>	<b>78</b>
<b>SEZNAM PŘÍLOH.....</b>	<b>79</b>
<b>PŘÍLOHY .....</b>	<b>80</b>

## SEZNAM ZKRATEK

- BMI – body mass index  
BS – opěrná báze  
CNS – centrální nervová soustava  
DKK – dolní končetiny  
DMO – dětská mozková obrna  
dMRI – dynamická magnetická rezonance  
DNS – dynamická neuromuskulární stabilizace  
EMG – elektromyografie  
FRED – funkční re-adaptivní cvičící zařízení  
GMe – m. gluteus medius  
HKK – horní končetiny  
IAP – intraabdominální tlak  
LBP – bolesti dolní části zad (low back pain)  
NDT – neurovývojová terapie dle Bobatha  
OEA – m. obliquus externus abdominis  
OIA – m. obliquus internus abdominis  
QL – m. quadratus lumborum  
RA – m. rectus abdominis  
SA – m. serratus anterior  
TrA – m. transversus abdominis  
UPV – umělá plicní ventilace  
VO<sub>2</sub>max – maximální spotřeba kyslíku  
3MM – třetí měsíc  
6MWT – šestiminutový test chůze (six minute walk test)  
10MWT – desetimetrový test chůze (ten meter walk test)

## ÚVOD

Svaly břišní stěny jsou nedílnou součástí komplexu funkčně propojených skupin svalů, které se vyváženou koaktivací výraznou měrou podílejí na posturálním zajištění páteře, dechové funkci a jejichž aktivita předchází všem pohybům horních a dolních končetin (Key, 2013; Urquhart, Hodges a Story, 2005). Správná posturální funkce svalstva břišní stěny v koordinaci s bránicí a svaly pánevního dna je důležitým předpokladem vzniku nitrobřišního tlaku. Vyšší nitrobřišní tlak je spojen s menší kompresní silou působící na páteř a hraje tak zásadní roli v zajišťování mechanické stability při statické i dynamické zátěži (Stokes, Gardner-Morse a Henry, 2010; Hodges et al., 2005).

Měření intraabdominálního tlaku lze provádět přímým, invazivním způsobem zavedením intraperitoneálního katetru během laparoskopického zákroku nebo skrz vena cava inferior a nepřímým způsobem využitím močové, gastrické, anální či vaginální sondy (Malbrain, 2004). Tyto techniky jsou však spojeny s řadou limitací a nevýhod, z těchto důvodů se v posledních letech začalo nitrobřišní tlak objektivizovat nepřímo, měřením aktivity svalů břišní stěny pomocí tlakových senzorů. Z recentních studií vyplývá, že míra expanze břišní stěny koreluje s hodnotami nitrobřišního tlaku (Podskalská, 2020; van Ramshorst et al., 2011). Pro účely této práce byl využit svalový dynamometr Ohm Belt, který umožňuje měřit zapojení břišní stěny, která do jisté míry odráží kvalitu funkce celého stabilizačního systému.

Zpožděná či nedostatečná posturální aktivita svalů trupové stabilizace je jednou z nejčastějších příčin vzniku chronických bolestí páteře (low back pain – LBP) (Tsao et al., 2010; Hodges et al., 2003). Posturálně stabilizační trénink může být účinnou součástí terapie LBP. Pro klinickou praxi je důležité stanovit, které posturální pozice jsou nejefektivnější pro aktivaci svalů břišní stěny, tj. pro nácvik kvalitní trupové stabilizace. Cílem této práce bylo porovnat míru aktivace břišní stěny v různých posturálních vývojových pozicích (sed, supinační poloha třetího měsíce, dřep, medvěd, vis) a tak identifikovat polohy, které mohou být optimální pro terapii a trénink posturálně stabilizační funkce trupu.

# 1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

## 1.1 Trupová stabilizace

V průběhu dospívání dítěte dochází k postupnému propojování anatomických, biomechanických a neurofyziologických principů. Pokud vývoj probíhá fyziologicky, zajišťuje realizaci vyvážené svalové aktivity, která je řízená centrálním nervovým systémem (dále CNS) v rámci trupové stabilizace, diferenciací opěrné a nákročné funkce končetin a tzv. centrovaného (neutrálního) postavení kloubů. Takové postavení se vyznačuje maximálním kontaktem styčných kloubních ploch, nejmenším možným napětím kloubního pouzdra a okolních ligament a rovnovážnou souhrou svalů s antagonistickou funkcí. Centrované nastavení umožňuje kloubu ideální statické zatížení a vykonání ekonomického pohybu (Frank, Kobesová a Kolář, 2013). V případě neideálního posturálního vývoje nebo vlivem chronicky nesprávné zátěže, dochází ke vzniku posturální instability, která může být jedním z významných etiopatogenetických faktorů vzniku bolestí pohybového aparátu, popř. i úrazů (Máček a Radvanský, 2011).

Posturou rozumíme klidovou polohu těla, která se vyznačuje určitým uspořádáním pohyblivých segmentů. Přestože se na první pohled jeví jako statický jev, jedná se o dynamický proces udržování polohy těla vůči měnícím se okolním podmínkám (Véle, 2006). Kolář et al. (2009) posturu popisuje jako aktivní držení pohybových segmentů proti působení zevních sil, především proti síle tíhové. Postura je základním předpokladem každého pohybu a nezbytnou složkou jakékoliv polohy. K vykonání správného pohybu tudíž potřebujeme ideální nastavení postury, vycházející již z motorické ontogeneze dítěte. Postura plní 3 základní funkce: posturální stabilitu, posturální stabilizaci a posturální reaktivitu. Všechny tři složky se uplatňují při udržování stability a ve schopnosti orientace těla v prostředí, svou pohyb-kontrolní činností navíc přispívají ke snadnějšímu řízení polohy těla v prostoru a zlepšují pohybovou koordinaci (Shumway-Cook a Woollacott 2016; Kolář et al., 2009; Richardson, Hodges, Hides, 2004).

Za předpokladu fyziologického vývoje mozku, uzrává v průběhu třetího měsíce stabilizační souhra svalů, která stabilizuje páteř tak, aby docházelo k jejímu optimálnímu statickému zatížení. Během posturální ontogeneze dochází k vývoji stabilizace páteře, která následně prostřednictvím svalové aktivity modeluje i anatomický vývoj páteře. Vzpřímené držení těla je realizováno pomocí kontrakcí svalů s antagonistickou funkcí. Vývojový model stabilizace páteře je centrálně určen. Je možné ho vybavit i reflexně, například pomocí Vojtovy reflexní lokomoce. V centrálním programu

stabilizace hraje zásadní roli souhra mezi povrchovými a hlubokými svaly (Vojta a Peters, 2010; Kolář a Lewit, 2005; Vojta, 1993; Vojta et al., 1984).

Význam trupové stabilizace spočívá v zajišťování mechanické stability páteře při statické a dynamické zátěži vzájemnou spoluprací 3 subsystémů: pasivních měkkých tkání, aktivního systému, který tvoří svalová koaktivace a nitrobřišní tlak. Pasivní systém je tvořen celou páteří – těly obratlů se všemi meziobratlovými ploténkami a ligamenty páteře, které se uplatňují jednak jako proprioceptory, tudíž podávají informace o pozici páteře, a také při maximálních rozsazích pohybu omezují nadměrnou hybnost a chrání páteř před poškozením (Studnicka a Ampat, 2021; Panjabi, 2003). Mezi pasivní stabilizátory jsou řazeny také fazetové klouby a jejich kapsulární ligamenta. Nacházejí se na dorzo – laterální části krčních, hrudních i bederních obratlů a zabraňují nadměrným pohybům, které by mohly přetížit a poškodit okolní páteřní struktury. Fazetové kloubní ligamenta jsou tenké a pružné vazy připevněné k okrajům kloubních ploch na sousedních kloubních výběžcích omezující především jejich rotaci (Bermel, Barocas a Ellingson, 2018; Jaumard, Welch a Winkelstein, 2011).

Za aktivní složku zajišťování vzpřímeného držení těla jsou považovány svaly trupové stabilizace. Trupová stabilizace je komplex funkčně propojených skupin svalů, které se vyváženou koaktivací výraznou měrou podílejí na posturálním zajištění páteře, dechové funkci a všech pohybech horních a dolních končetin (Key, 2013). To znamená, že nikdy nedochází k aktivaci pouze jednoho svalu, nýbrž celého svalového řetězce. Skládá se z hlubokých flexorů krční páteře (m. longus coli et capitis, m. rectus capitis anterior at lateralis) které pracují v synergii s hlubokými extenzory páteře (mm. longissimi, mm. splenii, mm. semispinales, mm. iliocostales, mm. multifidi) a nitrobřišním tlakem, který vzniká součinností břišních svalů (m. transversus abdominis, m. obliquus internus abdominis), pánevního dna a bránice (Frank, Kobesová a Kolář, 2013). V zahraniční literatuře se mezi svaly tzv. core řadí taky m. glutei a svaly pánevního pletence (Studnicka a Ampat, 2021).

Svaly stabilizačního systému páteře fungují jako funkční jednotka a jsou nezbytné pro stabilizaci trupu ve statických posturálních situacích i během pohybu. Zcela zásadní posturální funkci zaujímá bránice, primárně dechový sval, který se rozprostírá napříč břišní stěnou a odděluje břišní a hrudní dutinu. Svou kombinovanou dechovou, posturální a svěračovou funkci začíná uplatňovat už ve třetím měsíci života (Frank, Kobesová a Kolář, 2013). Bránice rovněž hraje důležitou roli v trávicí soustavě, kdy kontroluje průchodnost jícnovým svěračem napojením svých vláken na ezofago-gastrickou jankci. Svým neustálým pohybem napomáhá drenáži orgánů a má tak pozitivní účinek na střevní peristaltiku (Mittal et al., 2017). Podle Kocjana et al. (2017) správná funkce bránice snižuje variabilitu

srdeční frekvence a je příznivým prognostickým ukazatelem u pacientů s ischemickou chorobou srdeční. Při fyziologické funkci dochází během nádechu k jejímu oploštění, svým pohybem tlačí na břišní orgány a vyváženou koaktivací s břišními a pánevními svaly zvyšuje nitrobřišní tlak (Mittal et al., 2017). Tento mechanismus přispívá k posturální kontrole nejen během stabilizace trupu, ale jeho aktivita předchází jakýmkoliv pohybům horních i dolních končetin (Hodges a Gandevia, 2000; Hodges a Richardson 1997).

Aby bylo možné zvýšit nitrobřišní tlak, a přitom nedošlo k prolapsu pánevních orgánů, musí při nádechu či zvýšené posturální aktivitě dojít k mírné excentrické dekontrakci a následně ke zpevnění svalů pánevního dna, které působí synergicky s bráničí jako dva píсты ohraničující břišní dutinu seshora a zdola. Excentrickou kontrakcí břišních svalů dochází k expanzi stěn trupu všemi směry. Aktivita břišního svalstva se musí přizpůsobovat nitrobřišnímu tlaku v celém rozsahu pohybu do flexe, extenze, inklinace a rotace páteře. Tato koaktivace břišních svalů během pohybu páteře je nezbytná k udržení stability páteře. Ze zadní strany trupu hrají největší úlohu nejhluběji uložené mm. multifidi, které svou tonickou aktivitou centrují obratle vůči sobě. Spíše fázické, sektorové svaly (erectores spinae) by se měly aktivovat až při zvýšené posturální zátěži, např. při zvedání břemene. Při dysfunkci mm. multifidi dochází ke kompenzačnímu zapojení svalů erectoru spinae i při klidové situaci bez přidané zátěže, což vede k abnormálnímu přenosu sil na páteř a vzniku bolestí zad (Studnicka a Ampat, 2021; Talasz et al., 2011; Hodges, Sapsford a Pengel, 2007).

V případě abnormálního vývoje, patologického motorického stereotypu či dlouhodobým působením nociceptivního dráždění dochází k posturální instabilitě a chybnému náboru svalů, které se podílejí na stabilizaci trupu. To má za následek vyšší aktivitu přidružených svalů, přičemž dochází k chronickému přetížení, vyřazení ochranné funkce před poškozením a vzniku bolesti. Insuficience stabilizačního systému páteře je jedním z nejvýznamnějších etiopatologických faktorů vzniku low back pain (LBP) (Frank, Kobesová a Kolář, 2013; Kolář et al., 2012). U pacientů s chronickým LBP byla zjištěna vyšší a strmější poloha bránice a současně její redukovaný pohybový vzorec (Kolář, 2012). Jako jeden z faktorů se také jeví zpoždění kontrakce m. transversus abdominis a m. obliquus internus (Hodges a Richardson, 1999).

Z mnoha odborných studií vyplývá, že zvýšení aktivity a lepší koaktivace svalů trupu vede jednak k efektivnějšímu mechanismu stabilizace páteře, ale také u pacientů s LBP dochází k výraznému ústupu obtíží (Hodges et al., 2003). Finta et al. (2018) zkoumali efekt tréninku zaměřeného na aktivaci bránice u pacientů s bolestmi dolní části zad. Po osmi týdenní rehabilitaci se intenzita bolestí výrazně snížila, navíc došlo k signifikantnímu nárůstu trofiky bránice, TrA a mm.

multifidí. Podobné výsledky popisují také Dulger et al. (2017), kteří prokázali účinky stabilizačních cviků ke zvýšení tloušťky bránice i lumbopelvicke stability. Stále ale nejsou k dispozici robustní, zaslepené, kontrolované studie, které by jednoznačně prokazovaly pozitivní efekt stabilizačních cvičení na bolesti pohybového aparátu, zejména LBP (Owen et al., 2020).

## 1.2 Vliv pozice těla na posturální stabilitu

Schopnost zaujímání polohy těla v neustále se měnících vnitřních a zevních podmínkách se nazývá posturální stabilita (Vařeka, 2002a). V širším pojetí se jedná o dynamický proces nepřetržitého udržování polohy s cílem zabránit neočekávanému či neřízenému pádu (Kolář et al., 2009). Heebner et al. (2015) definují posturální stabilitu jako schopnost ovládat těžiště těla ve vztahu k opěrné bázi (base of support, BS). Pokud je tělo v klidu, jedná se o stabilitu statickou, při níž se uplatňují balanční mechanismy, které se snaží udržet pozici těla v rámci nezměněné BS. Aktivitou především plantárních flexorů se uplatňuje zejména tzv. hlezenní mechanismus v předozadním směru, v případě laterolaterálního vychýlení „mechanismus kyčelní“. Při překonání rovnovážných reakcí a převedení těžiště těla mimo BS, nejčastěji úkrokem či změnou opory, hovoříme o stabilitě dynamické (Vařeka, 2002b).

V procesu zajištění posturální stability těla hrají zásadní roli 3 systémy: řídicí, výkonný a senzorický. Při řízení posturální stability má zásadní význam činnost centrálního a periferního nervového systému, výkonnou složkou je pohybový systém. Nezbytný je i neustálý přísun senzorických informací především ze zrakových, vestibulárních, exteroceptivních a proprioceptivních orgánů. Nesmíme však opomenout ani význam věku, fyzické a psychické kondice a biomechanických faktorů. Mezi ně řadíme opěrnou plochu (area of support, AS), neboli část plochy kontaktu (area of contact, AC), která je využita k vytvoření opěrné báze. Opěrná báze je tak vymezena nejvzdálenějšími body opěrné plochy. U novorozence vlivem neaktivní segmentové stabilizace hovoříme o úložné ploše. Těžiště (centre of mass, COM) je definováno jako pomyslný bod, ve kterém je hmotnost celého těla rovnoměrně rozprostřena, jeho průmět do BS nazýváme hmotný bod (centre of gravity, COG) (Bertoncelli et al., 2018; Paniccia et al., 2018; Foisy a Kapoula, 2016; Vařeka, 2002a; Vařeka, 2002b).

Z mnoha studií vyplývá, že změna těžiště a polohy těla je jedním z významných faktorů, které ovlivňují míru nitrobřišního tlaku a podílejí se na změně posturální stability (Park et al, 2012). Yi et al. (2012) dokládají zvýšení hodnot nitrobřišního tlaku při pouhé elevaci trupu a hlavy. Při flexi 30°

a 45° se zvýší hodnoty průměrně o 4 a 7mmHg, což může u pacientů s nitrobřišní hypertenzí či břišním kompartmentem na jednotce intenzivní péče výrazně zkreslit výsledky a zkomplikovat následnou léčbu (Yi et al., 2012). Výsledky studie Cheatham et al. (2009) rovněž ukazují změny hodnot IAP o 1,5 a 3,7mmHg při zvýšení sklonu horní poloviny lehátka o 15° a 30°. Břišní dutina je obecně považována za homogenní a primárně tekutého charakteru, tudíž podle definice Pascalova zákona je tlak v nitrobřišní dutině distribuován do všech částí stejně. Působí na něj především 3 faktory – gravitace, střížné síly a viscerální komprese. Jedním z možných vysvětlení výsledků obou studií je, že elevace čela postele má za následek stlačení močového měchýře viscerálními orgány v důsledku gravitace, což vede ke zvýšeným hodnotám intravezikálního tlaku ve srovnání s tím, co bylo zaznamenáno, když byli pacienti v poloze na zádech. Jiným vysvětlením může být, že elevace hlavy postele zvyšuje viscerální kompresi mezi tuhým hrudníkem a pánví, což vede ke skutečné elevaci IAP (Cheatham, De Waele a De Laet, 2009).

Van Ramshorst et al. (2012) v rámci své studie porovnávali hodnoty nitrobřišního tlaku vyvinuté nepřímo expanzí břišní stěny ve třech odlišných posturálních situacích. IAP byl nejvyšší při stoji, následovaný v sedě a poloze na zádech (Van Ramshorst et al., 2012). Až čtyřikrát větší hodnoty nitrobřišního tlaku ve stoji (28,9 cm H<sub>2</sub>O) v porovnání s polohou na zádech (6,6 cm H<sub>2</sub>O) popisují Coleman et al. (2015). Ve své studii využili intravaginálního bezdrátového senzoru, který umožňuje snímání IAP při různých statických a dynamických polohách. Z dalších výsledků této studie vyplývá, že v pozici kvadrupeda (6 cm H<sub>2</sub>O) byly průměrné hodnoty sice vyšší než v poloze na boku (1,2 cm H<sub>2</sub>O), ale nižší než při lehu na zádech či na břiše (9,2 cm H<sub>2</sub>O).

Stejně pozice, tj. leh, sed a stoj byly předmětem zkoumání Browna et al. (2018). V daných polohách pomocí diagnostického ultrazvuku snímali změnu tloušťky, resp. kontraktilitu bránice na vrcholu nádechu a v end-expirační pauze. Střední zahušťovací frakce bránice, která reflektuje úsilí a kontraktilitu bránice se zvýšila ze 60,2 % v poloze na zádech na 96,5 % vsedě a 173,8 % ve stoji. V jiné, obdobné studii Hellyera et al. (2016) byla tloušťka bránice při maximálním inspiriu ve vertikálních pozicích vyšší než vleže o 30 % (0,7cm), na konci výdechu větší o 21 % (0,8cm) v sedě a 26 % (1,2cm) ve stoji. Z toho vychází, že bránice je aktivnější, když se tělo nachází ve „vyšších“ pozicích (ve stoje a vsedě oproti vleže), pravděpodobně kvůli větší vertikální gravitační zátěži svalu a související změně v klidové délce svalových vláken (Brown et al., 2018; Hellyer et al., 2016). Z výsledků studií tak vychází, že ve vertikálních polohách dochází k větší aktivaci bránice za současného nárůstu nitrobřišního tlaku.



Tým Araba et al. (2017) zkoumal, jakým způsobem se aktivují svaly břišní stěny v sedě u lidí trpících chronickým LBP a zdravých probandů. Výsledky ukázaly signifikantní zvětšení tloušťky m. rectus abdominis u pacientů s chronickými bolestmi zad během stabilního i nestabilního sedu. U skupiny lidí s LBP byla také zjištěna významně nižší aktivace m. transversus abdominis, zatímco aktivita mm. obliquii abdominis byla kompenzačně vyšší (Arab et al., 2017). Tato zjištění korelují se závěry Ehsaniho et al. (2016), jenž u pacientů s bolestí dolní části zad udávají významně větší aktivaci OEA a nižší hodnoty TrA a OIA při různých variantách stoje. Uvedené výsledky potvrzují hypotézu Hodgese a Richardson (1996), že aktivita svalů trupové stabilizace se při fyziologické situaci vyznačuje významnou stabilizační funkcí a působí tak preventivně proti vzniku posturální instability a následné bolesti.

Z výsledků zmíněných studií vyplývá, že aktivita svalů trupové stabilizace v součinnosti s nitrobřišním tlakem je vyšší s rostoucími nároky na udržení posturální stability. Tuto hypotézu potvrzují závěry Gerten et al. (2008), kteří se zabývali měřením nitrobřišního tlaku při dřepu. Průměrný IAP byl 47 cm H<sub>2</sub>O, což by v porovnání s výsledky Colemana et al. (2015) znamenalo ještě o 62 % větší aktivaci než ve stoji. Během dřepu se podle Rotha et al. (2020) nejvíce zapojují vzpřimovače páteře (ES), následují šikmé břišní a přímý břišní sval, přičemž nároky na udržení posturální stability rostou s přenesením těžiště dopředu. Jiné studie udávají podobné zjištění v pozici na čtyřech (Queiroz et al., 2010; Souza, Baker a Powers, 2001). V planku se naopak aktivují především OEA, OIA a RA, zatímco TrA, multifidii a erektory páteře vykazují nižší činnost. Hodnota intraabdominálního tlaku při planku byla 49 cm H<sub>2</sub>O, tudíž podobná jako při dřepu (Bautista, 2020; de Gennaro, 2019; Imai, 2010).

Kolář et al. v roce 2010 studoval souvislost mezi aktivitou bránice a pohyby horními a dolními končetinami. Pomocí dynamické magnetické rezonance (dMRI) byly měřeny exkurze pohybu a postavení bránice při klidovém dýchání a odporovaných pohybech HKK a DKK. Dechové exkurze se současnou posturální aktivitou horních i dolních končetin byly zvýšené oproti situaci bez přidané zátěže. Z výsledků práce rovněž vyplývá signifikantní rozdíl inspiračního postavení bránice ve třech sledovaných situacích. Při odporovaných pohybech dolních končetin se poloha bránice při nádechu nacházela nejkaudálněji, tzn. že nároky na udržení posturální stability byly největší (Kolář et al., 2010). Ve studii tak bylo zjištěno významné zapojení bránice do posturálních aktivit končetin. O dva roky později tým Koláře (2012) využil stejného postupu a metodiky pro porovnání rozdílu funkce bránice u zdravých lidí a pacientů s LBP. U pacientů byla při odporovaných pohybech končetin zjištěna výrazně vyšší poloha bránice a menší dechové exkurze. U této skupiny byla rovněž nalezena

snížená pohyblivost přední a střední části bránice, což vedlo k jejímu strmějšímu postavení krurálních částí bránice a zvýšenému působení střižných sil na přední část páteře (Kolář et al., 2012).

Mannion et al. (2008) ve své práci prezentuje, jakým způsobem se při různých pohybech horními končetinami zapojují jednotlivé břišní svaly. Feedforward aktivitu břišních svalů registrovali za pomoci Dopplerovské sonografie. Při abdukci a extenzi ramenního kloubu byl patrný dřívější nástup kontrakce OIA a OEA, při flexi paže se naopak jako první zaktivoval TrA (Mannion et al., 2008). Výsledky studie Hodgese a Richardson (1999) ukazují, že u pacientů s LBP dochází u středně rychlých a rychlých pohybů horních končetin k opožděné kontrakci TrA a OIA oproti zdravým probandům. Tato nedostatečnost svalové stabilizace páteře vede ještě k většímu přetěžování a riziku opětovného poranění (Hodges a Richardson, 1999).

Podle Saltzmana et al. (1995) lidská noha poskytuje ve stoji jediný přímý kontakt s nosnou plochou, tudíž změny ve struktuře chodidla mají potenciál změnit kvalitu posturální stability. Touto hypotézou se inspirovali někteří autoři, například Koshino et al. (2020) ve své studii hodnotili posturální stabilitu při dynamických úkonech u skupin s různým tvarem nožní klenby. Probandi byli rozdělení do 3 kontrolních skupin: probandi s normálním klenutím nohy, s plochou nohou a vysokou klenbou. Posturální stabilita byla výrazně snížena pouze u probandů s plochou nohou a u těchto lidí tak může být tato funkční provázanost jedním z faktorů ovlivňující její kvalitu a zvyšující riziko vzniku poranění (Koshino et al., 2020). K podobným výsledkům přišli Tahmasebi et al. (2015) podle nichž mají jedinci s plochou nohou větší výkyvy těžiště těla při klidovém stoji. Z jiné studie vychází, že vyšší hodnoty inspirační tloušťky a větší rozsah pohybu bránice během klidového i hlubokého dýchání jsou spojeny s lepšími rovnovážnými parametry při testování s otevřenými i zavřenými očima. To znamená, že bránice hraje nezbytnou roli také při udržování statické rovnováhy (Kocjan et al., 2018).

Hudson et al. (2015) zkoumal ventilační parametry, aktivaci inspiračních svalů a velikost tlaků uvnitř jícnu a žaludku v leže, ve stoji a v pozici vzhůru nohama. Probandi byli pomocí kotníkových objímek zavěšeni ke stropu hlavou dolů, horní končetiny měli připoutané suchým zipem podél těla. V každé pozici byl změřen třicetisekundový úsek, ve kterém měli probandi za úkol dýchat co nejpřirozeněji. Postavení vzhůru nohama snížilo objem plic na konci výdechu, na druhou stranu došlo ke zvýšení inspirační kapacity. Hodnoty dechového objemu a výdechového proudu vzduchu zůstaly nezměněné, nicméně v poloze hlavou dolů ve srovnání se stojem bylo identifikováno více než dvojnásobné zvýšení transdiafragmatického tlaku. Navzdory tomu se EMG aktivita krurální části bránice nezměnila, a tudíž se nepotvrdila hypotéza autorů, že k potlačení účinků gravitace vůči

břišního obsahu musí dojít ke zvýšení inspirační aktivity bránice. Dále autoři studie prokázali snížení aktivity pomocných dechových svalů (mm. scaleni) v poloze nohama vzhůru, nejspíš v důsledku menších požadavků ke zvedání hrudního koše. Významně vyšší transdiafragmatický tlak autoři práce připisují gravitačnímu účinku břišních orgánů vůči bránici (Hudson et al., 2015).

Podle výsledků studie Segizbaevy et al. (2011) se při 30minutovém volném dýchání v pozici, kdy byla hlava 30° pod úrovní těla zvýší zapojení inspiračních svalů hrudního koše, zatímco využití bránice se snížilo. Při současném maximálním inspiračním úsilí (Müllerovým manévrem) byla naopak pozorována vyšší aktivita bránice při nižším zapojení pomocných inspiračních svalů oproti postoji (Segizbaeva et al., 2011).

Měření EMG aktivity trupových svalů během stojky u elitních gymnastek bylo předmětem zájmu Forfangové (2015). U všech probandek byla měřená svalová aktivita dolní a horní části přímého břišního svalu (RA), šikmého zevního břišního svalu (OEA) a erektorů páteře (ES). Ze zmíněných svalů se při udržování posturální stability ve stojce nejvíce uplatnil OEA následovaný horní a dolní částí RA a ES. Výsledky navíc ukazují podobnou EMG aktivitu měřených svalů během stojky jako při planku, což znamená, že tato poloha může být u gymnastek využita k aktivaci trupové stability před uvedením do samotné stojky (Forfang, 2015).

Ze všech uvedených studií vyplývá, že hodnoty nitrobřišního tlaku jsou vyšší s rostoucími nároky na udržení posturální stability. Nejnižší hodnoty byly získány v horizontálních pozicích při lehu a v kvadrupedu, následovány pozicí sedu. S přesunem do vertikální polohy se hodnoty čtyřnásobně zvýšily ve stojce, a v dřepu dokonce sedminásobně. Při interpretaci výsledků však musíme brát v úvahu, že výsledné hodnoty byly získány různými autory s odlišnými vyšetřovacími metodami, tudíž tyto hodnoty je nutné pokládat pouze za orientační. V různých pozicích byly rovněž kladeny odlišné nároky na posturální funkci břišních svalů, konkrétně aktivita bránice byla ve stojce téměř dvakrát vyšší, než v sedě a skoro třikrát vyšší oproti lehu. Na druhou stranu nebyla nalezena signifikantní odlišnost EMG aktivity bránice v pozici hlavou dolů při porovnání s klidovým dýcháním ve stojce.

## **1.3 Metody hodnocení posturální stability**

### **1.3.1 Měření nitrobřišního tlaku**

Měření IAP spadá do kompetence všeobecných sester především na pracovištích intenzivní a resuscitační péče a řadí se mezi nezbytné vyšetření k časné diagnostice nitrobřišní hypertenze a

následného břišního kompartment syndromu. IAP je tlak v milimetrech rtuti měřený v břišní dutině v endexpirační pauze, při supinační poloze a bez účasti kontrakce břišních svalů. U dospělých jsou za normální považovány hodnoty 0-5 mmHg, respektive do 10mmHg u pacientů na UPV. S rizikem vzniku nitrobřišní hypertenze, a tudíž rizikem rozvoje selhání intraabdominálních orgánů je spojena hodnota IAP nad 12mmHg, setrvalé hodnoty nad 20mmHg a současně nově vzniklá orgánová dysfunkce vypovídají o vzniku abdominálního kompartment syndromu (Milanesi a Caregnato, 2016; Dobešová a Janíková, 2012).

V posledních letech se hodnocení nitrobřišního tlaku začíná čím dál více využívat také v rehabilitaci, především v souvislosti se zkoumáním posturální funkce nitrobřišního tlaku (Novák et al., 2020). Měření IAP lze provádět přímým, invazivním způsobem zavedením intraperitoneálního katetru během laparoskopického zákroku nebo skrz vena cava inferior a nepřímým způsobem využitím močové, gastrické, anální či vaginální sondy.

### ***1.3.1.1 Intravezikální sonda***

Díky své jednoduchosti a nízké ceně bylo mezinárodní společností pro břišní kompartment (Abdominal Compartment Society) měření IAP intravezikální cestou uznáno za zlatý standard měření nitrobřišního tlaku. Tato technika se spoléhá na skutečnost, že močový měchýř má velmi poddajnou stěnu a při infuzi malého množství fyziologického roztoku může fungovat jako pasivní rezervoár a převodník intraabdominálního tlaku. Změny v IAP se tak projevují jako změny v intravezikálním tlaku. Technika byla původně popsána Kronem a spol. s doporučením aplikace 50 - 100ml fyziologického roztoku po odpojení Foleyova katetru a vyprázdnění močového měchýře, poslední studie však doporučují aplikaci maximálně 25ml roztoku.

Měření by mělo být prováděno s pacientem v poloze na zádech, protože změna polohy těla může výrazně změnit IAP a tlaky v močovém měchýři (Tayebi et al., 2020; Papavramidis et al., 2011). Yi et al. (2012) ve své metaanalýze sledující hodnoty nitrobřišního tlaku v závislosti na poloze těla prokázali zvýšení IAP při elevaci trupu a hlavy o 30° a 45° o 4 a 7mmHg, což může mít za následek výrazné zkreslení naměřených hodnot. IAP lze měřit intermitentně pomocí hladiny vodního sloupce nebo kontinuálně využitím speciálního setu s tlakovým převodníkem (De Waele et al., 2011). Risin et al. (2006) srovnávali intermitentní měření IAP s invazivním stanovením pomocí intraperitoneálních drenů během laparoskopie a zjistili úzkou korelaci mezi oběma technikami. Největší pozitivem je malá invazivita a snadná dostupnost, na druhou stranu je tato metoda časově

náročná, neumožňuje nepřetržitý záznam IAP, vyžaduje vpravení solného roztoku do močového měchýře, upnutí močového katétru a rovněž zvyšuje riziko zanesení infekce (Garcia et al., 2020).

### ***1.3.1.2 Nasogastrická sonda***

K měření IAP lze použít také naso/orogastrickou cestu, která poskytuje jeden z nejjednodušších způsobů kontinuálního monitorování nitrobřišního tlaku. Kontinuální měření tlaku v žaludku je možné pomocí nasogastrické sondy zakončené balónkovým katétre. Po zavedení katétru ústy či nosem do žaludku je nejprve z balónkového katétru skleněnou stříkačkou odstraněn všechn obsah, následně je napuštěn 1-2 ml vzduchu či fyziologického roztoku. Metoda využívá třícestný kohoutek napojený na katétr, stříkačku a tlakový převodník. Hodnoty IAP jsou poté stanoveny na základě změny tlaku v katétru v době preexpirační pauzy.

Tato metoda se využívá v případě, kdy není možné zavést močový katétr, například při adhezích či traumatech v oblasti malé pánve. Výhodou je levná cena, kontinuální monitorování IAP a na rozdíl od intravezikální metody zde nehrozí riziko zavedení infekce. Pro pacienty však z důvodu zavedení sondy není subjektivně komfortní, další nevýhodou je nutnost „rekalibrace“ po několika hodinách monitoringu a občasný výskyt spontánních kontrakcí žaludku (Surgue et al., 2015; Malbrain, 2004). Podle Turnbulla et al. (2007) lze vyšetření nazogastrickou sondou vnímat jako vhodnou alternativu měření IAP u běžné populace. Sugrue et al. již v roce 1994 ve své studii prokázali úzkou korelaci naměřených hodnot IAP intravezikální a nazogastrickou metodou (Surgue et al., 1994).

### ***1.3.1.3 Anorektální sonda***

Další možností měření intraabdominálního tlaku je využitím anorektální manometrie. Jedná se o specializovanou metodu, která umožňuje vyšetřit funkci svěračů a stanovit hodnoty intrarektálních tlaků. Postup spočívá v zavedení balónkového katétru 5-10 cm do análního otvoru. Uvnitř katétru jsou uložena tlaková čidla, které jsou schopna vnímat tlaky z rekta a análního otvoru. Výsledné hodnoty IAP dostaneme průměrem všech tlaků, působících na převodník, jenž transformuje mechanické signály na elektrické, které jsou současně zobrazovány na monitoru počítače. Při vyšetření je pacient v poloze na boku s pokrčenými dolními končetinami. Za nevýhodu je považována menší přesnost naměřených hodnot, nemožnost kontinuálního monitoringu a horší subjektivní tolerance (Aguilera et al., 2018; Pfeifer a Oliveria, 2006).

#### **1.3.1.4 Intravaginální sonda**

Nitrobřišní tlak lze zjistit také gynekologickou cestou měřením intra-vaginálního tlaku. Technika probíhá obdobně jako při vyšetření recta, využívá tlakového katétru naplněného vzduchem nebo kapalinou se zabudovanými senzory registrující změny tlaku (Malbrain, 2004). S touto aplikací jsou však vlivem působení tlakových vln a setrvačnosti tekutin spojené významné nepřesnosti.

Z tohoto důvodu byl vytvořený bezdrátový intra-vaginální tlakový senzor, který se skládá z velmi malého, tekutinou naplněného balónku, umístěného do proximální části pochvy. Toto umístění se nachází nad vysokotlakovou zónou pochvy, a tudíž přímo reflektuje změny intraabdominálního tlaku a znemožňuje zkreslení výsledných hodnot zapojením nitroděložních tlaků. Jeho úzký tvar, možnost bezdrátového připojení a snadné použití usnadňují kvantitativní měření nitrobřišního tlaku především během cvičení a pohybové aktivity (Kruger et al., 2013). Z výsledků většiny studií z nedávné doby vyplývá, že na rozdíl od vyšetření rektálním balónkovým katétre, měření bezdrátovou intra-vaginální sondou poskytuje přesnější a spolehlivější údaje o hodnotách nitrobřišního tlaku, umožňuje monitorování v širší škále činností a je subjektivně lépe přijímána (Anora et al., 2015; Coleman et al., 2012). Nevýhodou je nemožnost tohoto typu monitoringu u mužů.

### **1.3.2 Měření aktivace trupových svalů**

#### **1.3.2.1 Elektromyografie**

Elektromyografie (EMG) je základní elektrofyziologická vyšetřovací metoda, která se zabývá detekcí a analýzou elektrického potencionálu, vznikajícím při svalové činnosti. Metoda je založena na principu snímání bioelektrických signálů prostřednictvím akčních potencionálů aktivních motorických jednotek a poskytuje tak nejspolehlivější informaci o aktivitě svalu. V závislosti na aplikaci, velikosti a typu elektrod dělíme EMG na jehlovou a povrchovou. Jehlová metoda je invazivního charakteru a využívá se převážně k detekci elektrické aktivity jednotlivých svalových vláken. Naopak při zjišťování akčních potencionálů více motorických jednotek se uplatňují povrchové elektrody umístěné neinvazivním způsobem nad svalem. Povrchová EMG tak umožňuje globálnější posouzení elektrické aktivity svalu, zatímco EMG pomocí jehlových elektrod měří velikost sumačního svalového akčního potencionálu a dokáže přesněji určit stupeň a intenzitu potencionálního postižení. Sval se vyšetřuje nejprve v klidu, kdy by jeho aktivita měla být nulová, následně při volní kontrakci (Michell, 2013; Keller, 1999).

S elektromyografií ve svých studiích často pracoval Hodges et al. V jedné ze svých studií například Hodges a Richardson (1997) měřili pomocí jehlových elektrod aktivitu břišních svalů,

konkrétně transversu abdominis (TrA), obliquus abdominis externus, internus (OEA, OIA) a zadních vláken gluteu medius (GMe) během pohybů v kyčelním kloubu do flexe, extenze a abdukce. Z výsledků vychází, že aktivita svalů trupu vždy předcházela aktivaci svalů, které se přímo podílejí na pohybech kyčelního kloubu, s tím, že jako první se vždy zapojil z nich nejhlouběji uložený, transversus abdominis (Hodges a Richardson, 1997). Povrchovou elektromyografií zase využil Weber v jedné z novějších studií sledující zapojení svalů trupové stabilizace při chůzi a tzv. FRED cvičeních, specializujících se na intersegmentální stabilizaci hluboko uložených svalů (Weber et al., 2017).

### ***1.3.2.2 Ultrasonografie***

Ultrasonografie je neinvazivní diagnostická a terapeutická metoda, kterou lze využít k měření změny tloušťky svalu jako indikátoru svalové aktivity. Úroveň svalové aktivity se hodnotí diagnostickým ultrazvukem porovnáním tloušťky kontrahovaného a relaxovaného svalu (ShanAli et al., 2019). Z provedených studií vyplývá, že změny tloušťky svalu korelují s EMG měřením svalové aktivity, ale pouze do 30 % maximální kontrakce (Hodges, Pengel a Herbert, 2003; Ferreira, Ferreira a Hodges, 2004). Ultrazvukové zobrazování umožňuje přímou vizualizaci svalů v průběhu času a poskytuje užitečné informace o případných změnách ve struktuře svalu (ShanAli et al., 2019). Studie Ferreiry et al. (2011) porovnávala hodnoty břišních svalů zjištěné elektromyografií a diagnostickým ultrazvukem u lidí s LBP a prokázala dobrou korelaci při vyšetření m. TrA a OIA. Naopak pro OEA korelace mezi těmito dvěma diagnostickými metodami potvrzena nebyla (Ferreira et al., 2011).

Hlavními výhodami diagnostického ultrazvuku jsou jeho dynamické vlastnosti, které umožňují vizualizovat pohyby svalů v reálném čase a obraze. Ve srovnání s EMG dokáže zobrazit větší oblast a hlouběji uložené svaly, a je účinnější při identifikaci strukturálních změn měkkých tkání. Interpretace výsledků je však velmi obtížná a méně přesná, a vyžaduje tak hodnocení zkušeným sonografistou (Pillen a Van Alfen, 2011).

### ***1.3.2.3 Dynamometrie***

Za účelem neinvazivního vyšetření svalů podílejících se na trupové stabilizaci byl v roce 2007 Malátovou et al. sestaven prototyp svalového dynamometru tzv. MD01. Toto elektromagnetické zařízení, tvořené čtyřmi svalovými sondami, upevněnými popruhy na tělo probanda, umožnilo registrovat aktivaci svalů prostřednictvím změny tlaku v místě kontaktu dotykových ploch. Sondy jsou navíc vybaveny tlakovým převodníkem, který pracuje na principu mechanického přenosu na

digitální signál, který pak lze monitorovat na připojeném elektronickém zařízení (Malátová et al., 2008; Malátová et al., 2007). Ve své práci Malátová et al. (2013) využila modifikovaný MD02 k měření aktivace svalů trupové stabilizace před a po šesti týdenní rehabilitaci. Za výchozí polohu zvolili stoj a využili dva tlakové senzory umístěné pod dolními žebry v dorzální části trupu, laterálně od musculus quadratus lumborum (QL). Výsledkem byla zvýšená schopnost aktivace těchto svalů po šestitýdenní rehabilitaci (Malátová, Rokytová a Stumbauer, 2013).

Na základě měření točivého momentu síly funguje dynamometr Biodex system 4. Biodex je multimódový, počítačový robotický přístroj určený k měření svalové síly. Měří svalovou sílu pomocí neustálého odporu proti svalovým kontrakcím při rychle se opakujících pohybech. Přístroj se skládá z elektricky nastavitelného, otočného křesla vybaveného elektrickým, ve 3 směrech regulovaným dynamometrem a umožňuje měřit a hodnotit pasivní rozsah pohyblivosti, izometrickou a izokinetickou práci svalu (Cho et al., 2014). Ve výzkumu Cho et al. (2014) byl Biodex 4 využit k hodnocení míry izometrické a izotonické kontrakce u zdravých lidí a pacientů s low back pain (LBP). Maximální izometrická kontrakce byla měřena po dobu 5 sekund, při měření izokinetické síly byli probandi instruováni k provedení flexe a extenze trupu maximální silou při úhlové rychlosti 120°/s. Autoři práce prokázali spojitost mezi nízkou svalovou silou svalů trupu a vyšším rizikem vzniku LBP (Cho et al., 2014).

V dnešní době se izokinetická dynamometrie využívá především ve výzkumu a klinické praxi a je považována za zlatý standard měření svalové síly (Estrázulas et al., 2020). Její hlavní předností je neinvazivní způsob měření, jednoduchost a dostupnost, na druhou stranu je při nedodržení postupu a přesného umístění senzorů zatížena značnou chybovostí.

#### **1.3.2.4 DNS Brace**

Na mechanicko – hydraulicko – elektronickém principu pracuje nový přístroj DNS Brace, sestávající se z trupové ortézy a čtyř na pevno zabudovaných senzorů. Senzory obsahují vzduchovou komoru, ve které při deformaci senzoru expanzí břišní stěny dochází ke změnám tlaku a výsledné hodnoty jsou následně přenášeny hadičkou na digitální signál (Podskalská, 2020).

Ve své diplomové práci využila Podskalská (2020) přístroj DNS Brace ke zhodnocení míry korelace mezi expanzí břišní stěny a velikosti nitrobřišního tlaku měřeného anorektální manometrií. Ve všech pěti posturálně odlišných situacích ve stoji byla nalezena velmi silná korelace dle Pearsonova korelačního koeficientu. DNS Brace byl rovněž využit ve výzkumu Jačiska et al. (2020)



k objektivnímu hodnocení tlaku expanze břišní stěny. Hodnoty objektivního měření byly následně porovnány se subjektivně vyhodnocenými výsledky posturálních testů zkušenými DNS instruktory. Autorům práce se podařilo prokázat úzkou korelaci mezi subjektivně vyhodnocenými výsledky a objektivními hodnotami tlaku expanze břišní stěny (Jačisko et al., 2020).

### **1.3.2.5 Ohm Belt**

Ohm Belt je diagnosticko-terapeutický, tenzometrický přístroj pro neinvazivní měření expanze břišní stěny, a tím i nepřímo nitrobřišního tlaku. Tým Nováka et al. (2020), poprvé využil přístroj Ohm Belt v rámci vědecké studie, která byla zaměřena na objektivizaci posturální funkce břišních svalů. Pomocí dvou senzorů, umístěných v trigonum lumbale a v oblasti nad tříselem měřili tři odlišné posturální situace v sedě. Aktivita břišních svalů se výrazně zvýšila v situaci, kdy sledovaný proband zvedal břemeno o hmotnosti, která odpovídala 20% tělesné váhy probanda a při instruovaném bráničním dýchání oproti situaci při klidovém dýchání (Novák et al., 2020). Přístroj Ohm Belt bude podrobněji popsán v kapitole 3 Metodika.

## **1.4 Vývojová kineziologie**

Vývojová kineziologie se zabývá ontogenetickým vývojem motoriky člověka, který bezprostředně navazuje na vývoj intrauterinní a probíhá automaticky na základě zrání centrálního nervového systému (CNS). Vývojová kineziologie vychází z teorie, že jednotlivé motorické stupně jsou geneticky naprogramovány, druhově specifické a u fyziologicky se vyvíjejícího dítěte se vyskytují vždy přibližně ve stejném věku. Na základě této hypotézy jsou popsány ideální kineziologické souhry každého motorického vývojového stupně charakteristického pro daný věk. Při pozorování spontánní motoriky dítěte, vyšetření polohových reakcí a neonatálních reflexů je pak možné stanovit rizika abnormálního vývoje. Podobně i u dospělých se z jejich posturální aktivity, držení těla a způsobu pohybu dají diagnostikovat nedostatky posturálně-lokomoční funkce a indikovat vhodná terapie (Skaličková – Kováčiková, 2017; Vojta a Peters, 2010).

K fyziologickému zrání CNS je nutný neporušený intrauterinní vývoj, dostatečná expozice sensorickým informacím ze smyslových orgánů, z proprioceptorů a zdravá emoční motivace (Kobesová, Valouchová a Kolář, 2013). V procesu zrání CNS lze rozlišit 3 úrovně senzomotorické kontroly, které se postupně navzájem doplňují. Po narození v novorozeneckém stádiu pozorujeme asymetrické držení těla, holokinetické pohyby a neonatální reflexy řízené na úrovni míchy a mozkového kmene. Po uplynutí novorozeneckého období nastupuje subkortikální úroveň řízení, která

dozrává během prvního roku života. V tomto období života mizí predilekční postavení, postura se stává symetrickou, vyžívá stabilizace trupu i končetin, funkční centrace kloubů, diferencuje se opěrná a ná kročná funkce končetin a dochází k první vertikalizaci a lokomoci. Nejvyšší úroveň řízení CNS představuje úroveň kortikální, která převládá po zbytek života. Kortikální úroveň umožňuje rozvíjet gnostické funkce, tj. schopnost vnímat, poznávat okolí a části svého těla, zdokonalovat a modifikovat pohybové vlastnosti, zlepšuje schopnost relaxace a izolovaného segmentového pohybu (Kobesová a Kolář, 2014).

### 1.4.1 Metoda a principy DNS

Dynamická neuromuskulární stabilizace (DNS) je fyzioterapeutický, neurofyziologický koncept založený na principech vývojové kineziologie. Metoda vytvořená prof. Kolářem využívá setu funkčních posturálních testů k diagnostice hybného stereotypu daného jedince a následného porovnání se vzorem ideálně se vyvíjejícího dítěte. Na základě pozorování a vyhodnocení testů jsou stanoveny odchylky ve stabilizační funkci jednotlivých svalů nebo segmentů (tzv. posturální instabilita) a celková kvalita posturálně – lokomočních funkcí. Následná terapie je založena na ovlivnění funkce svalu v jeho posturálně lokomoční aktivitě využitím pozic z vývojové kineziologie s cílem optimalizace svalové koordinace, funkční centrace kloubů, zlepšení kvality centrálních programů, a tudíž dosáhnoutí volní kontroly automatické stabilizační funkce svalů (Kobesová et al., 2020; Kobesová, Valouchová a Kolář, 2014; Kolář et al., 2009).

Terapie se zaměřuje na ovlivnění trupové stabilizace, která je nezbytná pro cílený pohyb horních i dolních končetin. Je nutné znát a vycházet z tzv. ideálního vzoru stabilizace páteře. Hluboké extenzory během stabilizace pracují v koaktivaci s hlubokými flexory krku, břišními, pánevními svaly a bránicí. Za fyziologického držení těla je osa bránice v horizontále, hrudní koš se vyváženou aktivitou fixátorů hrudníků dostává do kaudálního nastavení v paralelní ose s pánví. Při takovém výchozím nastavení dochází při inspiriu a stabilizační aktivitě k tonické funkci bránice, stlačení obsahu břišní dutiny kaudálně, rozšíření dolní hrudní apertury a expanzi břišních svalů jejich excentrickou kontrakcí (Kolář et al., 2014; Kolář et al., 2009).

Terapie v rámci DNS konceptu začíná nastavením jednotlivých segmentů do správné výchozí pozice, především ovlivněním pohyblivosti a výchozího postavení hrudního koše, napřimění hrudní páteře s nácvikem izolovaného pohybu mezi jednotlivými segmenty. Po zajištění optimální trupové stabilizace se terapie dle DNS zaměřuje na reedukaci bráničního dechového stereotypu ve vývojových posturálně – lokomočních polohách. Cvičení využívá odporu proti plánované hybnosti,

centrace opory a kloubů, je možno jej modifikovat přidáním pomůcek, změnou polohy či doplnit stimulací spouštěvých zón podle prof. Vojty (Frank, Kobesová a Kolář, 2013; Kolář et al., 2009).

Dynamická neuromuskulární stabilizace (DNS) čím dál více nachází uplatnění ve sportovní medicíně, jednak za účelem prevence a terapie poranění pohybového aparátu, tak při metodice tréninku s cílem zlepšení sportovního výkonu. DNS koncept vychází z hypotézy, že optimální sportovní výkon je dosažen jen při přesné koordinaci svalů trupové stabilizace a optimální regulaci nitrobřišního tlaku. Základem kvalitního pohybu je globální svalová souhra. Sportovní trénink by se proto měl zaměřovat nejen na dynamickou, ale taky stabilizační funkci dané složky pohybu (Frank, Kobesová a Kolář, 2013).

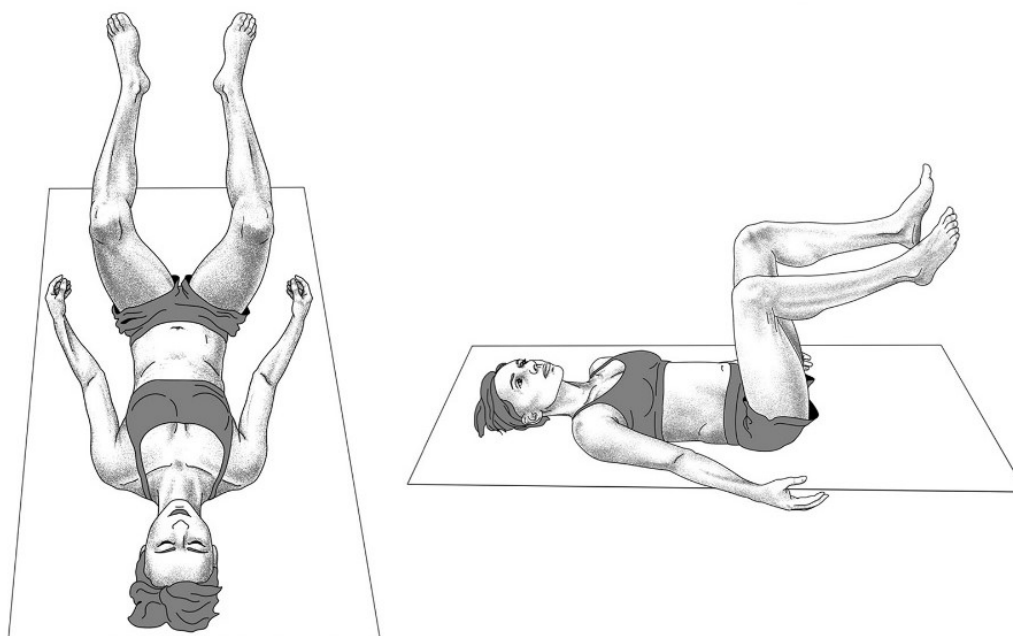
Ve studii Davídka, Andela a Kobesové (2018) bylo cvičení dle metodiky DNS zařazeno do tréninkového procesu rychlostních kajakářů. Během šestitýdenní terapie (pozice na čtyřech, dřep, šikmý sed a vzpřímený sed) došlo k signifikantnímu zvýšení maximální síly při kajakářském záběru oproti kontrolní skupině. Zvýšení svalové síly stisku ruky po šestitýdenním DNS tréninku zaměřeného na stabilizaci ramenního pletence v šesti vývojových pozicích popisuje studie také Kobesové et al. (2015). U závodních chodců došlo po měsíčním DNS tréninku ke vzrůstu průměrné rychlosti, ušlé vzdálenosti a hodnot VO<sub>2</sub>max (Panse et al., 2020), u vrcholových běžců na lyžích aplikace DNS terapie vedla ke zlepšení lokální sensorické percepce v hrudní páteři a snížení intenzity bolesti celé páteře (Kobesová et al., 2018).

Koncept dynamické neuromuskulární stabilizace nachází své využití také v klinických oborech. U pacientů s dětskou mozkovou obrnou (DMO) po 4 týdnech terapie dochází aktivací bránice, m. TrA a m. OIA k výraznému zlepšení hodnot Gross motor function pro rovnováhu ve stoji, chůzi a při skocích (Son et al., 2017). Podobné výsledky popisují také Kim et al. (2017), kteří prokázali efekt DNS terapie na zlepšení parametrů rovnováhy a chůze testováním 6MWT, 10MWT před a po čtyřtýdenní rehabilitaci. V neurologii má DNS rehabilitace pozitivní výsledky také při léčbě cévní mozkové příhody (Lee, You a Yi, 2018), u těchto lidí se metoda DNS dokonce jeví účinněji než neurovývojová terapie dle Bobatha (NDT) (Yoon, Cha, You, 2020; Yoon et al., 2017). Další studie z medicínské praxe ukazují účinnost DNS při léčbě roztroušené sklerózy (Harding, Mengel a Kenneth, 2016), migrény (Juehring a Barber, 2011) u dětí s vadným držením těla (Rahimi et al., 2019) a dalších.

## 1.4.2 Vybrané pozice z konceptu DNS

### 1.4.2.1 Supinační pozice 3. měsíce

Supinační pozice vleže na zádech je poloha, kterou fyziologicky vyvíjející dítě zaujímá průměrně ve 3 měsících věku. Supinační poloha 3MM je poprvé ve vývoji dítěte spojena se stranovou symetrií a vznikem stabilní opěrné báze, konkrétně o linea nuchae, dolní úhly lopatek a zevní část hýžděových svalů. Vznik opěrné báze souvisí s rozvojem stereognozie na zádech a umožňuje vzpřímení celé páteře vyváženou aktivitou ventrální a dorzální muskulatury. Dorzální klopení pánve je zapříčiněno koncentrickou a následně izometrickou aktivitou břišních svalů. Dítě ve věku 3 měsíců zvedá dolní končetiny nad podložku a dokáže je udržet antigravitačně nad zemí, čímž se dolní část zad dostává do kontaktu s podložkou. Na dolních končetinách pozorujeme funkčně centrované postavení kyčelních kloubů antagonistickou synergií adduktorů a zevních rotátorů. Antigravitační funkce mm. vasti m. quadriceps femoris drží kolenní klouby ve flexi 90° a na periférii pozorujeme střední postavení hlezenních kloubů vyváženým tahem svalů bérce. Na horních končetinách je již vyvinutý laterální úchop spojený s rozvojem stereognozie v oblasti hypothenu (Kobesová et al., 2020; Skaličková – Kováčiková, 2017; Kolář et al., 2009).



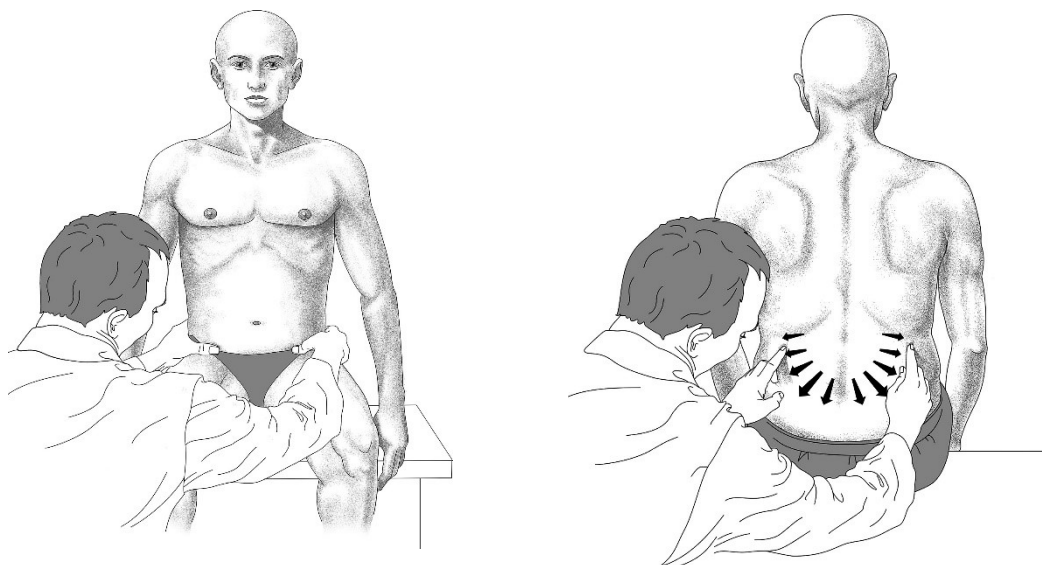
Obrázek 1: Supinační poloha 3. měsíce (Kobesová et al., 2020)

Testování probíhá vleže na zádech s horními končetinami volně podél těla. Terapeut uchopí dolní končetiny vyšetřovaného a nastaví je do trojflexe 90°, poté je pustí a vyšetřovaný má za úkol je držet 30–60 sekund aktivně proti gravitaci. Zkoušející postupně sleduje shora a ze strany postavení hlavy, páteře, pánve a hodnotí aktivaci všech částí břišní stěny. Zároveň sleduje odchylky od fyziologické normy, především výskyt diastázy m. rectus abdominis, hyperextenzi krční a bederní páteře a konkavitu v tříselné oblasti (Kobesová et al., 2020).

#### ***1.4.2.2 Volný sed***

Pozici volného (samostatného) sedu lze ve vývoji dítěte poprvé spatřit v 8. měsíci věku. Dostává se do něj přetočením ze šikmého sedu ve chvíli, kdy se dítě zmocní hračky a má motivaci si s ní hrát oběma rukama. Do samostatného sedu se dítě může dostat rovněž přechodem přes šikmý sed z polohy na čtyřech nebo dokonce z vysokého kleku. Zdravé dítě ve volném sedu nevyužívá oporu o horní končetiny, jeho páteř je plně napřímená bez kyfotického postavení a na pánvi lze pozorovat vyváženě rozprostřenou oporu mezi oběma sedacími hrboly. V osmém měsíci je dítě schopno uchopit hračku horními končetinami ve flexi 100°, na konci devátého měsíce dokáže provést rozsah 120° a může začít vertikalizaci do stoje. Pokud při vývoji nedojde k dostatečnému vzpřímení horních končetin, pánev zůstává v retroverzi, nastává kyfotizace páteře a dítě začíná sedět s oporou za tubery až na sakrum (Kováčková – Skaličková, 2017; Kolář et al., 2009).

Při testování zaujme sledovaný jedinec pozici sedu s napřímenou páteří a horními i dolními končetinami volně podél těla. Vyšetřující stojí buď zepředu, kdy nahmatá prsty dolní část břicha v oblasti nad tříselným vazem nebo zezadu palpací vnímá rozvíjení břišní stěny pod dolními žebry v místě trigonum lumbale. Poté dává pokyn, aby se testovaný jedinec zhluboka nadechl a expanzí břišní stěny vytvořenou aktivitou nitrobřišního tlaku cíleně vytlačil prsty. Terapeut při tom sleduje stereotyp dýchání, stabilizační souhru, případné souhyby částí těla a vnímá symetrii a velikost tlaku vytvořené břišní stěnou. Výsledkem by měla být schopnost aktivace nitrobřišního tlaku bráničním dýcháním ve všech sledovaných místech břišní stěny, synchronní aktivitou svalů zajišťující trupovou stabilizaci. Za patologii se vnímá neschopnost expanze břišní stěny, stranová asymetrie, horní hrudní typ dýchání a souhyby těla především elevace ramen či hrudního koše (Kobesová et al., 2020).

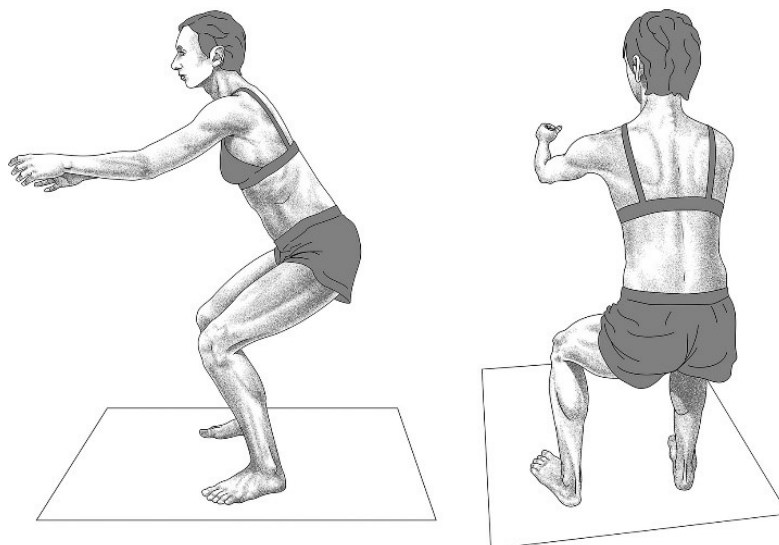


Obrázek 2: Pozice sedu a test bráničního dýchání (Kobesová et al., 2020)

### 1.4.2.3 Pozice ve dřepu

Dřep se v lidské ontogenезi začíná se objevovat již na konci 8. a na začátku 9. měsíce. Z pohledu vývojové kineziologie je dřep důležitou přechodnou pozicí mezi ležením po čtyřech a vertikalizací do stoje. Do dřepu se dítě také dostává ze vzpřímeného kleku nejprve unožením jedné dolní končetiny a vytvořením opory o chodidlo, následně se vzpřimuje přes dlaně rukou do opory obou chodidel. Ve 12. měsíci věku dítě dřep používá ke hraní nebo k přechodu z medvěda do stoje. V ideálním případě nacházíme hlavu v neutrální pozici v prodloužení páteře, na trupu proporcionální aktivitu břišních svalů danou koaktivací krčních flexorů a extenzorů páteře. Na dolních končetinách vzniká vyvážená opora o celá chodidla se symetrickým zatížením pat, přední části nohy a prstů. Osa kolenních kloubů následuje osu chodidel a ve frontální rovině nepředbíhá špičku nohy (Kobesová et al., 2020; Kolář et al., 2009).

Vyšetření začíná ve stoji s dolními končetinami na šíři ramen, testovaný jedinec provede dřep s úhlem 90° v kolenních kloubech, natažené paže v ramenních kloubech před tělem vyvažují držení těla. Nastavenou pozici udržuje po dobu 30–50 sekund, zatímco vyšetřující hodnotí postavení končetin a stabilizační funkci zepředu, z boku a zezadu. Při fyziologickém stereotypu by nemělo dojít k přesunu hlavy, hyperextenzi v krční a bederní páteři, nadměrnému předklonu trupu před osu těla a ventrálnímu klopení pánve. Vyšetřující si rovněž kontroluje, zda nedochází k varóznímu či valgóznímu postavení hlezenních kloubů a ve frontální rovině osa kolenních kloubů nesmí předbíhat špičky chodidel (Kobesová et al., 2020).

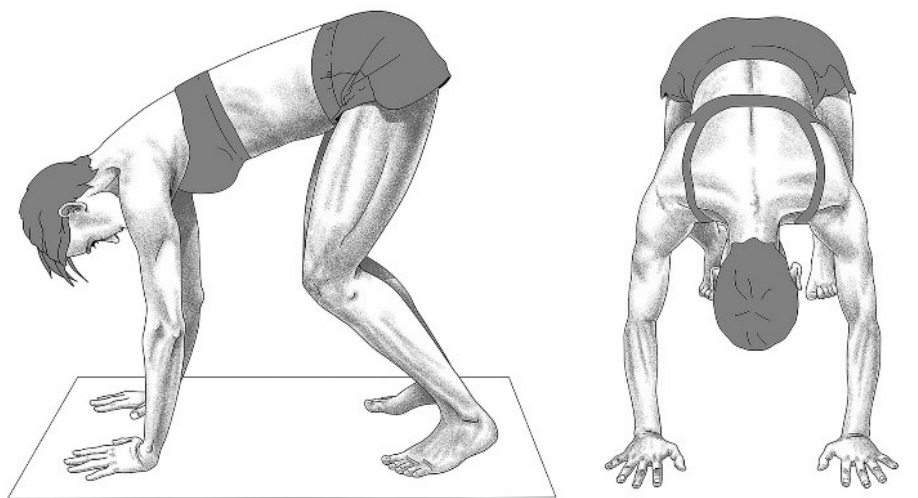


Obrázek 3: Dřep (squat) (Kobesová et al., 2020)

#### ***1.4.2.4 Pozice medvěda***

Pozici medvěda zaujímá dítě průměrně ve 12. měsíci věku, kdy ji využívá k vertikalizaci z pozice na čtyřech, přes dřep až do stoje. Do pozice medvěda se dítě dostává z pozice kleku nadzvednutím kolenních kloubů nad podložku. Využívá tak čtyř opěrných ploch o obě chodidla a dlaně rukou. Na akrech horních končetin vzniká opora o celé plochy dlaní s rovnoměrným zatížením thenarové – hypothenarové a kořenové – prstové strany. Klouby dolní končetiny jsou v centrovaném postavení v jedné ose, na akrech vzniká opora o přední část chodidla s rovnoměrným rozložením tlaku nad hlavičkami metatarsů. Na trupu lze pozorovat napřímení páteře s hlavou v jejím prodloužení. Hrudník a pánev jsou v neutrální pozici a umístěné výše než hlava. Lopatky jsou v kaudálním postavení fixovány k hrudnímu koši, s margo medialis téměř rovnoběžně s páteří (Kobesová et al., 2020; Kolář et al., 2009).

Při vyšetření testovaný jedinec zaujme výchozí pozici s oporou o celé dlaně a přední část chodidel na šíři ramen. Pánev musí být umístěna nad úroveň hlavy, kolenní klouby jsou mírně pokrčené a neměly by se dostávat před špičku nohy. Nastavenou pozici testovaný zaujímá alespoň 60 sekund, přičemž se ze všech stran hodnotí postavení jednotlivých segmentů, způsob opory a stabilizační souhra svalů. Za známky patologického stereotypu jsou brány odchylky postavení páteře v sagitální a frontální rovině, vnitřně rotační postavení klíčových kloubů, decentrace hlezenních, kolenních kloubů, nerovnoměrně rozložená opora a reklinace hlavy (Kobesová et al., 2020; Kolář et al., 2009).



Obrázek 4: Pozice Medvěda (Kobesová et al., 2020)

#### ***1.4.2.5 Vis s flektovanými kolenními klouby***

Vis se jako takový ve vývojové kineziologii nevyskytuje, jednotlivé dílčí modely jsou však analogické s modely lidské ontogeneze. Vzpor o horní končetiny ve vertikální pozici například dítě začíná využívat koncem 8. a začátkem 9. měsíce při vertikalizaci o kus nábytku. Aby tato funkce byla dítěti umožněna, musí v předchozím vývoji dojít k funkčnímu propojení horních končetin s trupem. K takovému propojení dochází ve 3. měsíci věku kaudalizací lopatek, vytvořením punctum fixum, a tak k zajištění vhodných podmínek pro stabilizační aktivitu m. serratus anterior (SA). SA jdoucí z lopatky na vnitřní stranu 1. - 9. žebra tak může podpořit rozvinutí laterální strany žeber a funkční propojení s pánví skrz m. obliquus externus abdominis (Skaličková – Kováčiková, 2017).

Testování začíná ve stoji pod hrazdou se vzpaženými horními končetinami na šířku ramen, testovaný uchopí hrazdu nadhmatem s palcem v opozici a vyvěsí se za extendované horní končetiny. Poté nadzvedne špičky nohou a provede flexi v kolenních kloubech. Kyčelní klouby má natažené v nulové extenzi. Nastavenou pozici udržuje po 15-20 sekund, zatímco pozorovatel hodnotí postavení končetin, úroveň stabilizační funkce a dává pozor, zda nedochází k reklinaci hlavy, hyperlordotickému postavení krční a bederní páteře, kraniálnímu postavení hrudního koše či k elevaci lopatek a ramenních pletenců.





Obrázek 5: Vis s flektovanými kolenními klouby (<https://boec.com/10-most-common-mistakes-when-doing-pull-ups/>)

## 2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

### 2.1 Cíle

1) Zjistit rozdíly expanze břišní stěny a tím nepřímo velikosti nitrobřišního tlaku v různých posturálních vývojových situacích (při klidovém dýchání v sedě, v supinační poloze 3. měsíce, v poloze medvěda, ve vysokém dřepu a při volném visu) a to nejprve bez jakékoliv korekce (podmínkou je pouze zaujmutí základní pozice), následně po slovní a manuální instrukci dle principů DNS.

#### 2.1.1 Dílčí cíle

1) Zjistit, zda se posturální aktivita břišní stěny v různých posturálních vývojových pozicích signifikantně změní oproti situaci při klidovém dýchání v sedě. Zjistit, která pozice vyvolává největší aktivaci břišní stěny.

2) Zjistit, zda se posturální aktivita břišní stěny v různých posturálních vývojových pozicích po korekci dle principů DNS signifikantně změní oproti aktivitě při spontánním zaujetí těchto pozic.

3) Zjistit, zda dojde v posturálních vývojových pozicích k rozdílné míře aktivace břišní stěny při porovnání hodnot naměřených předním a zadním senzorem.

4) Zjistit, zda dojde v posturálních vývojových pozicích k signifikantně rozdílné míře expanze břišní stěny u žen a mužů.

### 2.2 Hypotézy

#### 2.2.1 Hypotéza 1

HA1: Při spontánním zaujetí vývojové pozice se zvýší expanze břišní stěny oproti klidovému dýchání v sedě.

#### 2.2.2 Hypotéza 2

HA2: Při korekci posturální stabilizace podle principů DNS se aktivita břišní stěny signifikantně zvýší oproti výchozí hodnotě zjištěné při spontánním zaujetí pozice.

#### 2.2.3 Hypotéza 3

HA3: Rozdíl v nárustu tlaků předního senzoru se signifikantně liší od nárustu tlaků zadního senzoru.

#### **2.2.4 Hypotéza 4**

HA4: Míra aktivace trupových svalů ve vývojových pozicích je odlišná u žen a mužů.

### 3 METODIKA

#### 3.1 Charakteristika souboru

Do studie bylo zařazeno 30 zdravých probandů (15 žen a 15 mužů) ve věku 20-25 let, kteří nikdy nepodstoupili terapii zaměřenou na cílenou aktivaci břišní stěny. U probandů byl zaznamenán věk, výška, váha a vypočítáno BMI. Průměrné hodnoty probandů ukazuje tabulka 1.

	Věk (let)	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	BMI
<b>Průměr</b>	<b>22,73</b>	<b>175</b>	<b>69,8</b>	<b>22,64</b>
<b>SD</b>	<b>1,88</b>	<b>9,06</b>	<b>12,75</b>	<b>2,80</b>

Tabulka 1: Charakteristika souboru

Všichni probandi zároveň splnili následující kritéria:

- V době měření jsou v dobrém zdravotním stavu bez probíhajícího onemocnění či bolesti
- Nikdy netrpěli chronickými bolestmi páteře
- Neprodělali operaci ani větší zranění v oblasti břišní stěny a zad
- Dostaví se minimálně 1,5 hod. po jídle
- Nepodstoupili terapii cílenou na aktivaci břišní stěny

#### 3.2 Přístroj Ohm Belt

Pro účely měření byl vybrán dynamometrický přístroj nazvaný Ohm Belt. Přístroj využívá tenzometrického senzoru, který registruje míru expanze břišní stěny prostřednictvím tlaku, vyvolaného aktivitou svalů břišní stěny a nitrobřišním tlakem. Senzor lze upevnit na lidské tělo pomocí nastavitelného opasku s fixací posuvnými přezkami a lze jej tak přizpůsobit individuálním rozměrům těla. Senzory jsou opatřeny tenzometrickým převodníkem sil na digitální signál, který je pomocí bluetooth přenášen do počítače. V počítači se výsledky graficky zobrazí do grafu závislosti tlaku (v gramech) na čase (v sekundách). V grafu se současně zobrazují hodnoty akcelometru, které tak upozorní na případné nežádoucí substituční souhyby trupu při měření. Program umožňuje nahrávat libovolně dlouhé časové intervaly, které následně ukládá do programu MS Excel (Novák et al., 2020).



Obrázek 6: Tlakový senzor, foto autora práce



Obrázek 7: Ohm Belt, foto autora práce

### 3.3 Příprava měření

Měření probíhalo za standartních podmínek (v jedné místnosti se stejnou teplotou, podložkou, jedním fyzioterapeutem). Pro měření byl vybrán přístroj Ohm Belt, který měří velikost expanze břišních svalů pomocí tenzometrického senzoru, upevněného na tělo probanda systémem popruhů. Pro účely této studie byly senzory umístěny do oblasti nad tříselným vazem v místě průsečíku bispinální a mamilární linie (tzv. **přední senzor**) a v oblasti trigonum lumbale superius (tzv. **zadní senzor**). Měření vždy předcházelo palpační ověření správného umístění senzoru.

Tlakový senzor byl před každým měřením kalibrován na nulovou hodnotu a ve stoji byl upevněn randomizovaně na pravou či levou stranu pomocí opasku tlakem 110 g  $\pm$  10 g. Připevnění takovým tlakem zajistí, aby senzor při změně pozic neopustil své místo a zároveň nebyl subjektivně nepříjemný a neměnil dechový stereotyp probanda. Před začátkem měření si proband náhodně vylosoval pořadí pozic i senzorů (pravá versus levá strana), byl edukován o průběhu vyšetření a seznámen se všemi měřenými situacemi (klidové dýchání v sedě, supinační poloha 3.měsíce, medvěd, vysoký dřep a volný vis).

### 3.4 Měřené situace

U probandů byla měřena míra aktivity břišních svalů po dobu 12-15 sekund v pěti posturálních situacích. Pořadí situací bylo náhodné. Proband byl nejprve změřen ve všech pozicích bez jakékoliv korekce (podmínkou bylo pouze zaujetí základní pozice), poté byl terapeutem slovně a manuálně instruován tak, aby dokázal cíleně stabilizovat trup v maximálně optimálním stereotypu podle konceptu DNS a zvýšit nitrobřišní tlak. Vybrané pozice byly následně změřeny znova.



Obrázek 8: Umístění předního senzoru



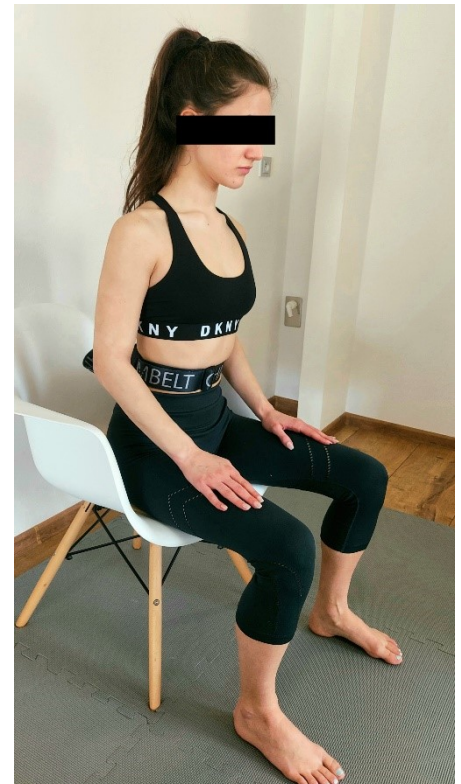
Obrázek 9: Umístění zadního senzoru

**První situace:** Klidové dýchání v sedě (obr. 10)

Přitom byly dodrženy 4 základní zásady:

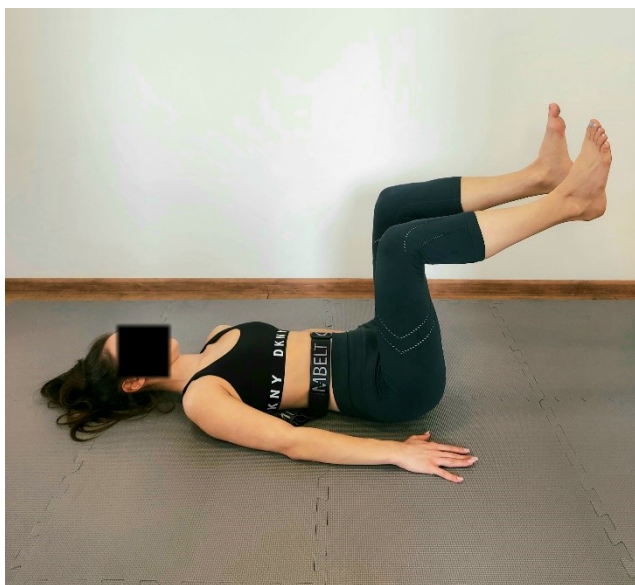
- Napřímená páteř
- Opora chodidel o podložku
- Osa chodidel na šířku pánve
- Kyčelní klouby mírně nad úrovní kolenních kloubů

Proband byl nastaven do výchozí pozice a měl za úkol dýchat co nejpřirozeněji bez dalších instrukcí. Následně byl změřen 15s interval.

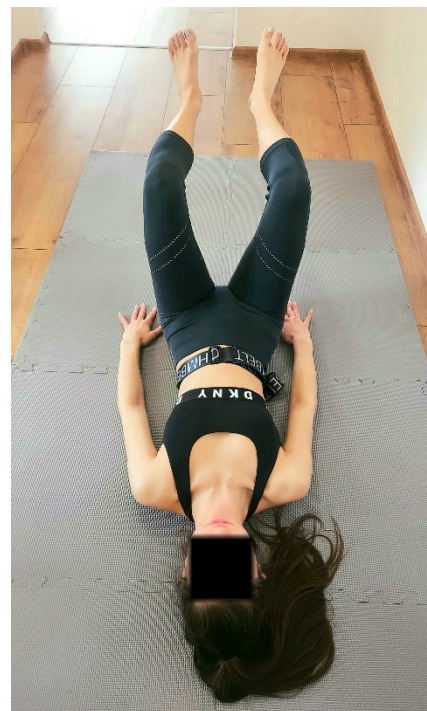


Obrázek 10: Klidové dýchání v sedě

**Druhá situace:** Supinační poloha 3. měsíce (obr. 11 a 12)



Obrázek 11: Supinační pozice 3. měsíce, pohled z boku



Obrázek 12: Supinační pozice 3. měsíce, pohled zepředu

Proband byl vyzván, aby spontánně zaujal výchozí pozici, poté byl monitorován 15s úsek.

Výchozí pozice:

- Leh na zádech
- Držení DKK v trojflexi nad podložkou
- Mírná zevní rotace kyčelních kloubů
- HKK volně podél těla

Při testování pozice odpovídající vývojové poloze třetího měsíce v leže na zádech byl proband slovně a manuálně korigován s cílem dosažení optimální trupové stabilizace v testované poloze.

- Napřímení páteře – vytáhněte se za hlavou, stáhněte ramena
- Nastavení hrudníku do kaudálního postavení – stáhněte dolní žebra
- Nastavení pánve do neutrální pozice – podsad'te pánev tak, abyste se opíral o horní partie hýždí a o bederní páteř
- Fixace lopatek k hrudnímu koši – roztáhněte lopatky do šířky, udržujte je v plném kontaktu s podložkou

Korigovány byly následující projevy insuficientní stabilizace:

- Elevace hrudního koše

- Migrace pupku kraniálně
- Nadměrná aktivita pomocných dechových svalů
- Nevyvážená aktivita mezi RA a laterální skupinou svalů břicha, diastáza
- Protrakce ramen, nadměrná aktivita prsních svalů
- Anteverzní postavení pánve

Pro verbální a manuální korekci byly použity postupy metody DNS. Po ideálním zaujetí polohy byl proband instruován k provedení bráničního dýchání podle konceptu DNS. Proband si měl představit svůj trup jako pomyslný válec zakončený bránicí, která funguje jako píst, své dýchání měl směřovat dolů do dolních žebér, břicha a pánve a snažit se tlačit břišní stěnou proti sensorům. Při tom byl manuálním kontaktem vyšetřujícího stimulován k rovnovážné aktivaci a tzv. prodýchnutí do všech částí trupu. Po dosažení optimálního stereotypu stabilizace a dýchání dle individuálních schopností daného jedince byl senzory změřen 15s interval aktivace.

**Třetí situace:** pozice medvěda (obr. 13 a 14)



Obrázek 13: Pozice Medvěda, pohled z boku



Obrázek 14: Pozice Medvěda, pohled zepředu

Slovně byl proband vyzván, aby spontánně zaujal výchozí pozici, změřen byl 15s interval aktivace.

Výchozí pozice:

- Opora dlaněmi horních končetin a přednožím obou dolních končetin o podložku
- Postavení chodidel a dlaní je na šířku ramen



- Noha je v opoře o špičku
- Mírná flexe kolenních kloubů

Následně byla provedena slovní a manuální korekce s cílem:

- Napřímení páteře, hlava v prodloužení trupu – vytáhněte se za hlavou, stáhněte ramena
- Hrudník a pánev v neutrální pozici – stáhněte dolní žebra, nastavení pánve do neutrální polohy
- Vyvážené zatížení palcové a malíkové hrany, prstů a kořene dlaně, roztažení prstů
- Zevní rotace ramenního kloubu – vytočte ramenní klouby tak, aby jamka loketního kloubu směřovala mezi 1. a 2. prst
- Opora na přední části nohy je rozprostřena rovnoměrně mezi hlavičku prvního a pátého metatarsu

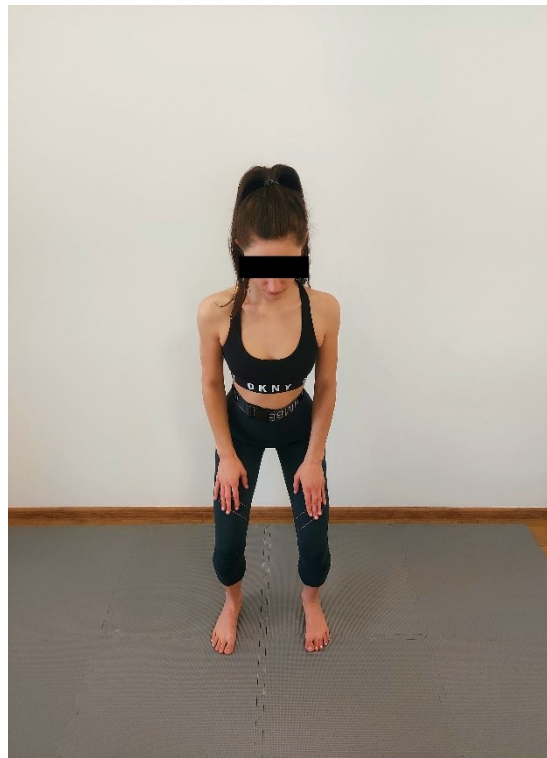
Korigovány byly následující projevy insuficientní stabilizace:

- Kyfotizace Th páteře
- Reklinace hlavy
- Elevace lopatek, zevně rotační postavení dolního úhlu, odstávání lopatek od hrudníku
- Vnitřní rotace ramenních kloubů, nadměrná aktivita mm. pectorales
- Hyperextenze loketních kloubů
- Vychýlení osy kyčelních – kolenních – hlezenních kloubů
- Nadměrná dorsiflexe hlezenních kloubů
- Decentrovaná opora o DKK, HKK

Pro verbální a manuální korekci byly použity postupy metody DNS. Po ideálním zaujetí polohy byl proband instruován a manuálně korigován k dosažení optimálního stabilizačního a dechového stereotypu v pozici medvěda stejným způsobem, jako je uvedeno u předchozí polohy vleže na zádech. Po dosažení optimálního stereotypu stabilizace a dýchání dle individuálních schopností daného jedince byl senzory změřen 15s interval aktivace.

**Čtvrtá pozice: dřep (obr. 15 a 16)**

Obrázek 15: Dřep, pohled z boku



Obrázek 16: Dřep, pohled zepředu

Slovně byl proband vyzván, aby spontánně zaujal výchozí pozici dřepu s DKK rozkročenými na šířku pánve, změřen byl 15s interval aktivace.

Následně byla provedena slovní a manuální korekce s cílem:

- Napřímení páteře – vytáhněte se za hlavou, stáhněte ramena
- Udržte osy kolenních kloubů za špičkami nohou
- Udržte osy kolenních kloubů v ose hlezenních kloubů
- Udržte kontakt s celou plochou chodidel – 4 bodová opora a vyvážená aktivita palcové/malíkové hrany
- Snažte se o proporcionální aktivaci svalů břišní stěny, stabilizaci trupu a o brániční dýchání stejně jako v předchozích polohách

Korigovány byly následující projevy insuficientní stabilizace:

- Reklinace, předsun hlavy
- Hyperkyfóza Th, hyperlordóza L páteře
- Anteverze pánve
- Elevace, protrakce ramen

- Laterální vychýlení pánve, páteře
- Varózní či valgózní postavení kolenních, hlezenních kloubů

Pro dosažení optimálního stereotypu dýchání a stabilizace byly použity stejné pokyny a metodika DNS jako v předchozích polohách. Následně byly senzory změřeny 15s interval optimální aktivace.

**Pátá pozice:** Volný vis (obr. 17)



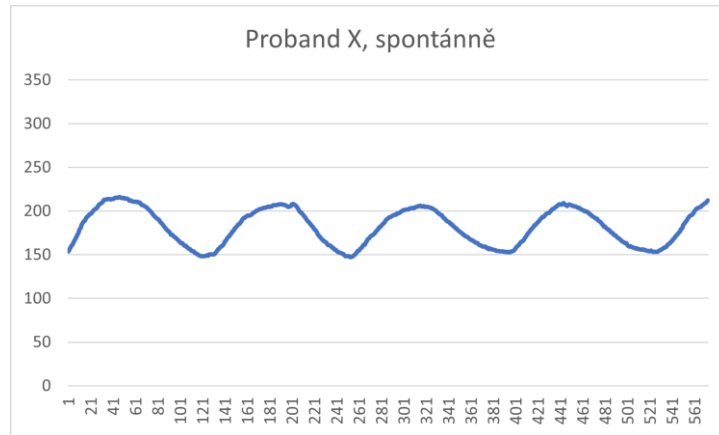
Obrázek 17: Volný vis, pohled zezadu

Slovně byl proband vyzván, aby spontánně zaujal výchozí pozici, tj. volně se vyvěsil na hrazdě za extendované horní končetiny v šířce ramen – nadhmatem s palcem v opozici. Dolní končetiny byly v pozici s nulovou extenzí v kyčelních a 90°flexí v kolenních kloubech. Proband byl instruován, aby se co nejvíce uvolnil a nezadržoval dech, změřen byl 15s interval spontánní aktivace

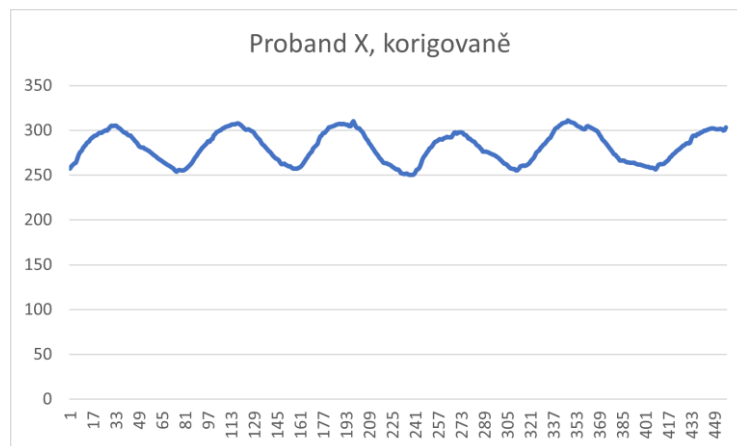
Následně byla provedena slovní a manuální korekce s cílem:

- Držte napřímenou páteř
- Udržte dlouhý krk
- Vytáhněte se za hlavou ke stropu
- Stáhněte ramena do šířky a dolů od uší
- Stáhněte dolní žebra, udržte kaudální postavení hrudního koše

Pro dosažení optimálního stereotypu dýchání a stabilizace byly použity stejné pokyny a metodika DNS jako v předchozích polohách. Následně byl senzory změřen 15s interval optimální aktivity



Graf 1: Grafické znázornění měření expanze břišních svalů Probanda X při spontánním zaujetí pozice, graf závislosti tlaku (g) na čase (s)



Graf 2: Grafické znázornění měření expanze břišních svalů Probanda X po korekci dle DNS, graf závislosti tlaku (g) na čase (s)

## 4 VÝSLEDKY

Výsledky jsme získali hodnocením aktivace svalů břišní stěny v celkem 18 posturálních situacích u každého probanda, celkově tak bylo vyhodnoceno 540 souborů v excelu. Před měřením měl proband za úkol zaujmout výchozí pozici spontánně, následně byl měřený jedinec terapeutem instruován tak, aby dokázal stabilizovat trup v maximálně optimálním stereotypu podle definice konceptu DNS. V každé situaci byl změřen 12–15sekundový časový úsek, který zahrnoval alespoň 4 dechové cykly. Měření začalo v preinspirační pauze prvního nádechu a končilo na konci posledního nádechu. Výsledné hodnoty pro každý senzor zvlášť jsme získali zprůměrováním všech hodnot tlaků dané posturální situace u každého probanda.

V první části práce porovnááme, jak se liší aktivace trupové stabilizace ve čtyřech posturálních vývojových pozicích oproti klidovému dýchání v sedě. V druhé části analyzujeme, zda se po korekci dle principů DNS změnila aktivita břišní stěny oproti výchozí hodnotě zjištěné při spontánním zaujetí vývojové pozice. Dále jsme získaná data vyhodnotili zvlášť pro přední a zadní senzor, jelikož aktivita břišní stěny může být v různých pozicích odlišná a v poslední části porovnááme, zda se liší míra aktivace trupových svalů u žen a mužů.

### 4.1 Statistické zpracování dat

Statistickou analýzu dat jsem konzultoval s MUDr. Jakubem Jačiskem a Andrew Buschem Ed.D, CSCS\*D. Pro výpočet jednodušších statistických funkcí byl využit Microsoft Office – Excel 2013, složitější data byla analyzována pomocí statistického programu SPSS verze 27.0 (SPSS Inc, Chicago, Illinois). Nejprve byly provedeny počáteční korelace k posouzení vztahu mezi předním a zadním senzorem a mezi ženami a muži. Párové t-testy byly použity k hodnocení aktivity břišní stěny mezi normální polohou vsedě a spontánní aktivací, a poté k porovnání mezi spontánní pozicí a aktivací po korekci DNS instruktorem ve všech čtyřech posturálních vývojových pozicích. Při vyhodnocování byla použita Bonferroniho korekce ke snížení pravděpodobnosti získání falešně pozitivních výsledků u vysoce korelovaných závislých proměnných, u nichž byla statistická významnost stanovena a priori na  $p < 0,0125$ . Velikost efektů byla interpretována jako velmi malá ( $< 0,2$ ), malá ( $0,2-0,5$ ), střední ( $0,5-0,8$ ) nebo velká ( $> 0,8$ ). Testovali jsme vždy hypotézu  $H_A$ , tudíž zda jsou zkoumané znaky významně odlišné. Hypotéza byla z důvodu násobného testování prováděna na 1,25 % hladině spolehlivosti, tudíž pokud je  $P$  hodnota nižší než 0,0125 potvrzujeme hypotézu, a mezi znaky tedy nacházíme významný statistický rozdíl.

## 4.2 Výsledky k hypotéze HA1

**HA1: Při spontánním zaujetí vývojové pozice se zvýší expanze břišní stěny oproti klidovému dýchání v sedě.**

Tabulka 2: Výsledky pro hypotézu HA1 (Průměr [Standartní odchylka])

DNS Poloha	Pozice Senzoru	Sed	Spontánní hodnoty	95 % CI	Průměrný rozdíl v g.	Míra efektu	P Hodnota
3MM	Přední	132.2 (27.7)	171.4 (45.9)	(-55.76, -22.72)	-39.42	-0.89	<.001*
	Zadní	137.5 (34.0)	167.8 (50.7)	(-47.50, -13.05)	-30.28	-0.66	.001*
Medvěd	Přední	132.2 (27.7)	180.1 (61.5)	(-69.62, -26.30)	-47.96	-0.83	<.001*
	Zadní	137.5 (34.0)	192.2 (65.7)	(-79.0, -30.37)	-54.69	-0.84	<.001*
Vis	Přední	132.2 (27.7)	158.9 (60.0)	(-49.63, -3.80)	-26.72	-0.81	.024
	Zadní	137.5 (34.0)	166.4 (60.6)	(-54.49, -3.33)	-28.91	-0.42	.028
Dřep	Přední	132.2 (27.7)	132.9 (27.4)	(-11.32, 9.90)	-0.71	-0.03	.892
	Zadní	137.5 (34.0)	150.6 (38.5)	(-28.47, -2.25)	-13.11	-0.32	.091

\*Statisticky signifikantní rozdíl (Bonferroniho korekce  $P < 0.0125$ )

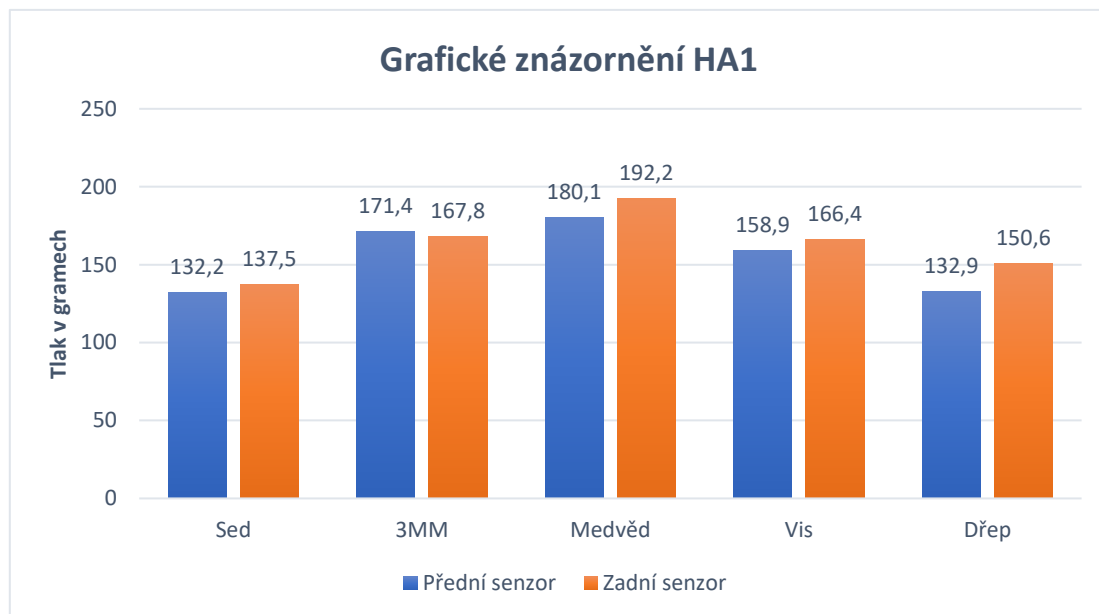
Hodnoty uvedeny v gramech (g)

Míra efektu = vypočítáno Cohenovo d

Poznámka: 3MM – supinační poloha 3. měsíce

CI – interval spolehlivosti

V první hypotéze jsme se snažili potvrdit nebo vyvrátit, zda se při spontánním zaujetí vývojové pozice zvýší expanze břišní stěny oproti klidovému dýchání v sedě. K signifikantnímu zvýšení aktivity došlo v poloze 3. měsíce a v poloze medvěda, a to u obou senzorů. V poloze visu a dřepu jsme taktéž zaznamenali zvýšení hodnot na obou senzorech, které ale nebylo statisticky významné (Tabulka 2).



Graf 3: Grafické znázornění hypotézy HA1

### 4.3 Výsledky k hypotéze HA2

**HA2: Při korekci posturální stabilizace podle principů DNS se aktivita břišní stěny signifikantně zvýší oproti výchozí hodnotě zjištěné při spontánním zaujetí pozice.**

Tabulka 3: Výsledky pro hypotézu HA2 (Průměr [Standartní odchylka])

DNS Poloha	Pozice senzoru	Před korekcí	Po korekci	95 % CI	Průměrný rozdíl v g.	Míra efektu	P Hodnota
3MM	Přední	171.4 (45.9)	263.4 (67.5)	(-108.9, -75.0)	-91.98	-2.03	<.001*
	Zadní	167.8 (50.7)	267.6 (64.9)	(-117.9,- 81.7)	-99.82	-2.06	<.001*
Medvěď	Přední	180.1 (61.5)	276.3 (73.5)	(-116.6, -75.5)	-96.18	-1.76	<.001*
	Zadní	192.2 (65.7)	288.0 (73.9)	(-120.5, -71.0)	-95.76	-1.45	<.001*
Vis	Přední	158.9 (60.0)	235.4 (70.8)	(-93.9, -59.8)	-76.52	-1.71	<.001*
	Zadní	166.4 (60.6)	248.7 (92.4)	(-109.6, -55.0)	-82.28	-1.13	<.001*
Dřep	Přední	132.9 (27.4)	194.4 (38.4)	(-76.1, -47.1)	-61.56	-1.59	<.001*
	Zadní	150.6 (38.5)	228.9 (74.0)	(-104.1, -52.5)	-78.31	-1.13	<.001*

\*Statisticky signifikantní rozdíl (Bonferroniho korekce  $P < 0.0125$ )

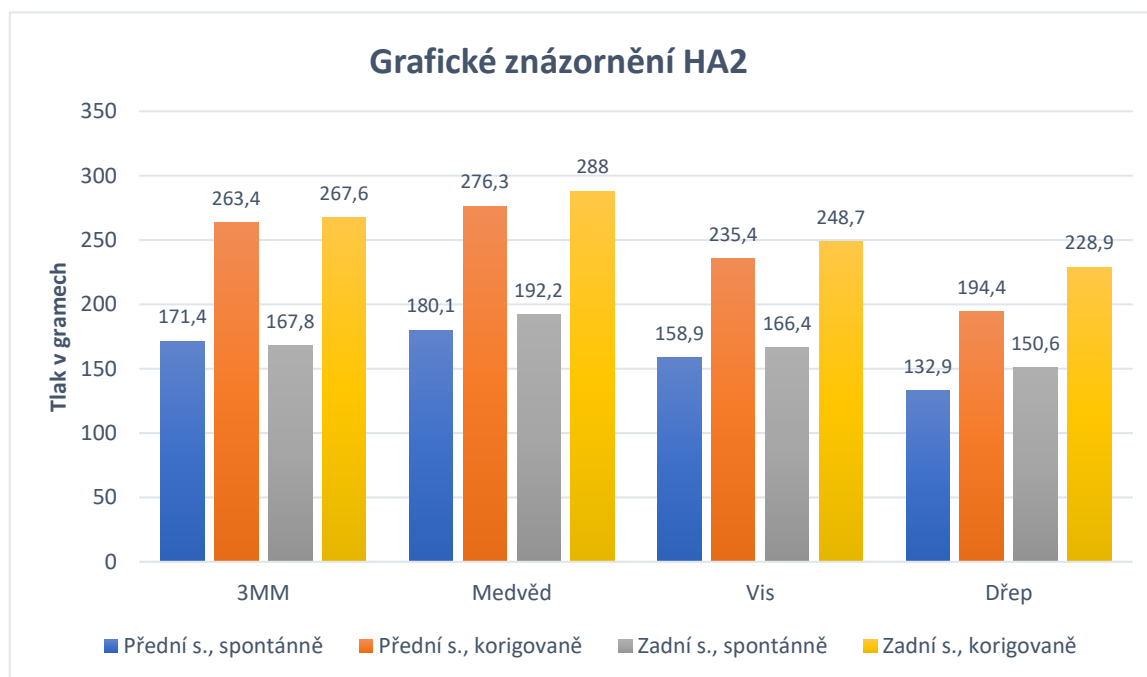
Hodnoty uvedeny v gramech (g)

Míra efektu = vypočítáno Cohenovo d

Poznámka 3MM – supinační poloha 3. měsíce

CI – interval spolehlivosti

Druhá hypotéza testuje, zda ve sledovaných posturálních situacích dochází ke změně aktivace břišní stěny po slovní a manuální instrukci dle principů DNS oproti výchozí spontánní aktivaci v dané poloze. Statisticky významný rozdíl mezi spontánními a korigovanými polohami byl prokázán pro všechny pozice, a to při hladině významnosti  $p < 0,0125$ , s velmi vysokým ( $> 0,8$ ) efektem podle Cohena  $d$  (Tabulka 3, graf 4). Nejvyšších hodnot před i po korekci bylo dosaženo v pozici medvěda, největší nárůst aktivity byl identifikován na zadním senzoru v supinační poloze 3. měsíce.



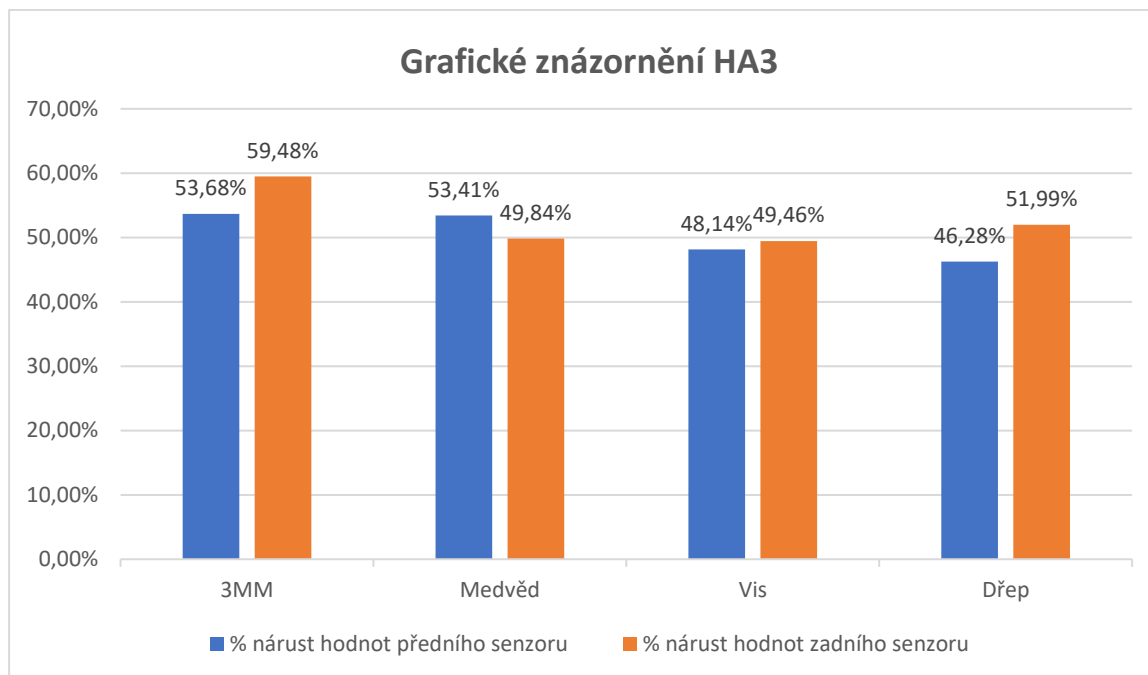
Graf 4: Grafické znázornění hypotézy HA2

#### 4.4 Výsledky k hypotéze HA3

**HA3: Rozdíl v nárůstu tlaků předního senzoru se signifikantně liší od nárůstu tlaků zadního senzoru.**

V další hypotéze jsme testovali, zda se signifikantně liší nárůsty tlaků předního a zadního senzoru. Ve všech pozicích se rozdíly nárůstu tlaků zvyšují podobným způsobem (viz graf 5), tudíž hypotézu zamítáme. Podařilo se prokázat úzkou korelaci mezi předním a zadním senzorem. Tyto výsledky jsou očekávané a logické, neboť se jedná o jednu břišní stěnu s jednotným nitrobřišním tlakem, který musí být v břišní dutině rozložen rovnoměrně.





Graf 5: Grafické znázornění hypotézy HA3

#### 4.5 Výsledky k hypotéze HA4

**HA4: Míra aktivace trupových svalů ve vývojových pozicích je odlišná u žen a mužů.**

Poslední hypotéza, kterou jsme se v rámci této práce snažili potvrdit či vyvrátit je, zda se ve vývojových pozicích vyskytuje odlišná míra aktivace u žen a mužů. I přes to, že se ve výsledcích objevuje pár odlišností (viz tabulky 4 a 5), *P* hodnoty testů jsou ve všech případech vyšší než .0125 pro spontánní i korigované měření. Hypotézu proto zamítáme.

	3MM přední	3MM zadní	Medvěd přední	Medvěd zadní	Vis přední	Vis zadní	Dřep přední	Dřep zadní
<b>Ženy</b>	188,54	181,53	197,57	217,53	184,64	186,65	133,55	147,95
<b>Muži</b>	154,27	154	162,67	166,83	133,12	146,15	132,19	153,25
<b><i>P</i> hodnota</b>	0,039	0,14	0,122	0,032	0,017	0,066	0,895	0,713

Tabulka 4: Tabulka k hypotéze HA4 – hodnoty ženy vs muži před korekcí

	<b>3MM p. kor</b>	<b>3MM z. kor</b>	<b>Medvěd p. kor</b>	<b>Medvěd z. kor</b>	<b>Vis p. kor</b>	<b>Vis z. kor</b>	<b>Dřep p. kor</b>	<b>Dřep z. kor</b>
<b>Ženy</b>	293,43	267,64	286,97	295,49	266,74	280,25	194,27	222,03
<b>Muži</b>	233,34	267,55	265,63	280,44	204,07	217,11	194,6	235,8
<b>P hodnota</b>	0,013	0,997	0,436	0,587	0,013	0,06	0,982	0,619

Tabulka 5: Tabulka k hypotéze HA4 – hodnoty ženy vs muži po korekci

## 5 DISKUZE

### 5.1 Diskuze k teoretické části

V průběhu třetího měsíce posturální ontogeneze dítěte dozrává za předpokladu fyziologického vývoje mozku stabilizační souhra funkčně propojených skupin svalů, které se výraznou měrou podílejí na posturálním zajištění páteře. Tento komplex vzájemně propojených svalů zajišťující trupovou stabilizaci se skládá z hlubokých flexorů krční páteře, které fungují v synergii s extenzory páteře a nitrobřišním tlakem, jenž vzniká součinností svalů břišní stěny, pánevního dna a bránice (Frank, Kobesová a Kolář, 2013). Vzájemná koaktivace svalů trupové stabilizace produkuje nitrobřišní tlak, který redukuje kompresní síly působící na páteř a hraje zásadní roli v zajišťování stability trupu při statické a dynamické zátěži (Stokes, Gardner-Morse a Henry, 2010; Hodges et al., 2005). Při nádechu a zvýšené posturální zátěži dochází k oploštění bránice, která svým pohybem tlačí na břišní orgány a k mírné excentrické kontrakci a následného zpevnění svalů pánevního dna. Zvýšením IAT musí dojít k excentrické kontrakci břišních svalů a expanzi stěn trupu všemi směry (Talas et al., 2011; Hodges, Sapsford a Pengel, 2007).

V případě abnormálního vývoje, patologického motorického stereotypu či dlouhodobým působením nociceptivního dráždění dochází k posturální instabilitě a chybnému náboru svalů, které se podílejí na stabilizaci trupu. To má za následek vyšší aktivitu svalových skupin (obvykle povrchových extenzorů), které substituují insuficientní stabilizátory, přičemž dochází k chronickému přetížení, vyřazení ochranné funkce před poškozením a vzniku bolesti (Frank, Kobesová a Kolář, 2013). Z mnoha odborných studií vyplývá, že zpožděná či nedostatečná posturální aktivita svalů trupové stabilizace je jedním z nejvýznamnějších etiopatologických faktorů vzniku low back pain (Kolář et al., 2012; Tsao et al., 2010; Hodges et al., 2003). Jedním z vysvětlení může být, že při dysfunkci mm. multifidi dochází ke kompenzačním zapojení svalů erectoru spinae i při klidové situaci bez přidané zátěže, což vede k abnormálními přenosu sil na páteř a vzniku bolesti zad (Studnicka a Ampat, 2021). Ze zmíněných studií vyplývá, že posturální stabilizační trénink může být účinnou součástí terapie LBP. Tato hypotéza je podpořena výsledky dalších studií (Hoffmanová, 2018; Malátová, Rokyťová a Stumbauer, 2013; Hodges et al., 2003). Lederman (2010) však podotýká, že souvislost vzniku LBP s nedostatečnou či zpožděnou aktivitou svalů trupové stabilizace je nejednoznačná a je potřebný další výzkum.

Doposud byla míra nitrobřišního tlaku v experimentálních studiích hodnocena invazivním způsobem zavedením intraperitoneálního katetru, a nepřímým způsobem využitím močové (Risn et

al., 2006), gastrické (Turnbull et al., 2007), anální (Aguilera et al., 2018) či vaginální sondy (Kruger et al., 2013). Tyto metody jsou však spojeny s řadou limitací a nevýhod, a tak se nitrobřišní tlak začal objektivizovat nepřímo, měřením aktivity svalů břišní stěny pomocí tlakových senzorů (Novák et al., 2020; Malátová, Rokytová a Stumbauer, 2013).

## 5.2 Diskuze k praktické části

V rámci výzkumu nás zajímalo, jakou měrou dochází k aktivaci svalů břišní stěny v odlišných posturálních vývojových situacích. Aktivitu trupových svalů jsme měřili pomocí přístroje Ohm Belt, který je vybaven tenzometrickým senzorem, jenž umožňuje zaznamenávat míru expanze břišní stěny prostřednictvím tlaku, vyvolaného synchronní aktivitou břišních svalů a nitrobřišního tlaku. Pro účely této studie byly senzory umístěny do oblasti nad tříselným vazem v místě průsečíku bispinální a mamilární linie (tzv. přední senzor) a v oblasti trigonum lumbale superius (tzv. zadní senzor). Stejně umístění senzorů využila ve svém výzkumu Podskalská (2020), přičemž prokázala velmi úzkou korelaci mezi aktivitou svalů břišní stěny a mírou nitrobřišního tlaku měřeného anorektální manometrií. To znamená, že námi získané hodnoty tlaku odráží míru nitrobřišního tlaku a nepřímo kvalitu funkce celého stabilizačního systému, a to neinvazivně, na rozdíl od měření jehlovou elektromyografií (Hodges a Richardson, 1997), a komplexnějším způsobem než např. povrchová EMG (Weber et al., 2017) nebo diagnostický ultrazvuk (Tahan et al., 2016), které informují pouze o lokálních svalových změnách.

Jelikož výrobce přístroje Ohm Belt neudává jednotný vyšetřovací protokol s konkrétními parametry, vycházeli jsme ze studie Nováka et al. (2020) a jednotlivé proměnné přizpůsobili našim potřebám. Před začátkem měření si proband náhodně vylosoval pořadí pozic (sed, supinační poloha třetího měsíce, dřep, medvěď, vis) i senzorů (pravá versus levá strana, přední versus zadní). Randomizovaného pořadí pozic využily také jiné studie (Calatayud, Casana a Martín, 2017; Escamilla et al., 2016), což eliminuje efekt motorického učení a vliv únavy, které by mohly výrazně ovlivnit konečné výsledky. Do studie bylo zařazeno 30 probandů (15 žen a 15 mužů) ve věku 20-25 let. Všichni probandi byli v době měření v dobrém zdravotním stavu, bez probíhajícího onemocnění nebo bolesti. Zároveň ve svém životě nikdy netrpěli chronickými bolestmi zad, neprodělali operaci v oblasti břišní stěny a zad a také nikdy nepodstoupili terapii zaměřenou na cílenou aktivaci břišní stěny. Z tohoto důvodu se výsledky této práce dají interpretovat pouze na tuto část zdravé lidské populace. V každé situaci byl změřen 12 až 15sekundový úsek, který zahrnoval alespoň 4 dechové cykly, podobný časový interval ve své studii zvolili i Novák et al. (2020), jiní autoři se rozhodli pro

delší časový úsek, nejčastěji se jednalo o 1 minutu (Malátová, Rokytová a Stumbauer, 2013; Segizbaeva et al., 2011).

V praktické části této diplomové práce se nám podařilo prokázat, že se při spontánním zaujetí vývojové pozice zvýší expanze břišní stěny, tedy i nitrobřišní tlak, oproti situaci, kdy proband provádí klidové dýchání v sedě (**HA1**). K signifikantnímu zvýšení aktivity oproti standardnímu sedu bez zátěže došlo v pozici medvěda a v poloze 3. měsíce, a to u obou senzorů. Ve visu a ve dřepu jsme taktéž zaznamenali zvýšení hodnot na obou senzorech, které ale nebylo statisticky významné. Naše výsledky potvrzují, že klidový nitrobřišní tlak je ovlivnitelný polohou, v čemž panuje konsenzus s jinými autory (Yi et al., 2012; Cheatham, De Waele a De Laet, 2009). Při zvýšené posturální zátěži dochází k oploštění bránice, která svým pohybem tlačí na břišní orgány a vyváženou koaktivací s břišními a pánevními svaly zvyšuje nitrobřišní tlak (Mittal et al., 2017). Tento fakt byl prokázán výsledky mnoha studií zabývajících se tématem vlivu polohy těla na hodnoty nitrobřišního tlaku. Coleman et al. (2015) snímali nitrobřišní tlak pomocí intravaginálního bezdrátového senzoru při různých statických a dynamických aktivitách. Ve své studii autoři popisují až čtyřikrát větší hodnoty IAP ve stoji (28,9 cm H<sub>2</sub>O) než v poloze na zádech (6,6 cm H<sub>2</sub>O) či na břiše (9,2 cm H<sub>2</sub>O). Z jiných odborných zdrojů vyplývá, že při dřepu byl průměrný IAP 47 cm H<sub>2</sub>O (Gerten et al., 2008) při planku 49 cm H<sub>2</sub>O (De Gennaro, 2019).

Zvýšenou posturální funkci bránice v posturálně náročných, tj. nestabilních pozicích dokumentují výsledky Browna et al. (2018), které udávají vzestup kontraktility bránice ze 60,2 % v poloze na zádech na 96,5 % v sedě a 173,8 % ve stoji. To je v souladu s výsledky Hellyera et al. (2016), jenž prokázal o 21 % (0,8cm) větší tloušťku bránice v sedě a o 26 % (1,2cm) ve stoji oproti lehu na zádech. Z výsledků studií vyplývá, že ve vertikálních polohách dochází k větší aktivaci bránice za současného nárůstu nitrobřišního tlaku oproti poloze vleže na zádech. V naší studii jsme polohu na zádech modifikovali tak, že probandi drželi DKK zvednuté nad podložkou. To již představuje významnou posturální zátěž, a ve výsledcích se to projevilo signifikantním nárůstem napětí břišní stěny, resp. nitrobřišního tlaku oproti sedu, tj. vertikální pozici. To je v souladu s předchozí studií Koláře et al. (2010), který pomocí dynamické magnetické rezonance měřil exkurze pohybu bránice při klidovém dýchání a odporovaných pohybech HKK a DKK. Aktivita bránice, a předpokládáme i míra nitrobřišního tlaku byla signifikantně zvýšená při odporovaných pohybech končetin oproti klidovému dýchání. V supinační poloze 3. měsíce tak při antigravitačním držením dolních končetin v trojflexi dochází k mnohem větším nárokům na udržení posturální stabilizace než při lehu s DKK na podložce, což byla výchozí poloha pro měření ve studiích jiných autorů (Brown et

al., 2018; Coleman et al., 2015), tudíž je i nutné zvýšit nitrobřišní tlak vyváženou koaktivací svalů trupové stabilizace.

Dále jsme statisticky potvrdili, že tlak vytvořený aktivitou břišní stěny se po slovní a manuální instrukci dle principů Dynamické Neuromuskulární Stabilizace (DNS) signifikantně zvýšil oproti spontánní aktivaci. Byla tak testována pacientova volní schopnost využití nitrobřišního tlaku k expanzi svalů břišní stěny. Oba senzory zaznamenaly signifikantní rozdíl ( $p < 0.005$ ; Cohenovo  $d = -1.13$  to  $-2.06$ ) ve všech sledovaných posturálních situacích (**HA2**). Podobné výsledky při cílené aktivaci břišní stěny v sedě dokládá tým Nováka et al. (2020), aktivita břišních svalů při instruovaném bráničním dýchání byla dokonce vyšší než v situaci, kdy sledovaný proband držel břemeno o hmotnosti 20 % své tělesné váhy. Z jiných studií víme, že k cílenému zvýšení nitrobřišního tlaku dochází také při Valsalvově (Hackett a Chow, 2013; Cobb et al., 2005) a Müllerově manévru (Segizbaeva et al., 2011). Výsledky práce potvrzují hypotézu Frankové, Kobesové a Koláře (2013), že cílem DNS je aktivovat svaly trupové stabilizace a obnovit ideální regulaci IAP s cílem optimalizovat efektivitu pohybu a zabránit přetížení kloubů. Dřívější studie ukázaly, že vyšší nitrobřišní tlak je spojen s menší kompresní silou působící na páteř a hraje tak zásadní roli v zajišťování mechanické stability při statické i dynamické zátěži (Stokes, Gardner-Morse a Henry, 2010; Hodges et al., 2005).

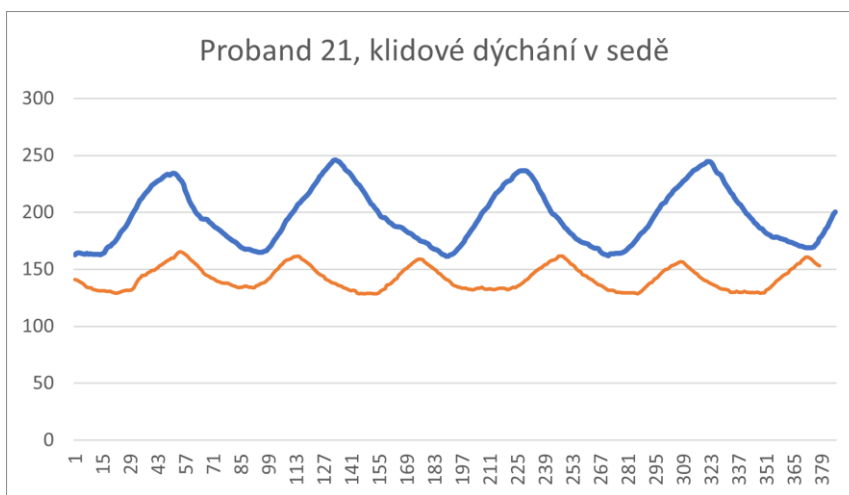
Z výsledků naší práce je zřejmé, že koncept Dynamické Neuromuskulární Stabilizace může hrát u mladých probandů bez subjektivních potíží důležitou úlohu při reedukaci optimálního vzorce posturální stabilizace. Studie dalších autorů, které poukazují na kladný terapeutický efekt DNS u pacientů s LBP i s neurologickými diagnózami jako např. stavu po CMP či DMO (Yoon, Cha, You, 2020; Lee, You a Yi, 2018; Yoon et al., 2017; Son et al., 2017). Efekt terapie cílené na ovlivnění stabilizačního systému páteře lze dokumentovat také na studii Malátové, Rokytové a Stumbauera (2013). Po šesti týdenním rehabilitačním programu, zaměřeného na reedukaci optimálního vzoru trupové stabilizace, autoři práce prokázali signifikantní zvýšení expanze svalů břišní stěny. Při bráničním testu v sedě byly pozitivní účinky sledovány u 87 % probandů (Malátová, Rokytová a Stumbauer, 2013). Ve sportovní medicíně se terapie ve vývojových řadách dle metodiky DNS vyznačuje pozitivními účinky ke zvýšení maximální síly při kajakářském záběru (Davídek, Anđel a Kobesová, 2018) i svalové síly stisku ruky (Kobesová et al., 2015). DNS trénink se také jeví jako vhodná alternativa tréninkového procesu u závodních chodců (Panse et al., 2020) a nachází uplatnění při prevenci vzniku bolesti a zranění u vrcholových běžců na lyžích (Kobesová et al., 2018).

Z našeho výzkumu dále vyplývá, že nejvyšších hodnot před i po korekci bylo dosaženo v pozici medvěda, největší nárůst aktivity mezi korigovaným a spontánním hodnocením byl zaznamenán na zadním senzoru v supinační poloze 3. měsíce. V těchto dvou polohách tak nejlépe dochází k aktivaci optimální posturální funkce svalů břišní stěny a tyto pozice mohou být vhodné pro terapii a nácvik posturální funkce. Zdá se tedy, že k optimálnímu stereotypu stabilizace dochází spíše v horizontálních pozicích s hlavou v úrovni či pod úrovní těla než při vertikálních pozicích (dřep, vis). Hypotéza, že se v pozici medvěda objevují nejvyšší hodnoty aktivace trupových svalů do jisté míry koreluje s výsledky studie Segizbaevy et al. (2011), která měřila aktivitu inspiračních svalů v pozici, kdy byla hlava 30° pod úrovní těla. Zatímco se při 30minutovém volném dýchání zapojení bránice snížilo, při současném maximálním inspiračním úsilí (Müllerovým manévrem) byla zpozorována vyšší aktivita bránice a předpokládáme, že tím i nitrobřišní tlak v porovnání se stejným manévrem ve stoji. V pozici hlavou dolů nejspíše dochází k větší viscerální kompresi a bránice je tak nucena vyvinout větší úsilí k uplatnění své kombinované dechové, posturální a svěračové funkce (Segizbaeva et al., 2011).

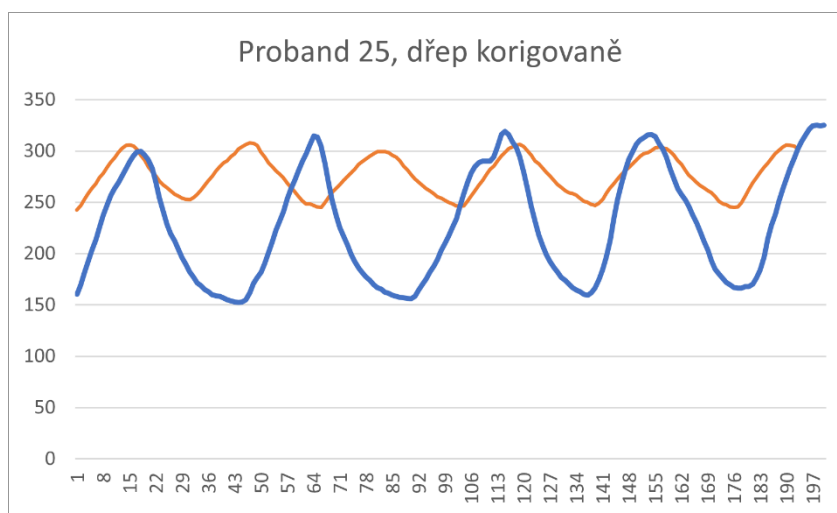
Návod k využití přístroje Ohm Belt dodávaný výrobcem udává, že při efektivním zapojení bránice dojde k nárůstu tlaku, kterým působí břišní stěna na senzor minimálně o 50 g. To znamená, že při uchycení senzoru tlakem 110 g hovoříme o správné aktivaci bránice v případě, že průměrný tlak dosahoval alespoň 135 g. Z tabulky 2 lze vyčíst, že požadované hodnoty nebyly dosaženy pouze ve dvou situacích, v obou případech na předním senzoru, konkrétně při klidovém dýchání v sedě a ve visu. I když se jednalo o mladé, zdravé jedince, kteří nikdy netrpěli chronickými bolestmi zad, nedostačující hodnoty při klidovém dýchání v sedě byly pozorovány u víc než poloviny testovaných. Vzhledem k výsledkům dřívějších studií (Arab et al., 2017; Kolář et al., 2012; Ferreira, Ferreira a Hodges, 2004; Hodges a Richardson, 1999; Hodges a Richardson, 1998) tak můžeme spekulovat, že u těchto jedinců může být v budoucnu vyšší riziko vzniku LBP.

Za fyziologické situace se má nitrobřišní tlak v břišní dutině distribuovat do všech směrů stejně, to znamená, že rozdíl tlaků na předním a zadním senzoru by měl být zanedbatelný. Statistická analýza potvrdila, že ve všech pozicích se rozdíly nárůstu tlaků zvyšují podobným způsobem (viz. graf 5), tudíž se nám podařilo prokázat úzkou korelaci mezi oběma senzory (**HA3**). Při detailnějším zkoumání výsledků z tabulek 2 a 3 si můžeme všimnout, že získané průměrné hodnoty tlaků na předním a zadním senzoru byly podobné ve všech situacích jednak při spontánní aktivaci i po slovní a manuální instrukci dle principů Dynamické Neuromuskulární Stabilizace. Největší rozdíl tlaků obou senzorů byl zpozorován ve dřepu, což byla rovněž vývojová pozice, ve které byly hodnoty spontánní aktivace nejnižší a zároveň ve které bylo, na základě pozorování při měření, pro probandy nejtěžší dosáhnout optimálního stabilizačního a dechového stereotypu.

V individuálních případech jsme zaznamenali odlišnou aktivitu přední a zadní části břišní stěny (viz. graf 6), což je považováno za patologii (Kolář et al., 2009). Při nácviu ideální stabilizace trupu dle principů DNS je důležité udržet natlakovanou břišní dutinu i během výdechu (Kobesová et al., 2020), proband tak musel zkombinovat posturální a dechovou funkci břišních svalů, což jak dokumentuje příklad probanda 25 (graf 7), mnoho z nich nedokázalo.



Graf 6: Rozdílná expanze přední a zadní části břišní stěny při klidovém dýchání u probanda 21, oranžová – přední senzor, modrá – zadní senzor



Graf 7: Rozdílná expanze přední a zadní části břišní stěny při korigovaném dřepu u probanda 25, oranžová – přední senzor, modrá – zadní senzor

Poslední hypotézu, kterou jsme v rámci této práce testovali je, zda se ve vývojových pozicích vyskytuje odlišná míra aktivity u žen a mužů. Podrobná statistická analýza nezjistila signifikantní



vliv pohlaví na hodnoty aktivity svalů břišní stěny (**HA4**), toto zjištění je podpořeno výsledky studie Chena et al. (2015), kteří měřili expanzi břišní stěny na vzorku 28 mužů a 23 žen. Ke stejným závěrům došli také Cobb et al. (2005), jenž měřili nitrobřišní tlak ve třinácti různých statických a dynamických situacích. Signifikantní odlišnost neprokázali při žádné statické (leh, sed, stoj) a dynamické (skákání, chůze do schodů, bench press) situaci ani při cíleném zapojení intraabdominálního tlaku (Valsalvův manévr, kašel). Tato zjištění jsou v rozporu s tvrzením Chionh et al. (2006), jejichž studie ukazuje, že míra nitrobřišního tlaku je signifikantně vyšší u mužů než u žen. Naopak v naší práci jsme zjistili nevýznamně vyšší aktivitu svalů břišní stěny ve vývojových pozicích při spontánním i korigovaném měření nepatrně u ženského pohlaví (tabulka 4 a 5). Z podrobnější analýzy výsledků vyplývá, že u žen byl efekt DNS intervence největší v supinační poloze 3. měsíce, zatímco pro muže byla z hlediska náviku optimální stabilizace trupu nejvhodnější poloha medvěda.

## Limity práce

Přístroj Ohm Belt beze sporu představuje vhodnou variantu k objektivizaci aktivace svalů břišní stěny a nepřímo nitrobřišního tlaku. Oproti jiným metodám, naměřené hodnoty odráží kvalitu funkce celého stabilizačního systému, ne pouze lokální svalové změny. Ohm Belt umožňuje jednoduché, neinvazivní měření, výhodou je nízká pořizovací cena, snadná dostupnost a skladnost přístroje. I přes tyto výhody se v průběhu měření objevilo několik limitů, které mohly výsledky ovlivnit.

- Správné umístění senzorů – pro účely této studie byly senzory umístěny do oblasti nad tříselným vazem v místě průsečíku bispinální a mamilární linie (tzv. přední senzor) a v oblasti trigonum lumbale superius (tzv. zadní senzor). Měření vždy předcházelo palpační ověření správného umístění senzoru – při příliš mediálním umístění předního senzoru mohlo dojít ke zkreslení výsledků aktivitou m. rectus abdominis, výsledné hodnoty zadního senzoru mohly být ovlivněny zapojením paravertebrálních svalů nebo při umístění příliš vysoko tlakem dolních žebber.
- Dostatečné utažení popruhů – tlakový senzor byl před měřením kalibrován na nulovou hodnotu a ve stoji upevněn pomocí opasku tlakem 110 g +/-10 g. Připevnění takovým tlakem zajistí, aby senzor při změně pozic neopustil své místo a zároveň nebyl subjektivně nepříjemný a neměnil dechový stereotyp probanda. Upevnění se ale může u jednotlivých probandů mírně lišit a ovlivnit tak naměřené výsledky. V současné době je komerčně k dispozici přístroj pod názvem Ohm Track, který využívá na rozdíl od Ohm Beltu pružných popruhů. Je možné, že u této novější verze bude měření přesnější.

- Využití jednoho senzoru – v rámci práce jsme využili pouze jeden tlakový senzor, tudíž jsme všechny pozice měřili dvakrát – vždy se randomizovaně začalo měřit buď zepředu nebo zezadu. Současné měření dvěma senzory je možné, avšak jsou zapotřebí dva přístroje Ohm Belt a dva počítače. Pro výzkumné účely se jako nejvhodnější jeví využití přístroje DNS Brace, což je korzet, na kterém jsou umístěny 4 senzory, dva vepředu a dva vzadu, a navíc ortéza fixuje trup a zabraňuje tak nežádoucím souhybům trupu.
- Pozice zadního senzoru v 3MM – v supinační poloze 3. měsíce byl zadní senzor umístěn více laterálně, tak aby při lehu na zádech nedošlo ke zkreslení výsledných hodnot tlakem senzoru o podložku.
- Tělesná konstituce – u probandů s vyšším procentem podkožního břišního tuku mohlo z důvodu větší vzdálenosti mezi tlakovým senzorem a břišní svalovinou dojít k nepříznivému ovlivnění měření.
- Za další limit práce považujeme, že praktická část, zaměřená na korekci a instrukci optimálního stereotypu trupové stabilizace dle principů Dynamické Neuromuskulární Stabilizace nebyla provedena certifikovaným DNS terapeutem s dlouhodobou klinickou praxí. Předpokládáme, že naměřené hodnoty by se mohly lišit, pokud by měření prováděl zkušený DNS terapeut či instruktor.

## ZÁVĚR

Předmětem zkoumání této diplomové práce bylo měření expanze svalů břišní stěny, a tak nepřímou mírou nitrobřišního tlaku v různých posturálních vývojových pozicích pomocí nového, tenzometrického přístroje Ohm Belt.

Teoretická část práce je věnována shrnutí základních principů trupové stabilizace, vývojové kineziologie a konceptu DNS. Práce se dále zabývá nitrobřišním tlakem a posturální aktivitou břišních svalů v různých posturálních situacích a shrnuje informace o možnostech objektivizace. Z kineziologického hlediska jsou představeny vývojové pozice konceptu DNS, ve kterých bylo měření provedeno.

V praktické části bylo testováno 30 zdravých probandů (15 žen a 15 mužů) ve věku 20 až 25 let pomocí přístroje Ohm Belt. Tento přístroj využívá tlakových senzorů, které jsou připevněny na břišní stěnu v oblasti nad třísllem a v trigonum lumbale a umožňuje tak neinvazivní měření expanze břišní stěny a tím nepřímou stanovení hodnot nitrobřišního tlaku. Probandi byli změřeni v pěti posturálně odlišných pozicích vycházejících z vývojové ontogeneze (sed, supinační poloha 3. měsíce, dřep, medvěd a vis) nejprve bez korekce, poté byli terapeutem slovně a manuálně instruováni tak, aby dokázali cíleně stabilizovat trup v maximálně optimálním stereotypu podle konceptu DNS a byli změřeni znovu.

Prokázali jsme, že tlak vytvořený aktivitou břišní stěny se po korekci dle principů DNS významně zvýší oproti spontánní aktivaci. Největší aktivace posturální stabilizace nastala na obou senzorech v pozici medvěda, nejvyšší míra efektu byla zaznamenána na zadním senzoru v supinační poloze třetího měsíce. Tyto polohy mohou být vhodné pro terapii a nácvik optimální posturální funkce. V poloze 3. měsíce a v poloze medvěda došlo rovněž k významnému nárůstu aktivity oproti spontánní aktivaci v sedě. V rámci této práce se nám dále podařilo prokázat úzkou korelaci mezi předním a zadním senzorem. Pro žádnou polohu nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v míře aktivace (na obou senzorech) mezi ženami a muži.

## REFERENČNÍ SEZNAM

AGUILERA, Lluís G., Lluís GALLART, Juan C. ÁLVAREZ, et al. Rectal, central venous, gastric and bladder pressures versus esophageal pressure for the measurement of cough strength: a prospective clinical comparison. *Respiratory Research* [online]. 2018, **19**(1) [cit. 2021-02-28]. ISSN 1465-993X. Dostupné z doi:10.1186/s12931-018-0897-6

ARAB, Amir Massoud, Sanaz SHANBEHZADEH, Omid RASOULI, et al. Automatic activity of deep and superficial abdominal muscles during stable and unstable sitting positions in individuals with chronic low back pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2018, **22**(3), 627-631 [cit. 2021-03-16]. ISSN 13608592. Dostupné z doi:10.1016/j.jbmt.2017.10.009

ARORA, Anuprita S., Jennifer A. KRUGER, David M. BUDGETT, et al. Clinical evaluation of a high-fidelity wireless intravaginal pressure sensor. *International Urogynecology Journal* [online]. 2015, **26**(2), 243-249 [cit. 2021-02-23]. ISSN 0937-3462. Dostupné z doi:10.1007/s00192-014-2500-0

BAUTISTA, D., DURKE, D., COTTER, et al. A Comparison of Muscle Activation Among the Front Squat, Overhead Squat, Back Extension and Plank. *International journal of exercise science* [online]. 2020, **13**(1), 714–722 [cit. 2021-03-17].

BERMEL, Emily A., Victor H. BAROCAS a Arin M. ELLINGSON. The role of the facet capsular ligament in providing spinal stability. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. 2018, **21**(13), 712-721 [cit. 2021-03-11]. ISSN 1025-5842. Dostupné z doi:10.1080/10255842.2018.1514392

BERTONCELLI, Natascia, Laura LUCACCIONI, Luca ORI, et al. Shifting of the body center of gravity in low-risk preterm infants: A video-pedoscope study. *Early Human Development* [online]. 2018, **124**, 33-37 [cit. 2021-03-14]. ISSN 03783782. Dostupné z doi:10.1016/j.earlhumdev.2018.08.004

BROWN, Christopher, Shih-Chiao TSENG, Katy MITCHELL a Toni RODDEY. Body Position Affects Ultrasonographic Measurement of Diaphragm Contractility. *Cardiopulmonary Physical*

*Therapy Journal* [online]. 2018, **29**(4), 166-172 [cit. 2021-03-16]. ISSN 1541-7891. Dostupné z doi:10.1097/CPT.0000000000000083

CALATAYUD, Joaquin, Jose CASAÑA, Fernando MARTÍN, et al. Trunk muscle activity during different variations of the supine plank exercise. *Musculoskeletal Science and Practice* [online]. 2017, **28**, 54-58 [cit. 2021-04-08]. ISSN 24687812. Dostupné z doi:10.1016/j.msksp.2017.01.011

COBB, William S., Justin M. BURNS, Kent W. KERCHER, et al. Normal Intraabdominal Pressure in Healthy Adults. *Journal of Surgical Research* [online]. 2005, **129**(2), 231-235 [cit. 2021-04-08]. ISSN 00224804. Dostupné z doi:10.1016/j.jss.2005.06.015

COLEMAN, Tanner J., Ingrid E. NYGAARD, Dannielle N. HOLDER, et al. Intra-abdominal pressure during Pilates: unlikely to cause pelvic floor harm. *International Urogynecology Journal* [online]. 2015, **26**(8), 1123-1130 [cit. 2021-03-15]. ISSN 0937-3462. Dostupné z doi:10.1007/s00192-015-2638-4

COLEMAN, Tanner J., Jens C. THOMSEN, Sean D. MAASS, et al. Development of a wireless intra-vaginal transducer for monitoring intra-abdominal pressure in women. *Biomedical Microdevices* [online]. 2012, **14**(2), 347-355 [cit. 2021-02-23]. ISSN 1387-2176. Dostupné z doi:10.1007/s10544-011-9611-x

DAVÍDEK, Pavel, Ross ANDEL a Alena KOBESOVÁ. Influence of Dynamic Neuromuscular Stabilization Approach on Maximum Kayak Paddling Force. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2018, **61**(1), 15-27 [cit. 2021-03-07]. ISSN 1899-7562. Dostupné z doi:10.1515/hukin-2017-0127

DE WAELE, Jan J., Inneke DE LAET, Andrew W. KIRKPATRICK a Eric HOSTE. Intra-abdominal Hypertension and Abdominal Compartment Syndrome. *American Journal of Kidney Diseases* [online]. 2011, **57**(1), 159-169 [cit. 2021-02-23]. ISSN 02726386. Dostupné z doi:10.1053/j.ajkd.2010.08.034

DE GENNARO, Johanna Day, Claire K. DE GENNARO, Janet M. SHAW, et al. The Relationship Between Intra-Abdominal Pressure and Body Acceleration During Exercise. *Female Pelvic Medicine & Reconstructive Surgery* [online]. 2019, **25**(3), 231-237 [cit. 2021-03-17]. ISSN 2151-8378. Dostupné z doi:10.1097/SPV.0000000000000523

DOBEŠOVÁ, Zdeňka a Olga JANÍKOVÁ. Význam měření nitrobřišního tlaku. *Sestra*. 2012, **11**, 42-43. ISSN 1335-9444.

DÜLGER, Esra, Sevil BILGIN, Elif BULUT, et al. The effect of stabilization exercises on diaphragm muscle thickness and movement in women with low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* [online]. 2018, **31**(2), 323-329 [cit. 2021-03-13]. ISSN 18786324. Dostupné z doi:10.3233/BMR-169749

EHSANI, Fatemeh, Amir Massoud ARAB, Shapour JABERZADEH a Mahyar SALAVATI. Ultrasound measurement of deep and superficial abdominal muscles thickness during standing postural tasks in participants with and without chronic low back pain. *Manual Therapy* [online]. 2016, **23**, 98-105 [cit. 2021-03-16]. ISSN 1356689X. Dostupné z doi:10.1016/j.math.2016.01.003

ESCAMILLA, Rafael F., Clare LEWIS, Amanda PECSON, et al. Activation Among Supine, Prone, and Side Position Exercises With and Without a Swiss Ball. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* [online]. 2016, **8**(4), 372-379 [cit. 2021-04-08]. ISSN 1941-7381. Dostupné z doi:10.1177/1941738116653931

ESTRÁZULAS, Jaisson Agne, Jansen Atier ESTRÁZULAS, Kelly DE JESUS, et al. Evaluation isometric and isokinetic of trunk flexor and extensor muscles with isokinetic dynamometer: A systematic review. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2020, **45**, 93-102 [cit. 2021-02-27]. ISSN 1466853X. Dostupné z doi:10.1016/j.ptsp.2020.06.008

FERREIRA, Paulo H., Manuela L. FERREIRA, Dafne P. NASCIMENTO, Rafael Z. PINTO, Marcia R. FRANCO a Paul W. HODGES. Discriminative and reliability analyses of ultrasound measurement of abdominal muscles recruitment. *Manual Therapy* [online]. 2011, **16**(5), 463-469 [cit. 2021-02-28]. ISSN 1356689X. Dostupné z doi:10.1016/j.math.2011.02.010

FERREIRA, Paulo H., Manuela L. FERREIRA a Paul W. HODGES. Changes in Recruitment of the Abdominal Muscles in People With Low Back Pain. *Spine* [online]. 2004, **29**(22), 2560-2566 [cit. 2021-02-28]. ISSN 0362-2436. Dostupné z doi:10.1097/01.brs.0000144410.89182.f9

FOISY, Arnaud a Zoï KAPOULA. How Plantar Exteroceptive Efficiency Modulates Postural and Oculomotor Control: Inter-Individual Variability. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 2016, **10** [cit. 2021-03-14]. ISSN 1662-5161. Dostupné z doi:10.3389/fnhum.2016.00228

FORFANG, Kathrine. Comparing of muscle activity during handstand and different core stability plank exercises and performance. 2015. 23 s.

FRANK, Clare, Alena KOBESOVA a Pavel KOLAR. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 2013, roč. 8, č. 1, s. 62-73 [cit. 2021-03-08].

GARCÍA, Alberto Federico, Julián CHICA YANTÉN, Álvaro Ignacio SÁNCHEZ, et al. Bench Validation of a Handcrafted Prototype Catheter for Intra-gastric Pressure Monitoring. *World Journal of Surgery* [online]. 2020, **44**(6), 1706-1711 [cit. 2021-02-23]. ISSN 0364-2313. Dostupné z doi:10.1007/s00268-020-05392-7

GERTEN, Kimberly A., Holly E. RICHTER, Thomas L. WHEELER, et al. Intraabdominal pressure changes associated with lifting: implications for postoperative activity restrictions. *American Journal of Obstetrics and Gynecology* [online]. 2008, **198**(3), 306.e1-306.e5 [cit. 2021-03-16]. ISSN 00029378. Dostupné z doi:10.1016/j.ajog.2007.09.004

HACKETT, Daniel A. a Chin-Moi CHOW. The Valsalva Maneuver. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2013, **27**(8), 2338-2345 [cit. 2021-04-08]. ISSN 1064-8011. Dostupné z doi:10.1519/JSC.0b013e31827de07d

HEEBNER, Nicholas R., Jonathan S. AKINS, Scott M. LEPHART a Timothy C. SELL. Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals. *Gait & Posture* [online]. 2015, **41**(2), 535-539 [cit. 2021-03-14]. ISSN 09666362. Dostupné z doi:10.1016/j.gaitpost.2014.12.009

HELLYER, Nathan J., Nicholas M. ANDREAS, Andrew S. BERNSTETTER, et al. Comparison of Diaphragm Thickness Measurements Among Postures Via Ultrasound Imaging. *PM&R* [online]. 2017, **9**(1), 21-25 [cit. 2021-03-16]. ISSN 19341482. Dostupné z doi:10.1016/j.pmrj.2016.06.001

HODGES, P.W., R. SAPSFORD a L.H.M. PENGEL. Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles. *Neurourology and Urodynamics* [online]. 2007, **26**(3), 362-371 [cit. 2021-03-12]. ISSN 07332467. Dostupné z doi:10.1002/nau.20232

HODGES, Paul W., A.E. MARTIN ERIKSSON, Debra SHIRLEY a Simon C GANDEVIA. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* [online]. 2005, **38**(9), 1873-1880 [cit. 2021-03-22]. ISSN 00219290. Dostupné z doi:10.1016/j.jbiomech.2004.08.016

HODGES, Paul, Allison KAIGLE HOLM, Sten HOLM, et al. Intervertebral Stiffness of the Spine Is Increased by Evoked Contraction of Transversus Abdominis and the Diaphragm: In Vivo Porcine Studies. *Spine* [online]. 2003, **28**(23), 2594-2601 [cit. 2021-03-13]. ISSN 0362-2436. Dostupné z doi: 10.1097/01.BRS.0000096676.14323.25.

HODGES, P.W., L.H.M. PENGEL, R.D. HERBERT a S.C. GANDEVIA. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle & Nerve* [online]. 2003, **27**(6), 682-692 [cit. 2021-02-28]. ISSN 0148-639X. Dostupné z doi:10.1002/mus.10375

HODGES, Paul W. a S. C. GANDEVIA. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *The Journal of Physiology* [online]. 2000, **522**(1), 165-175 [cit. 2021-03-12]. ISSN 0022-3751. Dostupné z doi:10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00165.xm

HODGES, Paul W. a Carolyn A. RICHARDSON. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1999, **80**(9), 1005-1012 [cit. 2021-03-13]. ISSN 00039993. Dostupné z doi:10.1016/S0003-9993(99)90052-7

HODGES, Paul W a Carolyn A. RICHARDSON. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *Journal of Spinal Disorders* [online]. 1998, **11**(1), 46-56 [cit. 2021-04-14]. Dostupné z: <https://europepmc.org/article/med/9493770>



HODGES, Paul W a Carolyn A. RICHARDSON. Contraction of the Abdominal Muscles Associated With Movement of the Lower Limb. *Physical Therapy*. [online]. 1997, **77**(2), 132–142. [cit. 2021-03-16]. Dostupné z doi:10.1093/ptj/77.2.132

HODGES, P. W., J. E. BUTLER, D. K. MCKENZIE a S. C. GANDEVIA. Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *The Journal of Physiology* [online]. 1997, **505**(2), 539-548 [cit. 2021-03-12]. ISSN 00223751. Dostupné z doi:10.1111/j.1469-7793.1997.539bb.x

HODGES, Paul W. a Carolyn A. RICHARDSON. Inefficient Muscular Stabilization of the Lumbar Spine Associated With Low Back Pain. *Spine* [online]. 1996, **21**(22), 2640-2650 [cit. 2021-03-16]. ISSN 0362-2436. Dostupné z doi:10.1097/00007632-199611150-00014

HUDSON, Anna L., Fabrice JOULIA, Annie A. BUTLER, et al. Activation of human inspiratory muscles in an upside-down posture. *Respiratory Physiology & Neurobiology* [online]. 2016, **226**, 152-159 [cit. 2021-03-18]. ISSN 15699048. Dostupné z doi:10.1016/j.resp.2015.05.012

HOFFMANNOVÁ, Barbora. Objektivizace efektu fyzioterapie na aktivaci břišní stěny u pacientů s chronickým vertebrogenním syndromem bederní páteře. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2018. 78s. Vedoucí bakalářské práce doc. MUDr. Alena Kobesová Ph.D

CHEATHAM, Michael L., Jan J. DE WAELE, Inneke DE LAET, et al. The impact of body position on intra-abdominal pressure measurement: A multicenter analysis. *Critical Care Medicine* [online]. 2009, **37**(7), 2187-2190 [cit. 2021-03-15]. ISSN 0090-3493. Dostupné z doi:10.1097/CCM.0b013e3181a021fa

CHEN, Yuan-zhuo, Shu-ying YAN, Yan-qing CHEN, et al. Noninvasive monitoring of intra-abdominal pressure by measuring abdominal wall tension. *World Journal of Emergency Medicine* [online]. 2015, **6**(2) [cit. 2021-04-15]. ISSN 1920-8642. Dostupné z: doi:10.5847/wjem.j.1920-8642.2015.02.009

CHIONH, Joanne J. L., Benjamin P. C. WEI, Jenepher A. MARTIN a Helen I. OPDAM. Determining normal values for intra-abdominal pressure. *ANZ Journal of Surgery* [online]. 2006, **76**(12), 1106-1109 [cit. 2021-04-15]. ISSN 1445-1433. Dostupné z doi:10.1111/j.1445-2197.2006.03849.x

CHO, Kang Hee; BEOM, Jae Won; LEE, et al. Trunk Muscles Strength as a Risk Factor for Nonspecific Low Back Pain: A Pilot Study. *Annals of Rehabilitation Medicine* [online]. 2014, **38**(2), 234 [cit. 2021-03-16] Dostupné z doi:10.5535/arm.2014.38.2.234

IMAI, Atsushi, Koji KANEOKA, Yu OKUBO, et al. Trunk Muscle Activity During Lumbar Stabilization Exercises on Both a Stable and Unstable Surface. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2010, **40**(6), 369-375 [cit. 2021-03-16]. ISSN 0190-6011. Dostupné z doi:10.2519/jospt.2010.3211

JACISKO, Jakub, Martin STRIBRNY, Jakub NOVAK, Andrew BUSCH, Pavel CERNY, Pavel KOLAR a Alena KOBESOVA. Correlation between palpatory assessment and pressure sensors in response to postural trunk tests. *Isokinetics and Exercise Science* [online]. 2020, 1-10 [cit. 2021-03-01]. ISSN 09593020. Dostupné z doi:10.3233/IES-205238

JAUMARD, Nicolas V., William C. WELCH a Beth A. WINKELSTEIN. Spinal Facet Joint Biomechanics and Mechanotransduction in Normal, Injury and Degenerative Conditions. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2011, **133**(7) [cit. 2021-03-11]. ISSN 01480731. Dostupné z doi:10.1115/1.4004493

JUEHRING, David D. a Michelle R. BARBER. A case study utilizing Vojta/Dynamic Neuromuscular Stabilization therapy to control symptoms of a chronic migraine sufferer. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2011, **15**(4), 538-541 [cit. 2021-03-08]. ISSN 13608592. Dostupné z doi:10.1016/j.jbmt.2011.01.019

KELLER, Otakar. *Elektromyografie: Možnosti jehlové elektromyografie v diagnostice nervosvalových onemocnění*. Praha: Triton, 1998. 108 s. ISBN 80-85875-60-8

KEY, Josephine. 'The core': Understanding it, and retraining its dysfunction. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*[online]. 2013, **17**(4), 541-559 [cit. 2021-03-08]. ISSN 13608592 Dostupné z doi: 10.1016/j.jbmt.2013.03.012.

KIM, Do-Hyun, Duk-Hyun AN a Won-Gyu YOO. Effects of 4 weeks of dynamic neuromuscular stabilization training on balance and gait performance in an adolescent with spastic hemiparetic

cerebral palsy. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2017, **29**(10), 1881-1882 [cit. 2021-03-08]. ISSN 0915-5287. Dostupné z doi:10.1589/jpts.29.1881

KOBESOVA, Alena, Pavel DAVIDEK, Craig E. MORRIS, et al. Functional postural-stabilization tests according to Dynamic Neuromuscular Stabilization approach: Proposal of novel examination protocol. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2020, **24**(3), 84-95 [cit. 2021-03-03]. ISSN 13608592. Dostupné z doi:10.1016/j.jbmt.2020.01.009

KOBESOVA, Alena, Ross ANDEL, Karolina CIZKOVA, Pavel KOLAR a Jiri KRIZ. Can Exercise Targeting Mid-Thoracic Spine Segmental Movement Reduce Back Pain and Improve Sensory Perception in Cross-Country Skiers? *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. 2018, Publish Ahead of Print [cit. 2021-04-13]. ISSN 1050-642X. Dostupné z doi:10.1097/JSM.0000000000000699

KOBESOVA, Alena, Jan DZVONIK, Pavel KOLAR, et al. Effects of shoulder girdle dynamic stabilization exercise on hand muscle strength. *Isokinetics and Exercise Science* [online]. 2015, **23**(1), 21-32 [cit. 2021-03-07]. ISSN 18785913. Dostupné z doi:10.3233/IES-140560

KOBESOVÁ, Alena, Petra VALOUCHOVÁ a Pavel KOLÁŘ. Dynamic Neuromuscular Stabilization: Exercises based on developmental kinesiology models. In: LIEBENSON, Craig. *Functional Training Handbook*. Philadelphia: Wolters & Kluwer, 2014, s. 25-51.

KOBESOVÁ, Alena a KOLÁŘ, Pavel. Developmental kinesiology: Three levels of motor control in the assessment and treatment of the motor system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2013, vol. 18, issue 1, s. 23-33 [cit. 2021-03-12]. Dostupné z doi:10.1016/j.jbmt.2013.04.002.

KOCJAN, Janusz, Bożena GZIK-ZROSKA, Katarzyna NOWAKOWSKA, et al. Impact of diaphragm function parameters on balance maintenance. *PLOS ONE* [online]. 2018, **13**(12) [cit. 2021-03-20]. ISSN 1932-6203. Dostupné z doi:10.1371/journal.pone.0208697

KOCJAN, Janusz, Mariusz ADAMEK, Bożena GZIK-ZROSKA, et al. Network of breathing. Multifunctional role of the diaphragm: a review. *Advances in Respiratory Medicine* [online]. 2017, **85**(4), 224-232 [cit. 2021-03-20]. ISSN 2543-6031. Dostupné z doi:10.5603/ARM.2017.0037

KOLAR, Pavel, Alena KOBESOVA, Petra VALOUCHOVA a Petr BITNAR. Dynamic Neuromuscular Stabilization. *Recognizing and Treating Breathing Disorders* [online]. Elsevier, 2014, s. 93-98 [cit. 2021-4-28]. ISBN 9780702049804. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-7020-4980-4.00008-3

KOLÁŘ, Pavel, Jan ŠULC, Martin KYNČL, et al. Postural Function of the Diaphragm in Persons With and Without Chronic Low Back Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2012, **42**(4), 352-362 [cit. 2021-03-13]. ISSN 0190-6011. Dostupné z doi:10.2519/jospt.2012.3830

KOLÁŘ, Pavel, Jan ŠULC, Martin KYNČL, et al. Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2010, **109**(4), 1064-1071 [cit. 2021-03-17]. ISSN 8750-7587. Dostupné z doi:10.1152/jappphysiol.01216.2009

KOLÁŘ, Pavel, et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘ, Pavel a Karel, LEWIT. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro Praxi* [online]. 2005, 5: 270-275. [cit. 2021-03-12]. ISSN 1335-9592. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>

KOSHINO, Y., SAMUKAWA, M., CHIDA, S., et al. Postural Stability and Muscle Activation Onset during Double - to Single-Leg Stance Transition in Flat-Footed Individuals. *Journal of sports science & medicine* [online]. 2020, **19**(4), 662–669 [cit. 2021-03-20]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7675622/>

KRUGER, Jennifer, Lynsey HAYWARD, Poul NIELSEN, Denis LOISELLE a Robert KIRTON. Design and development of a novel intra-vaginal pressure sensor. *International Urogynecology Journal* [online]. 2013, **24**(10), 1715-1721 [cit. 2021-02-23]. ISSN 0937-3462. Dostupné z doi:10.1007/s00192-013-2097-8

LEDERMAN, Eyal. The myth of core stability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2010, **14**(1), 84-98 [cit. 2021-4-28]. ISSN 13608592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2009.08.001

LEE, Nam G., Joshua (Sung) H. YOU, Chung H. YI, et al. Best Core Stabilization for Anticipatory Postural Adjustment and Falls in Hemiparetic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2018, **99**(11), 2168-2174 [cit. 2021-03-08]. ISSN 00039993. Dostupné z doi:10.1016/j.apmr.2018.01.027

MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, c2011. ISBN 9788072626953.

MAHDIEH, Leili, Vahid ZOLAKTAF a Mohammad Taghi KARIMI. Effects of dynamic neuromuscular stabilization (DNS) training on functional movements. *Human Movement Science* [online]. 2020, **70** [cit. 2021-04-10]. ISSN 01679457. Dostupné z doi:10.1016/j.humov.2019.102568

MALBRAIN, Manu L. N. G. Different techniques to measure intra-abdominal pressure (IAP): time for a critical re-appraisal. *Intensive Care Medicine* [online]. 2004, **30**(3), 357-371 [cit. 2021-02-23]. ISSN 0342-4642. Dostupné z doi:10.1007/s00134-003-2107-2

MALÁTOVÁ, Renata, Jitka ROKYTOVÁ a Jan STUMBAUER. 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* [online]. 2013, **227** (8), 896-903 [cit. 2020-07-11]. ISSN 0954-4119. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0954411913486078>

MALÁTOVÁ et al. Technical means for objectification of medical treatments in the area of the deep stabilisation spinal system. *Neuroendocrinology Letters* [online]. 2008, **29** (1), 125-130 [cit. 2021-02-23].

MALÁTOVÁ et al. The objectification of therapeutical methods used for improvement of the deep stabilizing spinal system. *Neuroendocrinology Letters* [online]. 2007, **28** (3), 315-320 [cit. 2021-02-23].

MANNION, A. F., N. PULKOVSKI, P. SCHENK, et al. A new method for the noninvasive determination of abdominal muscle feedforward activity based on tissue velocity information from tissue Doppler imaging. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2008, **104**(4), 1192-1201 [cit. 2021-03-17]. ISSN 8750-7587. Dostupné z doi:10.1152/jappphysiol.00794.2007

MICHELL, Andrew. *Understanding EMG*. Oxford University Press, 2013. ISBN 019959550X.

MILANESI, Rafaela a Rita Catalina Aquino CAREGNATO. Intra-abdominal pressure: an integrative review. *Einstein (São Paulo)* [online]. 2016, **14**(3), 423-430 [cit. 2021-02-23]. ISSN 2317-6385. Dostupné z doi:10.1590/S1679-45082016RW3088

MITTAL, Ravinder K., Ali ZIFAN, Dushyant KUMAR, et al. Functional morphology of the lower esophageal sphincter and crural diaphragm determined by three-dimensional high-resolution esophago-gastric junction pressure profile and CT imaging. *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology* [online]. 2017, **313**(3), G212-G219 [cit. 2021-03-12]. ISSN 0193-1857. Dostupné z doi:10.1152/ajpgi.00130.2017

MOHAMMAD RAHIMI, Nasser, Reza MAHDAVINEZHAD, Seyyed Reza ATTARZADEH HOSSEINI a Hossein NEGAHBAN. Effect of Dynamic Neuromuscular Stabilization Breathing Exercises on Some Spirometry Indices of Sedentary Students With Poor Posture. *Physical Treatments: Specific Physical Therapy Journal* [online]. 2019, 169-176 [cit. 2021-03-08]. ISSN 24235830. Dostupné z doi:10.32598/ptj.9.3.169

NOVAK, Jakub, Andrew BUSCH, Pavel KOLAR a Alena KOBESOVA. Postural and respiratory function of the abdominal muscles: A pilot study to measure abdominal wall activity using belt sensors. *Isokinetics and Exercise Science* [online]. 2020, 1-10 [cit. 2021-03-01]. ISSN 09593020. Dostupné z doi:10.3233/IES-203212

OWEN, Patrick J, Clint T MILLER, Niamh L MUNDELL, et al. Which specific modes of exercise training are most effective for treating low back pain? Network meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2020, **54**(21), 1279-1287 [cit. 2021-04-08]. ISSN 0306-3674. Dostupné z doi:10.1136/bjsports-2019-100886

PANJABI, Manohar M. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of electromyography and kinesiology*, 2003, **13.4**: 371-379.

PANICCIA, Melissa, Katherine E. WILSON, Anne HUNT, et al. Postural Stability in Healthy Child and Youth Athletes: The Effect of Age, Sex, and Concussion-Related Factors on Performance. *Sports*

*Health: A Multidisciplinary Approach* [online]. 2018, **10**(2), 175-182 [cit. 2021-03-14]. ISSN 1941-7381. Dostupné z doi:10.1177/1941738117741651

PANSE, Rasika, Ujwal YEOLE, Piyusha PAWAR a Bhagy Ashree R. GAWALI. Effect of dynamic neuromuscular stabilization therapy vs parachute resistance training on performance level in race walkers: comparative study. *International Journal of Physiotherapy* [online]. 2020, **7**(3) [cit. 2021-03-08]. ISSN 2348-8336. Dostupné z doi:10.15621/ijphy/2020/v7i3/701

PAPAVRAMIDIS, Theodossis, Ioannis PLIAKOS, Nicki PAPAVRAMIDOU, et al. Abdominal compartment syndrome – Intra-abdominal hypertension: Defining, diagnosing, and managing. *Journal of Emergencies, Trauma, and Shock* [online]. 2011, **4**(2) [cit. 2021-02-23]. ISSN 0974-2700. Dostupné z doi:10.4103/0974-2700.82224

PARK, W. M., S. WANG, Y. H. KIM, et al. Effect of the Intra-Abdominal Pressure and the Center of Segmental Body Mass on the Lumbar Spine Mechanics – A Computational Parametric Study. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2012, **134**(1) [cit. 2021-03-15]. ISSN 0148-0731. Dostupné z doi:10.1115/1.4005541

PFEIFER, Johann a Lucia OLIVEIRA. Anorectal Manometry and the Rectoanal Inhibitory Reflex. *Constipation* [online]. 2006, 71-83 [cit. 2019-11-09]. ISBN 978-1-85233-724-7. Dostupné z: [http://link.springer.com/10.1007/978-1-84628-275-1\\_8](http://link.springer.com/10.1007/978-1-84628-275-1_8)

PILLEN, Sigrid a Nens VAN ALFEN. Skeletal muscle ultrasound. *Neurological Research* [online]. 2011, **33**(10), 1016-1024 [cit. 2021-02-28]. ISSN 0161-6412. Dostupné z doi:10.1179/1743132811Y.0000000010

PODSKALSKÁ, P. Expanze břišní stěny v závislosti na změně nitrobřišního tlaku. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2020. 83 s.

QUEIROZ, Bergson C., Mariana F. CAGLIARI, César F. AMORIM a Isabel C. SACCO. Muscle Activation During Four Pilates Core Stability Exercises in Quadruped Position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2010, **91**(1), 86-92 [cit. 2021-03-17]. ISSN 00039993. Dostupné z doi:10.1016/j.apmr.2009.09.016

RICHARDSON, C. a HODGES, P. a HIDES, J. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization. *Churchil: Livingstone* [online]. 2004, 271 s. [cit. 2021-03-16]. ISBN 0443072930

RISIN E, KESSEL B, ASHKENAZI I, et al. A new technique of direct intra-abdominal pressure measurement: a preliminary study. *Am J Surg* [online]. 2006, 191: 235-7 [cit. 2021-03-12].

ROTH, Ralf, Lars DONATH, Oliver FAUDE a Andrew G. CRESSWELL. Trunk muscle activity during different types of low weighted squat exercises in normal and forefoot standing conditions. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2020, **38**(24), 2774-2781 [cit. 2021-03-16]. ISSN 0264-0414. Dostupné z doi:10.1080/02640414.2020.1800358

SALTZMAN, Charles L. a Deborah A. NAWOCZENSKI. Complexities of Foot Architecture as a Base of Support. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 1995, **21**(6), 354-360 [cit. 2021-03-20]. ISSN 0190-6011. Dostupné z doi:10.2519/jospt.1995.21.6.354

SEGIZBAEVA, M. O., M. A. POGODIN, I. N. LAVROVA, et al. Effect of head-down tilt on respiratory responses and human inspiratory muscle activity. *Human Physiology* [online]. 2011, **37**(2), 171-177 [cit. 2021-03-18]. ISSN 0362-1197. Dostupné z doi:10.1134/S0362119711020198

SHAHALI, Shabnam, Sanaz SHANBEHZADEH, Shiva SHAHALI a Ismail EBRAHIMI TAKAMJANI. Application of Ultrasonography in the Assessment of Abdominal and Lumbar Trunk Muscle Activity in Participants With and Without Low Back Pain: A Systematic Review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 2019, **42**(7), 541-550 [cit. 2021-02-28]. ISSN 01614754. Dostupné z doi:10.1016/j.jmpt.2019.05.003

SHUMWAY-COOK, A. a WOOLLACOTT M., 2017. *Motor control: translating research into clinical practice*. Fifth Edition. Wolters Kluwer. ISBN 978-1-4963-0263-2

SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, Věra. *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. Olomouc: RL-CORPUS, s.r.o, 2017. ISBN 978-80-270-2292-2.

SON, Min Soo, Do Hee JUNG, Joshua (Sung) H. YOU, et al. Effects of dynamic neuromuscular stabilization on diaphragm movement, postural control, balance and gait performance in cerebral



palsy. *NeuroRehabilitation* [online]. 2017, **41**(4), 739-746 [cit. 2021-03-08]. ISSN 10538135. Dostupné z doi:10.3233/NRE-172155

SOUZA, Gary M., Lucinda L. BAKER a Christopher M. POWERS. Electromyographic activity of selected trunk muscles during dynamic spine stabilization exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2001, **82**(11), 1551-1557 [cit. 2021-03-17]. ISSN 00039993. Dostupné z doi:10.1053/apmr.2001.26082

STOKES, Ian A.F., Mack G. GARDNER-MORSE a Sharon M. HENRY. Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading mechanism. *Clinical Biomechanics* [online]. 2010, **25**(9), 859-866 [cit. 2021-03-22]. ISSN 02680033. Dostupné z doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.06.018

STUDNICKA, Katarzyna a George, AMPAT. Lumbar stabilization. In: *StatPearls. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL)* [online]. 2021 [cit. 2021-03-12]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK562179/>

SUGRUE, Michael, Jan J. DE WAELE, Bart L. DE KEULENAER, et al. A user's guide to intra-abdominal pressure measurement. *Anestezjologia Intensywna Terapia* [online]. 2015, **47**(3), 241-251 [cit. 2021-02-23]. ISSN 1731-2515. Dostupné z doi:10.5603/AIT.a2015.0025

SUGRUE, M., M. D. BUIST, A. LEE, et al. Intra-abdominal pressure measurement using a modified nasogastric tube: Description and validation of a new technique. *Intensive Care Medicine* [online]. 1994, **20**(8), 588-590 [cit. 2021-02-23]. ISSN 0342-4642. Dostupné z doi:10.1007/BF01705728

TAHAN, Nahid, Khosro KHADEMI-KALANTARI, Mohammad Ali MOHSENI-BANDPEI, et al. Measurement of superficial and deep abdominal muscle thickness: an ultrasonography study. *Journal of Physiological Anthropology* [online]. 2016, **35**(1) [cit. 2021-04-07]. ISSN 1880-6805. Dostupné z doi:10.1186/s40101-016-0106-6

TAHMASEBI, Razieh, Mohammad Taghi KARIMI, Behnaz SATVATI a Francis FATOYE. Evaluation of Standing Stability in Individuals With Flatfeet. *Foot & Ankle Specialist* [online]. 2015, **8**(3), 168-174 [cit. 2021-03-20]. ISSN 1938-6400. Dostupné z doi:10.1177/1938640014557075

TALASZ, Helena, Christian KREMSER, Markus KOFLER, et al. Phase-locked parallel movement of diaphragm and pelvic floor during breathing and coughing—a dynamic MRI investigation in healthy females. *International Urogynecology Journal* [online]. 2011, **22**(1), 61-68 [cit. 2021-03-29]. ISSN 0937-3462. Dostupné z doi:10.1007/s00192-010-1240-z

TAYEBI, Salar, Adrian GUTIERREZ, Ikram MOHOUT, et al. A concise overview of non-invasive intra-abdominal pressure measurement techniques: from bench to bedside. *Journal of Clinical Monitoring and Computing* [online]. 2021, **35**(1), 51-70 [cit. 2021-02-23]. ISSN 1387-1307. Dostupné z doi:10.1007/s10877-020-00561-4

TSAO, Henry, Thomas R. DRUITT, Tracie M. SCHOLLUM a Paul W. HODGES. Motor Training of the Lumbar Paraspinal Muscles Induces Immediate Changes in Motor Coordination in Patients With Recurrent Low Back Pain. *The Journal of Pain* [online]. 2010, **11**(11), 1120-1128 [cit. 2021-03-30]. ISSN 15265900. Dostupné z doi:10.1016/j.jpain.2010.02.004

TURNBULL, D., S. WEBBER, C.H. HAMNEGARD a G.H. MILLS. Intra-abdominal pressure measurement: validation of intragastric pressure as a measure of intra-abdominal pressure. *British Journal of Anaesthesia* [online]. 2007, **98**(5), 628-634 [cit. 2021-02-28]. ISSN 00070912. Dostupné z doi:10.1093/bja/aem060

URQUHART, Donna M., Paul W. HODGES a Ian H. STORY. Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait & Posture* [online]. 2005, **22**(4), 295-301 [cit. 2021-03-22]. ISSN 09666362. Dostupné z doi:10.1016/j.gaitpost.2004.09.012

VAN RAMSHORST, Gabriëlle H., Mahdi SALIH, Wim C.J. HOP, et al. Noninvasive Assessment of Intra-Abdominal Pressure by Measurement of Abdominal Wall Tension. *Journal of Surgical Research* [online]. 2011, **171**(1), 240-244 [cit. 2021-03-15]. ISSN 00224804. Dostupné z doi:10.1016/j.jss.2010.02.007

VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002a, 9(4), s. 115-121. ISSN 1211-2658. 120.

VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002b, 9(4), str. 122-129. ISSN 1211-2658

VOJTA, Václav a Annegret PETERS. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2010, 180 s. ISBN 978-802-4727-103

VOJTA, Václav. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: Včasná diagnóza a terapie*. Praha: Grada, 1993. ISBN 80-85424-98-3.

WEBER, Tobias, DEBUSE, Dorothee, SALOMONI, Sauro E., et al. Trunk muscle activation during movement with a new exercise device for lumbo-pelvic reconditioning. *Physiological Reports* [online]. 2017, 5(6). Dostupné z doi:10.14814/phy2.13188

YI, Min, Yuxin LENG, Yu BAI, et al. The evaluation of the effect of body positioning on intra-abdominal pressure measurement and the effect of intra-abdominal pressure at different body positioning on organ function and prognosis in critically ill patients. *Journal of Critical Care* [online]. 2012, 27(2), 222.e1-222.e6 [cit. 2021-02-23]. ISSN 08839441. Dostupné z doi:10.1016/j.jcrc.2011.08.010

YOON, Hyun Sik, Young Joo CHA a Joshua Hyun YOU. Effects of dynamic core-postural chain stabilization on diaphragm movement, abdominal muscle thickness, and postural control in patients with subacute stroke: A randomized control trial. *NeuroRehabilitation* [online]. 2020, 46(3), 381-389 [cit. 2021-03-08]. ISSN 10538135. Dostupné z doi:10.3233/NRE-192983

YOON, Hyun S., Joshua (Sung) H. YOU, Edward J. CIACCIO a Feng LIU. Reflex-mediated dynamic neuromuscular stabilization in stroke patients: EMG processing and ultrasound imaging. *Technology and Health Care* [online]. 2017, 25, 99-106 [cit. 2021-03-08]. ISSN 09287329. Dostupné z doi:10.3233/THC-171311

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Supinační poloha 3. měsíce (Kobesová et al., 2020)

Obrázek 2: Pozice sedu a test bráničního dýchání (Kobesová et al., 2020)

Obrázek 3: Dřep (squat) (Kobesová et al., 2020)

Obrázek 4: Pozice Medvěda (Kobesová et a., 2020)

Obrázek 5: Vis s flektovanými kolenními klouby (<https://boec.com/10-most-common-mistakes-when-doing-pull-ups/>)

Obrázek 6: Tlakový senzor, foto autora práce

Obrázek 7: Ohm Belt, foto autora práce

Obrázek 8: Umístění předního senzoru, foto autora práce

Obrázek 9: Umístění zadního senzoru, foto autora práce

Obrázek 10: Klidové dýchání v sedě, foto autora práce

Obrázek 11: Supinační pozice 3. měsíce, pohled z boku, foto autora práce

Obrázek 12: Supinační pozice 3. měsíce, pohled zepředu, foto autora práce

Obrázek 13: Pozice Medvěda, pohled z boku, foto autora práce

Obrázek 14: Pozice Medvěda, pohled zepředu, foto autora práce

Obrázek 15: Dřep, pohled z boku, foto autora práce

Obrázek 16: Dřep, pohled zepředu, foto autora práce

Obrázek 17: Volný vis, pohled zezadu, foto autora práce

## SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Grafické znázornění měření expanze břišních svalů Probanda X při spontánním zaujetí pozice, graf závislosti tlaku (g) na čase (s)

Graf 2: Grafické znázornění měření expanze břišních svalů Probanda X po korekci dle DNS, graf závislosti tlaku (g) na čase (s)

Graf 3: Grafické znázornění hypotézy HA1

Graf 4: Grafické znázornění hypotézy HA2

Graf 5: Grafické znázornění hypotézy HA3

Graf 6: Rozdílná expanze přední a zadní části břišní stěny při klidovém dýchání u probanda 21

Graf 7: Rozdílná expanze přední a zadní části břišní stěny při korigovaném dřepu u probanda 25

## **SEZNAM TABULEK**

Tabulka 1: Charakteristika souboru

Tabulka 2: Výsledky pro hypotézu HA1 (Průměr [Standartní odchylka])

Tabulka 3: Výsledky pro hypotézu HA2 (Průměr [Standartní odchylka])

Tabulka 4: Tabulka k hypotéze HA4 – hodnoty ženy vs muži před korekcí

Tabulka 5: Tabulka k hypotéze HA4 – hodnoty ženy vs muži po korekci

## **SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha 1: Informovaný souhlas s účastí v kazuistické studii diplomové práce

## PŘÍLOHY

### Informovaný souhlas s účastí v kazuistické studii diplomové práce

Iniciály:

Věk:

Pohlaví:

Výška:

Váha:

BMI:

1. Já, níže podepsaný souhlasím s mou účastí ve studii.
2. Byl jsem podrobně informován o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Porozuměl jsem tomu, že moje účast ve studii je dobrovolná. Svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit i odstoupit. Za toto své rozhodnutí nijak nebudu penalizována.
3. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
4. Š mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

**Podpis účastníka:**

**Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:**

**Datum:**

Příloha 1: Informovaný souhlas s účastí v kazuistické studii diplomové práce