

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Hodnocení vlivu cvičení „plank“ na posturální stabilitu
jedince**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Mgr. Helena Vomáčková

Vypracovala:

Bc. Zuzana Honzková

Praha, duben 2017

Prohlašuji, že jsem závěrečnou bakalářskou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Heleny Vomáčkové a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

.....

Bc. Zuzana Honzková

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucí mé diplomové práce Mgr. Heleně Vomáčkové za odborné rady, cenné připomínky při zpracování práce a její vstřícnost a ochotu. Dále bych chtěla poděkovat celé mé rodině a Jáchymovi Hochovi za neuvěřitelnou trpělivost a podporu po celou dobu mého studia a především pak při psaní této práce. Děkuji i Janu Biskupovi za pomoc při statistickém zpracování naměřených dat. V neposlední řadě mé díky patří i všem účastnicím této práce za jejich spolupráci a zodpovědný a ochotný přístup.

Abstrakt

Název: Hodnocení vlivu cvičení „plank“ na posturální stabilitu jedince.

Cíle: Cílem této diplomové práce je posoudit vliv cvičení v pozici „plank“ na posturální stabilitu jedince, která je hodnocena pomocí dynamické počítačové posturografie (NeuroCom SMART EquiTest System).

Metody: Této pilotní studii se zúčastnilo celkem 10 mladých a zdravých žen ve věkovém rozmezí 20 až 30 let. Účastnice studie podstoupily třicetidenní cvičební intervenční program, během kterého každý den postupně narůstala doba výdrže v pozici „plank“. Posturální stabilita před zahájením a po ukončení cvičebního programu byla měřena pomocí přístroje dynamické počítačové posturografie Smart EquiTest System od firmy Neurocom. Naměřená data byla zpracována v programu Neurocom Balance Manager Software. Pro hodnocení efektu intervenčního programu byly využity statistické metody (párový t-test, Wilcoxonův párový test) a metoda pro určení klinické významnosti intervence (Cohenovo d).

Výsledky: Z výsledků práce vyplývá, že dlouhodobé cvičení v pozici „plank“ má pozitivní vliv na rozšíření hranic (limitů) posturální stability ve vzpřímeném stoji. Jiné parametry posturální stability, zjistitelné dynamickou počítačovou posturografií, nebyly ovlivněny.

Klíčová slova: posturální stabilita, stabilita axiálního systému, stabilita trupu, „plank“, podpora na předloktích ležmo, dynamická počítačová posturografie

Abstract

Title: Evaluation of the effect of „plank“ exercise on postural stability of the individual.

Aims: The aim of this diploma thesis is to assess the effect of “plank” position exercise on postural stability of the individual, which is assessed using dynamic computerized posturography (NeuroCom SMART EquiTest System).

Summary: This pilot study involved 10 women ranging in age from 20 to 30 years. Participants of the study underwent thirty-day exercise intervention program, during which endurance time in “plank” position was increased gradually each day. Postural stability was measured by dynamic computerized posturography SMART EquiTest System before and after the exercise program from NeuroCom. Measured data were processed using NeuroCom Balance Manager Software. To evaluate the effect of intervention program statistical methods (paired t-test, Wilcoxon rank sum test) were used along with rate of clinical significance of intervention (Cohen’s d).

Results: The results of this study indicate that long-term “plank” position exercise has a positive effect of enlargement of postural stability limits in an upright stand position. Other parameters of postural stability, detectable by dynamic computerized posturography, were not affected.

Keywords: postural stability, stability of the axial system, stability of trunk, “plank”, prone forearms position, dynamic computed posturography

OBSAH

| | |
|--|----|
| 1 ÚVOD..... | 11 |
| 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA..... | 13 |
| 2. 1 Posturální stabilita..... | 13 |
| 2. 1. 1 Vymezení pojmů stabilita a instabilita..... | 13 |
| 2. 1. 2 Definice a terminologie..... | 13 |
| 2. 1. 3 Posturální stabilita vzpřímeného stoje..... | 15 |
| 2. 1. 4 Poruchy posturální stability vzpřímeného stoje..... | 17 |
| 2. 1. 5 Vyšetření posturální stability..... | 20 |
| 2. 2 Stabilita axiálního systému..... | 24 |
| 2. 2. 1 Definice pojmů..... | 24 |
| 2. 2. 2 Funkční anatomie a kineziologie axiálního systému..... | 25 |
| 2. 2. 3 Biomechanika axiálního systému..... | 28 |
| 2. 2. 4 Pohled na stabilizaci axiálního systému dle různých autorů..... | 33 |
| 2. 2. 5 Stabilizační funkce svalů axiálního systému..... | 35 |
| 2. 2. 6 Porucha stabilizační funkce svalů axiálního systému..... | 41 |
| 2. 2. 7 Vliv stability axiálního systému na posturální stabilitu..... | 44 |
| 2. 2. 8 Vyšetření stabilizace axiálního systému..... | 47 |
| 2. 2. 9 Terapeutické přístupy pro ovlivnění stability axiálního systému..... | 49 |
| 2. 3 Pozice „plank“..... | 55 |
| 2. 3. 1 Svalová aktivita v pozici „plank“..... | 56 |
| 2. 3. 2 Efekt cvičení „plank“..... | 60 |
| 3 CÍL A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY..... | 65 |
| 3. 1 Cíl práce..... | 65 |
| 3. 2 Výzkumné otázky..... | 65 |
| 3. 3 Hypotézy..... | 65 |
| 3. 4 Úkoly práce..... | 66 |
| 4 METODIKA PRÁCE..... | 67 |
| 4. 1 Charakter práce..... | 67 |
| 4. 2 Popis výzkumného souboru..... | 67 |
| 4. 3 Metody sběru dat..... | 68 |
| 4. 4 Použité vyšetřovací metody..... | 68 |
| 4. 4. 1 NeuroCom SMART EquiTest..... | 68 |

| | |
|--|-----|
| 4. 4. 2 Antropometrické vyšetření délky DKK | 74 |
| 4. 5 Terapeutická intervence | 74 |
| 4. 6 Sběr dat | 75 |
| 4. 6. 1 Časový harmonogram | 75 |
| 4. 7 Shromáždění dat | 75 |
| 4. 8 Analýza dat | 76 |
| 4. 8. 1 Statistická a věcná významnost | 76 |
| 5 VÝSLEDKY | 80 |
| 5. 1 Výsledky klinického vyšetření, dotazníků a „Weight Bearing Squat“ testu | 80 |
| 5. 2 Testování hypotézy H1 | 81 |
| 5. 3 Testování hypotézy H2 | 84 |
| 5. 4 Testování hypotézy H3 | 87 |
| 5. 5 Testování hypotézy H4 | 90 |
| 6 DISKUZE | 95 |
| 6. 1 Diskuze k teoretické části práce | 95 |
| 6. 2 Diskuze k praktické části práce | 101 |
| 7 ZÁVĚR | 109 |
| SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY | 111 |
| PŘÍLOHY | 11 |

SEZNAM ZKRATEK

| | |
|-----------|---|
| % | procento |
| AC | Area of Contact |
| ADT | Adaptation Test |
| apod. | a podobně |
| AS | Area of Support |
| B | back |
| BMI | Body Mass Index |
| BS | Base of Support |
| C | cervikální, krční |
| CDP | Computerized dynamic posturography |
| cm | centimetr |
| CNS | centrální nervová soustava |
| COG | Centre of Gravity |
| COM | Centre of Mass |
| COP | Centre of Pressure |
| č. | číslo |
| ČSN ISO | Česká technická norma, International Organization for Standardization |
| DCL | Direction Control |
| EEG | elektroencefalografie |
| EMG | elektromyografie |
| EPE | Endpoint Excursion |
| ES | m. erector spinae |
| et al. | et alii – a kolektiv |
| F | front |
| GM | m. gluteus maximus |
| H | hypotéza |
| H | hamstringy |
| HK, DK | horní končetina, dolní končetina |
| HKK, DKK | horní končetiny, dolní končetiny |
| hod/týden | hodin za týden |
| HSSP | hluboký stabilizační systém páteře |
| kg | kilogram |

| | |
|----------|---|
| L | left |
| L | lumbální, bederní |
| LB | left back |
| LBP | low back pain |
| LCD | Liquid Crystal Display |
| LDK, PDK | levá dolní končetina, pravá dolní končetina |
| LF | left front |
| LOS | Limits of Stability |
| m | metr |
| m., mm. | musculus, muscoli |
| MCT | Motor Control Test |
| MF | m. multifidus |
| MVL | Movement Velocity |
| MXE | Maximum Excursion |
| např. | například |
| OE | m. obliquus externus |
| OI | m. obliquus internus |
| P | m. psoas major |
| R | right |
| RA | m. rectus abdominis |
| RB | right back |
| RF | right front |
| RT | Reaction Time |
| RWS | Rhythmic Weight Shift |
| S | paravertebrální svaly |
| s, sec | sekunda |
| SD | směrodatná odchylka |
| SOT | Sensory Organization Test |
| Th | thorakální, hrudní |
| TrA | m. transversus abdominis |
| tzv. | takzvaný |
| UK FTVS | Univerzita Karlova Fakulta tělesní výchovy a sportu |
| US | Unilateral Stance |
| WBS | Weight Bearing Squat |

1 ÚVOD

V dnešní době se lidé snaží najít způsob, jak zlepšit svou kondici a tělesný vzhled, a to často aniž by byli nuceni chodit cvičit na posilovací stroje či docházet na různá skupinová cvičení do fitness center. Proto se mnohdy uchylují k domácímu cvičení s vlastní vahou těla. S tím úzce souvisí i existence široké nabídky cvičebních programů – tzv. „měsíčních výzev“, kterými se běžná populace často inspiroje a které slibují, že pravidelným cvičením v určitých pozicích, které zabere jen několik sekund či minut denně, je možné dosáhnout požadovaného efektu. V posledních několika letech stoupá především popularita cvičení zaměřující se na posílení trupových svalů. I širší populace totiž již začíná mít povědomí o významu těchto svalů v eliminaci bolesti bederní páteře, zpevnění břišní oblasti s požadovaným kosmetickým efektem a zlepšení flexibility i stability těla.

Jedním z nejrozšířenějších cviků určených pro posílení a koordinaci trupových svalů i končetin je cvičení v pozici „plank“, neboli výdrž v pozici podporu na předloktích ležmo. V této diplomové práci bude účelně používán pojem „plank“, protože bychom se neradi vyhýbali pojmenování aktuální problematiky. Přestože cvičení v této pozici bývá často prezentováno jako izolovaná cvičební pozice, s touto polohou se můžeme setkat v řadě komplexních cvičebních programů – například v sestavě jógy a pilates či v gymnastických sestavách. Tento cvik bývá také čím dál častěji zařazen do základní kondiční přípravy sportovců rozdílného zaměření, s cílem navodit adekvátní stabilizaci trupu, a tím předejít nevhodné technice daného sportu spojené s rizikem možného zranění.

Aktivní stabilizace trupu a páteře hraje stěžejní roli ve výchozím nastavení polohy ostatních segmentů těla, a také jim zajišťuje pevnou oporu pro manipulační a lokomoční pohyby, čímž se významně podílí na udržování posturální stability jedince. Dostatečné zajištění posturální stability jedince je důležité pro zvládání běžných denních aktivit. Ještě vyšší nároky na udržení posturální stability jsou kladeny v náročnějších aktivitách, například ve sportu.

Navzdory vysoké popularitě cvičení v pozici „plank“ v současné době existuje jen velmi málo studií, které by se snažily objektivně popsat jeho efekt.

Cílem této diplomové práce je posoudit vliv cvičení v pozici „plank“ s postupně narůstající dobou výdrže na posturální stabilitu jedince, která je hodnocena pomocí

počítačové dynamické posturografie. Dalším cílem práce bylo i vytvořit třicetidenní cvičební plán, a to na základě rešerše dostupné literatury, vlastních fyzioterapeutických znalostí a mých dojmů z předchozí zkušenosti s tímto typem cvičení.

V teoretické části této práce jsou shrnuty aktuální poznatky odborné literatury pojednávající o problematice posturální stability, stability axiálního systému a cvičení v pozici „plank“. Praktická část je věnována již samotnému experimentu zabývajícím se otázkou, zda po absolvování intervenčního cvičení v pozici „plank“ dojde k ovlivnění některých parametrů posturální stability jedince, zjistitelných objektivizační metodou dynamické počítačové posturografie.

Jako přínos této práce lze očekávat rozšíření odborných poznatků o vlivu cvičení v pozici „plank“ na kvalitu posturální stability, které v současnosti nejsou na poli vědy příliš k dispozici. Dalším přínosem této práce je i vytvoření vlastního cvičebního plánu a jeho ozkoušení.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

2.1 Posturální stabilita

2.1.1 Vymezení pojmů stabilita a instabilita

Stabilita je dle encyklopedie Diderot (1999) popisována jako neměnnost, stálost. Z hlediska fyziky je stabilita tělesa určena mechanickou prací, kterou je potřeba vykonat, aby došlo k přemístění tělesa z rovnovážné polohy stálé do rovnovážné polohy vratké (Bednařík, Šíroká, 2010). Termínem stabilita tedy označujeme míru úsilí, které je potřebné k porušení rovnováhy tělesa v gravitačním poli (Véle, 1995). Stabilita tělesa je tím větší, čím níže je umístěno jeho těžiště a čím vyšší je hmotnost tělesa (Svoboda et al., 1996).

Instabilitu (nestabilitu) encyklopedie Diderot (1999) popisuje jako nestálost, vratkost. Nestabilní stav je takový stav, ve kterém stačí pouze malé úsilí k narušení rovnováhy tělesa (Véle, 1995).

2.1.2 Definice a terminologie

U živého lidského těla, které nemá přesně definované tvarové vlastnosti pevného tělesa (tvar těla je proměnlivý), se nedá mluvit o tvarové stabilitě, ale spíše o aktivní stabilizaci postury (Véle, 2006).

Postura je poloha těla vyznačující se určitým uspořádáním pohyblivých segmentů (Véle, 2006). Udržování postury je dynamický děj, během kterého dochází k aktivnímu držení pohybových segmentů proti působení zevních sil. Nejedná se tedy o jednorázové zaujetí stálé polohy, ale spíše o kontinuální zaujímání stálé polohy (Kolář, 2009; Véle, 2006). Mylně bývá postura chápána pouze jako vzpřímený stoj na dvou končetinách. Postura je ovšem součástí jakékoliv polohy a je přítomna během každého provedeného pohybu – posturální aktivita pohyb předchází, provází a zakončuje jej. Tuto situaci výstižně definoval R. Magnus slovy: „*posture follows movement like a shadow*“, čili že postura provází pohyb jako jeho stín (Kolář, 2009; Véle, 2006).

Posturální stabilitu lze tedy chápat jako schopnost reagovat na změny vnitřních i zevních sil a zajistit takové vzpřímené držení těla, aby nedošlo k pádu (Vařeka, Vařeková, 2009). Přesněji řečeno, posturální stabilita je schopnost jedince udržet COM

(Centre of Mass, těžiště těla) v limitech stability. Limity stability můžeme definovat jako hranice maximálního možného vychýlení trupu, aniž by došlo ke změně oporné báze jedince (Bandy, Sanders, 2007; Lord et al., 2007).

Posturální instabilita bývá definována jako přemístění COM mimo opornou bázi, které vede ke ztrátě rovnováhy těla (Contreras, 2009).

Posturální stabilizace je děj, během kterého dochází k aktivnímu držení segmentů těla proti působení zevních sil. Tento proces je řízen CNS (centrálním nervovým systémem). Jedná se o koordinovanou svalovou aktivitu zpevňující segmenty těla, především proti působení gravitační síly. Zpevnění jednotlivých pohybových segmentů je zásadní v zajištění co nejstabilnějšího tzv. puncta fixa. *Punctum fixum* znamená, že jedna z úponových částí svalu je stabilizována (vlivem zpevňovací aktivity jiných svalů), aby druhá úponová část mohla provést pohyb v kloubu. Tuto druhou část nazýváme *punctum mobile*. Bez úponové stabilizace svalu (zajištění pevnosti kloubního segmentu v úponové oblasti) není možné provést žádný pohyb. Pro provedení optimálního pohybu je tedy nutné zaujmout a udržet ideální posturu, a to vždy vyžaduje dostatečné zpevnění osového orgánu. Na udržení postury se podílí krátké svaly, které stabilizují polohu jednotlivých segmentů (intersegmentální stabilizace) a zároveň i delší svaly, které integrují jednotlivé segmenty do stabilizovaného celku (celková stabilizace) (Kolář, 2009; Vařeka, 2002; Véle, 2006).

Rovnováhu a balance označujeme jako soubor statických a dynamických strategií pro zajištění posturální stability (Vařeka, 2002).

Při studiu problematiky týkající se posturální stability byl často v zahraniční literatuře zmiňován pojem „*motorická kontrola*“ („motor control“). Neexistuje však jednotný názor na vymezení tohoto pojmu.

Dle Horaka (2007) motorická kontrola představuje schopnost CNS využít aktuální a předchozí informace pro zajištění koordinovaného a efektivního pohybu. Horak (2007) upozorňuje na nejednotnost týkající se určení toho, jak přesně tento proces probíhá a co všechno má na něj vliv. V literatuře lze najít řadu teorií motorické kontroly – hierarchická teorie dle Jacksona, reflexní teorie dle Sherringtona, systémová teorie dle Bernsteina apod.

2. 1. 3 Posturální stabilita vzpřímeného stoje

Vzpřímené držení lidského těla ve stoji na dvou končetinách je dynamický proces udržující tělo ve vertikální poloze. Vzhledem ke své biomechanické podstatě se jedná o velmi nestabilní systém. Vařeka (2002) vzpřímené držení těla přirovnává k „obrácenému kyvadlu“, kdy je přítomna malá plocha základny s vysoko uloženým těžištěm. Véle (2012) vzpřímenou polohu těla v gravitačním poli, díky značné výšce těla a poměrně úzké oporné bázi dolních končetin, také označuje jako nestabilní a zdůrazňuje význam trvale udržované svalové aktivity v prevenci pádu. Udržení postury ovlivňují i dýchací pohyby, díky kterým může ve vzpřímené poloze docházet k nepatrnému kolísání (Véle, 2006).

Vzpřímení (zaujetí postury) je usnadňováno „napřímením“, které chápeme jako „narovnění“ osového orgánu. Napřímení ale nesmíme užívat jako synonymum pro vzpřímení, napřímení je pouze nutnou podmínkou pro optimální vzpřímení. Zásadní význam pro napřímení osového orgánu mají krátké autochtonní svaly páteře a hluboké flexory krku (Vařeka, 2002). Véle (2006) rozlišuje vzpřímené spontánní držení těla, které je programově fixováno od napřímeného držení těla, které je vědomě korigováno.

Posturální stabilita vzpřímeného držení je zajištěna souhrou tří hlavních složek - složkou senzoricou, řídicí a výkonnou.

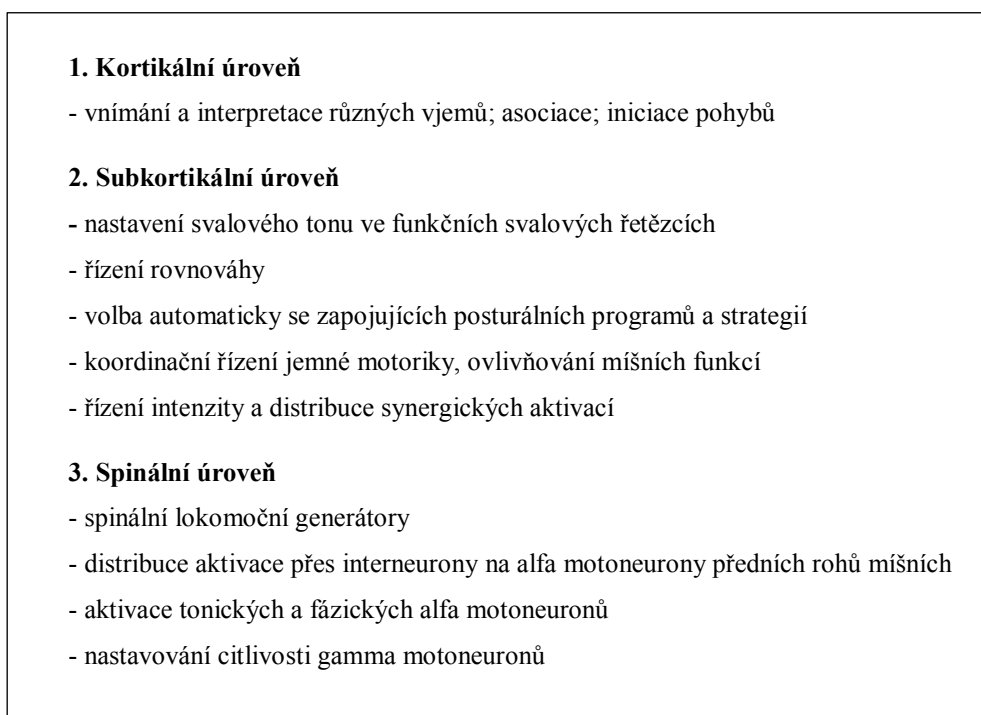
Senzorickou složku zastupují především vestibuloreceptory, oční receptory a propioceptory. Rašev (2011) receptory nazývá ohlašovacími orgány, které dodávají CNS informace o vnitřních procesech a o změně vnějších podmínek.

Receptory vestibulárního ústrojí podávají informace o směru gravitace, jak v klidové poloze, tak při rychlých změnách polohy hlavy. Zrak hraje významnou roli při orientaci v prostoru, očima se můžeme i „opírat“ o pevné body zevního prostředí s cílem získat posturální jistotu. Navíc zrakové informace, spolu s informacemi sluchovými, umožňují krátkodobé předvídání (predikci) situace, což je důležité pro včasné zaujetí vhodného držení těla pro nadcházející situaci. Často bývá opomenuta účast exterocepce, informace z exteroceptorů slouží k identifikaci míst s různým zatížením. Na řízení a stabilizaci polohy a korekci prováděného pohybu se podílí i propioceptivní čidla ve svalech, šlachách, kloubních pouzdrech a ligamentech.

Tato signalizace z vnitřního prostředí daného systému poskytuje důležité zpětnovazební informace o změnách postavení jednotlivých segmentů těla (Véle, 1995; Véle, 2006; Vařeka, 2002)

Řídící funkce je zajištěna CNS. Informace o změně vnitřního i vnějšího prostředí přichází do CNS jako zpracovaný sensorický podnět (informace). Tyto vstupní informace jsou dále zpracovány v CNS na 3 úrovních řízení senzomotoriky (viz Obrázek č. 1). Na základě zpracovaných informací z receptorů, CNS vytvoří schéma, které podává přesnou informaci o poloze a pohybu těla i zevním prostředí. Toto schéma je následně použito ke korekci postavení hlavy a koordinaci pohybu. EEG studie odhalily, že sensorické aferentace zvyšují excitabilitu mozku a vytváří se pohotovostní potenciál CNS při vzniku pohybového záměru. CNS podle daného záměru vybere vhodný motorický program. Vhodný motorický program je vybrán na podkladě porovnání současného stavu s předchozími zkušenostmi (Kolář, 2009; Rašev, 2011; Véle, 2006; Vařeka, 2002)

Proces příjmu informací z receptorů, jejich zpracování a integrace v CNS až po výstup projevující se svalovou aktivitou bývá souhrnně nazýván senzomotorika (Trojan et al., 2005).



Obrázek č. 1 – Tři úrovně řízení senzomotoriky (Brügger, 1977; Rašev, 2011)

Výkonnou složkou tvoří pohybový systém. V posturální funkci, vedle axiálního systému, hraje významnou roli i oblast pánve a dolních končetin. Stabilizační mechanismus vzpřímeného stoje je totiž dán kvalitou oporné stabilizační funkce dolních končetin, kvalitou stabilizačních schopností páteře a postavením pánve, která má sekundárně vliv i na postavení trupu a dolních končetin. (Véle, 1995; Vařeka, 2002)

Udržování posturální stability vzpřímeného držení těla závisí nejen na třech výše zmíněných neurofyziologických aspektech, ale i na fyzikálních parametrech (výšce těla a hmotnosti jedince, věku, směru osy těla vůči směru gravitace, průmětu těžiště do oporné plochy, tvaru nožní klenby, postavení hlavice femuru, konfiguraci osového orgánu, vlastnostech a sklonu oporné plochy, kvalitě obuvi, apod.). Dalšími neopomenutelnými faktory, které mají vliv na posturální stabilitu, jsou i faktory psychické a kognitivní (pozornost). Psychika má formativní vliv na držení těla a významně ovlivňuje i proces vybrání vhodného programu k obnovení či udržení posturální stability. Určitá míra soustředění pozitivně ovlivňuje posturální stabilitu (Psotta et al., 2011; Vařeka, 2002; Véle, 2006).

2. 1. 4 Poruchy posturální stability vzpřímeného stoje

Nestabilní polohu těla vnímáme jako pocit nejistoty v dané poloze (Véle, 2012). Tento pocit nejistoty může následně způsobovat zhoršení pohybové koordinace, prostorové orientace, pohybového výkonu a může vést až k pádu a vzniku traumat (Véle, 1995).

Porucha stability vzpřímeného držení může vzniknout na podkladě oslabení či výpadku funkce jakékoliv ze tří výše zmíněných složek (složky senzorické, řídicí či výkonné) (Vařeka, 2002).

Stabilizace segmentu – udržení polohy daného segmentu proti vlivu zevních sil – vyžaduje současnou izometrickou aktivitu agonistů s antagonisty, jedná se o tzv. koaktivaci svalů. Tato svalová dvojice je velmi dobře schopná jemně regulovat polohu segmentu při současné stabilizaci systému (Véle, 1995; Véle, 2006). V případě insuficience daných svalů při zpevnování segmentu se dle Koláře (2009) jedná o posturální instabilitu, která významně ovlivňuje

pohybovou koordinaci segmentu. Dle Véleho (1995) neadekvátní aktivita antagonistů způsobuje destabilizaci a může vést až k pádu.

Pohybová nejistota může vzniknout také na podkladě vzájemně se lišících informací z různých receptorů. Výpadek některé senzorycké složky může být ovšem dobře kompenzován zvýšenou aktivitou jiné smyslové složky (Véle, 2006).

Véle (2006) jako příklad uvádí poruchu propiocepce u diabetického pacienta s neuropatií, která bývá často dobře kompenzována zrakem. Corriveau et al. (2002) porovnávali posturální stabilitu starších pacientů s diabetickou neuropatií na dolních končetinách se zdravými jedinci ve středním věku. Výsledky poukázaly na značné zhoršení posturální stability neuropatických jedinců ve stoji s otevřenými očima a s ještě výraznějším zhoršením se zavřenými očima. V potaz ovšem musíme brát i rozlišný věk zkoumaných subjektů.

Vliv věku jedinců na posturální stabilitu zkoumal Hageman et al. (1995) na přístroji Balance Master System. Celkem 48 dospělých (24 žen, 24 mužů) rozdělili do dvou skupin dle jejich věku. První skupinu tvořili dospělí ve věku 20-30 let (12 žen, 12 mužů), druhou skupinu starší jedinci ve věku 60-75 let (12 žen, 12 mužů). Tento výzkum poukázal na významný vliv věku na kvalitu posturální stability během testování vychylování trupu z výchozího terče směrem k dalším 8 terčům zobrazeným na monitoru přístroje. Starší skupina dospělých měla výrazně horší výsledky, co se týče reakčního času i vzdálenosti nutné pro dosažení zvolených terčů. Vliv pohlaví na udržení posturální stability nebyl prokázán.

Mezi další faktory ovlivňující posturální stabilitu patří například velikost a kvalita oporné plochy, hmotnost a výška jedince či poloha těžiště.

Oporná báze má tvar lichoběžníku, který je tvořen kontaktem plosek nohou s podložkou, na které působí reakční síly. Jsou-li paty od sebe vzdáleny přibližně na stopu chodidla a špičky svírají úhel asi 30 stupňů, mluvíme o normální oporné bázi. Rozšířením oporné báze se zvyšuje stabilita stoje. Pokud tedy pozorujeme rozšířenou opornou bázi, usuzujeme, že vyšetřovaný obtížněji udržuje vzpřímený stoj. Přílnavost je důležitá vlastnost oporné plochy. Pokud přílnavost chybí či je snížena, dochází opět ke zhoršení i posturální stability (Véle, 1995; Véle, 2006).

Véle (1995) popisuje, že osoby s vyšší hmotností mají větší stabilitu. Toto tvrzení vyvrací výzkum Hue et al. (2007) provedený na přístroji Kistler,

který se zaměřuje na definování vztahu tělesné váhy (BMI hodnoty) a posturální stability. Výzkum poukázal na fakt, že zvýšení tělesné hmotnosti koreluje se zhoršením posturální stability a autoři zařazují zvýšenou tělesnou váhu mezi rizikové faktory pádu. Stejněho výsledku (pro zhodnocení vlivu BMI na stabilitu) dosáhli i Greve et al (2007). Pastucha et al. (2013) se zabývali dětskou obezitou a jejím vlivem na posturální stabilitu. Autoři zjistili, že jsou kladeny vyšší nároky na udržení posturální stability vzpřímeného stoje kvůli větší koncentraci tělesné hmoty v oblasti abdomina, což způsobuje vychýlení těžiště těla ventrálně. Hue et al. (2006) prokázali zhoršení mechanocepce v oblasti chodidla u obézních jedinců.

Těžiště těla se u jedinců s normální tělesnou konfigurací nachází přibližně ve výšce promontoria, kdy posturální stabilita je nepřímou úměrnou výšce těžiště těla. Jedinci s vyšší tělesnou výškou tedy mají těžiště o něco výše, a proto je jejich stabilita o něco nižší. Pro dosažení maximální stability při vzpřímeném stoji by měl průmět těžiště ideálně spadat do středu oporné plochy. Posturální stabilita tedy klesá, pokud se průmět těžiště pohybuje směrem k hranici oporné plochy (Véle, 1995).

Posturální funkce jsou ovlivněny i psychikou a funkcí vnitřních orgánů. Dle Vařeky (2002) nadměrná psychická tenze, obavy nebo strach z nezvládnutí dané situace, vede ke zvýšení svalového napětí, které negativně ovlivňuje koordinaci pohybu. Véle (1995, 2006) popisuje tendenci ke schoulenému flekčnímu držení těla s omezenou pohybovou aktivitou při nepříznivých mentálních pochodech. Interoceptivní informace z vnitřních orgánů se také podílejí na udržení posturální stability. Nociceptivní dráždění vnitřních orgánů mění držení těla a tím ovlivňuje i stabilizaci polohy (Vařeka, 2002; Véle, 2006).

Strategie pro zajištění posturální stability dělíme na strategii statickou a strategii dynamickou. Statická strategie je zastoupena rovnovážnými reakcemi (balančními mechanismy), kterými se řídicí systém snaží udržet posturální stabilitu v rámci nezměněné kontaktní plochy. Pokud dojde k překročení hranice pro bezpečné udržení dané polohy, pro obnovení posturální stability zvolí řídicí systém dynamickou strategii, kdy dochází již k částečnému přesunutí kontaktní plochy např. chycením se pevné opory či úkrokem stranou. Ve chvíli, kdy selhává i dynamická strategie pro obnovení posturální stability, řídicí systém přechází na program řízeného pádu. Využívá například pohybů horních končetin ve směru pádu pro zmírnění dopadu a ochrany hlavy či obličeje. Pokud selhává i program řízeného pádu, dochází pak k neřízenému pádu

s velkým rizikem vzniku traumat. Významnou roli při volbě vhodné strategie hraje aktuální fyzický i psychický stav a předchozí zkušenosti (Vařeka, 2002).

Posturální stabilitu, na základě rozdílných řídicích strategií a rozdílných strategií pro její zachování, můžeme rozlišovat na posturální stabilitu statickou a dynamickou. Statická posturální stabilita představuje schopnost omezit výchylky COG (Center of Gravity) při nezměněné oporné ploše. Pro zajištění statické posturální stability, například při klidném vzpřímeném stoji, je využíván systém tzv. „feedback“ (zpětné vazby), kdy dochází k integraci a zpracování propioceptivních a vizuálních informací v CNS. Systém „feedback“ zajišťuje zpětnou kontrolu, nutnou pro udržení stabilního vzpřímeného stoje. Dynamická posturální stabilita je definována jako schopnost vychýlit a kontrolovat pohyb COG v takových mezích, aby nedošlo ke změně oporné plochy. V tomto případě se využíván i systém tzv. feedforward (dopředné vazby) umožňující krátkodobou predilekci s možnou změnou posturální stability. V systému „feedforward“ se uplatňují především informace z propioceptivních a vestibulárních receptorů (Hatzitaki, 2002; Nashner, McCullum, 2002; Pickerill, Harter, 2011; Véle, 2006)

Při vzrůstající nestabilitě vzpřímeného stoje se objevují korekční pohyby. Při korekčních mechanismech během stabilizačního procesu dochází k postupnému napojování svalů. Na dolních končetinách probíhá napojování svalů distoproximálním směrem k silnějším svalům, na osovém svalstvu směrem od drobných hlubokých svalů k silnějším povrchovým svalům. Stabilizace větších úseků či celého axiálního systému, zajišťována delšími a silnějšími záběrovými svaly, je výrazně náročnější než stabilizace segmentová, dána aktivitou hlubokých krátkých intersegmentálních svalů. K udržení vzpřímeného stoje se využívá co nejméně energie, větší povrchové svaly se proto zapojují až při větším stupni posturální nestability (Véle, 1995; Véle 2006).

2. 1. 5 Vyšetření posturální stability

Metody používané k vyšetření posturální stability lze rozdělit na statické a dynamické. Ke statickým testům řadíme například volný bipedální stoj, Rombergův test či stoj na jedné dolní končetině, k testům dynamickým řadíme vyšetření chůze či skok na jedné dolní končetině (Vařeka, 2002). Výše zmíněné klinické testy

pro posouzení míry poruchy posturální stability jsou hodnoceny subjektivně (Dršata, 2008).

Posturografie, přístrojové vyšetření postury, nám poskytuje objektivní hodnocení posturální stability pomocí kvantifikace nestability různých poruch (Balková, 2005; Nováková et al., 2001).

Při posturografickém vyšetření měříme reakční síly působící na tenzometrickou podložku. Úpravou snímaných hodnot můžeme následně určit další vyšetřované parametry (Kolář, 2009).

COP (Centre of Pressure) definujeme jako působiště reakční síly podložky, jehož polohu vypočítáme u silových plošin (např. Kistler) z naměřených hodnot reakční síly v rozích silové desky nebo v případě tlakových plošin váženým průměrem všech tlaků snímaných z opěrné plochy (Vařeka, 2002). COP je nejčastějším využívaným měřítkem pro posouzení posturální stability (Duarte et Freitas, 2010).

COM (Centre of Mass, *těžiště*) je hypotetický „hmotný bod“, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla (Vařeka, 2002).

COG (Centre of Gravity) popisujeme jako průmět těžiště těla do roviny opěrné báze (BS). Ve statické poloze – sed, stoj – se COG nachází v opěrné bázi (BS) (Vařeka, 2002).

Dalšími důležitými parametry využívaných v rámci posturografie jsou:

AC (Area of Contact, *plocha kontaktu*) je celá plocha podložky v kontaktu s povrchem těla (Balková, 2005).

AS (Area of Support, *opěrná plocha*) tvoří část AC, která je aktuálně využita na vytvoření oporné báze (BS) (Balková, 2005).

BS (Base of Support, *opěrná báze*) je plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi AS (Balková, 2005).

Z technického hlediska v rámci posturografie využíváme dva hlavní principy – silové plošiny a tenzometrické desky pro měření kontaktních tlakových sil. Silové desky (např. Kistler) mají snímače reakčních sil umístěné v rozích desky. Modernější způsob

měření posturální stability je pomocí tenzometrických desek (např. Footscan), ve kterých se po celé ploše nachází velké množství tlakových snímačů (Kolář, 2009; Vařeka, 2002).

Posturografii dělíme na statickou posturografii (stabilometrii) a dynamickou posturografii (dynamometrii) (Balková, 2005; Duarte et Freitas, 2010).

Statickou posturografií posuzujeme posturální stabilitu klidného vzpřímeného stoje, kdy okolní podmínky neruší pacienta během testování (nepohyblivá kontaktní podložka, nepohyblivé vizuální okolí) a pacient sám se nepohybuje (Duarte et Freitas, 2010; Visser et al., 2008). Statická posturografie bývá někdy považována za objektivizaci Rombergova testu (Dršata, 2008). Většina vyšetření může probíhat i v dalších modifikacích stoje (stoj na jedné dolní končetině či stoj v tandemu). Během vyšetření můžeme selektivně testovat jednotlivé sensorické systémy – například vyloučením zraku (zavřené oči) či změnami propioceptivních informací z kontaktní podložky (pěnová podložka) (Kolář, 2009).

Během dynamického posturografického vyšetření jsou využívány experimentálně vytvořené zevní „rušivé“ podmínky či se během testování pacient pohybuje (např. při vyšetření chůze a jeho modifikací). Zevními „rušivými“ podmínkami chápeme situace, kdy se mění zevní prostředí pacienta. Může se jednat například o pohyb kontaktní plošiny či vizuálního okolí. Plošina se nejčastěji pohybuje translačním pohybem antrioposteriorně, mediolaterálně nebo dochází ke sklopení plošiny dolů či nahoru kolem vodorovné osy. Pro adekvátní posouzení reakční doby a zhodnocení okamžité obranné reakce jsou prováděny „rušivé“ pohyby zevního prostředí rychle a nečekaně. Pokud chceme ale posoudit schopnost adaptace, předvídání a dopředných mechanismů jsou „rušivé“ pohyby spíše pomalé a oscilační (Dispenza, De Stefano, 2014; Kolář, 2009; Visser et al., 2008).

Dynamická počítačová posturografie (Computerized dynamic posturography, CDP) představuje komplexní testování sensorických funkcí, během kterého jsme schopni izolovaně testovat zrakové, vestibulární a somatosenzorické funkce. Tím se výrazně liší od starších posturografických vyšetření, které sloužily pouze jako testy celkové rovnováhy. CDP pomocí počítačového programu mění okolní prostředí pacienta, dochází k pohybu kontaktní plošiny či vizuálního okolí přístroje (Ben-David et al., 1997).

Balková (2005) CDP dle použitých systémů rozlišuje na statický systém (Balance Master) a dynamický systém (SMART Balance Master, PRO Balance Master, Chattex Balance Master a EquiTest).

Kolář (2009) upozorňuje na fakt, že posturografie není diagnostická metoda, ale v rámci klinické praxe slouží především k objektivizaci posturálního deficitu. Výsledky posturografického měření je nutné pečlivě porovnat s diagnózou pacienta a s výsledky ostatních vyšetření.

Většina posturografických přístrojů má již integrovaný tréninkový modul s využitím zrakové zpětné vazby, kdy má pacient možnost během tréninku sledovat svou polohu těžiště na monitoru (Kolář, 2009). Tento zpětnovazebný způsob rehabilitace na posturografickém přístroji je výhodný i z hlediska dlouhodobého monitorování stavu pacienta, eventuálního přenastavení rehabilitačního programu a sledování efektu zvolené terapie (Pruski, Knops, 2005)

2. 2 Stabilita axiálního systému

Posturální funkce je realizována především axiálním systémem, který představuje základní nosnou osu těla, kdy pro zaujetí a udržení optimální postury je vždy vyžadována jeho dostatečná stabilizace (Katedra biomechaniky UK FTVS; Vařeka, 2002, Véle, 1995).

2. 2. 1 Definice pojmů

Axiální systém (osový systém, osový orgán) člověka je složitý komplex, který se skládá z kostěných obratlů (tvořící páteřní sloupec), poddajných meziobratlových destiček, vazivového a svalového aparátu páteře. Základní složkou axiálního systému je tedy páteř (Katedra biomechaniky UK FTVS) Dylevský (2009) k axiálnímu systému řadí navíc i kosterní základ hrudníku i s jeho spoji. Dle Véleho (2006) je zase osový orgán tvořen hlavou, páteří a pánví.

Stabilita páteře znamená schopnost fixovat klidovou konfiguraci páteře, danou tvarem obratlů a zakřivením páteře jako celku, a toto základní postavení udržet i při pohybu ve fyziologickém rozsahu (Katedra biomechaniky UK FTVS).

Udržení „klidové“ konfigurace páteře nazýváme *statickou stabilitou páteře*, která je podmíněna třemi stabilizačními pilíři páteře. Přední pilíř představují obratlová těla s meziobratlovými destičkami a jejich vazivové spojení. Dva postranní pilíře tvoří kloubní výběžky, pouzdra intervertebrálních kloubů a vazy propojující sousedící obratle. Za *dynamickou stabilitu páteře* považujeme stav, kdy se jedná o fixaci změn, ke kterým dochází při pohybu páteře. Dynamická stabilita páteře je zajištěna pružností axiálních vazivových struktur a svalovou aktivitou (Katedra biomechaniky UK FTVS).

Axiální systém představuje část pohybové soustavy zajišťující stabilitu a pohyb trupu (Katedra biomechaniky UK FTVS).

Trup bývá označován jako část lidského těla bez hlavy a končetin, skládá se tedy z hrudníku, břicha a pánve (Čihák, 2001). Zazulak et al. (2007, 2008) *stabilitu trupu* definují jako schopnost udržet či obnovit kontrolu trupu v reakci na vnitřní i zevní rušivé podněty.

Stabilizace (zpevnění) páteře, pánve a trupu představuje aktivní držení těchto segmentů proti působení zevních sil, což je zajišťováno koordinovanou svalovou

souhrou antagonistů v režimu kokontrakce¹ (Jalovcová, Pavlů, 2010; Kolář, 2009). Podrobnější popis pojmu stabilizace v kapitole 2. 1. 2 Definice a terminologie (posturální stability).

2. 2. 2 Funkční anatomie a kineziologie axiálního systému

Páteř se skládá z 33-34 obratlů, 23 meziobratlových destiček a 24 pohybových segmentů. Každý obratel (s výjimkou prvních dvou krčních obratlů) je tvořen obratlovým tělem, obratlovým obloukem (ohraničující obratlový otvor) a obratlovými výběžky (kloubními, příčnými, trnovými). Obratle jednotlivých úseků páteře se v detailech liší. Obratel představuje základní stavební prvek nosné komponenty páteře. Osový orgán je tvořen třemi flexibilními opornými pilíři – pilířem tvořený obratlovými těly a dvěmi pilíři z kloubních výběžků. Tyto pilíře umožňují lokální zpevnění určitého úseku páteře, tak i omezenou pohyblivost jednotlivých segmentů. Změny tvaru či vzájemné polohy pilířů zhoršují flexibilitu páteře. Obratlová těla jsou vzájemně spojena trojím způsobem: meziobratlovými destičkami, meziobratlovými klouby výběžků a ligamenty (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Kapandji, 1975; Katedra biomechaniky UK FTVS; Véle, 2006).

Meziobratlové destičky tvoří pružné spojení obratlových těl, čímž zajišťují flexibilitu páteře a jako hydrodynamické tlumiče absorbují statické i dynamické zatížení páteře. Komponenty meziobratlové destičky (nucleus pulposus, anulus fibrosus) se chovají jinak při statickém a dynamickém zatížení. Statickým zatížením destičky dochází k napínání vláken anulus fibrosus a destička se rovnoměrně oplošťuje. Při dynamickém zatížení se naklání obratle a meziobratlová destička je zatěžována nerovnoměrně – dochází k stlačení anulus fibrosus na jedné straně, jeho namáhání v tahu na druhé straně a posunu nucleus pulposus od stlačované strany k natahované (Dylevský, 2009; Kapandji, 1975; Katedra biomechaniky UK FTVS).

Svalová a vazivová tkáň vymezuje rozsah pohybu kostěných segmentů daných kloubními strukturami. Svaly představují zdroj síly pro stabilizaci i pro pohyb segmentů osového orgánu. Na podkladě působení nevyváženého tahu svalů (svalové dysbalance) mohou vznikat deformace skeletu. Změny elasticity vazivové tkáně představují častou příčinu funkčních poruch axiálního systému. Retrakce vaziva omezuje rozsah pohybu

¹ kokontrakce (koaktivace) – současná aktivita antagonistických svalových skupin

i jeho energetickou účinnost (elasticita vaziva umožňuje krátkodobou akumulaci energie). Ztrátou elasticity vaziva ve smyslu „vytažení vaziva“ vzniká hypermobilita a dochází ke zvětšení rozsahu pasivního pohybu, což může vést k traumatizaci tkání (Véle, 1995; Véle, 2006).

V této diplomové práci předpokládáme hlubší znalost anatomických podkladů, které v tomto textu nebyly blíže popsány, proto eventuálně odkazujeme na vhodnou odbornou literaturu.

Pohyblivost páteře je dána součtem pohybů meziobratlových kloubů. Mezi jednotlivými obratli bývá malý rozsah pohybu. Rozsah pohybu určitého úseku páteře představuje tedy výsledný pohyb dílčích pohybů, které jsou ovlivněny pružností meziobratlových plotének, geometrií kloubních ploch, tvarem a sklonem obratlových trnů a elasticitou vazivových struktur. Již byl zmíněn i vliv svalů na rozsah mobility kostěných segmentů (kloubů), svaly segment stabilizují i iniciují pohyb v segmentu (Dylevský, 2009; Katedra biomechaniky UK FTVS; Kolář, 2009; Véle, 2006).

Z frontálního pohledu je páteř fyziologicky napříměna. Oproti tomu v sagitální rovině je trojnásobné zakřivení páteře - konvexní křivka páteře vpřed v oblasti krční lordózy (s vrcholem mezi C3-C4), konvexní křivka páteře vpřed v oblasti bederní lordózy (s vrcholem v L5) a konvexní křivka vzad v oblasti hrudní kyfózy (vrchol mezi Th5-Th6). Úhlové kyfotické zalomení přechodu L5-S1 se nazývá promontorium. Na vznik zakřivení páteře mají vliv tahy zádových a krčních svalů, hmotnost útrobu a rozdílná výška předního a zadního okraje meziobratlové ploténky (Kapandji, 1975; Kolář, 2009)

Esovitě zakřivení zvyšuje rezistenci páteře vůči axiální tlakové síle, zvyšuje pružnost páteře a zajišťuje tlumení (pružný přenos) nárazů vznikajících při chůzi či skocích (Kapandji, 1975; Katedra biomechaniky UK FTVS). Důležité kritérium pro fyziologické zakřivení páteře v sagitální rovině (které má zásadní význam pro posturální funkce) představuje vyváženost – tj. že pro udržení vzpřímeného držení je vyžadováno minimum svalové aktivity. Posturální vyváženost s minimem svalové aktivity je závislá na lokálních / globálních anatomických parametrech a na kvalitě řídicích mechanismů (Kolář, 2009).

Pánevní pánev někdy bývá označována jako centrála posturálních funkcí, protože její postavení má vliv na držení trupu i dolních končetin. Pánevní spojuje dolní končetiny

s axiálním systémem, kterému zajišťuje pevnou, stabilní, ale zároveň i pružnou bázi. Páteř a pánev tvoří funkční jednotku. Kloubní spojení obou pánevních kostí symfýzou a jejich spojení s os sacrum představují pružný mechanický převodník zátěže mezi páteří a dolními končetinami (Véle, 1995; Véle, 2006).

Pohyb a postavení pánve vždy ovlivňuje i postavení páteře. Například antevertzi pánve se zvyšuje bederní lordóza, retrovertzi pánve se naopak snižuje. Na postavení pánve mají vliv strukturální fenomény i svaly spojující pánev s páteří, hrudníkem, dolními končetinami a přes fascie i svaly ramenních pletenců. Postavení pánve je tedy ovlivňováno vyváženou či nevyváženou aktivitou těchto svalů (Véle, 1995; Véle, 2006). Liebenson (1996) a Véle (2006) například popisují zvýšení bederní lordózy při oslabení m. gluteus maximus, zkrácení m. tensor fascia latae, zkrácení m. quadratus lumborum, zkrácení m. iliopsoas a oslabení břišních svalů. Naopak snížení bederní lordózy vzniká například při zkrácení m. rectus abdominis či zkrácení m. biceps femoris. Pro objektivizaci vlivu svalové aktivity na postavení pánve či bederní páteře byla provedena řada výzkumů (Gajdosik et al., 1994; Workman et al., 2008; Levine et al., 1997; Muyor et al., 2011; Congdon et al., 2005; Alvim et al., 2010).

Hrudní páteř je nejdelším úsekem páteře, a proto jsou na ni kladeny značné nároky na udržení tělesné osy ve správném postavení, zejména pak ve vzpřímeném držení. Na zajištění statické stabilizace páteře se podílí kostra hrudníku. Kostra hrudníku se skládá z ploché nepárové hrudní kosti, dvanácti hrudních obratlů a dvanácti párů žeber. Hrudník tvoří punctum fixum pro svaly s převodním vlivem na dolní i horní končetiny, ale především pro svaly zabezpečující dýchací pohyby. Dýchací pohyby slouží k ventilaci plic, ale mají i významný vliv na posturální funkce a držení těla. Kvalita dechových a stabilizačních funkcí je závislá na koordinaci svalů při jejich zapojení (Čihák, 2001; Katedra biomechaniky UK FTVS; Kolář, 2009; Véle, 1995; Véle, 2006).

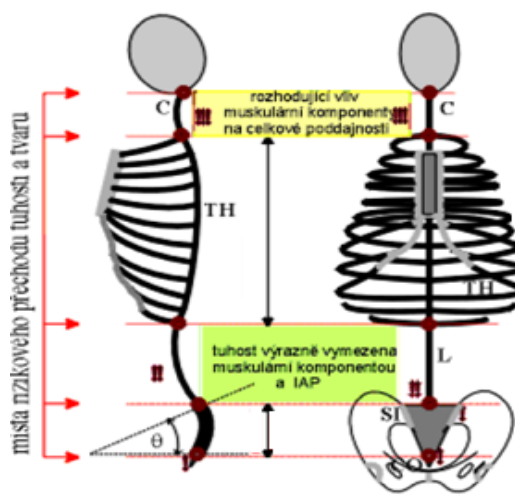
Pánev a hrudník slouží také k ochraně některých důležitých vnitřních orgánů (Véle, 1995).

Páteř představuje nosnou osu lidského těla, která zajišťuje při své značné pohyblivosti i dostatečně pevnou oporu pro manipulační a lokomoční pohyby. Krom již zmíněného tlumení (pružného přenosu) nárazů při chůzi či pohybu, má páteř i další ochrannou funkci, kdy páteřní oblouky obratlů tvořící páteřní kanál chrání míchu před jejím poškozením (Katedra biomechaniky UK FTVS; Véle, 2006).

2. 2. 3 Biomechanika axiálního systému

Axiální systém člověka je složitý, členitý systém s rozmanitými materiálovými a tvarovými vlastnostmi, na který jsou kladeny dva protichůdné mechanické nároky – tuhost (rigidita) a poddajnost (plasticita) (Katedra biomechaniky UK FTVS; Kapandji, 1975).

Na páteři se nachází několik oblastí, které představují riziková místa pro vznik traumat (tzv. „locus minoris resistentiae“) z důvodu měnící se tuhosti a tvaru páteře. Mechanicky velmi namáhaný úsek se sníženou odolností proti přetížení páteře představuje kraniocervikální oblast – tedy přechod mezi pevnou a těžkou hlavou a mezi méně hmotnou a flexibilní krční páteří. Za rizikové místo je považována i dolní krční páteř (především úsek C6-7) a thorakolumbální přechod, kdy poddajnost hrudní páteře je, oproti krční a bederní páteři, značně omezena vazbou s žebry a hrudní kostí tvořící společně hrudní koš. Dalším mechanicky namáhaným úsekem je lumbosakrální přechod, tedy úsek mezi pohyblivou bederní páteří a rigidní kostí křížovou, kdy je zvýšené riziko vzniku traumatu i kvůli tendenci obratle L5 sklouznout dopředu dolů (z důvodu lehkého sklonu obratle S1 dopředu). Tuhost značně pohyblivé krční a bederní páteře je v případě potřeby zajištěna především svalovou aktivitou a pro bederní páteř pak i nitrobršním tlakem (Kapandji, 1975; Katedra biomechaniky UK FTVS, Věle, 1995; Věle, 2006). Schéma rizikových přechodů tuhosti a tvaru páteře na Obrázku č. 2.



Obrázek č. 2 – Schéma rizikových přechodů tuhosti a tvaru páteře
C – krční páteř, TH – hrudní páteř, L – bederní páteř, SI – sakroiliakální skloubení,
CO – kostrč, IAP – intraabdominální tlak (intraabdominální tlak)

Nitrobřišní tlak (intraabdominální tlak) je tlak dutiny břišní, která je anatomicky ohraničena shora bránicí a vazivovými tkáněmi (oddělující dutinu břišní od dutiny hrudní), zespoda pánevním dnem (oddělující dutinu břišní od pánevní dutiny), zezadu páteří a dorzální skupinou svalů a zepředu břišními svaly. Většina vnitřních orgánů je uložena v dutině břišní. Důležitý faktor pro udržování jejich anatomické polohy představuje břišní lis – tj. zvýšení nitrobřišního tlaku aktivitou břišních svalů (Čihák, 2002; Dylevský, 2009; Katedra biomechaniky UK FTVS; Szturz, 2007).

Nitrobřišní tlak se zvyšuje při zvýšeném zatížení páteře během běžných denních aktivit jako běhání, skákání či zdvihání předmětů a poskytuje tím páteři dostatečnou oporu, nepostradatelnou pro zachování její stability (Hodges et al., 2005; Cholewicki et al. 1999).

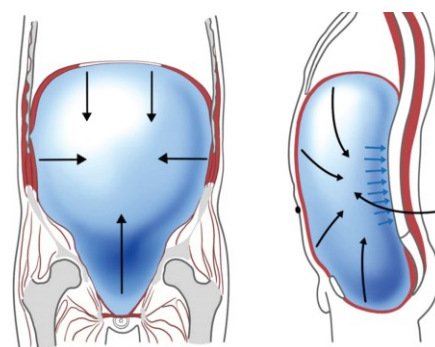
Při zvýšených nárocích na stabilizaci páteře dochází ke kontrakci bránice, jejíž kontura se oplošťuje (nezávisle na dýchání). Oploštěná bránice tlačí na obsah břišní dutiny, který můžeme přirovnat k viskózně elastickému sloupci, v důsledku čehož dochází ke zvýšení nitrobřišního tlaku a rozšiřování dutiny břišní.

Pro zachování kaudálního postavení hrudníku a udržení nitrobřišního tlaku je nutná izometrická

aktivita břišních svalů a pánevního dna. Během stabilizace páteře se vždy zapojují i extenzory páteře (nejprve hluboké extenzory, poté při větších silových nárocích i povrchové). Pro vyvážení funkce extenzorů a vznik funkční opory bederní páteře je důležitá přední stabilizace páteře, která je zajištěna funkční souhrou bránice, pánevního dna a břišních svalů (Kolář, 2006; Kolář, 2007).

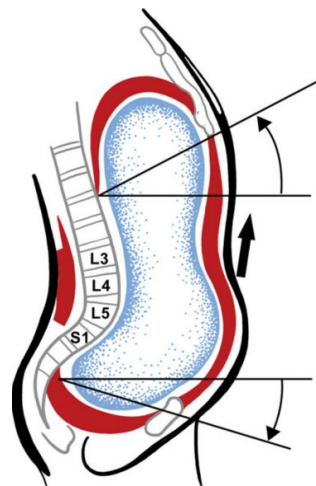
Míra kontrakce bránice a aktivita břišních svalů, nezbytná pro regulaci nitrobřišního tlaku, je závislá na velikosti působících zevních sil. Respirační pohyby během působení zevních sil probíhají při bazálně zvýšeném napětí bránice, tj. při její oploštěné konvexní kontuře. V této fázi je zásadní kooperace bránice a břišních svalů, které při zvýšeném tonickém napětí excentricky ustupují kontrakci bránice při inspiriu (Kolář, 2009).

Z funkčního a biomechanického hlediska je stěžejní postavení bránice, respektive její předozadní osy (Kolář, 2009). Postavení předozadní osy vyplývá



Obrázek č. 3 - Regulace nitrobřišního tlaku aktivitou bránice, pánevního dna a m. transversus abdominis (Frank et al., 2013)

z nastavené pozice hrudníku a páteře, které představují punctum fixum umožňující kontrakci bránice (Liebenson, 1996). Za fyziologické situace je bránice nastavena horizontálně. Inspirační postavení hrudníku s poruchou kostovertebrálních skloubení spolu s thorakolumbální hyperlordózou a anteverzí pánve (tzv. syndrom rozevřených nůžek, Obrázek č. 4) způsobují sešikmení osy bránice v sagitální rovině. Změna postavení předozadní osy bránice vede k poruše dechového stereotypu, kdy je dechová aktivita pomocnými nádechovými svaly soustředěna více kranálně do hrudníku a dochází k nedostatečnému oploštění bránice. Nedostatečné oploštění bránice se objevuje u pacientů s oslabenou přední stabilizací páteře. Významný podíl na zachování fyziologického horizontálního postavení bránice mají břišní svaly, které zajišťují neutrální postavení hrudníku a brání kranálnímu souhybu hrudníku při dýchání. Nedostatečným oplošťováním bránice při její aktivaci dochází k inverzní kontrakci, což znamená, že kostální část bránice se vtahuje k centrum tendineum projevující se vtahováním žeber. Takto změněná aktivita bránice vede k nedostatečnému rozvoji dolní hrudní apertury, zvýšené aktivitě extenzorů páteře a nedostatečné svalové koaktivaci nutné pro zajištění nitrobřišního tlaku a stability páteře (Kolář, 2009; Kolář, 2006; Liebenson, 1996).



Obrázek č. 4 – Syndrom rozevřených nůžek s šikmým nastavením osy bránice a pánevního dna (Kolář, 2009)

Cholewicki et al. (1999) na podkladě svého výzkumu předpokládají, že zvýšení stability bederní páteře je opravdu dosaženo zvýšením nitrobřišního tlaku a to jak aktivním (svalovou kokontrakcí flexorů a extenzorů trupu) tak i pasivním mechanismem (stabilizačním břišním pásem). V dalším biomechanickém výzkumu se Cholewski et al. (1999) snažili určit možné mechanismy nitrobřišního tlaku

v zajištění stability páteře. Byly vytvořeny tři fyzikální modely, které představovaly tři různé podmínky. První model představoval kokontrakci flexorů a extenzorů trupu, druhý model představoval aktivitu břišních svalů společně s generovaným nitrobřišním tlakem a třetí model spojoval dva předchozí – tedy kokontrakci antagonistů trupu spolu s generovaným nitrobřišním tlakem. Ve výsledku všechny tři modely byly velmi účinné ve stabilizaci modelu představující páteř.

Vztah nitrobřišního tlaku a stability páteře ověřovali Hodges et al. (2005), kteří se zaměřili na určení toho, zda dochází ke zvýšení stability páteře v důsledku izolovaného zvýšení nitrobřišního tlaku bez aktivity svalů (břišních a zádových svalů), které se na vytvoření a udržení nitrobřišního tlaku podílejí. V tomto výzkumu autoři měřili velikost nitrobřišního tlaku vyvolaného stimulací n. phrenicus (pro selektivní aktivaci bránice) a jeho vliv na stabilitu (tuhost) segmentu L2-L4 u tří jedinců vleže na břiše. Aktivitou bránice navozenou stimulací n. phrenicus došlo ke zvýšení nitrobřišního tlaku o 27-61% i stability (tuhosti) páteřního segmentu L2-L4 o 8-31%, kdy zvýšení tuhosti páteře vykazovalo pozitivní korelaci se zvýšením nitrobřišního tlaku. Pro vyloučení možnosti, že ke zlepšení naměřených výsledků došlo aktivitou břišních svalů či zádových svalů, bylo provedeno EMG vyšetření. EMG vyšetřením nebyla zjištěna aktivita břišních svalů a jen velmi nízká aktivita m. erector spinae během testování. Dle těchto autorů tedy samotné zvýšení nitrobřišního tlaku pozitivně ovlivňuje stabilitu (tuhost) páteře. Autoři výzkumu, ale také upozorňují, že při běžných úkonech není možné, aby byl nitrobřišní tlak generován pouze selektivní aktivitou bránice. V těchto situacích jsou vždy aktivní i břišní svaly a zádové svaly, a tudíž míra stability (tuhosti) páteře je závislá na souhře všech těchto svalů.

Véle (1995) popisuje sníženou schopnost absorpce axiálního zatížení při snížení zakřivení bederní páteře, což představuje rizikový faktor pro postižení meziobratlových plotének. Naopak zvýšené zakřivení bederní páteře způsobuje vyšší zatížení kyčelních kloubů.

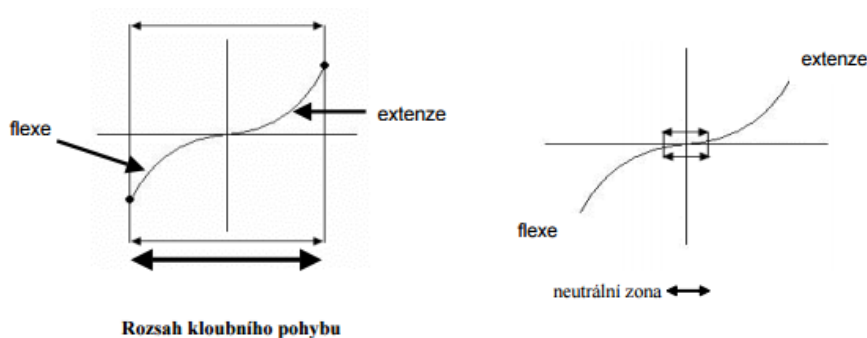
Dle Kapandjiho (1975) během stabilizace páteře zvýšeným nitrobřišním tlakem dochází k odlehčení páteře, projevující se snížením axiálního tlaku zatěžující meziobratlové ploténky (o 50% na ploténku mezi Th12-L1, a o 30% na ploténku mezi L5-S1). Stokes et al. (2011) na základě provedené biomechanické

analýzy podporují myšlenku, že zvýšením nitrobrišního tlaku dochází ke snížení kompresní síly působící na páteř a tedy odlehčení páteře.

Panjabi (1992) uvádí, že spinální stabilizační systém se skládá ze tří navzájem propojených subsystémů – pasivního, aktivního a neurálního. Pasivní systém, zastoupen obratli, intervertebrálními disky, kloubními pouzdry a ligamenty, zajišťuje mechanickou stabilizaci páteře. Aktivní systém tvoří hluboké svaly okolo páteře, které slouží k dynamické stabilizaci páteře a také pomocí svalových receptorů podávají neurálnímu systému důležité informace o poloze a pohybu páteře. Centrální a periferní nervový systém představují neurální systém, který je centrem aferentních i eferentních signálů, které se významně podílejí na udržení trupové stability. Tyto tři subsystémy nemohou pracovat odděleně jeden od druhého. Pouze jejich nepřetržitá interakce zaručuje udržení stability páteře (Bliven et Anderson, 2013). Willson et al. (2005) tvrdí, že pasivní struktury se na udržení stability podílí výrazně méně než dynamická svalová aktivita.

Únosnost pasivního subsystému neboli kritické zatížení páteře, byla zkoumána několika *in vitro* experimenty. Pro mechanický model páteře odpovídá hodnota kritického zatížení přibližně 90 N (9 kg), ovšem v běžných podmínkách (statických i dynamických) dochází k výrazně vyšším hodnotám zatížení páteře. Dostatečná stabilizace páteře během těchto vysokých nároků, které jsou na páteř kladeny, je zajištěna koordinovanou aktivitou svalů (Panjabi, 1992; Panjabi, 2003; Jalovcová, Pavlů; 2010).

V souvislosti s biomechanickými podklady týkající se stabilizace páteře je důležité objasnit i pojem „neutrální zóna“. Neutrální zónu definoval Panjabi (1992) jako oblast vysoké pružnosti a lacity. Jedná se o velmi malou část fyziologického intervertebrálního pohybu, kterému je kladen pouze minimální odpor kostěných, vazivových a svalových struktur (Panjabi, 1992; Suchomel a Lisický, 2004)



Obrázek č. 5 – Schéma neutrální zóny (Panjabi, 1992; převzato z Rašev, 2011)

Nestabilita určitého segmentu páteře vzniká na podkladě ztráty pasivní podpory, kdy dochází k rozšíření „neutrální zóny“. (Panjabi, 1992; Suchomel a Lisický, 2004). Studiemi *in vitro* bylo prokázáno, že dostatečnou aktivitou hlubokých svalů se však může neutrální zóna znovu obnovit do jejích fyziologických limitů (Goel et al, 1993; Panjabi et al, 1989; Wilke et al., 1995). Pokud však selže i tento mechanismus dochází opět k rozšíření neutrální zóny a vzniku instability segmentu. Zvýšenou segmentální mobilitou se páteř stává zranitelnou a může docházet k opakované mikrotraumatizaci meziobratlových disků, chrupavek a dalších měkkých tkání (Panjabi, 1992). Panjabi (1992) definuje klinickou (segmentální) instabilitu jako výrazný pokles schopnosti stabilizačního systému páteře zachovat intersegmentální neutrální zónu v rámci fyziologických limitů tak, aby nedošlo k neurologickému deficitu, významným deformitám či invalidizujícím bolestem. Klinická instabilita je významnou příčinou bolestí zad, což potvrzuje studie *in vitro*, kdy snížením neutrální zóny dochází i ke snížení bolesti (Panjabi, 2003). Vysoký výskyt recidivujících bolestí bederní páteře je čím dál tím častěji přičítán atrofii mm. multifidi a snížené motorické kontrole m. transversus abdominis vedoucí k nedostatečnému zajištění neutrální zóny (Stanford, 2002).

2. 2. 4 Pohled na stabilizaci axiálního systému dle různých autorů

Co se týče aktivity svalů během stabilizace vzpřímené polohy, Panjabi rozeznává svaly úzké centrální zóny a svaly širší zevní stabilizační zóny. Na udržení centrální zóny, kdy nejsou patrné ještě žádné viditelné odchylky od vertikály, se podílejí svaly udržující nastavenou polohu v kloubech. Jedná se o krátké hluboké svaly páteře a dýchací svaly. V širší zevní stabilizační zóně jsou již patrné zřetelné výchyly polohy. Tyto výchyly vznikají korekční aktivitou záběrových trupových i končetinových svalů, které se snaží navrátit COP do středu oporné báze (Véle, 2006).

V souladu s Panjabiho modelem Véle (2006) rozeznává dva typy stabilizace – pružnou vnitřní stabilizaci a vnější stabilizaci. Pružná vnitřní (intersegmentální) stabilizace odpovídá svalové aktivitě krátkých intersegmentálních svalů páteře Panjabiho centrální zóny. Na vnitřní stabilizaci navazuje vnější (sektorová a celková) stabilizace, která již přesahuje oblast centrální zóny, což se projevuje zřetelnými odchylkami (ve smyslu flexe, extenze, lateroflexe trupu) od střední zóny. Svaly vnější stabilizace odpovídají svalům Panjabiho širší stabilizační zóny. Jedná se delší a silnější

povrchové záběrové svaly, které spojují jednotlivé sektory páteře a připojují pletence končetin k osovému orgánu. Úlohou těchto svalů je předejít poruše stability těla a možnému pádu vyvinutím krátkodobého značného úsilí. Stabilizace větších sektorů páteře nebo celého axiálního systému je oproti segmentální stabilizaci výrazně náročnější (Véle, 2006).

Stabilita vnitřní (osového orgánu) je základem stability vnější (celkové). Stabilita osového orgánu musí být pružná – sektorově proměnlivá, aby určité sektory páteře mohly účelově měnit svou polohu a jiné naopak byly schopné svou polohu stabilizovat (Véle et al., 2001).

Bergmark (1989) dělí stabilizační systém trupu na systém lokální a globální. Lokální systém tvoří všechny svaly, které mají začátek nebo úpon svalu na obratli (vyjma m. psoas major). Tyto svaly mají převážně intersegmentální průběh, nastavují postavení jednoho segmentu vůči druhému a podílejí se na procesu centrace kloubu. Během aktivity těchto svalů se minimálně mění jejich délka. Významně se podílí na proprioceptivní aferentaci a anticipaci pohybu. Mezi svaly lokálního systému řadíme například: m. transversus abdominis, mm. multifidi, mm. rotatores, mm. intertransversarii, mm. interspinales, m. longissimus pars lumbalis, m. iliocostalis lumbalis, m. quadratus lumborum pars iliolumbalis a pars costovertebralis, m. obliquus abdominis internus (část k thorakolumbální fascii). Globální systém má spíše multiartikulární průběh. Svaly globálního systému se účastní převážně rychlého, silového a někdy méně přesného pohybu. Do této skupiny řadíme: m. obliquus internus a externus, m. iliopsoas, m. quadratus lumborum pars iliocostalis, m. rectus abdominis, m. erector spinae, m. longissimus pars thoracica, m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus a m. biceps femoris (Bergmark, 1989; Suchomel, 2006).

Stabilizačními schopnostmi páteře se koncem 70. let 20. století začala zabývat i tzv. „australská škola“. „Australská škola“ je skupina australských autorů univerzity Queensland, kteří vycházeli z Panjabihu biomechanického výzkumu a na základě svých poznatků vypracovali diagnostický i terapeutický koncept tzv. „spinální segmentální stabilizace“. Koncept vznikl původně pro bederní a poté i pro krční páteř. Autoři konceptu poukazují na potřebu vyvážené koordinované funkce mezi lokálním a globálním systémem. Kladou důraz na správnou aktivaci hluboko uložených svalů, které nastavují orgán a chrání ho před přetížením (Pavlů, 2016).

Stabilizaci páteře dle Koláře zajišťuje svalová souhra tzv. hlubokého stabilizačního systému páteře (HSSP). V oblasti krční páteře a horní hrudní páteře se jedná o souhru mezi hlubokými flexory a extenzory páteře. Pro stabilitu bederní páteře je rozhodující souhra mezi monosegmentálními extenzory (hlavně mm. multifidi) bederní a dolní hrudní páteře s flexory, které jsou zastoupeny funkční souhrou břišních svalů (především m. transversus abdominis), pánevního dna a bránicí (Kolář, Lewit, 2005; Kolář, 2006).

2. 2. 5 Stabilizační funkce svalů axiálního systému

Přechozí kapitola byla věnována stručnému seznámení s pohledy vybraných autorů na stabilizaci axiálního systému. A přestože se autoři v některých aspektech liší, můžeme nicméně poznamenat, že se všichni shodují na nezbytné svalové aktivitě v zajištění adekvátní stability axiálního systému.

Ve stabilizaci páteře a trupu hraje důležitou roli bránice. Její stabilizační funkce je často nedoceňována a zaměňována za funkci břišních svalů (Kolář, 2006). *Bránice* (diaphragma) je plochý kupulovitý sval, který odděluje hrudní a břišní dutinu. Vrchol brániční kopule, vyklenuté vysoko do hrudníku, tvoří šlašitý střed bránice – centrum tendineum, od kterého se paprskovitě rozbíhají svalová vlákna směrem kaudálně. Dle oblasti úponu svalových vláken, můžeme bránici rozdělit na tři oddíly – pars lumbalis upínající se na bederní páteř, pars costalis upínající se na 11. a 12. žebro a pars sternalis upínající se na kost hrudní (Čihák, 2001; Kapandji, 1975; Véle, 2006). Bránice skrze své úpony ovlivňuje bederní lordózu, pohyb žeber, konfiguraci hrudníku a páteře (Véle, 2006). Bránice je hlavní nádechový sval (Čihák, 2001). S nádechem bránice aktivně snižuje svou klenbu, sval se oplošťuje a stlačuje útroby kaudálně. Útroby jsou stlačeny nejen dolů, ale i dopředu, dozadu a do stran. Pohyb bránice kaudálně se postupně zpomaluje se vzrůstajícím nitrobřišním tlakem. S nádechem se páteř mírně extenduje a dochází k postupnému rozvoji dolních žeber do stran. Nádechová aktivita se za spolupráce s mezižeberními svaly přesouvá kraniálně až do horního dýchacího sektoru. Výdech probíhá podobně, od dolních sektorů až k horním sektorům (Kapandji, 1975; Véle, 2006). Na rozdíl od Čiháka (2001), Véle (2006) popisuje aktivitu bránice (spolu s břišními svaly a svaly pánevního dna) v určitých úsecích během nádechu i výdechu, čímž mají přímý vliv na posturální funkci.

Bránice nemá pouze respirační funkci, ale i posturální (Skládal, 1976). Aktivita bránice v posturálním režimu je nezbytná pro každou pohybovou činnost (Kolář, 2006).

Další zásadní komponentou trupové stabilizace jsou břišní svaly (Acuthota, Nadler, 2004). Mezi břišní svaly řadíme m. rectus abdominis, drobný sval m. pyramidalis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis a m. transversus abdominis (Čihák, 2001). Největší pozornost v rámci stabilizace trupu je věnována především m. transversus abdominis (Acuthota, Nadler, 2004).

M. transversus abdominis (m. TrA, příčný sval břišní) tvoří nejhlubší vrstvu břišních svalů. Jedná se o velký plochý sval. Začíná na transverzálních výběžcích bederních obratlů, vnitřní ploše 7. – 12. žebra, okraji thorakolumbální fascie, na crista iliaca a laterální části lig. inguinale. Svalová vlákna probíhají horizontálně dopředu jako široký pás kolem břišní dutiny a přecházejí do aponeurosis musculi transversi, prostřednictvím které se upínají na dorzální stranu pochvy přímého břišního svalu a do linea alba (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Kapandji, 1975).

M. rectus abdominis (přímý sval břišní) vertikálními snopci spojuje symfýzu s hrudní kostí a žeberním obloukem. Začíná na processus xiphoideus, 5. - 7. žebrou a upíná se na symfýzu. Ve svém průběhu je třikrát přerušen šlachovými pruhy. Oba svaly mm. recti jsou obalené silnou aponeurotickou pochvou, která ve střední čáře tvoří vazivový pruh zvaný linea alba (Čihák, 2001; Kapandji, 1975; Véle, 2006).

M. obliquus externus abdominis (zevní šikmý sval břišní) probíhá povrchově šikmo od boční stěny břišní dopředu. Jedná se o plochý povrchový sval břišní stěny, který začíná na osmi kaudálních žebrech. Zadními snopci se upíná na crista iliaca, ostatní snopce přechází v plochou šlachu aponeurosis musculi obliqui externi, která povrchově kryje pochvy přímého svalu a upíná se do linea alba (Čihák, 2001; Kapandji, 1975; Véle, 2006).

M. obliquus internus abdominis (vnitřní šikmý sval břišní) tvoří střední vrstvu laterální strany břišní stěny. Probíhá od crista iliaca a thorakolumbální fascie směrem šikmo nahoru, kde svalové snopce přechází do aponeurosis musculi obliqui interni, a upínají se na poslední tři žebra a do linea alba (Čihák, 2001; Kapandji, 1975; Véle, 2006).

Mm. obliqui abdominis při fixaci pánve působí rotaci, lateroflexi a flexi trupu. M. rectus abdominis při fixovaném hrudníku provádí retroverzi pánve a při fixované

pánvi flexi trupu (Čihák, 2001; Véle, 2006). Dle výzkumu Cresswella (1992) má m. TrA spíše stabilizační funkci než pohybovou. Při extenzi trupu došlo ke snížení svalové aktivity šikmých i přímých břišních svalů, zatímco svalová aktivita m. TrA i nitrobřišní tlak zůstaly konstantní. Stejně tomu bylo při flexi trupu, kdy došlo k nárůstu svalové aktivity šikmých i přímých břišních svalů, ale hodnoty m. TrA a nitrobřišního tlaku byly nezměněné. Zetterberg et al. (1987) popisuje aktivitu všech břišních svalů při flexi trupu (bez naměřené aktivity m. erector spinae) i značnou aktivitu během extenze trupu (s naměřením vysoké aktivity m. erector spinae).

Dle Bergmarka (1989) mají i povrchovější břišní svaly (šikmé a přímé břišní svaly) významný podíl na udržení stability páteře, a to prostřednictvím jejich schopnosti pohybu do flexe, lateroflexe a rotace, díky nimž jsou schopny vyrovnat zevní síly vychylující páteř různými směry.

Aktivitou m. TrA dochází ke zvýšení napětí thorakolumbální fascie a břišní stěna se aktivitou tohoto svalu přitlačuje k páteři, čímž brání nadměrnému vyklenutí břišní stěny při nádechu a podporuje tak vzpřímené držení těla. Na udržení vzpřímeného držení těla se podílí i přímé a šikmé břišní svaly za podmínky, že jejich aktivita je izometrická (koncentrická kontrakce vede k přiblížení sternu k symfýze), a tudíž nedochází při nádechu k přílišnému vyklenutí břišní stěny (Véle, 2006).

Břišní svaly se během stabilizačního procesu zapojují proti kontrakci bránice. Mohlo by se zdát, že svaly fungují jako antagonisté, ale ve skutečnosti pracují v partnerské souhře. Ve fázi nádechu, kdy bránice stlačuje útroby kaudálně, oploštění břišní stěny izometrickou aktivitou břišních svalů přispívá k adjustaci nitrobřišního tlaku a stabilizaci bederní páteře. Aktivita břišních svalů se fyziologicky zvyšuje až po oploštění bránice. Pokud nastane předčasná stabilizační aktivace břišních svalů, nedojde k dostatečnému oploštění bránice, což může vést ke kompenzační zvýšené aktivitě paravertebrálních svalů a nedostatečné stabilizaci páteře (Kolář, 2006; Véle, 2006). Břišní svaly se podílejí na zajištění neutrálního postavení hrudníku, nutného pro adekvátní kontrakci bránice, a brání kraniálnímu souhybu hrudníku během dýchání (Kolář, 2009).

Podobný horizontální průběh svalových snopců bránice a m. TrA svědčí o jejich blízkém funkčním vztahu (Véle, 2006). Dvořák a Holibka (2006) vysvětlují tento úzký vztah m. TrA a bránice zjištěním, že tyto dva svaly spolu souvisí nejen funkčně, ale i morfologicky. U kadaverózních preparátů byl objeven plynulý přechod svalových

snopců kostální části bránice do snopců m. TrA bez vazivové přechodové oblasti mezi svaly (Dvořák, Holibka, 2006). Mechanická vazba mezi těmito svaly svědčí o jejich participaci na respiračních i posturálních dějích (Kolář, 2006). Posturálnímu významu těchto svalů nasvědčuje i fakt, že elektrická aktivita bránice a m. TrA předbíhá iniciaci pohybu horní končetinou, jak bylo zjištěno ve výzkumu Hodges et al. (1997).

Za fyziologických podmínek se do stabilizace páteře zapojují i extenzory páteře (Kolář, 2006). Kapandji (1975) dělí dorzální svaly bederní páteře dle hloubky uložení svalu. Hlubokou vrstvu tvoří svaly, které jsou přímo připojeny na obratle, a proto tuto skupinu nazývá paravertebrálními svaly. Do této skupiny se řadí: m. transversospinalis, m. interspinalis, m. spinalis, m. longissimus a m. iliocostalis (Kapandji, 1975).

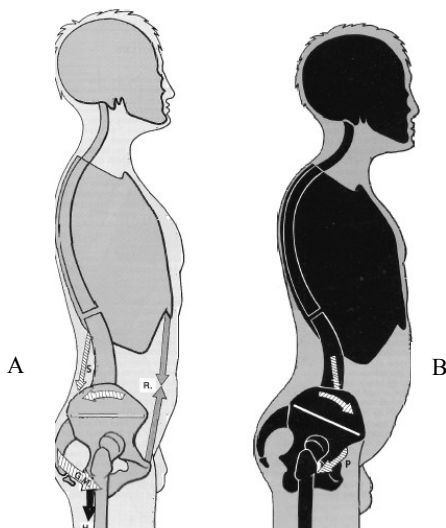
M. longissimus a m. iliocostalis tvoří povrchovou vrstvu paravertebrálních svalů. Jejich svalové snopce probíhají od spinálních výběžků kraniálně přes více obratlů k transversálním výběžkům. *M. spinalis* spojuje spinální výběžky obratlů, kdy jeden až dva výběžky jsou vždy přeskočeny. Jako *M. transversospinalis* označujeme skupinu hlubokých svalů páteře, které mají svalové snopce od transversálních výběžků na kraniálnější spinální výběžky. Ve svém průběhu svaly přebíhají jeden či více obratlů. *M. transversospinalis* je tvořen m. semispinalis, mm. multifidi a mm. rotatores. *Mm. interspinales* spojují sousední obratlové spinální výběžky, jedná se o nejhlubší vrstvu paravertebrálních svalů (Čihák, 2001; Kapandji, 1975). Dylevský (2009) hluboké zádové svaly rozděluje podobně, ale nejvševněji uložený m. longissimus a m. iliocostalis řadí společně pod název m. erector spinae, jehož hlavní funkce spočívá v extenzi a lateroflexi páteře.

Hluboko uložené paravertebrální svaly zajišťují postavení jednotlivých obratlů mezi sebou a provádí adjustaci při anticipaci určitého pohybu, čímž iniciují posturální funkci. Aktivitou transverzospinálních a interspinálních svalů se snižuje axiální tlak na meziobratlové ploténky (Véle, 1995). *In vitro* biomechanická studie (Wilke et al., 1995) prokázala významný vliv mm. multifidi na segmentální stabilitu bederní páteře a udržení Panjabiho neutrální zóny ve fyziologických limitech.

Střední vrstva je zastoupena pouze jedním svalem – *m. serratus posterior inferior*, který začíná na spinálních výběžcích Th11-L2 a upíná se na 9. až 12. žebro. Jedná se o pomocný výdechový sval. Stabilizace trupu se účastní nepřímo – svým tahem fixuje dolní žebra, čímž napomáhá správné funkci bránice (Čihák, 2001).

Povrchovou vrstvu tvoří *m. latissimus dorsi*, rozsáhlý plochý sval tvaru trojúhelníku. *M. latissimus dorsi* začíná prostřednictvím fascia thoracolumbalis na crista iliaca, sacru a trnech bederních obratlů, dále na třech kaudálních žebrech a šesti kaudálních hrudních obratlů. Sval se upíná na humerus (crista tuberculi minoris). S ohledem na oblast páteře má *m. latissimus dorsi* funkci nádechového i výdechového svalu (Čihák, 2001). Významnou roli ve stabilizaci trupu zaujímá fascia thoracolumbalis. Tato fascie slouží k přenosu zátěže ze svalů, které se podílí na udržení dynamické stability bederní páteře (*m. gluteus maximus*, paravertebrálních svalů, *m. latissimus dorsi*, *m. transversus abdominis*) a poskytuje těmto svalům význačnou oporu (Čihák, 2001; Dongre, Sharma, 2008).

Společnou izometrickou aktivitou extenzorů trupu a břišních svalů dochází k předozadnímu oploštění trupu, což se projeví zvětšením výšky těla ve vzpřímeném stoji (Véle, 2006). Během stabilizace páteře dochází vždy k zapojení extenzorů páteře. Nejprve se vždy zapojují hluboké extenzory a až při větších silových nárocích i svaly povrchové. Aktivitu extenzorů vyvažuje ventrální stabilizace trupu (souhrou mezi bránicí, pánevní dnem a břišními svaly) (Kolář, 2007). Při insuficientní funkci ventrální stabilizace trupu se zvýšeně aktivují povrchové extenzory páteře (Obrázek č. 6) (Kolář, 2006).



Obrázek č. 6 - Znárodnění vlivu svalové aktivity na postavení pánve a páteře
A) předozadní oploštění trupu a vyrovnání antevertzního klopení pánve; B) výrazné zakřivení všech tří úseků páteře nedostatečnou a nevyváženou aktivitou svalů trupu a pánevního pletence;
R – *m. rectus abdominis*; **S** – *paravertebrální svaly*, **GM** – *m. gluteus maximus*,
H – *hamstringy*, **P** – *m. psoas major* (Kapandji, 1975)

Významnou roli v posturálních funkcích zaujímá pánevní dno. Pánevní dno tvoří dvě funkčně samostatné svalové skupiny – diaphragma urogenitale a diaphragma pelvis. *Diaphragma urogenitale* je úzce spojena s funkcí urogenitálního traktu, pro motorickou funkci má spíše omezený význam (Véle, 2006). *Diaphragma pelvis* se skládá ze dvou svalů (m. levator ani a m. coccygeus). *M. levator ani* má dvě části – *m. pubococcygeus*, který začíná na zadní straně os pubis a upíná se do druhostranného svalu a skrze ligamentum anococcygeum na kostrč, a *m. iliococcygeus*, který se rozpíná mezi os pubis až ke spině ischiadica a upíná se na kostrč. *M. coccygeus* se rozpíná mezi spina ischiadica a kostrčí (Čihák, 2001).

Svaly pánevního dna pánev uzavírají, brání prolapsu vnitřních orgánů a úzce spolupracují s bránicí a břišními svaly při dýchání i posturálních funkcích. Aktivita pánevního dna je nutná k adjustici nitrobřišního tlaku. S nádechem a oploštěním bránice stoupá tlak v břišní dutině. Pánevní dno, jako pružná oporná báze, se zapojuje proti kontrakci bránice a brání tak vytlačení útrob kaudálně ven z pánve. Svaly pánevního dna skrze jejich působení na konfiguraci pánevních kostí mají vliv na celkové postavení pánve, jejíž postavení následně ovlivňuje konfiguraci osového orgánu (Kolář, 2007; Véle, 2006). Neumann et Gill (2002) sledovali interakci mezi svaly pánevního dna a m. TrA, m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus a internus pomocí EMG vyšetření. Výsledky měření ukázaly, že během kontrakce svalů pánevního dna byla vždy zároveň naměřena i zvýšená elektrická aktivita i m. TrA a m. obliquus abdominis internus. Testované ženy nebyly schopné provést efektivní izolovanou kontrakci svalů pánevního dna se současnou relaxací břišních svalů.

Neopomenutelný vliv na stabilizaci trupu mají krom lokálních stabilizátorů (m. transversus abdominis, mm. multifidi, mm. rotatores, mm. intertransversarii, mm. interspinales, m. longissimus pars lumbalis, m. iliocostalis pars lumbalis, m. obliquus abdominis internus (část k thorakolumbální fascii)) i globální stabilizátory, které zajišťují tzv. „vnější stabilitu“. Mezi globální stabilizátory řadíme m. rectus abdominis, m. obliquus internus a externus, m. iliopsoas, m. longissimus pars thoracica, m. iliocostalis pars thoracica, m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus a m. biceps femoris (Bergmark, 1989; Suchomel 2006). M. quadratus lumborum řadíme k oběma systémům - pars iliolumbalis a pars costovertebralis náleží k lokálnímu systému, pars iliocostalis k systému globálnímu (Bergmark, 1989).

Globální stabilizátory se na stabilizaci trupu podílí především multisegmentálním zpevněním trupu a schopností svalů vyvažovat rušivé zevní síly, které vychylují páteř různými směry (Bergmark, 1989; Behm et al., 2010). Svaly hrají důležitou roli v zajištění dostatečné stability jedince při pohybu končetinami (Seong et al., 2004). Tento systém zajišťuje převod sil a zatížení mez končetinami a trupem (Suchomel, 2006). Pro optimální zajištění stability trupu je nezbytná i dostatečná vytrvalostní kapacita svalů, kterou obstarávají především povrchové globální svaly (Schellenberg et al., 2007). Vytrvalostní kapacita svalů je definována jako doba, po kterou je schopen neuromuskulární systém pokračovat v činnosti či udržet pozici proti konstantnímu odporu, aniž by došlo ke svalové únavě (Bronzino, 2000)

Stabilizační svalová aktivita hraje důležitou roli v prevenci zranění, snížení či odstranění bolestí zad, zvýšení posturální stability a ve zlepšení sportovního výkonu jedince (Acuthota et al., 2008; Brumitt, J. et al., 2013). Stabilizací osového orgánu, pánve a hrudníku vzniká pevná oporná báze, nutná pro správnou funkci svalů končetin, kdy aktivace bránice, břišních svalů a zádočných svalů předbíhá pohyb horních i dolních končetin (Kolář, 2006).

2. 2. 6 Porucha stabilizační funkce svalů axiálního systému

Během fyziologického posturálního vývoje probíhá pohyb při centrovaném postavení všech kloubů a daného pohybu se účastní pouze svaly, které jej mechanicky realizují či posturálně zajišťují. Způsob, jakým byly (a jsou) v průběhu života naše stereotypizované pohyby vypracovány, posilovány a korigovány má velký vliv na funkční změny posturálně stabilizačních svalů (Kolář, 2009). Janda (1982) pohybový stereotyp definuje jako dočasně neměnnou soustavu podmíněných a nepodmíněných reflexů, které vznikají na základě stereotypně se opakujících podnětů. Hybné stereotypy podléhají vývoji v průběhu času na podkladě vnitřních i zevních příčin. Dle Koláře (2009) dlouhodobá, špatně prováděná jednostranná pohybová zátěž vyvolává fixaci chybného posturálního chování se změnami svalového tonu. Suchomel (2006) uvádí jako příklad vznik nerovnováhy mezi globálními a lokálními svaly na podkladě dlouhodobé sportovní činnosti zaměřené převážně na zapojení globálních svalů, kdy převaha globálních svalů přispívá k vypořádání lokálních svalů z pohybového schématu. Stejně tak monotónně zaujímaná pracovní poloha převážně

vsedě, během které nejsou drobné hluboké svaly dostatečně stimulovány, vede k vypojení lokálních svalů na úkor převahy globálních svalů.

Porucha trupové stabilizace může vzniknout na podkladě dysfunkce lokálního i globálního systému, ačkoliv často se vyskytuje dysfunkce obou systémů současně (Bergmark, 1989).

Dysfunkce lokálního systému ve většině případů vzniká na podkladě snížené motorické kontroly související se změnou náboru a „timingu“ hlubokých intersegmentálních svalů, což vede k nedostatečnému zajištění neutrální zóny kloubu. (Borghuis et al., 2008). Barr et al. (2007) na základě rozsáhlé rešerše literárních zdrojů předpokládají, že tyto změny na segmentální úrovni způsobují nadměrný pohyb daného segmentu, spinální instabilitu a bolesti páteře (low back pain, LBP). Dle Suchomela (2006) insuficience lokálních stabilizátorů vede k dysbalanci stabilizačního systému a neideální centraci segmentů.

Dysfunkce globálního systému se nejčastěji projevuje třemi vzájemně propojenými problémy – změnou klidové délky povrchových svalů spojené se poruchou jejich funkce, nevyváženou svalovou aktivací synergistů a antagonistů a v neposlední řadě omezením a naopak zvýšením pohybu v kloubu (Borghuis et al., 2008).

Nevyvážená svalová aktivita těchto systémů, řízená CNS, může vést k využití nepřiměřené svalové síly, nevhodnému zatížení páteře, vzniku bolestí páteře (LBP) a poškození pohybového aparátu (Borghuis et al., 2008).

Hodges et al. (1997) ve svém výzkumu sledovali EMG aktivitu bránice a m. transversus abdominis během flexe paže levého ramenního kloubu a naměřili EMG aktivitu bránice a m. transversus abdominis ještě před zahájením pohybu paže. Dle Koláře (2005) u vertebrogenních pacientů velmi často můžeme pozorovat poruchu svalové souhry, především při zapojení svalů do stabilizační funkce, kdy pacient využívá větší počet svalů a více svalové síly, než je pro cílený pohyb potřeba. Hodges, Richardson (1996) se zaměřili na možné změny v zapojení m. transversus abdominis během pohybu paží u pacientů s „low back pain“ (LBP). V porovnání s jedinci bez LBP byla tato dopředná posturální reakce m. transversus abdominis u pacientů s LBP opožděna při pohybu paží všemi směry. Stejná situace nastala i při EMG vyšetření dalších břišních svalů (m. rectus abdominis, šikmé břišní svaly) a m. erector spinae, které byly však opožděny pouze při pohybu paže některými směry

(Hodges, Richardson, 1998). Změny v aktivaci m. transversus abdominis jedinců s LBP potvrzuje Ferreira et al. (2004). Jedincům s LBP a jedincům bez LBP měřili EMG aktivitu a změnu tloušťky (pomocí UZ) m. transversus abdominis během izometrického zapojení dolních končetin vleže na zádech. Jedinci s LBP měli ve srovnání s jedinci bez LBP výrazně nižší nárůst svalové tloušťky i nižší naměřenou EMG aktivitu svalu. Freeman et al. (2010) poukazují na úzký vztah dysfunkce mm. multifidi, které se významně podílejí na fyziologickém zajištění neutrální zóny, a LBP. Dysfunkce mm. multifidi pravděpodobně vzniká na podkladě inhibice bolesti od páteře. Pokud tento stav dlouhodobě přetrvává, dochází k atrofii mm. multifidi s přítomností značného obsahu tukové složky ve svaly, což je zřetelně viditelné na MRI vyšetření. Hides et al. (1996) udávají, že obnovení trofiky a funkce mm. multifidi po odeznění bolestivých příznaků akutní LBP není spontánní, což má pravděpodobně za následek časté recidivy LBP. V rámci výzkumu sledovali u dvou skupin pacientů regeneraci mm. multifidi po akutní atace LBP. První skupina pacientů podstoupila pouze lékařskou péči, druhá skupina dostala navíc lokalizovanou pohybovou terapii mm. multifidi. Po čtyřech týdnech intervence nedošlo v první skupině oproti té druhé ke spontánní regeneraci mm. multifidi.

Dle Schellenberga (2007) s výskytem LBP klesají vytrvalostní schopnosti stabilizačních svalů bederní páteře, Při testování výdrže v pozici „prone bridge“ (podporu na předloktích ležmo) sportovci bez LBP vydrželi $72,5 \pm 32,6$ sekund, zatímco sportovci s LBP pouze $28,3 \pm 26,8$ sekund. Biering-Sørensen (1984) na základě svého výzkumu udává, že nedostatečné vytrvalostní schopnosti svalů trupu představují důležitý faktor ve vzniku LBP, a proto zlepšováním izometrických vytrvalostních schopností trupových svalů můžeme předcházet vzniku LBP. Předpokládá se, že únava a snížení vytrvalostních schopností muskuloskeletárního systému mají negativní vliv na zatížení páteře, čímž se zvyšuje riziko jejího poškození (Granata, Slota, 2004).

Výzkumů zaměřených na zjištění vlivu trupové stability na sportovní výkon existuje velmi mnoho. Není však jednoznačná shoda názorů na tuto problematiku. Dle Roetera (2001) je adekvátní stabilizace trupu a celková stabilita těla rozhodující pro dobrý výkon téměř všech sportů a aktivit. Nedostatečná stabilizace trupu může vést k neefektivní sportovní technice a následně i k poranění pohybového aparátu (Jeffreys, 2002). Tse et al. (2005) testovali efekt cvičení zaměřeného na zlepšení trupové stability a jeho vliv na funkční parametry sportovního výkonu (skok do výšky, skok do dálky,

40 m sprint, hod medicinbalem). Kvalita stabilizace trupu byla hodnocena pomocí „side bridge test“ (tzv. „boční prkno“). Cvičení pro zlepšení trupové stability zahrnovalo nejprve nácvik správné aktivace m. transversus abdominis a mm. multifidii a později i stabilizační cvičení. Intervence trvala 8 týdnů, s dvěma terapeutickými jednotkami za týden o délce cca 30-40 min. Výsledky ukázaly významné zlepšení stabilizace trupu „side bridge testem“ u cvičící skupiny, nicméně zlepšení funkčních parametrů sportovního výkonu nebylo potvrzeno. Dle autorů došlo k izolovanému vycvičení stabilizačních schopností svalů trupu ale bez adekvátní motorické kontroly CNS.

2. 2. 7 Vliv stability axiálního systému na posturální stabilitu

Jak bylo již popsáno, posturální stabilitu chápeme jako kontinuální zaujímání takového držení těla, aby nedošlo k pádu (Vařeka, Vařeková, 2009). Pro zachování posturální stability je nutná určitá svalová aktivita zpevňující segmenty těla proti působení zevních sil. Bez této koordinované svalové aktivity by se naše kostra zkroutila (Kolář, 2009). Posturální funkci realizuje především axiální systém, jehož dynamickou stabilitu zajišťuje vyvážená svalová aktivita. Axiální systém pracuje jak v klidové poloze, tak při anticipaci pohybu (Véle, 1995). Axiální systém, pánev a hrudník vytváří pomocí svalové stabilizační funkce pevnou opornou bázi (Kolář, 2006). Bez této stabilizační funkce by nebyl možný pohyb končetinami – stabilizační aktivita svalů trupu a páteře pohyb končetin předbíhá (Hodges et al., 1997; Kolář, 2006). Pokud dojde k oslabení stabilizačního systému trupu a páteře, dochází k tzv. chabému držení spojenému s různými obtížemi způsobené chronickým přetěžováním ligamentózního aparátu (Véle, 1995).

V předchozím textu byl již několikrát popsán význam lokálních i globálních svalů pro stabilizaci trupu s důrazem na nutnost jejich vyvážené funkce. Porucha trupové stabilizace vzniká na podkladě dysfunkce lokálního i globálního systému, ačkoliv často se vyskytuje dysfunkce obou systémů současně (Bergmark, 1989).

Porušené zapojení svalů páteře a trupu spolu s poruchou jejich koordinované souhry při reakci na zevní podněty způsobuje nepřiměřené zatížení tkání. Tato porušená

funkce náborů svalů se následně stává vlastním etiologickým faktorem pro vznik patologických anatomických nálezů a obtíží (Kolář, 2007).

Tuto situaci můžeme například dle Koláře a Lewita (2005) pozorovat u vertebrogenních pacientů, u kterých se často objevuje porucha svalové souhry, především při zapojení svalů do stabilizační funkce, kdy pacient využívá větší počet svalů a více svalové síly, než je pro cílený pohyb potřeba.

U pacientů s chronickými bolestmi zad byla zjištěna snížená spinální propriocepce (O'Sullivan et al., 2003; Mok et al., 2004; Lee et al., 2010), která představuje důležitý sensorický mechanismus motorické kontroly pro regulaci a koordinaci svalové funkce (Borghuis et al., 2008).

Klinickou spinální instabilitu ve vztahu k LBP popisuje Panjabi (2003). Na základě definice klinické instability (Panjabi, 1992) ověřuje hypotézu týkající se vztahu abnormálně zvýšeného intervertebrálního pohybu a LBP, kdy předpokládá, že snížením intervertebrálního pohybu pacienta s LBP dosáhneme redukce bolesti. Ověření této hypotézy proběhlo biomechanickým experimentem, kdy byl zevním fixátorem stabilizován segment způsobující bolest. Ve výsledku, s aplikací fixátoru bolest výrazně poklesla. Na základě provedeného experimentu lze předpokládat, že snížení neutrální zóny vede k redukci bolesti (Panjabi, 2003). Dle Panjabiho (2003) tedy klinická instabilita představuje významnou příčinu ve vzniku LBP. V obnovení fyziologických parametrů neutrální zóny hraje důležitou roli adekvátní svalová aktivita (Panjabi, 1992).

Existuje mnoho výzkumů, které se zabývají dysfunkcí svalů trupu i páteře a jejich rolí v etiologii vzniku LBP, a které zkoumají i jejich inverzní vztah (tedy vliv LBP na změny svalové aktivity). Z výzkumů a teoretických poznatků týkajících se této problematiky, které byly uvedené v této práci (v kapitole 2. 2. 6 Porucha stabilizační funkce svalů axiálního systému a 2. 2. 7 Vliv stability axiálního systému na posturální stabilitu) vyplývá, že u pacientů s LBP bývá přítomna porucha stabilizační funkce svalů trupu a páteře – a tedy nedostatečná stabilita trupu a páteře.

Lim et al. (2007) porovnávali rozdíly posturální stability pacientů s LBP se zdravými jedinci. Pro zhodnocení posturální stability autoři vybrali přístroj Balance Master System, na kterém měřili všech sedm standardizovaných testů. Po vyhodnocení výsledků měření bylo zjištěno, že pacienti s LBP mají oproti zdravým jedincům horší posturální stabilitu, která se projevila výraznějšími výkyvy COP pacientů s LBP během

testování. Změny posturální stability pacientů s LBP testovali Volpe et al. (2006) na přístroji SMART EquiTest během vzpřímeného stoje šesti testy, během kterých se měnily senzorické podněty (pohyb dynamometrické desky, pohyb vizuálního okolí). U pacientů s LBP v porovnání se zdravými jedinci byla zjištěna zhoršená posturální stabilita v antero-posteriorním směru projevující se značnými výkyvy COP v tomto směru. Nejvýraznější výkyvy COP se objevily při pohybu desky i vizuálního prostřední zároveň a při pohybu desky s vyřazením zraku, což autoři výzkumu přičítají značnému vlivu zrakové kontroly na vyvážení snížené spinální propiocepce pacientů s LBP. Etemadi et al. (2014) zjistili u pacientů s LBP opožděnou reakci posturálního systému na změnu zevních podmínek. V klinickém testování zevní podmínku představovala posteriorní translace dynamometrické desky přístroje SMART EquiTest během vzpřímeného stoje jedince. Měřeným parametrem byla latence posturální reakce (doba uplynulá mezi podnětem (posunem desky) a reakční aktivitou každé nohy), kterou měli pacienti s LBP oproti zdravým jedincům prodlouženou přibližně o 16% (LBP pacienti 190,75 ms (SD 16,15), zdraví jedinci 160,07 ms (SD 16,97)).

Zhoršení posturální stability pacientů s LBP oproti zdravým jedincům potvrzuje řada dalších výzkumů (Brumagne et al., 2008; Mesci et al., 2016; Fayez et al., 2010; Mann et al., 2009).

Příčiny zhoršení posturální stability u jedinců s LBP nejsou plně objasněny.

Vestibulární, vizuální a somatosenzorický systém poskytuje CNS informace, na základě kterých je následně průběžně upravována pozice těla v reakci na zevní podmínky. Riziko nestability určité pozice těla či pádu se zvyšuje při poruše některého ze senzorických systémů. Pro zajištění adekvátní posturální stability je vyžadována intaktní funkce neuromuskulárního systému (Fayez et al., 2010; Mann et al., 2009;

Na podkladě řady výzkumů, se předpokládá, že snížená spinální propiocepce, oslabení svalů trupu a páteře v kombinaci s jejich neadekvátní koordinací představují důležitý faktor pro vznik poruchy posturální stability (Fayez et al., 2010).

2. 2. 8 Vyšetření stabilizace axiálního systému

Před zahájením vlastního klinického vyšetření je vhodné si nejdříve pečlivě odebrat anamnézu pacienta, eventuálně posoudit nález zobrazovacích metod (Palaščáková-Špringrová, 2010).

Klinické vyšetření zahajujeme aspekcí stoje (Janda, 1982; Kolář, 2009; Véle, 2006). Dalšími vhodnými vyšetřeními pro zhodnocení stabilizační funkce trupu jsou modifikace stoje (Kolář, 2009), dynamické vyšetření páteře (Kolář, 2009), vyšetření chůze a jejích modifikací (Janda, 1982), palpační vyšetření měkkých tkání (Lewit, 1990), svalový test (Janda et al., 2004), vyšetření joint play (Lewit, 1990), vyšetření hybných stereotypů (Janda, 1982) a vyšetření nervového systému (Kolář, 2009).

Kolář (2009) řadí stereotyp dýchání mezi nejcitlivější a nejvýznamnější vyšetření pro posouzení stabilizačních funkcí trupu. Stereotyp dýchání nám poskytuje informace o aktivaci bránice a její funkční spolupráci s břišními svaly. Stereotyp dýchání můžeme rozdělit na brániční a kostální způsob dýchání. Při bráničním dýchání dochází s nádechem k aktivaci bránice (oploštění), čímž jsou břišní orgány stlačeny kaudálně a dochází k rozšíření dolní hrudní a břišní dutiny a pohybu sternu ventrálně. Pomocné dýchací svaly jsou relaxovány. Při kostálním dýchání se hrudník rozšiřuje minimálně, sternum se pohybuje kraniokaudálně. Při tomto způsobu dýchání se zapojují pomocné dýchací svaly. Pokud pacient není schopen bráničního způsobu dýchání, předpokládáme poruchu souhry bránice s břišními svaly. Můžeme pozorovat i tzv. paradoxní dýchání, kdy se s nádechem břicho vtahuje a s výdechem vyklenuje. Paradoxní dýchání je projev inkoordinace dechových svalů (Kolář, 2009; Lewit, 1999)

Spolehlivým a jednoduchým funkčním testem pro ozřejmění trupové stability a držení těla je Matthiasův test. Sledujeme možné změny vzpřímeného stoje s předpaženými pažemi po dobu 30 s. Pokud dojde k záklonu hlavy a horního hrudníku, protrakci ramen a prominenci břišní stěny – jedná se o vadné držení těla s nedostatečnou trupovou stabilitou (Haladová, Nechvátalová, 2010).

Kolář (2006) upozorňuje, že není vhodné se při vyšetření stabilizace trupu spokojit pouze s výsledky svalového testu. Svaly totiž mohou během testování svalové síly dosahovat maximálních hodnot, ale jejich zapojení v konkrétních posturálních situacích může být nedostatečné. Stabilizační (posturální) funkci svalů je proto vhodné

vyšetřovat pomocí testů, provokujících posturální aktivitu, z kterých lépe vyhodnotíme kvalitu způsobu zapojení a posoudíme funkci svalu během stabilizace. Kolář (2009) pro klinické vyšetření hluboké stabilizace páteře popisuje 9 testů: extenční test, test flexe trupu, brániční test, test extenze v kyčlích, test flexe v kyčli, test nitrobřišního tlaku, vyšetření dechového stereotypu, test polohy na čtyřech a test hlubokého dřepu. Při hodnocení posturální stabilizace během testování sledujeme postavení kloubu při stabilizaci (zda dochází k vychýlení nebo zůstává v neutrální pozici), symetrii (resp. asymetrii) zapojení stabilizačních svalů a jejich „timing“ zapojení, míru aktivity hlubokých a povrchových svalů (zda aktivita odpovídá potřebné síle nebo je nadměrná) a míru iradiace stabilizační aktivity do ostatních segmentů (které mechanicky nesouvisí s daným pohybem).

Skupina autorů tzv. „australské školy“ v rámci diagnostiky stabilizačních schopností trupu (segmentální spinální stabilizace) využívají klinické vyšetření i vyšetření pomocí zobrazovacích metod (EMG – invazivní, UZ). Při vyšetření se zaměřují hlavně na zhodnocení funkce m. multifidus a m. transversus abdominis. Klinické vyšetření obsahuje vyšetření aspekci (kontury břišní stěny), segmentální test m. multifidus vleže na břiše, test m. transversus abdominis vleže na břiše, test se „zátěží DK“ vleže na zádech a vyšetření pomocí „pressure biofeedback“ (Pavlů, 2016). Při vyšetření pomocí pressure biofeedback využíváme speciální zařízení „Stabilizer“, který prostřednictvím zaznamenávání změny tlaku informuje o eventuálních změnách stabilizace v oblasti bederní páteře (Stanford, 2002). Stabilizer nejčastěji vkládáme v pozici lehu na zádech pod bederní páteř pacienta či pod „dolní břicho“ (mezi pupík a symfýzu) v pozici lehu na břiše (Suchomel, Lisický, 2004).

Jako vhodné vyšetření pro zhodnocení především vytrvalostních schopností stabilizačních svalů trupu a páteře, na podkladě svého výzkumu, Schellenberg et al. (2007) doporučují „prone and supine bridge test“. Během „prone bridge testu“ (podporu na předloktích ležmo) posuzujeme vytrvalostní schopnosti spíše přední flexorové skupiny svalů, při „supine bridge testu“ (lehu skrčmo s elevací pánve) naopak spíše extenzorové skupiny. Sledovaným parametrem je čas, který uplyne, než nastoupí svalová únava projevující se nedostatečným zaujetím testované pozice.

2. 2. 9 Terapeutické přístupy pro ovlivnění stability axiálního systému

Každý pohyb vyžaduje trupové zpevnění, které však bývá u většiny lidí s poruchami hybného systému narušeno. Svalovou souhru, zajišťující trupové zpevnění, je proto potřeba brát jako základ pro každé cvičení (Kolář, 2009).

Ovlivnění stabilizační funkce svalu není otázkou cvičení, ale spíše edukačního systému. Posilováním jednotlivých svalů podle jejich anatomicky definovaného začátku a úponu (například do flexe, extenze, apod.) nelze dosáhnout potřebné trvalé změny při zapojování svalu v celém komplexním vzorci. Hlavním cílem je ovlivnit sval v jeho konkrétní funkci (v tomto případě stabilizační (koaktivační) funkci zpevňující segmenty) s ostatními svaly. To je otázka nejen vlastní svalové síly, ale především náboru svalu (tj. jeho zapojení v souhře). V rámci terapeutického zásahu se tedy nestačí soustředit pouze na svalovou sílu jednotlivých svalů, ale je potřebné se především zaměřit na jejich koordinaci, řízenou CNS (Kolář, 2007; Véle et al., 2001).

Kolář (2009) zdůrazňuje, že u pacientů s posturální instabilitou je velmi důležité, začínat vždy nejprve ovlivněním stabilizačních svalů trupu.

V následujícím textu budou stručně popsány některé terapeutické přístupy a typy cvičení podporující zlepšení stabilizace trupu a páteře. Pro podrobnější informace odkazujeme na příslušnou literaturu.

Koncept **dynamické neuromuskulární stabilizace (DNS)** vypracovaný P. Kolářem je vhodný pro diagnostiku a terapii pohybových funkcí. Tato metoda je založena na vědeckých poznatcích z vývojové kineziologie. Při posilování svalů nelze vycházet pouze z jejich anatomické funkce, ale i z jejich začlenění do biomechanických řetězců. Tyto biomechanické řetězce jsou odvozeny nejen na základě anatomických souvislostí, ale i řídicích procesů CNS (centrálních programů). Technikami DNS ovlivňujeme funkci svalu v jeho posturálně lokomoční funkci. Při cíleném ovlivňování stabilizačních funkcí jsou využity obecné principy vycházející z programů zrajících během posturální ontogeneze. Návčikové techniky vždy začínají nejprve ovlivněním trupové stabilizace (resp. hlubokého stabilizačního systému páteře) představující základní předpoklad pro cílenou funkci končetin. Svaly jsou aktivovány ve vývojových posturálně lokomočních řadách, kdy bývá pravidlem postupovat od poloh s nižšími posturálními nároky k polohám posturálně náročnějším. Začlenění svalů do centrálních biomechanických programů umožňuje automatické zapojení svalu v jeho posturální

funkci. Jedním z hlavních cílů nácvikových technik je volní kontrola automatické posturální funkce svalů a postupné zařazení edukované souhry stabilizačních svalů do běžných denních aktivit (Frank, 2013; Kolář, 2009).

Vojtova metoda reflexní lokomoce představuje (diagnostický i terapeutický) neurofyziologicky a vývojově orientovaný koncept vypracovaný V. Vojtou. Vojta vycházel z představy, že základní hybné vzory jsou v centrálním nervovém systému každého jedince geneticky programovány. Pomocí tzv. reflexní lokomoce se nabízí možnost aktivovat CNS s cílem znovuobnovit vrozené fyziologické pohybové vzory, které byly blokovány postižením mozku (v dětství) nebo ztraceny (v důsledku traumatu). Technikou podle Vojty (metodou reflexní lokomoce) lze tedy vstoupit do pohybového programu člověka, který je geneticky fixován. Přesný zásah z periferie vyvolá přesnou motorickou odpověď. V definovaných výchozích polohách se v přesně vymezených oblastech těla manuálně aplikuje tlak na tzv. spoušťové zóny, které slouží k vyvolání automatických lokomočních pohybů. Tyto lokomoční pohyby Vojta označil jako reflexní plazení a otáčení. Vojtova metoda je vhodná pro zlepšení polykání, žvýkání, výslovnosti, dechové mechaniky, dále pro napřímění páteře, aktivaci svalů ve fyziologických pohybových vzorech a řetězcích, které dosud pracovaly patologicky nebo vůbec. Pacient se lépe orientuje v prostoru a lépe udrží rovnováhu. Hlavní indikace této terapie jsou poruchy motorického vývoje dětských pacientů, stavy po poranění mozku a míchy, poškození periferních nervů i ortopedické poruchy (skolióza, torticollis, dysplazie kyčelních kloubů, vadné držení těla, tělesné asymetrie, apod.) (Kolář, 2009; Pavlů, 2003; Vojta, Peters, 2010).

Terapeutický koncept „**Bazální posturální programy**“ (BPP) vyvinutý J. Čáповou je založen na neurofyziologických poznatcích a zjištěných zákonitostech posturální ontogeneze. Principem této metody je znovuoslovení tzv. bazálních podprogramů, které autorka popisuje jako drobné koordinační celky a nejjednodušší prvky primární vertikalizace. Bazální podprogramy jsou součástí větších motorických programů – tzv. bazálních programů. Bazální programy i podprogramy jsou druhově podmíněné, to znamená, že je považujeme za genetickou výbavu člověka. Dle Čáповé tyto bazální posturální programy mají výrazně facilitační vliv při reedukaci motorických funkcí u pacientů s různými diagnózami. Tento koncept je primárně určen pro pacienty s posttraumatickým poraněním míchy a pacienty po CMP (cévní mozkové příhodě), ale osvědčil se i v prevenci a léčbě funkčních poruch páteře. Terapeutický zásah probíhá

v určitých definovaných pozicích z posturální ontogeneze vzpřimování. Terapií dle Čáповé (BPP) dochází ke zlepšení dechové mechaniky, svalové normotonii, centraci klíčových kloubů a funkčnímu propojení horního a dolního trupu (Čáповá, 2008; Rehabilitační centrum Jimramov, 2009).

Terapeutický přístup tzv. “**australské školy**“ spočívá v koaktivaci lokálních svalů (m. transversus abdominis, mm. multifidi) s cílem dosáhnout lokální spinální segmentální opory. Terapie vychází z nižších posturálních poloh, ve kterých se provádí nácvik izometrické kontrakce TrA s oploštěním břišní stěny kombinované s kontrakcí MF na segmentální úrovni (Pavlů, 2016; Jalovcová, Pavlů, 2010). Základní stabilizační cvičení popsáno v publikaci Richardsonové et al. (Richardson et al., 1999). Tento cílený trénink spinální segmentální stabilizace páteře je procesem motorického učení aktivace izolovaných svalových skupin, které zahrnuje vnímání svého těla a potlačení nežádoucích synkinéz. Proto, pro očekávaný pozitivní efekt této metody, je nutná selekce vhodných pacientů (Pavlů, 2016; Jalovcová, Pavlů, 2010).

Terapeutický koncept dle R. Brunkowové je založen na cílené aktivaci diagonálních svalových řetězců, která umožňuje zlepšení funkce oslabených svalů, reedukaci správného pohybu a stabilizační trénink pro páteř i končetiny bez nežádoucího zatížení kloubů. Principem této metody je závislost motorické aktivity na postavení aker vzhledem k trupu a hlavě. Jedná se systém vzpěrných cvičení, kdy vytvoření opory na jednom akru představuje nezbytný předpoklad pro aktivaci dvojice protichůdně probíhajících svalových řetězců (Kolář, 2009; Pavlů, 2003).

Brüggerův koncept vypracovaný A. Brüggerem má vlastní diagnostický i terapeutický postup. Hlavní indikací této metody jsou funkční onemocnění pohybového aparátu. Základní myšlenkou konceptu ve vztahu k funkčním onemocněním pohybového systému je, že působením patologicky změněné aferentace dochází v pohybové soustavě ke vzniku reflektorickým ochranným mechanismům, které vyvolávají ochranné reakce pohybové soustavy a následně dochází ke změně fyziologického průběhu pohybu a držení. Cílem této terapie je, na základě vlastního diagnostického postupu, určit a ovlivnit (vlastními terapeutickými postupy) patologické aferentace pro nastolení fyziologického a ekonomického průběhu pohybu a držení. Mezi základní prvky terapeutického postupu patří korekce držení těla (tzv. model tří ozubených kol), přípravná opatření, terapie horkou rolí, neurologické kontrakční postupy, agisticko-excentrické kontrakční postupy (AEK postupy),

cvičení s therabandem, nácvik activities of daily living (ADL), šest základních aktivních cviků a terapeutická chůze dle A. Brüggera (Kolář, 2009; Pavlů, 2003).

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) je metoda, která pomocí proprioceptivních orgánů usnadňuje reakci nervosvalového mechanismu. Základy metody PNF rozpracoval H. Kabat. Na rozvoji této metodiky se ale podílela i M. Knott a D. Voss. Základním neurofyziologickým principem PNF je ovlivnění aktivity motorických neuronů předních rohů míšních pomocí aferentních impulzů z kloubních, svalových a šlachových proprioceptorů. Vliv mají i impulzy ze zrakových, sluchových a taktilních exteroceptorů. Metoda vychází z přirozených pohybů běžného života, kterých se účastní celé svalové komplexy a pohyb probíhá v několika kloubech a rovinách současně. Facilitační pohybové vzorce mají spirální a diagonální charakter. Spirální složku zajišťují rotace, diagonální složku flexe, extenze, abdukce, addukce. Facilitačními mechanismy, které terapeut v této technice využívá, jsou: protažení, maximální odpor, manuální kontakt, povely, trakce a komprese. Techniky PNF dělíme na dvě skupiny – posilovací a relaxační. Aplikace těchto technik PNF dochází ke zvýšení svalové síly, vytrvalosti a koordinace, zvyšování rozsahu pohybu, redukci zvýšeného svalového tonu, ovlivnění bolesti, zvýšení stability kloubů, snížení svalové únavy a zlepšení schopnosti k iniciaci a vědomému ovládnutí pohybu (Holubářová, Pavlů, 2007; Pavlů, 2003).

Metoda senzomotorické stimulace (SMS), vypracovaná V. Jandou a M. Vávrovou, vychází z koncepce o dvou stupních motorického učení. První stupeň představuje snahu zvládnout nový pohyb a vytvořit základní funkční spojení, což se děje pod kontrolou především kortikální kůry (parietálního a frontálního laloku, tzn. motorické a senzomotorické oblasti). Řízení činnosti na této úrovni (kortikální) je však velmi náročné a únavné, a proto je snaha CNS přesunout řízení na nižší podkorová regulační centra, která představují druhý stupeň motorického řízení. Tento typ je oproti kortikálnímu řízení výrazně rychlejší a méně únavnější. Cílem SMS je tedy dosažení reflexní, automatické aktivace žádaných svalů a to v takovém stupni, aby pohyby / úkony nevyžadovaly výraznější kortikální kontrolu. V metodice se využívá facilitace kožních receptorů a proprioceptorů několika základních oblastí. Při aplikaci SMS se používá řady balančních pomůcek. K indikacím SMS patří například nestabilita hlezů a kolen, chronické vertebrogenní syndromy, vadné držení

těla, stavy vyžadující funkční stabilizaci páteře a organické mozečkové a vestibulární poruchy (Janda, Vávrová, 1992; Pavlů, 2003)

Existuje řada cvičení v různých polohách využívající **velký míč** s cílem zlepšit stabilizaci páteře, ovlivnit pohyblivost páteře i ostatních segmentů, odlehčit páteř či je mobilizovat. Velký míč představuje labilní senzomotorickou pomůcku zvyšující množství propioceptivní aferentace, čímž se podílí na aktivizaci specifických senzitivních a motorických oblastí CNS. Cvičení na velkém míči tedy podněcuje řídicí soustavu k aktivitě a ideálnější korekci motorického programu. Jeden z nejvýznamnějších cvičebních systémů využívající velký míč představuje ucelený systém cvičení dle S. Klein-Vogelbachové (Kolář, 2009; Pavlů, 2003).

Jóga představuje druh tělesných a duševních cvičení. Slovo jóga pochází ze slova „judž“, což znamená sjednocení nebo propojení. Jóga tak symbolizuje jednotu – svazek, spojení, sesnoubení – kdy prostřednictvím fyzického cvičení dochází ke spojení tělo a mysl. Nejedná se pouze o cvičení, jóga představuje určitý životní styl a nauku o správném způsobu života. Za „otce“ jógy bývá považován Pataňdžali, který již přibližně před pěti tisíci lety vynalezl původních 84 asán neboli jogínských pozic. Každá asána představuje cvičení celého těla. Cvičením v jogínských pozicích dochází k posílení oslabených a protažení zkrácených svalů, zvětšení kloubního rozsahu, zlepšení svalové koordinace a k neméně důležitému psychickému uvolnění (relaxaci) (Choudhuri, 2010; Buzková, 2006; Kaminoff, Matthews, 2013)

Pilates je metoda tělesných cvičení, která kombinuje posilování svalů, protahování svalů se správnou mechanikou dýchání pro obnovení rovnováhy kosterně svalového systému. Cvičení se zaměřuje na vhodnou aktivaci trupových svalů (tzv. „core“² či „powerhouse“), což je nezbytný požadavek pro správné provedení cvičebních pozic a pohybů. Pilates však není jen cvičení, ale jedná se o systém fyzického i mentálního formování, které může nejen zvyšovat fyzickou sílu, flexibilitu a koordinaci, ale také zmírňovat stres či zlepšit mentální koncentraci. V dnešní době

² Tento pojem je objevuje především v souvislosti se sportovní medicínou a některými typy cvičebních programů. Neexistuje jednotná definice pojmu. Acuthota a Nadler (2004) „core“ nazývají svalovým korzetem pracujícím jako celek během stabilizace páteře a těla. Podle těchto dvou autorů „core“ slouží jako střed funkčního kinetického řetězce. Křištofič (2006) „core“ v českém překladu nazývá „tělesným jádrem“ a definuje jej jako systém svalů, které stabilizují a kontrolují pohyb páteře a pánve.

existuje mnoho forem pilates cvičení. Některé se primárně soustředí na fyzické aspekty tohoto systému, jiné zase více na propojení těla a mysli (Blahušová, 2010; Isacowitz, Clippinger, 2012).

Jóga i pilates zdůrazňují význam správného dýchání, koncentrace jedince, kontroly pohybu, přesnosti a plynulosti cvičení (Isacowitz, Clippinger, 2012; Kaminoff, Matthews, 2013).

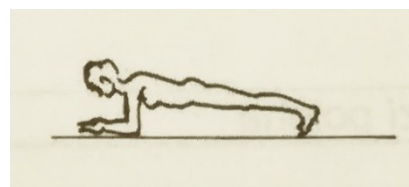
Cvičení pro aktivaci svalů tzv. tělesného jádra („core“) – tzv. **core training** – patří k relativně novým pojmům v rámci kondičního tréninku a fitness (Jebavý, Zumr, 2014; Muchová, Tománková, 2009). Jebavý a Zumr (2014) udávají, že tento typ cvičení vychází z různých cvičebních technik (např. jóga, pilates, bojové umění), a proto nemůžeme nikomu přisuzovat prvenství v „objevení“ tohoto cvičení. Dle Křištofiče (2006) je tzv. core training populární označení tradičních gymnastických zpevňovacích cviků, které jsou již dlouhá léta používána v rámci gymnastické přípravy.

2. 3 Pozice „plank“

Pozice „plank“ (v češtině pozice „prkna“ či „desky“) patří mezi základní izometrické cviky zaměřené na aktivaci nejen svalů tzv. tělesného jádra („core“), ale i dalších svalových skupin horních a dolních končetin (Contreras, 2014; Ellsworth, 2014). Pojem „tělesné jádro“ objasněn v kapitole 2. 2. 7 Terapeutické přístupy pro ovlivnění stability axiálního systému.

Svalový systém tělesného jádra („core“) zahrnuje svaly trupu a pánve, jejichž výčet však není pevně vymezen a liší se dle různých autorů (Jebavý, Zumr, 2014; Kibler et al., 2006). Acuthota a Nadler (2004) například k těmto svalům řadí hluboké extenzory páteře (mm. multifidi, mm. rotatores, mm. intertransversarii), povrchové extenzory páteře (m. iliocostalis, m. longissimus), m. quadratus lumborum, břišní svaly (m. rectus abdominis, m. obliquus abdominis internus a externus, m. transversus abdominis), bránici, pánevní dno, mm. glutei a m. psoas major.

Dle názvosloví tělesných cvičení je pozice „plank“ popisována jako pozice podporu na předloktích ležmo (Appelt, 2004), kdy v kontaktu s podložkou jsou pouze špičky chodidel a předloktí (Jenkins, Brandon, 2010).

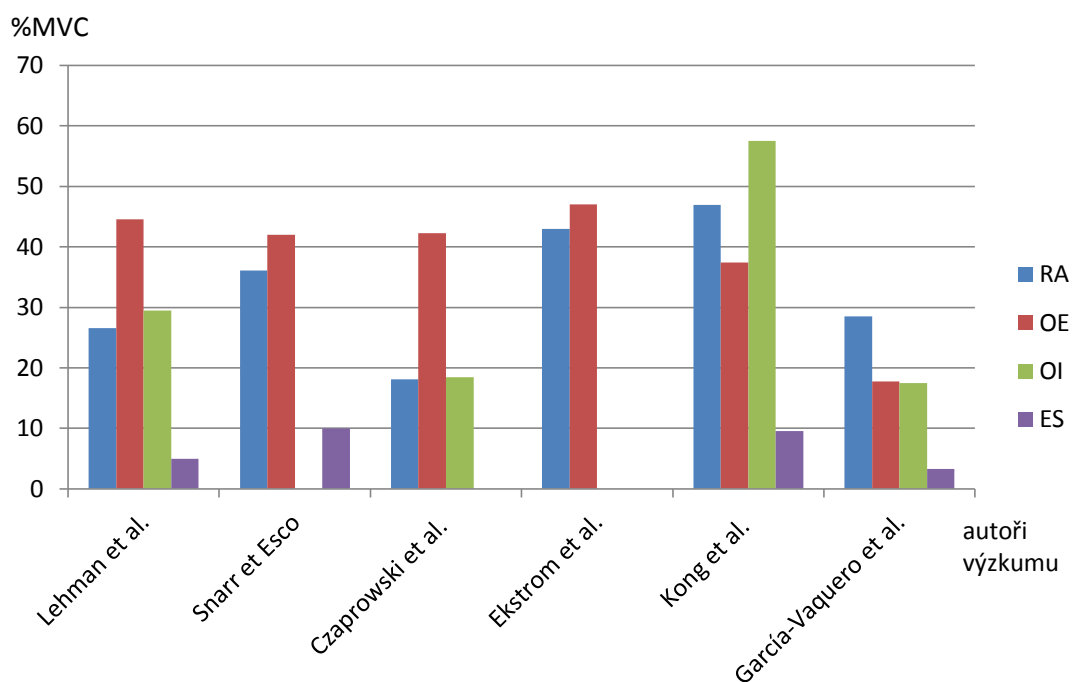


Obrázek č. 7 - Podpor na předloktí ležmo (Appelt, 2004)

Contreras (2014) upozorňuje, že cvičení v pozici „plank“ je často prováděno špatnou technikou. Pro aktivaci vybraných svalů je tedy nutné dodržet správné zaujetí polohy. Chodidla jsou od sebe vzdálena přibližně na šířku boků, špičky chodidel směřují kolmo k podložce a kolena jsou propnuta. Lokty jsou umístěny pod ramenními klouby, předloktí a otevřené dlaně směřují dopředu. Opora o předloktí a dlaně je aktivní, lopatky jsou taženy kaudálním směrem ke křížové kosti. Hlava se nachází v prodloužení páteře, s mírným zatažením brady a vytahováním temena hlavy vpřed do dálky. Celá páteř je napřímená a nachází se v paralelním postavení s podložkou. Nesmí docházet k prohýbání v zádech s prověšením břišní stěny ani elevaci pánve. Proto je nutné dostatečně zaktivovat břišní svaly a kostrč vytahovat směrem k patám, čímž dosáhneme mírné retroverze pánve (Jenkins, Brandon, 2010; Liebman, 2014). Kolář (2009) upozorňuje, že bez adekvátní opory není možné zajistit napřímení páteře.

2. 3. 1 Svalová aktivita v pozici „plank“

Pro objektivní posouzení svalové aktivity (především břišních svalů a extenzorů páteře) v pozici „plank“ bylo provedeno několik EMG měření (přehled výsledků v Grafu č. 1 a č. 2).



Graf č. 1 – EMG měření svalové aktivity povrchových svalů v pozici „plank“
RA – *m. rectus abdominis*, *OE* – *m. obliquus abdominis externus*,
OI – *m. obliquus abdominis internus*, *ES* – *m. erector spinae*
% MVC – *maximum voluntary contraction*

Lehman et al. (2005) měřili EMG aktivitu povrchových břišních svalů (*m. rectus abdominis* (RA), *m. obliquus abdominis externus* (OE) a *internus* (OI)) a *m. erector spinae* (ES) ve třech různých pozicích na pevné podložce, a poté sledovali vliv balanční pomůcky (velkého míče) ve stejných pozicích na EMG aktivitu. V pozici podporu na předloktích ležmo (pozice „plank“) na tvrdé podložce autoři naměřili průměrnou elektrickou aktivitu RA 26,6 % MVC³, OE 44,6 % MVC, OI 29,5 % MVC a ES 4,98 % MVC. V pozici „plank“ v opoře předloktích o velký míč se EMG aktivita všech měřených svalů zvýšila. Tohoto výzkumu se zúčastnilo 11 mladých (věkový průměr 27,6 let) zdravých mužů.

Podobný výzkum provedli i Snarr et Esco (2014). Ti měřili EMG aktivitu RA, OE a ES v pozici „plank“ během různých podmínek – na pevné podložce, s předloktími

³ MVC (maximum voluntary contraction) – maximální síla volní kontrakce svalu (Penhaker et al., 2004)

na velkém míči, s nohama na velkém míči, s předloktími v závěsu TRX a s nohama v závěsu TRX. V tradiční pozici „plank“ byla naměřena průměrná elektrická aktivita RA 36,1 % MVC, OE 42,0 % MVC a ES 10,0 % MVC. V podmínkách s využitím labilních pomůcek opět došlo ke zvýšení naměřených hodnot všech tří vybraných svalových skupin. Výzkumu se zúčastnilo 12 mladých (v průměru 23,25 let) zdravých jedinců (6 žen, 6 mužů).

Czaprowski et al. (2014) měřili EMG aktivitu břišních svalů (RA, OE, OI, TrA) ve třech cvičebních pozicích u 33 zdravých jedinců (18 žen, 15 mužů) v průměrném věku 23,2 let. V každé ze tří pozic probíhalo testování nejdříve na pevné podložce a poté s využitím BOSU a velkého míče. V pozici „plank“ na pevné podložce byla naměřena průměrná elektrická aktivita RA v hodnotě 18,1 % MVC, OE 42,3 % MVC, OI a TrA 18,5 % MVC. O něco vyšší byly hodnoty naměřené během opory předloktí o BOSU a výrazné zvýšení bylo zaznamenáno při opoře předloktích o velký míč.

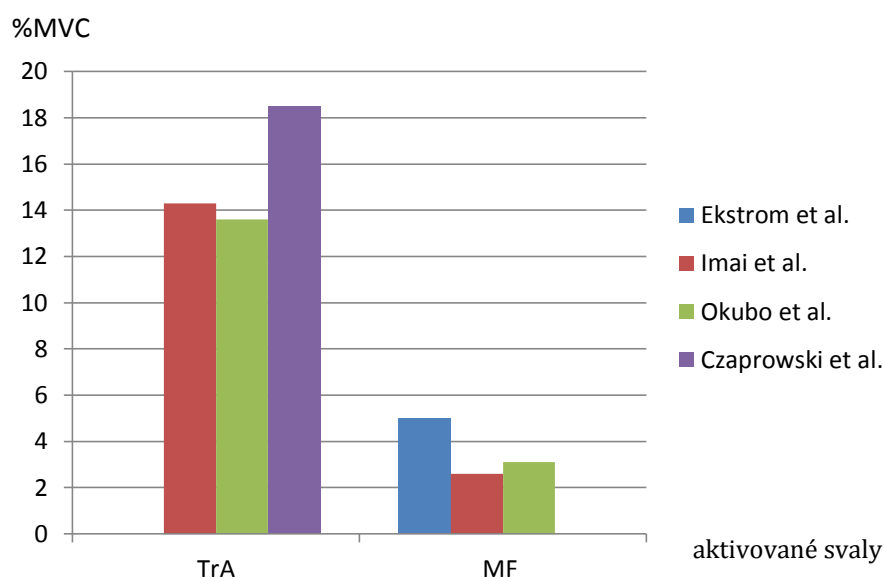
Ekstrom et al. (2007) sledovali elektrickou aktivitu svalů v devíti různých cvičebních pozicích u celkem 30 jedinců (19 mužů, 11 žen) v průměrném věku 27 let. V pozici „plank“ byly měřeny hodnoty RA (43 % MVC), OE (47 % MVC) a mm. multifidi (MF) (5 % MVC). Ještě o něco vyšší hodnoty RA a OE byly naměřeny během podporu na pravém/levém předloktí ležmo vpravo/vlevo (tzv. „boční prkno“) a pro MF v pozici lehu skrčmo se zvednutím pánve nad podložku a natažením jedné DK.

Podobné měření jako Ekstrom et al. (2007) provedli i Kong et al. (2013), kteří pomocí EMG sledovali aktivitu RA, OE, OI a ES celkem ve čtyřech pozicích. Měření se zúčastnilo 24 zdravých jedinců (13 mužů, 11 žen) ve věkovém průměru 21,38 let. V pozici „plank“ na pevné podložce naměřili autoři výzkumu průměrnou elektrickou aktivitu RA 49,98 % MVC, OE 37,28 % MVC, OI 57,54 % MVC a ES 9,52 % MVC. Pro RA, OE a OI byly tyto hodnoty, naměřené v pozici „plank“, nejvyšší. Nejvyšší elektrická aktivita ES (64,58 % MVC) byla zaznamenána v pozici lehu skrčmo se zvednutím pánve nad podložku a natažením jedné DK.

García-Vaquero et al. (2012) oproti Kongovi et al. (2013) naměřili výrazně nižší průměrné hodnoty elektrické aktivity RA (28,55 % MVC), OE (17,75 % MVC), OI (17,5 % MVC) i ES (3,3 % MVC) ve stejné pozici (pozici „plank“ na pevné podložce). Tohoto výzkumu se zúčastnilo 29 zdravých jedinců (18 mužů, 11 žen) v průměrném věku 23,11 let.

Dle výše popsaných EMG výzkumů zabývajících se elektrickou aktivitou povrchových svalů (RA, OE, OI, ES) v pozici „plank“ na pevné podložce se tedy aktivují především břišní svaly. Průměrná hodnota elektrické aktivity, vypočítaná z šesti výše popsaných výzkumů, je nejvyšší pro OE (38,51 % MVC), poté pro RA (33,22 % MVC) a OI (30,76 % MVC) a nejnižší hodnoty byly naměřeny pro ES (6,95 % MVC).

Přehled výsledků intramuskulárního EMG měření hlubokých svalů (TrA a MF) z dostupných výzkumů v Grafu č. 2.



Graf č. 2 – EMG měření svalové aktivity hlubokých svalů v pozici „plank“
TrA – *m. transversus abdominis*, *MF* – *mm. multifidii*
% MVC – *maximum voluntary contraction*

Výzkumy Ekstroma et al. (2007), kteří měřili i elektrickou aktivitu MF (5 % MVC), a Czaprowskiho et al. (2014), kteří měřili i elektrickou aktivitu TrA (18,5 % MVC), byly již podrobně popsány výše.

Okubo et al. (2010) i Imai et al. (2010) měřili elektrickou aktivitu hlubokých svalů (TrA a MF) pomocí intramuskulárních elektrod.

Výzkumu Okuba et al. (2010) se zúčastnilo 9 zdravých mužů. Testování jedinci předvedli celkem 11 různých cvičebních poloh, ve kterých byla měřena elektrická aktivita vybraných hlubokých svalů. V pozici „plank“ byly naměřeny průměrné hodnoty TrA 13,6 % MVC a MF 3,1 % MVC. Nejvyšší aktivita pro TrA (přes 40 % MVC) byla zaznamenána v pozici „plank“ se současným křížným nadzvednutím HK a DK

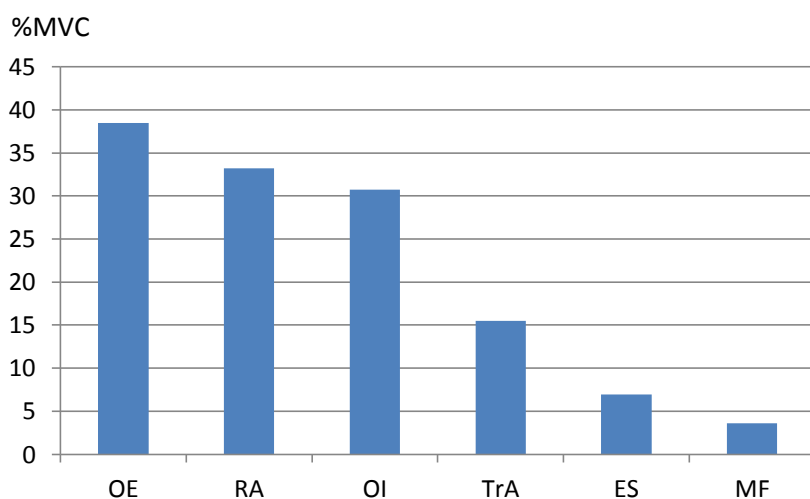
a pro MF (50-60 % MVC) v pozici lehu skrčmo se zvednutím pánve nad podložku a poté i s natažením jedné DK.

Imai et al. (2010) ve svém výzkumu v pozici „plank“ na pevné podložce naměřili průměrné hodnoty elektrické aktivity TrA 14,3 % MVC a MF 2,6 % MVC. V nestabilní pozici „plank“, kdy se předloktí opírala o velký míč a špičky chodidel o balanční podložku, se elektrická aktivita TrA zvýšila téměř na dvojnásobek, aktivita MF téměř beze změny. Tohoto výzkumu se zúčastnilo 9 zdravých mužů.

Z těchto čtyř výzkumů (Czaprowski et al., 2014; Ekstrom et al., 2007; Imai et al., 2010 a Okuba et al. 2010) byla vypočítána průměrná hodnota elektrické aktivity TrA (15, 47 % MVC) a MF (3,57 % MVC) v pozici „plank“.

Na podkladě popsaných výzkumů zabývajících se EMG vyšetřením hlubokých (TrA, MF) i povrchových (RA, OE, OI, ES) svalů můžeme předpokládat, že v pozici „plank“ ve stabilním prostředí tedy dochází převážně k aktivitě povrchových břišních svalů. Elektrická aktivita v hloubce uloženého TrA byla přibližně o polovinu nižší než aktivita povrchových břišních svalů. Velmi nízké průměrné hodnoty % MVC byly naměřeny u extenzorů páteře – aktivita ES nepřesáhla 10 % MVC a aktivita MF byla nižší než 5 % MVC.

Přehled průměrných naměřených hodnot elektrické aktivity svalů v Grafu č. 3.



Graf č. 3 – Průměrné naměřené EMG hodnoty svalů v pozici „plank“
OE – m. obliquus abdominis externus, RA – m. rectus abdominis, OI – m. obliquus abdominis internus, TrA – m. transversus abdominis, ES – m. erector spinae, MF – mm. multifidi

V literatuře je k dispozici mnoho schémat popisujících aktivitu vybraných svalů v pozici „plank“. Tato schémata se však často neshodují na tom, jaké svaly se v této pozici zapojují, ani v jakém režimu svalové kontrakce pracují.

Zpevnění (stabilizace) jednotlivých pohybových segmentů vyžaduje tzv. koaktivační synergii, která je zajištěna koordinovanou svalovou souhrou agonistů s antagonisty (Kolář, 2009).

Stabilizaci ramenního pletence v pozici podporu na předloktí zajišťuje vyvážená aktivita svalů rotátorové manžety, m. deltoideus (především přední a zadní část svalů), mm. pectorales, m. trapezius, m. serratus anterior, m. latissimus dorsi a mm. rhomboidei (Jenkins, Brandon, 2001; Kaminoff, Matthews, 2013). Pro zaujetí pozice podporu na předloktí je důležitá i koaktivace m. triceps brachii s m. biceps brachii a m. coracobrachialis (Jenkins, Brandon, 2001).

V udržení neutrální pozice páteře v pozici „plank“ hraje významnou roli svalová souhra flexorů a extenzorů trupu (Kaminoff, Matthews, 2013). Například elevace pánve (poloha těla připomíná písmeno V) či prohnutí v oblasti bederní páteře s prověšením břišní stěny svědčí pro nevyváženou svalovou souhru těchto skupin (Contreras, 2014, Liebman, 2014).

Neutrální pozice extendované DK s aktivní oporou o špičky chodidel je zajištěna vyváženou svalovou aktivitou mezi mm. glutei, hamstringy, adduktory kyčelního kloubu, m. quadriceps femoris, m. triceps surae a svaly bérce (Jenkins, Brandon, 2001; Kaminoff, Matthews, 2013). Ekstrom et al. (2007) v pozici „plank“ naměřili průměrnou elektrickou aktivitu m. vastus medialis 23 %MVC, hamstringů 4%MVC, m. gluteus medius 27 %MVC a m. gluteus maximus 9 %MVC.

2. 3. 2 Efekt cvičení „plank“

Cvičením v pozici „plank“ dochází především k aktivaci a posílení hlubokých i povrchových břišních svalů (Fernandez de las Penas, 2016).

Park et al. (2016) sledovali změnu tloušťky vybraných břišních svalů (TrA, OI, OE) po osmitýdenním intervenčním cvičení v pozici „plank“. Celkem 45 zdravých účastníků měření (v průměrném věku 20,4 let) bylo náhodně rozděleno do 3 skupin. Skupina č. 1 cvičila v pozici „plank“ s 60° úhlem v ramenních

kloubech, skupina č. 2 s 90° úhlem v ramenních kloubech a skupina č. 3 s úhlem 120°. Cvičení probíhalo vždy 20 minut (40 s výdrž v pozici, 20 s odpočinek, po 20 opakování), třikrát týdně po dobu 8 týdnů. Tloušťka svalu byla změřena na základě ultrasonografického zobrazení. Skupina č. 1 a skupina č. 2 zaznamenala statisticky významné zvětšení tloušťky TrA (pro skupinu č. 1 $p < 0,05$; pro skupinu č. 2 $p < 0,001$) a skupina č. 3 statisticky významné zvětšení tloušťky OE ($p < 0,001$).

Pozitivní vliv cvičení „plank“ na změnu tloušťky stejných břišních svalů (TrA, OI, OE) popisují i Kong et al. (2015), jejichž studie se však zaměřovala na osoby s chronickými bolestmi zad (LBP). Celkem 37 jedinců s chronickými LBP (v průměrném věku 41,2 let) bylo náhodně rozděleno do 3 skupin. Skupina č. 1 cvičila v pozici lehu skrčmo se zvednutím pánve nad podložku, skupina č. 2 cvičila ve stejné pozici ale s DKK položenými na velkém míči a skupina č. 3 cvičila v pozici podporu na předloktích ležmo (pozici „plank“). Intervenční cvičení trvalo celkem 8 týdnů, kdy zúčastnění jedinci cvičili v dané pozici 15 minut třikrát týdně (celkem vždy 3 série v režimu 30 s výdrž v poloze a 30 s odpočinek, po 5 opakování). Ke zvětšení tloušťky TrA, OI i OE došlo u všech 3 skupin jedinců, nicméně skupina cvičící v pozici „plank“ zaznamenala signifikantně výraznější zlepšení než zbylé dvě skupiny. Dle autorů studie zvýšená aktivace určitého svalu vede ke zvětšení jeho svalové tloušťky. Na podkladě této myšlenky tedy předpokládají, že cvičení v pozici „plank“, během kterého se zvýšila aktivace břišních svalů (TrA, OI a OE), je vhodné pro zlepšení stability trupu.

V další studii se Kong et al. (2015) zabývali efektem cvičení v pozici „plank“ na subjektivní obtíže pacientů s bolestmi LBP, které byly určeny na základě Oswestry dotazníku (Oswestry Disability Index, ODI). ODI na základě omezení běžných denních aktivit způsobených LBP kvantifikuje subjektivní potíže pacienta a určuje tak míru jeho disability. Dotazník se skládá celkem z deseti otázek týkajících se fyzické disability, sociálního hendikepu, bolesti a kvality spánku. Ke každé otázce je k dispozici 6 různých odpovědí, které jsou bodově ohodnoceny (0-5 bodů). Celkový počet možných získaných bodů je tedy 50 bodů, kdy platí, že čím vyšší zisk bodů, tím vyšší stupeň disability (Fairbank, Pynsent, 2000; Mičánková – Adamová et al., 2012). Výzkumu se zúčastnilo 38 jedinců s chronickými LBP v průměrném věku 39,4 let, kteří byli opět náhodně rozděleni do tří cvičebních skupin. Cvičební skupiny i intervenční osmitýdenní program odpovídal výše zmíněnému výzkumu Konga et al. (2015). Průměrné výstupní hodnoty Oswestry dotazníku se po osmitýdenním intervenčním cvičení signifikantně zlepšily

ve všech třech skupinách. Nejvýraznější zlepšení bylo však zaznamenáno ve skupině č. 3, ve které se průměrné skóre snížilo o 20,55 bodů (z původních 44,42 bodů na 23,87 bodů). Z tohoto důvodu se cvičení v pozici „plank“ zdá nejefektivnějším způsobem, ve srovnání s cvičením v lehu skrčmo, jak docílit snížení bolesti zad a s tím spojené zvýšení kvality života pacientů s chronickými LBP.

Park et al. (2016) ve svém výzkumu nezkoumali pouze vliv cvičení „plank“ na změnu tloušťky břišních svalů mladých a zdravých jedinců, ale i vliv této cvičební intervence na statickou a dynamickou stabilitu těla.

Pro posouzení statické stability byl použit přístroj Tetrax Interactive Balance System. Měření statické stability proběhlo ve čtyřech různých podmínkách – stoj s otevřenými očima na pevné a měkké podložce a stoj se zavřenými očima na pevné a měkké podložce. Sledovaným parametrem měření byl Stability Index (ST), vypočítaný na základě změn zatížení silové desky při kolísání těla a Weight Distribution Index (WDI), který představuje procentuální vyjádření rozložení váhy jedince na dolních končetinách. Jediný statisticky významný rozdíl při měření statické stability po absolvování intervenčního cvičení byl zaznamenán u skupiny č. 2, u které došlo k signifikantnímu zlepšení průměrné hodnoty ST ($p < 0,05$) při měření vzpřímeného stoje se zavřenými očima (na pevné i měkké podložce). Bez významných změn hodnot WDI ve všech skupinách.

Dynamická stabilita byla posouzena pomocí „Function Reach Test“, který testuje schopnost trupového náklonu jedince vpřed bez změny výchozího postavení dolních končetin, aniž by došlo ke ztrátě stability těla a pádu. Pacient stojí bokem ke zdi, na kterém je připevněno dlouhé pravítko, předpaží jednu paži a sune paži dopředu se současným náklonem trupu vpřed do svých maximálních možností, aniž by došlo k odlepení pat od podložky. Velikost náklonu je určena hodnotou dosaženou konečky prstů na nástěnném pravítku. Schopnost naklonit se více vpřed svědčí o širší hranici stability těla a tudíž lepší dynamické stabilitě. Ke zlepšení dynamické stability došlo ve všech třech skupinách, ale statisticky významné zlepšení zaznamenala pouze skupina č. 2, kde se hodnota dosažená na nástěnném pravítku při maximálním náklonu v průměru zvýšila z 18,00 na 21,98 cm ($p < 0,05$).

Studie zabývající se efektem cvičení v pozici „plank“ (Kong et al., 2015; Kong et al., 2015; Park et al., 2016) popisují pozitivní vliv na změny tloušťky břišních svalů,

snížení bolesti u pacientů s chronickými LBP po absolvování cvičení v této pozici a zlepšení statické i posturální stability. Výzkumů zabývajících se touto problematikou je však v současné době zatím velmi málo a pochází pouze od jedné skupiny autorů. Na základě toho, by bylo vhodné se řídit spíše výsledky EMG vyšetření a biomechanicko-kineziologickými poznatky týkající se stability axiálního systému a významu svalové aktivity.

Pozice „plank“ bývá využívána nejen v rámci diagnostiky vytrvalostních schopností stabilizačních svalů trupu a páteře, ale i jako způsob, jak dosáhnout jejich zlepšení (Schellenberg et al., 2007; Strand et al., 2014). V pozici „plank“ („prone bridge test“) jsou testovány vytrvalostní schopnosti především anteriorní flexorové skupiny břišních svalů (viz kapitola 2. 2. 8 Vyšetření stabilizace axiálního systému). Dostatečná vytrvalostní kapacita svalů, kterou obstarávají především povrchové globální svaly trupu, je nezbytná pro optimální zajištění stability trupu (Schellenberg et al., 2007; Barati et al., 2013)

Efekt cvičení v pozici „plank“ je ale také možné určit na podkladě poznatků týkajících se benefitů izometrických cvičení, mezi které se výdrž v této pozici řadí.

Izometrické cvičení je forma statického cvičení, během kterého nedochází ke změně délky aktivovaných svalů (vzdálenost úponů se nemění) a tedy ani k pohybu v kloubu. Při izometrické kontrakci svalu není vyvinuta žádná mechanická práce, ale dochází ke zvýšení napětí svalu. Izometrická cvičení mohou být prováděna proti manuálnímu odporu, výdrží v určité pozici (s udržením vlastní tělesné hmotnosti proti gravitačnímu působení – pozice „plank“) či tlačení / tažením nepohyblivého tělesa (Kisner, Kolby, 2012).

Téměř během všech aktivit je pro zajištění adekvátní stability těla potřebná dostatečná statická (izometrická) svalová aktivita. Většinou se jedná o potřebu udržet určitou pozici krátkou dobu proti velkému odporu (zajištěno dostatečnou svalovou silou) nebo naopak delší dobu udržet danou pozici proti menšímu odporu (zajištěno vytrvalostními schopnostmi svalu). Předpokládá se, že vytrvalostní schopnosti svalů mají důležitější roli v zajištění posturální stability těla proti působení gravitační síly a v prevenci zranění než svalová síla svalů. Svalová síla i vytrvalostní schopnosti svalů se zvyšují při správně zvolených parametrech izometrického cvičení (Kisner, Kolby, 2012).

Při stabilizačním izometrickém cvičení (např. v antigravitační poloze se zatížením vahou vlastního těla) jsou jednotlivé segmenty těla stabilizovány kokontrakcí antagonistických svalových skupin. Tímto typem cvičení dochází ke zlepšení stabilizace pohybových segmentů (Kisner, Kolby, 2012).

3 CÍL A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY

3.1 Cíl práce

Přestože popularita cvičení v pozici „plank“ stoupá, v současné době existuje velmi málo studií, které by objektivně hodnotily efekt toho cvičení. Proto jsem se rozhodla, na základě zpracování aktuálních teoretických poznatků týkajících se vlivu trupové svalové aktivity na udržení stability těla, sledovat a následně popsat vliv dlouhodobého cvičení v této pozici.

Cílem této diplomové práce je posoudit vliv cvičení v pozici „plank“ na posturální stabilitu jedince, která je hodnocena pomocí počítačové dynamické posturografie (NeuroCom SMART EquiTest System).

3.2 Výzkumné otázky

Má cvičení „plank“ vliv na parametry testu „Limits of stability“ („reaction time“, „movement velocity“, „directional control“ a „endpoint excursion“) hodnotící posturální stabilitu?

3.3 Hypotézy

Na základě výzkumné otázky byly definovány čtyři hypotézy:

H1: Hodnoty „reaction time“ budou sníženy po intervenčním cvičení v pozici „plank“.

H2: Hodnoty „movement velocity“ budou zvýšeny po intervenčním cvičení v pozici „plank“.

H3: Hodnoty „directional control“ budou zvýšeny po intervenčním cvičení v pozici „plank“.

H4: Hodnoty „endpoint excursion“ budou zvýšeny po intervenčním cvičení v pozici „plank“.

3. 4 Úkoly práce

1. Sestavení vlastního třicetidenního intervenčního cvičebního programu na základě veřejně dostupných zdrojů (s tematikou tzv. „třicetidenních výzev cvičení v pozici „plank“)
2. Vyšetření účastnic studie (anamnestické, klinické, přístrojové) před zahájením a po ukončení intervenčním cvičení
3. Shromáždění dat z vyšetření
4. Analýza shromážděných dat
5. Interpretace naměřených dat
6. Vyhodnocení naměřených dat a následné zhodnocení efektu intervenčního zásahu
 - pro statistickou významnost na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ pro párový t-test
 - pro statistickou významnost kritickými hodnotami (5, 10) pro Wilcoxonův test
 - pro věcnou významnost Cohenovým d ($d \geq 0,5$)
7. Diskuze, závěr

4 METODIKA PRÁCE

4.1 Charakter práce

Tato vědecko-výzkumná práce má charakter kvantitativní pilotní studie.

Praktická měření této studie se uskutečnila v období prosinec 2016 – leden 2017. Všechna měření proběhla v Praze v kineziologické laboratoři katedry Fyzioterapie FTVS UK. Každá z účastnic studie byla před jejím zahájením seznámena s cílem a průběhem studie a poté podepsala informovaný souhlas (viz Příloha č. 2), ve kterém souhlasila se zpracováním získaných dat pro potřeby této diplomové práce. Na základě podepsaných informovaných souhlasů byla studie schválena Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem 201/2016 (viz Příloha č. 1).

4.2 Popis výzkumného souboru

Způsob výběru účastnic do výzkumného souboru byl záměrně empirický. Účastnice byly vybrány na základě níže popsanych požadavků a jejich vlastního přání se této studie zúčastnit.

Podmínkami pro zařazení osob do výzkumného souboru, a tím i stanovení homogenity testované skupiny, byly - věk (20-30 let), ženské pohlaví, aktivní zdravé sportovkyně a absence předchozí zkušenosti s cvičením v pozici „plank“. Do studie nebyly zařazeny osoby, které prodělaly úraz či operaci, které by je mohly limitovat během měření posturální stability či je omezovat při intervenční třicetidenní cvičení. Dále byly vyloučeny osoby s neurologickým postižením jakéhokoliv charakteru a osoby s nižším stupněm inteligence či mentální poruchou. Do studie jsme nezařadili ani ženy, které pravidelně (3 hod/týden) provozují aktivitu výrazně zlepšující trupovou stabilitu (např. jóga, pilates, gymnastika, bojové sporty apod.).

Konkrétní parametry testované skupiny žen v Tabulce č. 1.

| | věk | výška (cm) | hmotnost (kg) | BMI (kg/m²) |
|----------------------------|-------------|-----------------------|--------------------------|-----------------------------------|
| probandka č. 1 | 26 | 176 | 70 | 22,60 |
| probandka č. 2 | 29 | 178 | 75 | 23,67 |
| probandka č. 3 | 23 | 168 | 67 | 23,74 |
| probandka č. 4 | 27 | 172 | 64 | 21,63 |
| probandka č. 5 | 23 | 168 | 64 | 22,68 |
| probandka č. 6 | 29 | 180 | 58 | 17,90 |
| probandka č. 7 | 28 | 174 | 72 | 23,78 |
| probandka č. 8 | 25 | 176 | 64 | 20,66 |
| probandka č. 9 | 25 | 162 | 53 | 20,20 |
| probandka č. 10 | 27 | 156 | 43 | 17,67 |
| průměrné hodnoty | 26,2 | 171 | 63 | 21,45 |
| směrodatná odchylka | 2,09 | 7,17 | 9,04 | 2,08 |

Tabulka č. 1 – Parametry testované skupiny žen

4. 3 Metody sběru dat

Pro teoretické podklady této práce byly využity zdroje v tištěné i elektronické podobě ze zahraniční i české literatury (vědecké články, učebnice a monografie, periodika a příspěvky z konferencí). Odborná literatura byla vyhledávána přes vědecké databáze PubMed, Ebsco, Research Gate, Pedro a Medline. Všechny citace byly vytvořeny podle citační normy ČSN ISO 690.

4. 4 Použité vyšetřovací metody

4. 4. 1 NeuroCom SMART EquiTest

Přístroj SMART EquiTest od firmy NeuroCom poskytuje objektivní posouzení rovnováhy a posturální stability na základě počítačové dynamické posturografie (Concordia University, 2015). Přístroj využíváme k objektivní diagnostice poruch posturální stability, rehabilitaci s využitím biofeedbacku pro efektivnější motorické učení, dlouhodobému sledování stavu pacienta během rehabilitace a i za účelem výzkumu (Natus Medical Incorporated, 2014).

Testování je dynamické, aby odrazilo podmínky každodenního života (Concordia University, 2015). Přístroj využívá dynamometrickou tlakovou desku, která má schopnost rotačních a translačních pohybů. Z této desky je přes zatížení pacientových chodidel vypočítána vertikální síla, která určuje střední polohu COG (Center of Gravity). Měření probíhá buď se stabilním či nestabilním nosným povrchem (dynamometrickou deskou) a ve stabilním či pohyblivém vizuálním okolí (Natus Medical Incorporated, 2016). Změnami testovacích podmínek (pohybem dynamometrické desky, pohybem vizuálního okolí, vyřazením zraku) můžeme manipulovat se somatosenzorickými a vizuálními informacemi. Na podkladě naměřených dat během takového testování můžeme následně přesně identifikovat senzorické a motorické postižení (Concordia University, 2015).



Obrázek č. 8 – NeuroCom SMART EquiTest (NeuroCom International Incorporated, 2008)

Technické příslušenství přístroje

- pohyblivá dynamická silová deska
- pohyblivé vizuální okolí s LCD displejem a osvětlením
- počítač s LCD monitorem pro kvalifikovaného vyšetřujícího
- pojízdný vozík na počítač, barevná tiskárna, bezdrátová myš
- sada NeuroCom® Balance Manager® Clinical Software
- podpěrná tyč s úchyty pro závěsný systém
- pomůcky pro modifikované testování: pěnová podložka, válcová úseč, schůdky, klíny a podložky (NeuroCom International, 2008; NeuroCom International 2016)
-

Dynamometrická pohyblivá deska rotuje v rozsahu $\pm 10^\circ$ s maximální rychlostí $50^\circ/\text{s}$. Rozsah posunu desky (anteriorně, posteriorně) je $\pm 6,35$ cm s maximální rychlostí 15 cm/s. Vizuální pohyblivé okolí se pohybuje maximální rychlostí $15^\circ/\text{s}$ při rotaci $\pm 10^\circ$ (NeuroCom International, 2008).

Maximální možná výška a váha vyšetřovaného je 203 cm a 200 kg. Přístroj sám o sobě váží 352 kg (Natus Medical Incorporated, 2015; NeuroCom International, 2008).

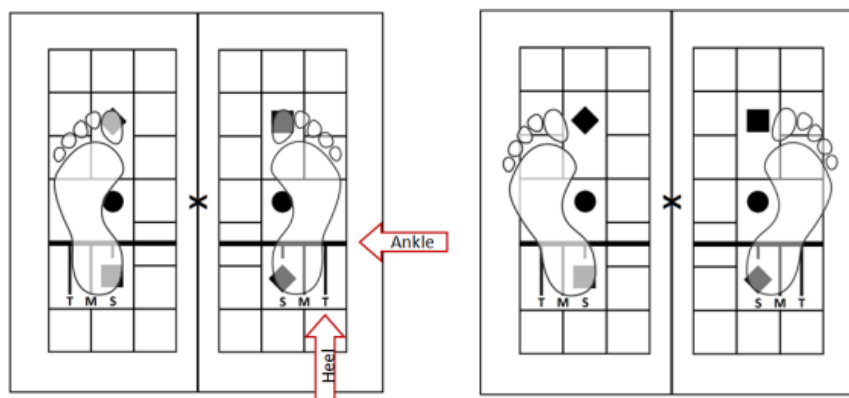
SMART EquiTest obsahuje sedm standardizovaných testů:

1. Sensory Organization Test (SOT)
2. Motor Control Test (MCT)
3. Adaptation Test (ADT)
4. Limits of Stability (LOS)
5. Rhythmic Weight Shift (RWS)
6. Weight Bearing Squat (WBS)
7. Unilateral Stance (US)

Před vlastním testováním jsou pacienti nejdříve zajištěni závěsným systémem, který pacientovi umožňuje přirozený pohyb, ale zároveň brání pádu při ztrátě posturální stability.

Dalším důležitým bodem před zahájením měření je nastavení předdefinované polohy nohy na kontaktní desce:

1. vnitřní kotníky pacienta srovnat nad tlustý modrý horizontální pruh
2. srovnat palec s mediálním kotníkem a prsty s horizontální čarou
3. vnější hrana paty je zarovnána s vertikální čarou označenou písmenem „S“, „M“ a „T“ podle tělesné výšky pacienta („S“ při výšce 76-140 cm, „M“ při výšce 141-165 cm a „T“ při výšce 166-203 cm)
4. po srovnání obou kotníků i postavení pat, může pacient mírně oddálit nohy od sebe do pohodlnější pozice, ale stále musí být dodrženo nastavené postavení kotníků a pat. (Concordia University, 2015)



Obrázek č. 9 - Předdefinovaná poloha chodidel
(Concordia University, 2015)

Pro potřeby této diplomové práce byly využity testy „Limits of Stability“ a „Weight Bearing Squat“.

Test „Limits of Stability“ byl vybrán, protože ze všech dostupných standardizovaných testů přístroje SMART EquiTest nejcitlivěji testuje limity posturální stability jedince a kvalitu provedeného pohybu při vyšetření posturální stability.

V modifikovaném měření „Limits of Stability“ byla využita pěnová podložka. Bylo prokázáno, že stoj na pěnové podložce zvyšuje nároky na udržení posturální stability, což vyžaduje vyšší aktivaci svalů trupu a dolních končetin oproti stoju na pevné podložce (Mohapatra et al., 2014). Z tohoto důvodu by se již i drobné zlepšení stabilizace trupu a páteře, po pouze třicetidenním cvičení, mohlo projevit právě při vyšetření na pěnové podložce.

Pěnová podložka od firmy NeuroCom, o rozměrech 46 x 46 x 13 cm, je vytvořena z měkkého materiálu s hustotou 60 kg/cm³ (Natus Medical Incorporated, 2016)

Dle Lina et al. (2015) pěnová podložka NeuroCom, během hodnocení test-retest reliability vlivu dvou pěnových podložek (Airex a NeuroCom) na parametry posturálních výchylek, prokázala dobrou reliabilitu.



Obrázek č. 10 - Pěnová podložka NeuroCom (z archivu autora, 2017)

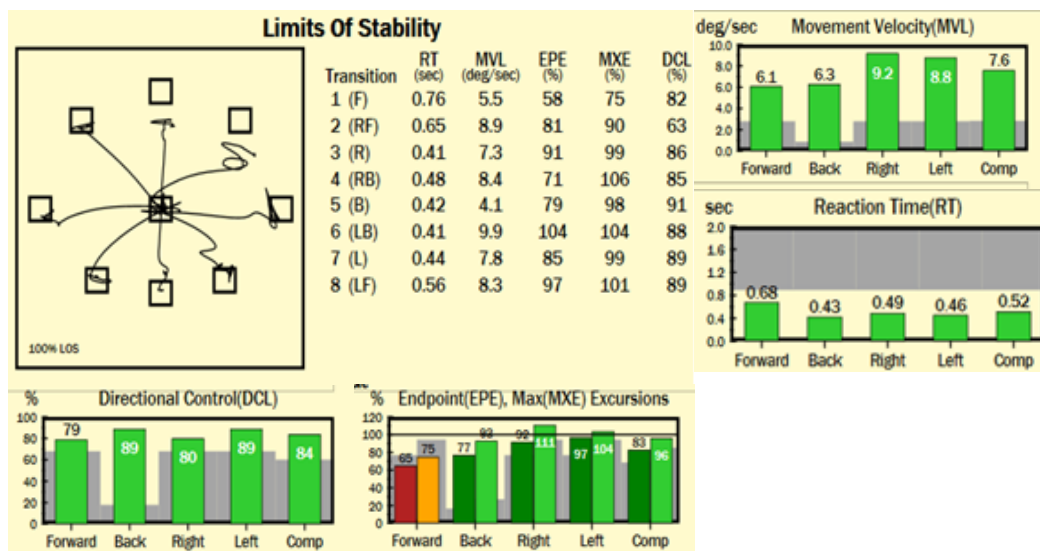
„Weight Bearing Test“ byl zvolen pro vyšetření rozložení váhy na dolních končetinách. Výrazná asymetrie v zatížení DKK má negativní dopad na posturální stabilitu vzpřímeného stoje (Anker et al., 2008; Genthon et Rougier, 2004). Rozdílné zatížení DKK by tedy mohlo hrát významnou roli při vychylování trupu určitý směrem během vyšetření „Limits of Stability“.

Limits of Stability (LOS)

Test hodnotí schopnost volního pohybu motorického systému záměrně přemístit COG (Center of Gravity) do požadovaného cíle v mezích stability pacienta, aby nedošlo ke změně opěrné báze a narušení rovnováhy.

Pacient stojí na oporné desce, chodidla v základním definovaném postavení. Před sebou na displeji sleduje zobrazení svého COG na schématu. Nejdříve ustálí COG ve čtverečku uprostřed a po zaznění zvukového signálu co nejrychleji vychyluje své tělo do strany k předem definovanému terči na obrázku, kdy chodidla zůstávají na podložce ve stejném postavení. Na každý pokus přemístit COG do určeného terče má pacient celkem 8 sekund. Pokud se k terči dostane dříve, drží tuto pozici do vypršení stanoveného času. Terčů je celkem 8 (viz Obrázek č. 11). Během testu sledujeme několik parametrů:

- **„*reaction time (RT)*“** (reakční čas)
 - doba mezi zvukovým signálem a iniciací pohybu pacienta, vyjádřeno v sekundách (sec)
- **„*movement velocity (MVL)*“** (rychlost náklonu)
 - průměrná rychlost COG v rozmezí 5% - 95 % pohybu při iniciálním pokusu dosáhnout zvoleného terče, vyjádřeno ve stupních za sekundu (deg/sec)
- **„*endpoint excursion (EPE)*“** (koncový bod náklonu)
 - jako koncový bod je chápán bod, ve kterém končí iniciální pohyb směrem k terči
 - jedná se tedy o vzdálenost COG od výchozího bodu při iniciálním pokusu dosáhnout zvoleného terče, vyjádřeno v procentech (%)
- **„*maximum excursion (MXE)*“** (maximální náklon)
 - největší naměřená vzdálenost od výchozího bodu ke zvolenému terči během pokusu, vyjádřeno v procentech (%)
- **„*directional control (DCL)*“** (řízení směru náklonu)
 - procentuální vyjádření velikosti pohybu k zamýšlenému cíli (směrem k terči) po odečtu velikosti pohybu, který byl proveden mimo osu mířící k terči (Concordia University, 2015; NeuroCom International, 2008; Natus Medical Incorporated, 2016)



Obrázek č. 11 – Grafické znázornění výsledků testu LOS (Neurocom International, 2016)

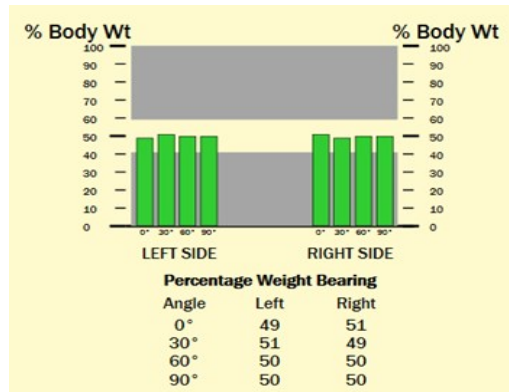
Weight Bearing Squat (WBS)

Tento test hodnotí rozložení váhy na dolních končetinách při flexi v kolenních kloubech 0°, 30°, 60° a 90°.

Testování za stálé zrakové kontroly.

Sledovaný parametr tohoto testu:

- „Percent body weight“
 - procentuální rozložení tělesné váhy pacienta na pravé a levé straně



Obrázek č. 12 – Grafické znázornění výsledků testu WBS (NeuroCom International, 2016)

Zdraví jedinci by neměli překročit hranici $\pm 7\%$ v rozložení tělesné hmotnosti na dolních končetinách (Concordia University, 2015; Natus Medical Incorporated, 2016; NeuroCom International, 2008).

4. 4. 2 Antropometrické vyšetření délky DKK

Rozdílná délka dolních končetin vede k nerovnoměrnému rozložení tělesné váhy na dolních končetinách, kdy kratší DK bývá více zatížena (Swaminathan et al., 2014).

Pro zhodnocení symetrické délky DKK jsme zvolili tři antropometrická vyšetření – vyšetření funkční délky, anatomické délky a umbilikální délky DKK. Funkční délka DK byla měřena od spina iliaca anterior superior po malleolus medialis, anatomické délka DK od trochanter major po malleolus lateralis a umbilikální délka DK od pupíku po malleolus medialis (Haladová, Nechvátalová, 2010).

4. 5 Terapeutická intervence

Vybraná skupina 10 žen v rámci experimentální studie podstoupila třicetidenní cvičení v pozici „plank“. Třicetidenní intervenční cvičební program byl vytvořen autorem práce na podkladě 67 českých i zahraničních veřejně dostupných zdrojů (s tématikou tzv. „třicetidenních výzev“), ze kterých se běžná populace žen pro toto cvičení inspirovala. V průběhu třiceti dnů intervenčního cvičení se navyšovala doba výdrže v pozici „plank“, a to každý den o 5 sekund (1. den výdrž 10 sekund, 30. den výdrž 2 minuty 35 sekund). Cvičení probíhalo každý den třicetidenního programu, 1x denně. Z důvodu možného nástupu únavy a svalového třesu během výdrže v dané pozici, a tím i snížení kvality jejího provedení, byly vytvořeny dvě verze cvičebního programu. Verze „A“, během které probandka vydrží celou určenou dobu pro daný cvičební den bez přerušení pozice a verze „B“, ve které byla celková doba daného cvičebního dne rozdělena krátkou pauzou. Pro naši studii nebylo potřeba vytvořit verzi „C“. Účastnice studie mohly libovolně měnit varianty cvičení v průběhu třicetidenního programu. Schéma intervenčního programu viz Příloha č. 3 a č. 4.

Probandky byly během vstupního vyšetření poučeny o správném provedení pozice „plank“ a upozorněny na nejčastější chyby při cvičení. Poté zahájily samostatné cvičení v domácím prostředí. V průběhu intervenčního programu probandky nebyly kontrolovány během cvičení. Několikrát však byly kontaktovány autorem práce, který zjišťoval jejich subjektivní pocity z cvičení a byl eventuálně ochotný osobně přikontrolovat správné provedení pozice „plank“.

4. 6 Sběr dat

4. 6. 1 Časový harmonogram

Před začátkem experimentálního měření byly všechny jeho účastnice seznámeny s cílem studie a jejím průběhem a poté podepsaly informovaný souhlas, ve kterém souhlasily se zpracováním získaných dat pro potřeby této diplomové práce.

Praktická měření a terapeutická intervence proběhla v období prosinec 2016 – leden 2017. Účastnice studie byly testovány celkem dvakrát. Nejdříve v rámci vstupního vyšetření před zahájením terapeutické intervence a poté ihned po ukončení cvičebního programu. Všechna testování proběhla v kineziologické laboratoři katedry Fyzioterapie FTVS UK.

Při vstupním vyšetření probandky nejdříve vyplnily krátký vstupní dotazník s anamnestickými údaji (Příloha č. 5) a poté byla změřena délka obou DKK (funkční, anatomická i umbilikální). Následovalo vyšetření posturální stability na přístroji SMART EquiTest od firmy NeuroCom, na kterém probandky absolvovaly 3 standardizované testy („Limits of stability“, „Limits of stability“ s pěnovou podložkou a „Weight Bearing Squat“). Na konci vstupního vyšetření byly účastnice studie poučeny o správném provedení pozice „plank“ a upozorněny na nejčastější chyby při cvičení.

Po třicetidenním individuálním cvičení v pozici „plank“ proběhlo výstupní měření. Na začátku výstupního vyšetření skupina testovaných žen nejdříve vyplnila výstupní dotazník (Příloha č. 6) vytvořený opět autorem této diplomové práce pro získání informací o průběhu cvičení. Výstupní měření délky DKK a vyšetření posturální stability bylo provedeno stejným způsobem jako při vstupním vyšetření.

Před vstupním měřením neměla žádná z probandek možnost si vyzkoušet zvolené testy a všechny testované ženy doposud neabsolvovaly žádné podobné vyšetření. Všechna vyšetření probíhala v přítomnosti kvalifikovaného pracovníka laboratoře, který dohlížel na průběh měření.

4. 7 Shromáždění dat

Data byla shromážděna z vyplněných dotazníků (viz Příloha č. 5 a č. 6), z klinického vyšetření (měření délky DKK) a z vyšetření posturální stability na přístroji NeuroCom SMART EquiTest.

4. 8 Analýza dat

Naměřená data z programu NeuroCom Balance Manager software (pro testy „Limits of stability“ a „Weight Bearing Squat“) vstupního i výstupního vyšetření byla zaznamenána a posléze pomocí statistických funkcí vyhodnocena v programu Microsoft Excel 2010. Efektivnost intervenčního zásahu byla určena na základě vyhodnocení statistické (Studentův párový t-test, Wilcoxonův test) i věcné významnosti (ukazatel Cohenovo d).

4. 8. 1 Statistická a věcná významnost

„Je velmi špatné zakládat významnost výsledků pouze na hodnotě P .“ (Cox, 1982)

Při užívání kvantitativních dat se často zapomíná, že výsledek by měl být nejen zobecnitelný na zkoumanou populaci (tj. statisticky významný výsledek), ale také prakticky užitečný (tj. věcně významný výsledek) (Soukup, 2013).

Statistická významnost zkoumá, zda je výsledku výzkumu dosaženo náhodou nebo proměnlivostí výběrových dat (Kirk, 1996). Věcná významnost (tzv. effect size), na rozdíl od statistické významnosti sděluje, zda je naměřený rozdíl či zjištěná souvislost důležitá pro praktické účely a vědecké poznání. Pro zjištění, zda je výsledek věcně významný musíme nejdříve určit ukazatele tzv. míry věcné významnosti (Soukup, 2013).

Pro potřeby této diplomové práce byl pro výpočet statistické významnosti výsledku vybrán Studentův párový t-test a Wilcoxonův párový test a pro výpočet věcné významnosti výsledku zvolen ukazatel věcné významnosti Cohenovo d .

V následujícím textu bude pracováno s pojmy výběrový soubor, nezávislá proměnná, aritmetický průměr, směrodatná odchylka, rozptyl, kvantil.

Výběrový soubor je podmnožina základní populace, která slouží k odvození závěrů platných pro celou populaci. *Základní populaci* tvoří soubor prvků, o kterém chceme statistickými metodami něco vypovídat.

Nezávislá proměnná je proměnná, se kterou se v rámci výzkumů manipuluje, zatímco *závislá proměnná* je proměnná, jejíž chování se snažíme vysvětlit či měřit.

Aritmetický průměr je součet všech naměřených údajů vydělený jejich počtem.

Rozptyl (σ^2 , s^2) je definován jako průměrná kvadratická odchylka měření od aritmetického průměru. Míra rozptýlení (rozptyl) měří současně rozptýlení všech prvků kolem střední hodnoty. Čím je hodnota rozptylu vyšší, tím více jsou naměřené hodnoty rozptýleny od aritmetického průměru. Nevýhodou je, že rozptyl je vyjádřen ve čtvercích užitých jednotek.

Směrodatná odchylka (σ , s , SD) je druhá odmocnina z rozptylu, která také vyjadřuje míru rozptýlení, ale oproti rozptylu je uvedena ve stejných jednotkách jako zkoumaný výběr.

Kvantil je hodnota proměnné určené tak, že odděluje určitý podíl jednotek, které jsou nižší než hodnota kvantilu (Anděl, 1978; Hendl, 2012; Meloun, Militký, 2002).

Studentův párový t-test je matematicko-statistická funkce, která porovnává data jednoho výběrového souboru získané ze dvou měření (tzv. spárovaných variační řad⁶) – měření před a po pokusném zásahu. V testu tedy vycházíme z rozdílů naměřených párových hodnot jednotlivých účastníků výzkumu. Cílem práce je zamítnout nulovou hypotézu, tedy tvrzení, že střední hodnoty před pokusným zásahem a pokusným zásahem se rovnají (tzn., že rozdíl těchto hodnot je nulový). Pro určení významnosti pokusného zásahu se musí nejdříve zvolit hladina významnosti α a poté porovnat vypočtená statistika T s tabulkovou kritickou hodnotou (T_0). Pro tuto studii byla hladina významnosti zvolena $\alpha = 0,05$, kdy tedy předpokládáme, že výsledek testování je ověřen se spolehlivostí 95%. Pro výpočet statistiky T platí vzorec:

$$T = \frac{|\bar{x}|}{\sqrt{\frac{s^2}{n}}}$$

| | |
|-----|--|
| T | statistika T |
| x | aritmetický průměr rozdílů párových hodnot |
| s | směrodatná odchylka (s^2 rozptyl) |
| n | počet členů výběrového souboru |

Hodnota statistiky T je následně porovnána s kritickou hodnotou T_0 , která je určena z tabulky na základě počtu stupňů volnosti výběrového souboru a kvantilu Studentova t rozdělení. Určitý kvantil Studentova t rozdělení a tedy i kritická hodnota T_0 odpovídá určité konkrétní mezní p_0 hodnotě. P_0 hodnota se používá zejména při využití statistického software.

Je-li $T_0 < T$, platí, že nulovou hypotézu lze na hladině významnosti zamítnout. Tzn., že střední hodnota měření před pokusem se liší od střední hodnoty měření po pokusu a jedná se o statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$). Je-li $T_0 \geq T$, platí, že nulovou hypotézu nelze na hladině významnosti zamítnout. Tzn., že střední hodnota měření před pokusem se neliší od střední hodnoty měření po pokusu a jedná se o statisticky nevýznamný rozdíl ($p > 0,05$) (Anděl, 1978; Bílková et al., 2009; Hendl, 2012; Meloun, Militký, 2002).

Wilcoxonův test (neparametrická metoda) představuje vhodný způsob pro hodnocení párových pokusů. Výpočet testu vychází z párových hodnot dvou měření jednoho výběrového souboru (obvykle měření před a po intervenčním zásahu). Testujeme nulovou hypotézu, která tvrdí, že rozdíly jsou rozloženy symetricky kolem nuly (tzn., že součet kladných a záporných rozdílů mezi párovými hodnotami by měl být roven nule) (Hendl, 2012; Meloun, Militký, 2002)..

Nenulové rozdíly mezi párovými hodnotami (veličina **Z**) bez ohledu na znaménko (rozdíly v absolutní hodnotě) vzestupně seřadíme a každému rozdílu přiřadíme pořadí. S nulovými rozdíly dále nepracujeme. Součet pořadí odpovídajících kladným hodnotám se značí **W₊**, součet pořadí odpovídajících záporným hodnotám **W₋**. Menší hodnota z těchto součtů (**W₊**; **W₋**) je použita jako testovací kritérium, které je zastoupeno písmenem **W**. Testovací kritérium je porovnáno s tabelovanou kritickou hodnotou pro příslušné **n** (počet nenulových rozdílů mezi párovými hodnotami) a hladinou významnosti **α** (0,05; 0,01; 0,001). Pro tuto studii platí $n = 10$, což odpovídá rozdílu párových hodnot daného parametru pro každou probandku. Dle tabulkového přehledu (jednostranného testu) je pro $n = 10$ přiřazena kritická hodnota **10** (pro hladinu významnosti 0,05) a kritická hodnota **5** (pro hladinu významnosti 0,01). Pro zjištění účinnosti zásahu je testovací kritérium **W** porovnáno s danou kritickou hodnotou. Pokud platí, že $W \leq$ zvolená kritická hodnota, zamítáme nulovou hypotézu a pokusný zásah můžeme považovat za účinný (hodnoty před a po se liší ve svém rozdělení) Pokud platí, že $W >$ zvolená kritická hodnota, nemůžeme zamítnout nulovou hypotézu a pokusný zásah považujeme za neúčinný (hodnoty před a po pokusu se neliší ve svém rozdělení) (Hendl, 2012; Meloun, Militký, 2002).

| <i>n</i> | <i>α</i> | |
|-----------------|-----------------|-------------|
| | 0,05 | 0,01 |
| 5 | 0 | - |
| 6 | 2 | - |
| 7 | 3 | 0 |
| 8 | 5 | 1 |
| 9 | 8 | 3 |
| 10 | 10 | 5 |

*Tabulka č. 2 – Kritické hodnoty pro Wilcoxonův párový test
n – počet nenulových rozdílů mezi párovými hodnotami,
α – hladina významnosti (Hendl, 2012)*

Cohenovo d je ukazatel věcné významnosti, který lze uplatnit pro zhodnocení efektu mezi dvěma nezávislými proměnnými. Vzorec pro výpočet Cohenova *d*:

$$d = \frac{|M_1 - M_2|}{\sqrt{s^2}}$$

- d* Cohenův koeficient
- M*₁ aritmetický průměr první skupiny
- M*₂ aritmetický průměr druhé skupiny
- s*² rozptyl společný oběma skupinám

Kdy pro výpočet *s*² při stejné velikosti první i druhé skupiny platí:

$$s^2 = \frac{(s_1^2 + s_2^2)}{2}$$

*s*₁ rozptyl první skupiny
*s*₂ rozptyl druhé skupiny

Cohenovo *d* je bezrozměrná veličina, která je nezávislá na původních jednotkách měření. Velikost Cohenova *d* určuje míru věcné významnosti, kdy platí, že:

- d* ≥ 0,8** velká věcná významnost
- d* (0,5–0,8)** střední věcná významnost
- d* (0,2–0,5)** malá věcná významnost (Cohen, 1988, Soukup, 2013)

5 VÝSLEDKY

Před zahájením a po ukončení třicetidenního intervenčního zásahu bylo provedeno vstupní a výstupní vyšetření. V této kapitole jsou přehledně prezentovány a porovnány výsledky obou vyšetření, na základě kterých jsou následně zodpovězeny předem stanovené hypotézy a výzkumná otázka této studie.

Výsledné hodnoty měřených parametrů testu „Limits of Stability“ (reaction time, movement velocity, directional control, endpoint excursion) jsou popsány do všech 8 testovaných směrů – tedy dopředu (F, forward), doprava dopředu (RF, right forward), doprava (R, right), doprava dozadu (RB, right backward), dozadu (B, backward), doleva dozadu (LB, left backward), doleva (L, left) a doleva dopředu (LF, left forward). Výsledné hodnoty pro jednotlivé směry pohybu představují průměrné hodnoty měření všech deseti probandek.

Pro každý testovaný parametr testu „Limits of Stability“ jsou k dispozici dva tabulkové přehledy s naměřenými výsledky (výsledky měření bez pěnové podložky a výsledky měření s použitím pěnové podložky).

Pro určení efektu intervenčního programu je použit párový t-test (na hladině významnosti $\alpha = 0,05$) a Wilcoxonův párový test (s kritickou hodnotou 5 pro hladinu významnosti $\alpha = 0,01$ a kritickou hodnotou 10 pro hladinu významnosti $\alpha = 0,05$, platné pro $n = 10$), které určují statistickou významnost intervence. Pro zhodnocení věcné (klinické) významnosti intervence je použit Cohenův koeficient d (pro střední věcnou významnost platí $0,5 < d \leq 0,8$ a pro velkou věcnou významnost $d \geq 0,8$). Statisticky i věcně významná změna je v tabulce vyznačena tučně.

5.1 Výsledky klinického vyšetření, dotazníků a „Weight Bearing Squat“ testu

Všechny probandky, dle informací ze vstupního dotazníku, splnily požadavky pro účast v této studii. Žádná z účastnic neudává obtíže, které by ji limitovaly při vyšetření či cvičení v pozici „plank“.

Ve vstupním i výstupním antropometrickém vyšetření nebyl u devíti z deseti probandek nalezen rozdíl v délce dolních končetin. Pouze u jedné probandky byl zjištěn rozdíl 0,5 cm v délce jedné dolní končetiny (LDK delší), což ale nemělo vliv na rozložení váhy na dolních končetinách (vyšetřeno testem „Weight Bearing Squat“),

kdy žádná z probandek nepřekročila rozdíl 7% v rozložení váhy na pravé a levé dolní končetině.

Všech deset probandek docvičilo třicetidenní program bez vynuceného přerušování. Dvě probandky ve výstupním dotazníku udávaly bolesti zad, kdy ale jedna účastnice popisovala pětidenní bolesti bederní páteře nezávislé na cvičení a u druhé účastnice se po změně cvičebního programu na lehčí variantu „B“ bolesti eliminovaly. Jinak žádná z probandek neudává žádné subjektivní obtíže.

Po absolvování cvičebního programu 8/10 probandek popisovaly subjektivní pocit posílení břišních svalů.

Anamnestická data, klinické vyšetření, informace zjištěné z dotazníků a výsledky „Weight Bearing Squat“ a „Limits of Stability“ jednotlivých probandek v Příloze č. 10.

5. 2 Testování hypotézy H1

Hodnoty „reaction time“ budou sníženy po intervenčním cvičení v pozici „plank“.

Následující Tabulky č. 3 a č. 4 prezentují průměrné výsledky „reaction time“ z vyšetření bez pěnové podložky i s použitím pěnové podložky.

| směr pohybu | před intervencí (sec) | po intervenci (sec) | t-test | Wilcoxonův test | Cohenův koeficient |
|-------------|-----------------------|-----------------------|--------|-----------------|--------------------|
| | průměrná hodnota (SD) | průměrná hodnota (SD) | p | W | d |
| F | 0,58 (0,12) | 0,63 (0,24) | 0,26 | 20,00 | 0,24 |
| RF | 0,53 (0,14) | 0,63 (0,26) | 0,22 | 17,00 | 0,47 |
| R | 0,69 (0,27) | 0,62 (0,19) | 0,18 | 18,00 | 0,30 |
| RB | 0,50 (0,15) | 0,65 (0,25) | 0,06 | 14,00 | 0,73 |
| B | 0,48 (0,16) | 0,53 (0,10) | 0,24 | 20,00 | 0,33 |
| LB | 0,58 (0,11) | 0,57 (0,20) | 0,41 | 13,00 | 0,10 |
| L | 0,66 (0,23) | 0,70 (0,18) | 0,32 | 22,00 | 0,21 |
| LF | 0,68 (0,13) | 0,64 (0,17) | 0,30 | 19,00 | 0,27 |

Tabulka č. 3 – Přehled naměřených hodnot „reaction time“ (RT) z vyšetření bez pěnové podložky **F** – dopředu (forward), **RF** – doprava dopředu (right forward), **R** – doprava (right), **RB** – doprava dozadu (right backward), **B** – dozadu (backward), **LB** – left backward (doleva dozadu), **L** – doleva (left), **LF** – doleva dopředu (left forward); **sec** – sekunda, **SD** – směrodatná odchylka, **p** – p-hodnota, **W** – testovací kritérium Wilcoxonova testu, **d** – Cohenův koeficient

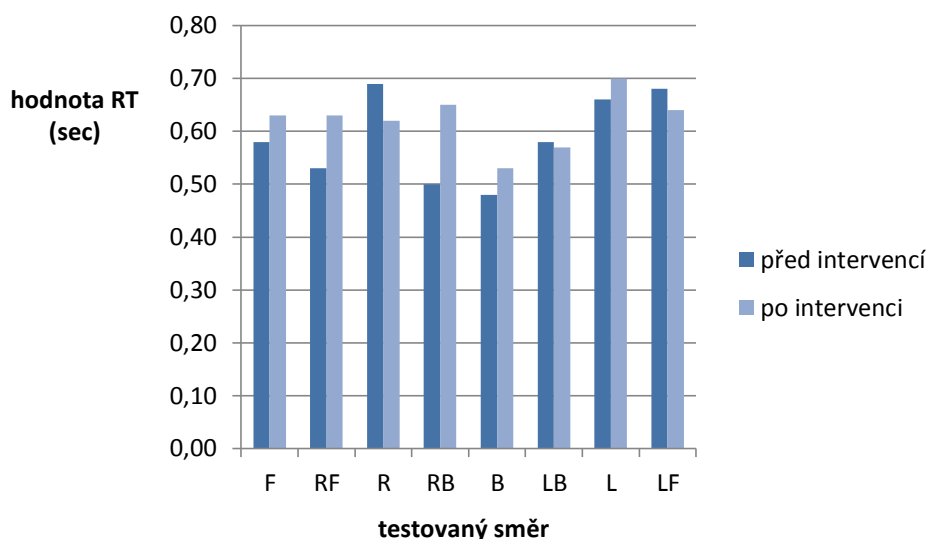
Výsledné hodnoty reakční doby („reaction time“) z měření bez použití pěnové podložky nejsou jednotné. Po provedené intervenci došlo ke snížení reakční doby pouze ve třech směrech (doprava, doleva dozadu a doleva dopředu) a to bez statisticky či klinicky významné změny. Reakční doba v ostatních směrech se dokonce zhoršila. Největší zhoršení bylo zaznamenáno směrem doprava dozadu, tato změna byla klinicky středně významná ($d = 0,73$).

| směr pohybu | před intervencí (sec) | po intervencí (sec) | t-test | Wilcoxonův test | Cohenův koeficient |
|----------------|--------------------------|--------------------------|--------|--------------------|-----------------------|
| | průměrná hodnota (SD) | průměrná hodnota (SD) | p | W | d |
| F | 0,73 (0,28) | 0,60 (0,10) | 0,10 | 16,00 | 0,59 |
| RF | 0,68 (0,23) | 0,76 (0,35) | 0,24 | 25,00 | 0,27 |
| R | 0,80 (0,21) | 0,72 (0,18) | 0,19 | 21,00 | 0,41 |
| RB | 0,78 (0,35) | 0,83 (0,27) | 0,37 | 27,00 | 0,15 |
| B | 0,88 (0,32) | 0,88 (0,34) | 0,50 | 26,00 | 0,00 |
| LB | 0,80 (0,31) | 0,66 (0,29) | 0,15 | 20,00 | 0,47 |
| L | 0,70 (0,29) | 0,75 (0,33) | 0,29 | 23,00 | 0,16 |
| LF | 0,84 (0,27) | 0,75 (0,20) | 0,26 | 21,00 | 0,38 |

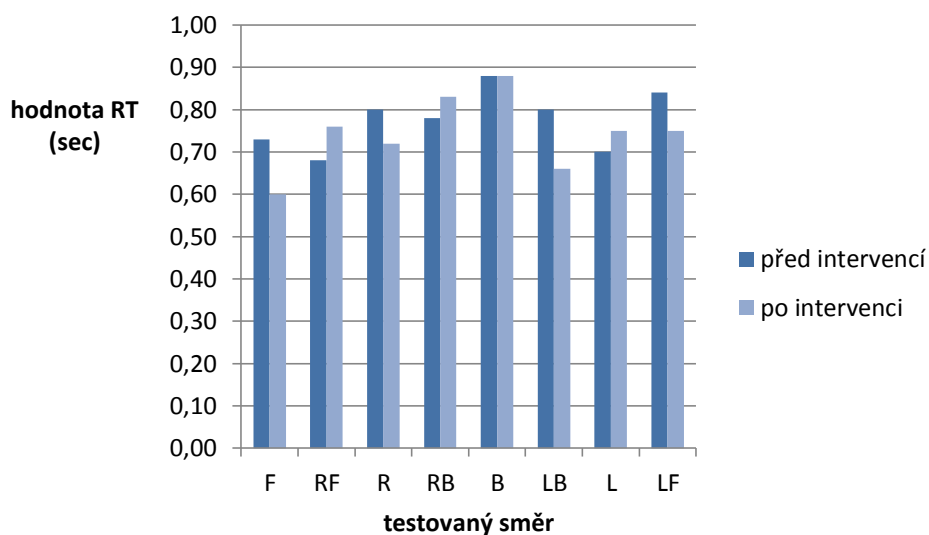
Tabulka č. 4 – Přehled naměřených hodnot reaction time (RT) z vyšetření na pěnové podložce
F – dopředu (forward), RF – doprava dopředu (right forward), R – doprava (right), RB – doprava dozadu (right backward), B – dozadu (backward), LB – left backward (doleva dozadu), L – doleva (left), LF – doleva dopředu (left forward); sec – sekunda, SD – směrodatná odchylka, p – p-hodnota, W – testovací kritérium Wilcoxonova testu, d – Cohenův koeficient

Hodnoty reakční doby, při měření s použitím pěnové podložky, se po provedené intervenci snížily v celkem čtyřech testovaných směrech (dopředu, doprava, doleva dozadu a doleva dopředu). Zlepšení reakční doby dopředu bylo klinicky středně významné ($d = 0,59$). Hodnoty reakční doby směrem dozadu téměř beze změny. V ostatních směrech došlo ke zvýšení hodnot reakční doby, bez statisticky či klinicky významné změny.

Porovnání hodnot reakční doby vstupního a výstupního vyšetření v Grafu č. 4 (bez použití pěnové podložky) a Grafu č. 5 (s použitím pěnové podložky).



Graf č. 4 – Porovnání hodnot „reaction time“ vstupního a výstupního vyšetření bez pěnové podložky
RT – reaction time (reakční doba), **sec** – sekunda; **F** – dopředu (forward), **RF** – doprava dopředu (right forward), **R** – doprava (right), **RB** – doprava dozadu (right backward), **B** – dozadu (backward), **LB** – left backward (doleva dozadu), **L** – doleva (left), **LF** – doleva dopředu (left forward)



Graf č. 5 – Porovnání hodnot „reaction time“ vstupního a výstupního vyšetření s pěnovou podložkou
RT – reaction time (reakční doba), **sec** - sekunda; **F** – dopředu (forward), **RF** – doprava dopředu (right forward), **R** – doprava (right), **RB** – doprava dozadu (right backward), **B** – dozadu (backward), **LB** – left backward (doleva dozadu), **L** – doleva (left), **LF** – doleva dopředu (left forward)

Z analýzy dat Tabulky č. 3, č. 4 a Grafického znázornění č. 4, č. 5 je zřejmé, že po intervenčním zásahu nedošlo ke snížení průměrných hodnot „reaction time“ všemi testovanými směry v obou testovaných podmínkách (bez pěnové podložky, s pěnovou podložkou). Sedm hodnot „reaction time“ (z celkových šestnácti) se po intervenci snížilo.

Hypotéza H1 nebyla potvrzena.

5.3 Testování hypotézy H2

Hodnoty „movement velocity“ budou zvýšeny po intervenčním cvičení v pozici „plank“.

Následující Tabulky č. 5 a č. 6 prezentují průměrné výsledky „movement velocity“ z vyšetření bez pěnové podložky a s použitím pěnové podložky.

| směr pohybu | před intervencí (deg/sec) | po intervenci (deg/sec) | t-test | Wilcoxonův test | Cohenův koeficient |
|-------------|---------------------------|-------------------------|-------------|-----------------|--------------------|
| | průměrná hodnota (SD) | průměrná hodnota (SD) | p | W | d |
| F | 6,00 (2,81) | 5,60 (3,01) | 0,21 | 14,00 | 0,14 |
| RF | 6,70 (2,49) | 7,15 (2,83) | 0,22 | 17,00 | 0,47 |
| R | 5,76 (2,15) | 6,63 (2,46) | 0,22 | 21,00 | 0,38 |
| RB | 6,04 (2,72) | 6,53 (2,66) | 0,25 | 17,00 | 0,41 |
| B | 4,20 (1,19) | 4,29 (1,34) | 0,44 | 26,00 | 0,05 |
| LB | 5,53 (2,09) | 7,80 (2,48) | 0,01 | 7,50 | 0,99 |
| L | 6,64 (1,95) | 7,36 (1,66) | 0,16 | 15,00 | 0,40 |
| LF | 7,23 (0,13) | 7,68 (2,45) | 0,28 | 18,00 | 0,20 |

*Tabulka č. 5 – Přehled naměřených hodnot „movement velocity“ (MVL) z vyšetření bez pěnové podložky
F – dopředu (forward), **RF** – doprava dopředu (right forward), **R** – doprava (right), **RB** – doprava dozadu (right backward), **B** – dozadu (backward), **LB** – left backward (doleva dozadu), **L** – doleva (left), **LF** – doleva dopředu (left forward); **deg/sec** – stupeň za sekundu, **SD** – směrodatná odchylka, **p** – p-hodnota, **W** – testovací kritérium Wilcoxonova testu, **d** – Cohenův koeficient*

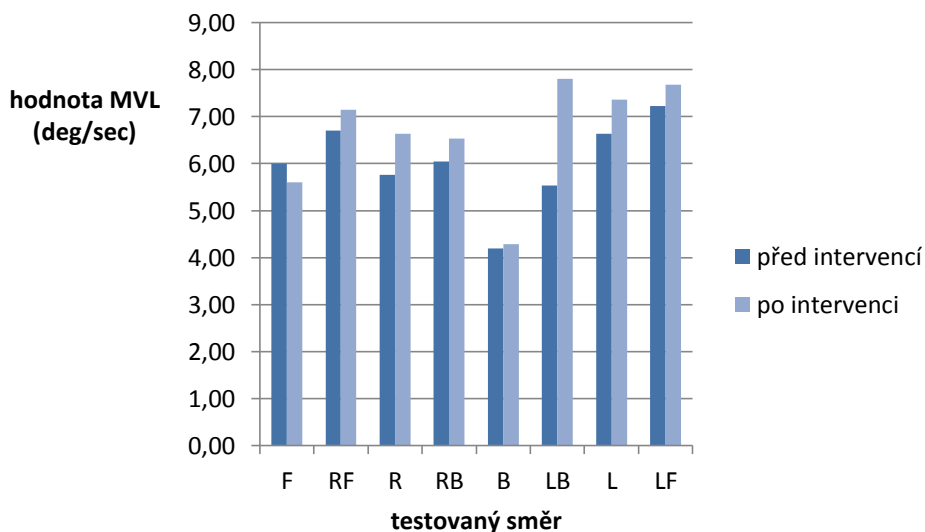
Po provedené intervenci se hodnoty rychlosti náklonu („movement velocity“) při měření bez pěnové podložky zvýšily všemi testovanými směry, kromě ve směru dopředu. Změna rychlosti náklonu směrem doleva dozadu byla vyhodnocena jako statisticky významná ($p < 0,05$; $7,5 < 10$) a jako klinicky velmi významná ($d = 0,99$).

| směr pohybu | před intervencí (deg/sec) | po intervenci (deg/sec) | t-test | Wilcoxonův test | Cohenův koeficient |
|----------------|------------------------------|----------------------------|-------------|--------------------|-----------------------|
| | průměrná hodnota (SD) | průměrná hodnota (SD) | p | W | d |
| F | 4,61 (1,65) | 5,00 (2,19) | 0,27 | 18,00 | 0,20 |
| RF | 4,53 (1,19) | 5,08 (1,66) | 0,19 | 16,00 | 0,38 |
| R | 4,41 (1,91) | 4,83 (1,87) | 0,09 | 16,00 | 0,22 |
| RB | 4,36 (1,55) | 4,20 (1,59) | 0,35 | 15,00 | 0,10 |
| B | 2,55 (0,64) | 3,63 (1,46) | 0,04 | 12,00 | 0,96 |
| LB | 5,27 (1,59) | 5,29 (2,13) | 0,49 | 28,00 | 0,01 |
| L | 4,81 (2,42) | 5,46 (2,02) | 0,19 | 19,00 | 0,29 |
| LF | 4,78 (1,88) | 4,63 (1,58) | 0,44 | 22,00 | 0,09 |

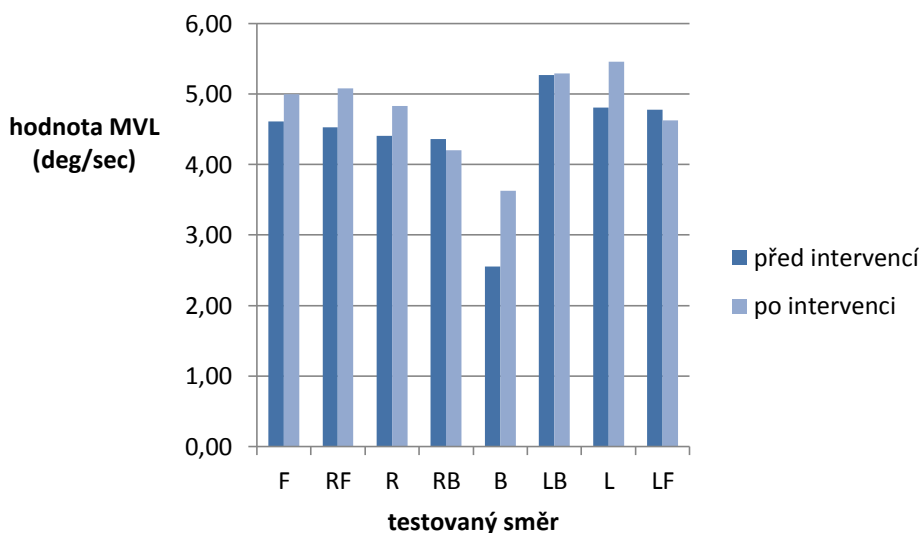
*Tabulka č. 6 – Přehled naměřených hodnot „movement velocity“ (MVL) z vyšetření s pěnovou podložkou
F – dopředu (forward), **RF** – doprava dopředu (right forward), **R** – doprava (right), **RB** – doprava
dozadu (right backward), **B** – dozadu (backward), **LB** – left backward (doleva dozadu), **L** – doleva (left),
LF – doleva dopředu (left forward); **deg/sec** – stupeň za sekundu, **SD** – směrodatná odchylka,
p – p-hodnota, **W** – testovací kritérium Wilcoxonova testu, **d** – Cohenův koeficient*

Po provedené intervenci se hodnoty rychlosti náklonu („movement velocity“) při měření na pěnové podložce zvýšily všemi testovanými směry, kromě ve směru doleva dozadu a doprava dozadu. Změna rychlosti náklonu směrem dozadu byla vyhodnocena jako statisticky významná ($p < 0,05$) a jako klinicky velmi významná ($d = 0,96$).

Porovnání hodnot rychlosti náklonu („movement velocity“) vstupního a výstupního vyšetření v Grafu č. 6 (bez použití pěnové podložky) a Grafu č. 7 (s použitím pěnové podložky).



Graf č. 6 – Porovnání hodnot „movement velocity“ vstupního a výstupního vyšetření bez pěnové podložky
MVL – movement velocity (rychlost náklonu), *deg/sec* – stupeň za sekundu;
F – dopředu (forward), *RF* – doprava dopředu (right forward), *R* – doprava (right), *RB* – doprava dozadu (right backward), *B* – dozadu (backward), *LB* – doleva dozadu (left backward), *L* – doleva (left), *LF* – doleva dopředu (left forward)



Graf č. 7 – Porovnání hodnot „movement velocity“ vstupního a výstupního vyšetření s pěnovou podložkou
MVL – movement velocity (rychlost náklonu), *deg/sec* – stupeň za sekundu;
F – dopředu (forward), *RF* – doprava dopředu (right forward), *R* – doprava (right), *RB* – doprava dozadu (right backward), *B* – dozadu (backward), *LB* – doleva dozadu (left backward), *L* – doleva (left), *LF* – doleva dopředu (left forward)

Z analýzy dat Tabulky č. 5, č. 6 a Grafického znázornění č. 6, č. 7 je zřejmé, že po intervenčním zásahu nedošlo ke zvýšení průměrných hodnot „movement velocity“ všemi testovanými směry v obou testovaných podmínkách (bez pěnové podložky, s pěnovou podložkou). Tři hodnoty „movement velocity“ (z celkových šestnácti) se po intervenci snížily.

Hypotéza H2 nebyla potvrzena.

5. 4 Testování hypotézy H3

Hodnoty „directional control“ budou zvýšeny po intervenčním cvičení v pozici „plank“.

Následující Tabulky č. 7 a č. 8 prezentují průměrné výsledky „directional control“ z vyšetření bez pěnové podložky i s použitím pěnové podložky.

| směr pohybu | před intervencí (%) | po intervenci (%) | t-test | Wilcoxonův test | Cohenův koeficient |
|----------------|--------------------------|--------------------------|-------------|--------------------|-----------------------|
| | průměrná hodnota (SD) | průměrná hodnota (SD) | p | W | d |
| F | 90,60 (3,17) | 88,20 (9,65) | 0,24 | 23,00 | 0,33 |
| RF | 86,10 (3,48) | 83,80 (7,63) | 0,25 | 16,50 | 0,39 |
| R | 80,00 (5,27) | 81,80 (8,29) | 0,28 | 21,00 | 0,26 |
| RB | 61,4 (11,37) | 66,60 (13,96) | 0,20 | 17,00 | 0,41 |
| B | 68,90 (9,37) | 78,80 (6,75) | 0,03 | 7,00 | 1,21 |
| LB | 63,10 (9,45) | 63,70 (18,12) | 0,47 | 24,00 | 0,04 |
| L | 82,20 (5,21) | 81,80 (6,82) | 0,43 | 21,00 | 0,07 |
| LF | 86,20 (4,96) | 81,00 (9,87) | 0,06 | 13,00 | 0,74 |

Tabulka č. 7 – Přehled naměřených hodnot „directional control“ (DCL) z vyšetření bez pěnové podložky

F – dopředu (forward), RF – doprava dopředu (right forward), R – doprava (right), RB – doprava dozadu (right backward), B – dozadu (backward), LB – left backward (doleva dozadu), L – doleva (left),

LF – doleva dopředu (left forward); SD – směrodatná odchylka, p – p-hodnota,

W – testovací kritérium Wilcoxonova testu, d – Cohenův koeficient

Hodnoty směrové kontroly („directional control“), při měření bez pěnové podložky, se po provedené intervenci zvýšily v celkem čtyřech testovaných směrech (doprava, doprava dozadu, dozadu a doleva dozadu). Zlepšení směrové kontroly dozadu bylo statisticky významné ($p < 0,05$; $7 < 10$) a klinicky velmi významné ($d = 1,21$).

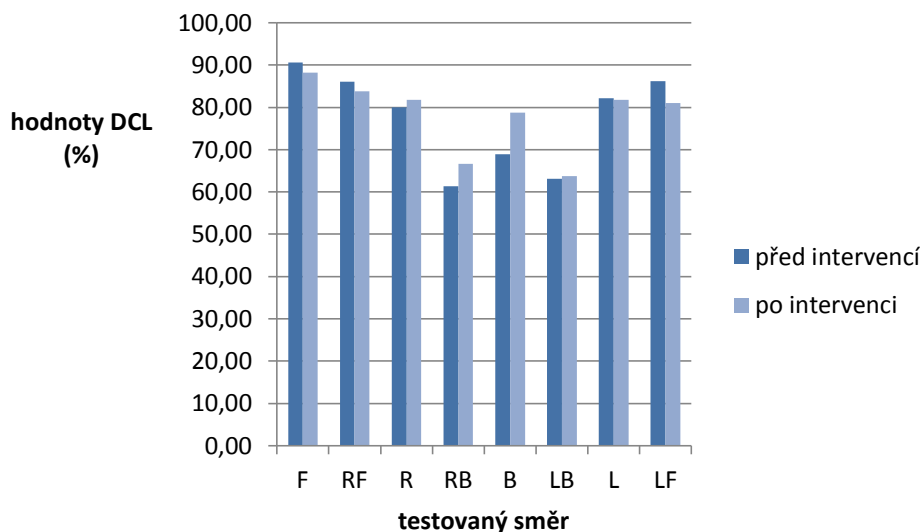
V ostatních směrech došlo ke snížení hodnot reakční doby, s klinicky středně významným zhoršením pouze ve směru doleva dopředu ($d = 0,74$).

| směr pohybu | před intervencí (%) | po intervencí (%) | t-test | Wilcoxonův test | Cohenův koeficient |
|----------------|--------------------------|--------------------------|-------------|--------------------|-----------------------|
| | průměrná hodnota (SD) | průměrná hodnota (SD) | p | W | d |
| F | 86,10 (7,65) | 87,80 (6,24) | 0,26 | 17,50 | 0,24 |
| RF | 78,80 (10,56) | 78,90 (19,85) | 0,49 | 16,50 | 0,01 |
| R | 64,80 (17,92) | 75,90 (8,30) | 0,02 | 6,50 | 0,80 |
| RB | 56,70 (14,03) | 59,00 (20,95) | 0,39 | 22,00 | 0,13 |
| B | 54,10 (25,17) | 58,00 (17,41) | 0,37 | 22,00 | 0,18 |
| LB | 58,10 (26,30) | 60,80 (17,10) | 0,39 | 27,00 | 0,12 |
| L | 76,90 (2,42) | 77,20 (8,42) | 0,47 | 28,00 | 0,03 |
| LF | 82,90 (4,44) | 84,80 (4,66) | 0,20 | 10,00 | 0,42 |

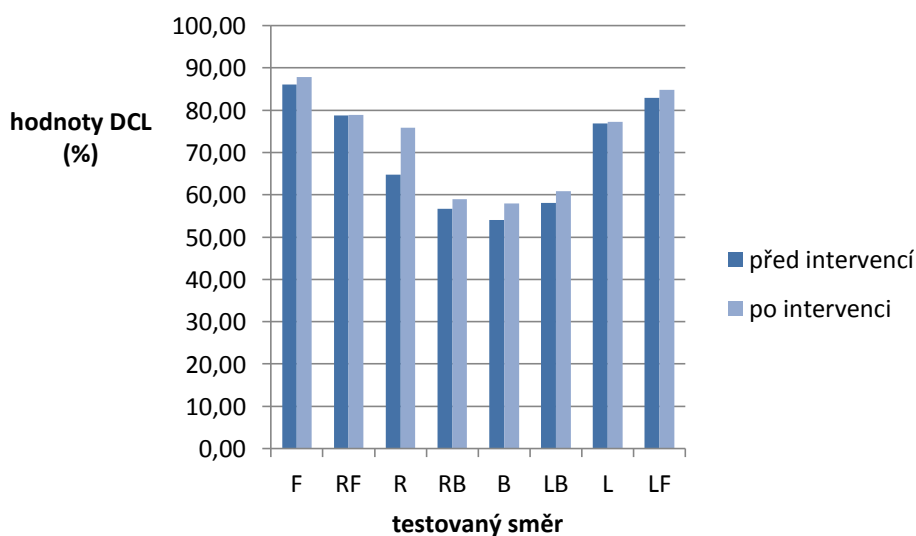
*Tabulka č. 8 – Přehled naměřených hodnot „direction control“ (DCL) z vyšetření s pěnovou podložkou
F – dopředu (forward), **RF** – doprava dopředu (right forward), **R** – doprava (right), **RB** – doprava dozadu (right backward), **B** – dozadu (backward), **LB** – left backward (doleva dozadu), **L** – doleva (left),
LF – doleva dopředu (left forward); **SD** – směrodatná odchylka, **p** – p-hodnota,
W – testovací kritérium Wilcoxonova testu, **d** – Cohenův koeficient*

Hodnoty směrové kontroly („directional control“), při měření s pěnovou podložkou, se po provedené intervenci zvýšily všemi testovanými směry. Statisticky významná změna hodnoty směrové kontroly byla zjištěna ve směru doleva dopředu ($10 \leq 10$) a dále i směrem doprava ($p < 0,05$; $6,5 < 10$), u které byla změna i klinicky velmi významná ($d = 0,80$).

Porovnání hodnot směrové kontroly („directional control“) vstupního a výstupního vyšetření v Grafu č. 8 (bez použití pěnové podložky) a Grafu č. 9 (s použitím pěnové podložky).



Graf č. 8 – Porovnání hodnot „directional control“ vstupního a výstupního vyšetření bez pěnové podložky
DCL – directional control (směrová kontrola); **F** – dopředu (forward), **RF** – doprava dopředu (right forward), **R** – doprava (right), **RB** – doprava dozadu (right backward), **B** – dozadu (backward), **LB** – left backward (doleva dozadu), **L** – doleva (left), **LF** – doleva dopředu (left forward)



Graf č. 9 – Porovnání hodnot „directional control“ vstupního a výstupního vyšetření s pěnovou podložkou
DCL – directional control (směrová kontrola); **F** – dopředu (forward), **RF** – doprava dopředu (right forward), **R** – doprava (right), **RB** – doprava dozadu (right backward), **B** – dozadu (backward), **LB** – left backward (doleva dozadu), **L** – doleva (left), **LF** – doleva dopředu (left forward)

Z analýzy dat Tabulky č. 7, č. 8 a Grafického znázornění č. 8, č. 9 je zřejmé, že po intervenčním zásahu nedošlo ke zvýšení průměrných hodnot „directional control“ všemi testovanými směry v obou testovaných podmínkách (bez pěnové podložky, s pěnovou podložkou). Po intervenci se při měření „directional control“ na pěnové podložce zvýšily všechny hodnoty, bez pěnové podložky se zvýšily pouze čtyři hodnoty.

Hypotéza H3 nebyla potvrzena.

5. 5 Testování hypotézy H4

Hodnoty „endpoint excursion“ budou zvýšeny po intervenčním cvičení v pozici „plank“.

Následující Tabulky č. 7 a č. 8 prezentují průměrné výsledky „endpoint excursion“ z vyšetření bez pěnové podložky i s použitím pěnové podložky.

| směr pohybu | před intervencí (%) | po intervenci (%) | t-test | Wilcoxonův test | Cohenův koeficient |
|-------------|-----------------------|-----------------------|-------------|-----------------|--------------------|
| | průměrná hodnota (SD) | průměrná hodnota (SD) | p | W | d |
| F | 87,80 (9,12) | 88,50 (10,88) | 0,29 | 20,50 | 0,07 |
| RF | 93,90 (21,16) | 98,30 (12,39) | 0,23 | 19,00 | 0,25 |
| R | 88,10 (10,26) | 88,20 (7,67) | 0,49 | 27,00 | 0,01 |
| RB | 87,60 (16,22) | 90,60 (13,70) | 0,34 | 26,00 | 0,2 |
| B | 48,90 (10,99) | 59,30 (13,48) | 0,02 | 6,00 | 0,85 |
| LB | 86,60 (16,94) | 92,50 (11,66) | 0,14 | 15,00 | 0,41 |
| L | 84,80 (10,03) | 93,10 (6,89) | 0,01 | 7,00 | 0,96 |
| LF | 94,60 (10,25) | 102,10 (9,92) | 0,03 | 10,00 | 0,74 |

*Tabulka č. 9 – Přehled naměřených hodnot „endpoint excursion“ (EPE) z vyšetření bez pěnové podložky
F – dopředu (forward), **RF** – doprava dopředu (right forward), **R** – doprava (right), **RB** – doprava dozadu (right backward), **B** – dozadu (backward), **LB** – left backward (doleva dozadu), **L** – doleva (left), **LF** – doleva dopředu (left forward); **SD** – směrodatná odchylka, **p** – p-hodnota, **W** – testovací kritérium Wilcoxonova testu, **d** – Cohenův koeficient*

Po provedené intervenci se hodnoty koncového bodu náklonu („endpoint excursion“), při měření bez pěnové podložky, zvýšily všemi testovanými směry. Statisticky významné zvýšení hodnoty koncového bodu náklonu bylo zjištěno

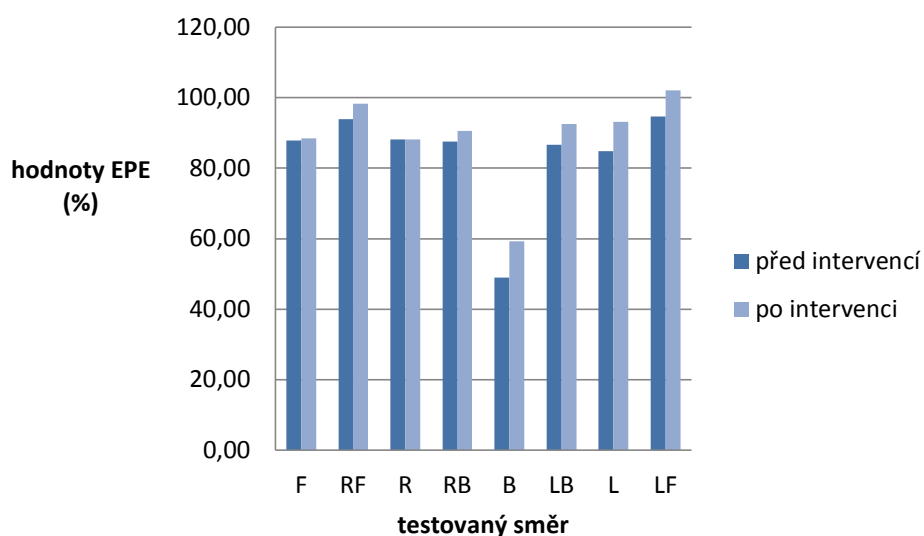
směrem dozadu ($p < 0,05$; $6 \leq 10$), doleva ($p < 0,05$; $7 \leq 10$) a dopředu doleva ($p < 0,05$; $10 \leq 10$). U naměřených hodnot směrem dozadu ($d = 0,85$) a dozadu doleva ($d = 0,96$) zároveň i klinicky velká významnost a u hodnot směrem doleva dopředu ($d = 0,74$) klinicky střední významnost.

| směr pohybu | před intervencí (%) | po intervenci (%) | t-test | Wilcoxonův test | Cohenův koeficient |
|----------------|--------------------------|--------------------------|--------------|--------------------|-----------------------|
| | průměrná hodnota (SD) | průměrná hodnota (SD) | p | W | d |
| F | 49,40 (19,57) | 59,90 (25,00) | 0,1 | 12,50 | 0,47 |
| RF | 70,30 (22,36) | 81,30 (15,47) | 0,04 | 12,00 | 0,57 |
| R | 56,30 (10,51) | 60,00 (14,59) | 0,24 | 22,00 | 0,29 |
| RB | 54,10 (9,72) | 69,10 (19,99) | 0,02 | 6,00 | 0,95 |
| B | 47,10 (12,39) | 48,20 (10,81) | 0,39 | 21,00 | 0,09 |
| LB | 59,50 (10,12) | 69,50 (16,45) | 0,04 | 11,00 | 0,95 |
| L | 61,80 (10,12) | 66,20 (8,86) | 0,09 | 9,50 | 0,46 |
| LF | 69,00 (16,46) | 87,90 (10,28) | 0,002 | 3,00 | 1,38 |

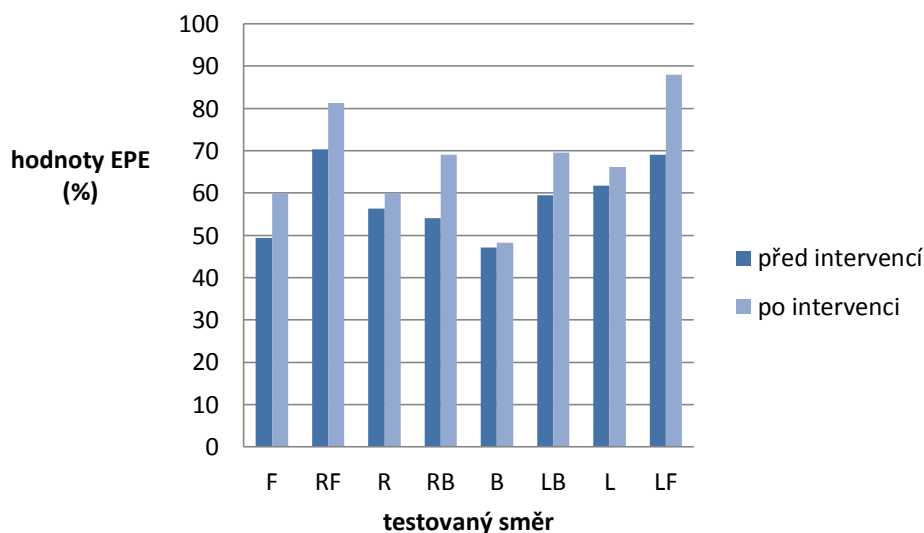
*Tabulka č. 10 – Přehled naměřených hodnot „endpoint excursion“ (EPE) z vyšetření s pěnovou podložkou **F** – dopředu (forward), **RF** – doprava dopředu (right forward), **R** – doprava (right), **RB** – doprava dozadu (right backward), **B** – dozadu (backward), **LB** – left backward (doleva dozadu), **L** – doleva (left), **LF** – doleva dopředu (left forward); **SD** – směrodatná odchylka, **p** – p-hodnota, **W** – testovací kritérium Wilcoxonova testu, **d** – Cohenův koeficient*

Hodnoty koncového bodu náklonu („endpoint excursion“), při měření s pěnovou podložkou, se po provedené intervenci zvýšily všemi testovanými směry. Statisticky významné a klinicky velmi významné změny hodnot koncového bodu náklonu byly zjištěny ve směru doprava dozadu ($p < 0,05$; $6 < 10$; $d = 0,95$), doleva dozadu ($p < 0,05$; $d = 0,95$) a doleva dopředu ($p < 0,05$; $3 < 5$, $d = 1,38$). Dále došlo ke statisticky významnému zlepšení hodnoty ve směru doleva ($9,5 < 10$) a ve směru doprava dopředu ($p < 0,05$) se střední klinickou významností intervence ($d = 0,57$). Na hranici střední klinické významnosti jsou hodnoty ve směru dopředu ($d = 0,47$) a doleva ($d = 0,46$).

Porovnání hodnot koncového bodu náklonu („endpoint excursion“) vstupního a výstupního vyšetření v Grafu č. 10 (bez použití pěnové podložky) a Grafu č. 11 (s použitím pěnové podložky).



Graf č. 10 – Porovnání hodnot „endpoint excursion“ vstupního a výstupního vyšetření bez pěnové podložky; **EPE** – „endpoint excursion“ (koncový bod náklonu); **F** – dopředu (forward), **RF** – doprava dopředu (right forward), **R** – doprava (right), **RB** – doprava dozadu (right backward), **B** – dozadu (backward), **LB** – left backward (doleva dozadu), **L** – doleva (left), **LF** – doleva dopředu (left forward)



Graf č. 11 – Porovnání hodnot „endpoint excursion“ vstupního a výstupního vyšetření s pěnovou podložkou; **EPE** – „endpoint excursion“ (koncový bod náklonu); **F** – dopředu (forward), **RF** – doprava dopředu (right forward), **R** – doprava (right), **RB** – doprava dozadu (right backward), **B** – dozadu (backward), **LB** – left backward (doleva dozadu), **L** – doleva (left), **LF** – doleva dopředu (left forward)

Z analýzy dat Tabulky č. 9, č. 10 a Grafického znázornění č. 10, č. 11 je zřejmé, že po intervenčním zásahu došlo ke zvýšení průměrných hodnot „endpoint excursion“ všemi osmi testovanými směry v obou testovaných podmínkách (bez pěnové podložky, s pěnovou podložkou).

Hypotéza H4 byla potvrzena.

Přehled rozdílů mezi vstupními a výstupními průměrnými hodnotami parametru „reaction time“, „movement velocity“, „directional control“ a „endpoint excursion“ v obou podmínkách (bez pěnové podložky, s pěnovou podložkou) pro všechny testované směry pohybu v Tabulce č. 11.

Modrá barva značí zlepšení naměřených hodnot pro daný parametr a daný směr po intervenčním zásahu. Žlutá barva vyznačuje takové zlepšení, které bylo statisticky i klinicky významné. Bílá barva značí zhoršení naměřených hodnot pro daný parametr a daný směr po intervenčním zásahu. Červená barva vyznačuje klinicky významné negativní změny.

| | bez pěnové podložky | | | | s pěnovou podložkou | | | |
|-----------|---------------------|------------------|-------------|-------------|---------------------|------------------|-------------|-------------|
| | RT (sec) | MVL (deg/sec) | DCL (%) | EPE (%) | RT (sec) | MVL (deg/sec) | DCL (%) | EPE (%) |
| F | 0,05 | -0,40 | -2,4 | 0,7 | -0,13 | 0,39 | 1,7 | 10,5 |
| RF | 0,10 | 0,45 | -2,3 | 4,4 | 0,08 | 0,55 | 0,1 | 11 |
| R | -0,07 | 0,87 | 1,8 | 0,1 | -0,08 | 0,42 | 11,1 | 3,70 |
| RB | 0,15 | 0,49 | 5,2 | 3 | 0,05 | -0,16 | 2,3 | 15 |
| B | 0,05 | 0,09 | 9,9 | 10,4 | 0,00 | 1,08 | 3,9 | 1,1 |
| LB | -0,01 | 2,27 | 0,6 | 5,9 | -0,14 | 0,02 | 2,7 | 10 |
| L | 0,04 | 0,72 | -0,4 | 8,3 | 0,05 | 0,65 | 0,3 | 4,4 |
| LF | -0,04 | 0,45 | -5,2 | 7,5 | -0,09 | -0,15 | 1,9 | 18,9 |

Tabulka č. 11 – Přehled rozdílů mezi vstupními a výstupními hodnotami parametru „reaction time“ (RT), „movement velocity“ (MVL), „directional control“ (DCL) a „endpoint excursion“ (EPE)

F – dopředu (forward), RF – doprava dopředu (right forward), R – doprava (right), RB – doprava dozadu (right backward), B – dozadu (backward), LB – left backward (doleva dozadu), L – doleva (left), LF – doleva dopředu (left forward); sec – sekunda, deg/sec – stupeň za sekundu

Z Tabulky č. 11 je zřejmé, že pouze v 15 případech ze 64 testovaných podmínek došlo po absolvování intervenčního programu ke zhoršení měřeného parametru pro daný směr a danou podmínku (na pevné či tvrdé podložce). Z toho pouze 5 těchto hodnot bylo zaznamenáno na měkké pěnové podložce ve výstupním vyšetření a žádná z nich nebyla statisticky či klinicky významná. Největší zhoršení bylo zjištěno při vyšetření reakční doby.

6 DISKUZE

V aktuální odborné literatuře neexistuje výzkum, který by byl, ať už ve stanovení cíle výzkumu či zvolené metodice výzkumu, srovnatelný s touto studií. Proto je poměrně velká část této práce věnována shromáždění teoretických podkladů, z kterých jsme v této studii vycházeli a na základě kterých předpokládáme, že ovlivněním svalové aktivity trupu dojde ke zlepšení posturální stability jedinců.

6.1 Diskuze k teoretické části práce

Cílem teoretické části této práce bylo shromáždit a propojit aktuální poznatky týkající se svalové aktivity v oblasti trupu a páteře a jejího významu v udržení posturální stability jedince. Dále byla značná část práce věnována rešerši dostupných zdrojů odborné literatury týkajících se cvičení v pozici „plank“ (podporu na předloktích ležmo), kterým by měly být právě tyto trupové svaly aktivovány.

Pozice „plank“ (podporu na předloktích ležmo) je velmi oblíbený komplexní izometrický cvik, který je v populární literatuře popisován jako cvik vhodný pro posílení svalů trupu („core“, „středu těla“) i dolních a horních končetin. V odborné literatuře se s narůstající popularitou tohoto cvičení začali věnovat efektu cvičení teprve v posledních letech. Dvě studie zabývající se efektem cvičení v této pozici udávají pozitivní vliv na změnu tloušťky povrchových i hlubokých břišních svalů (Kong et al., 2015; Park et al., 2016), která je dle autorů studií podmíněna aktivací těchto svalů. Změna tloušťky svalů po cvičení v pozici „plank“ byla zjištěna u zdravých jedinců i u jedinců s chronickými bolestmi zad. V návaznosti na tyto dva výzkumy a na základě svého vlastního výzkumu Kong et al. (2015) popisují pozitivní efekt osmítýdenního cvičení v pozici „plank“, po kterém došlo k signifikantnímu zlepšení subjektivních obtíží pacientů s chronickými bolestmi zad. Dle autorů studie byla tato pozitivní změna podmíněna aktivací trupových svalů a zlepšením jejich vytrvalostních schopností. Jediný výzkum zabývající vlivem cvičení „plank“ na posturální stabilitu provedli Park et al. (2016), kdy po absolvování osmítýdenního cvičení v této pozici bylo zaznamenáno zlepšení statické i dynamické stability. Po cvičení se signifikantně zlepšily hodnoty ST (Stability Index – parametru hodnotící velikost titubací těla) ve stoji na pevné podložce i na pěnové podložce, v obou případech při vyřazení zrakové kontroly.

Cvičením „plank“ došlo k rozšíření limitů (hranic) stability těla směrem dopředu – po intervenci signifikantně lepší výsledky „Function Reach Test“.

Výzkumů zabývajících se efektem cvičení v pozici „plank“ je zatím velmi málo. Výše popsané výzkumy jsou navíc pouze od skupiny autorů z korejských univerzit, a proto chybí i kritický pohled na dosud prezentované výsledky, které v této době nelze porovnat s jinými výzkumy zabývající se podobnou problematikou. Dle mého názoru navíc ve výzkumech nebyla vždy vhodně zvolena metodologie. Cvičení v pozici „plank“ sice ve všech třech popsaných výzkumech (Kong et al., 2015; Kong et al., 2015; Park et al., 2016) probíhalo pod dohledem jiné osoby, ale z mého pohledu byla chybně zvolena výdrž v dané pozici, která nebyla postupně narůstající, ale od prvního do posledního dne intervenčního cvičení stále stejná. Navíc pokud přihlídneme k tomu, že byli testováni i jedinci s chronickými bolestmi zad, doba cvičení a zvolená náročnost byla dle mého názoru neadekvátní. Pro určení efektu cvičení a zobecnění na širší část populace mohl být použit i vyšší počet probandů se zaměřením i na starší skupiny jedinců. Park et al. (2016) pro zjištění vlivu cvičení „plank“ na statickou posturální stabilitu zvolili přístrojové vyšetření na Tetrax Interactive Balance System, proto by bylo vhodné, pro objektivní testování dynamické posturální stability zvolit krom funkčního testu „Function Reach Test“ i jinou přístrojovou metodu. Poznatek, že zvětšení tloušťky svalu je podmíněn vyšší aktivací svalu, by bylo příhodné ověřit například EMG vyšetřením svalu a sledovat změny % MVC (maximum voluntary contraction) v průběhu intervenčního programu.

Výzkumy, zabývající se objektivizací aktivovaných svalů trupu v pozici „plank“ pomocí EMG měření, se přesně neshodují na míře aktivace jednotlivých svalů. Výzkumy se primárně zaměřují na sledování aktivity povrchových břišních svalů a m. erector spinae (Lehman et al., 2005; Snarr et Esco, 2014; Kong et al., 2013; García-Vaquero et al., 2012). Jen v několika z nich byla měřena i elektrická aktivita hluboko uložených svalů trupu (Ekstom et al., 2007; Imai et al., 2010; Okubo et al. 2010, Czaprowski et al., 2014). Z těchto výzkumů plyne, že v pozici „plank“ se oproti břišním svalům výrazně méně aktivují hluboké (mm. multifidi) i povrchové (m. erector spinae) extenzory, jejichž aktivita nepřekročila 10 % MVC. Průměrná hodnota aktivity m. erector spinae, vypočítaná ze čtyř dostupných výzkumů (Lehman et al., 2005; Snarr et Esco, 2014; Kong et al., 2013, García-Vaquero et al., 2012), byla pouze 6,95 %MVC. Ještě nižší hodnota aktivity byla naměřena u mm. multifidi – 3,57 % MVC

(Ekstrom et al., 2007; Imai et al., 2010; Okubo et al. 2010). Výsledky elektrické aktivity povrchových břišních svalů se podstatně liší výzkum od výzkumu (Lehman et al., 2005; Snarr et Esco, 2014; Kong et al., 2013; García-Vaquero et al., 2012, Ekstrom et al., 2007; Czaprowski et al., 2014), přestože byly všechny provedeny na mladých zdravých jedincích. V průměru (vypočítaném z těchto šesti výzkumů) se v pozici „plank“ nejvíce aktivuje m. obliquus abdominis externus (38,51 % MVC), poté m. rectus abdominis (33,22 % MVC) a těsně za ním m. obliquus abdominis internus (30,76 % MVC). M. transversus abdominis se oproti povrchovým břišním svalům, dle EMG vyšetření, aktivuje přibližně o polovinu méně (Czaprowski et al., 2014; Imai et al., 2010; Okubo et al. 2010).

Odlišné hodnoty elektrické aktivity svalů naměřené v pozici „plank“ mezi jednotlivými výzkumy mohou být způsobeny nedostatečným určením homogenity testovaných souborů či rozdílným počtem probandů.

V současnosti neexistuje výzkumná práce, která by popisovala zvýšení svalové síly (pomocí EMG vyšetření měřením hodnot % MVC svalů) ventrální skupiny trupu (břišních svalů) po intervenčním cvičení v pozici „plank“. Z neurofyziologických poznatků, kineziologických poznatků a výzkumů zabývajících se EMG vyšetřením aktivovaných svalů v pozici „plank“, ale můžeme předpokládat, že cvičením v této pozici (s postupně narůstající výdrží a v delším časovém období) se svalová síla hlubokých i břišních svalů bude zvyšovat.

V literatuře pro zhodnocení efektu určitého cvičení (Tse et al., 2005) či zjištění rozdílů mezi jedinci s bolestí zad a jedinci bez bolestí zad (Schellenberg et al., 2007) bývají často využívány testy hodnotící vytrvalostní schopnosti svalů trupu. Pro zhodnocení a zároveň i terapii vytrvalostních schopností ventrálních svalů trupu (břišních svalů) se využívá výdrž v pozici „plank“ (Schellenberg et al., 2007; Strand et al., 2014; Kisner, Kolby, 2012)

V pozici „plank“ jsou tedy aktivovány především břišní svaly a dlouhodobé cvičení v této pozici zvyšuje nejen izometrickou svalovou sílu těchto svalů, ale i jejich vytrvalostní schopnosti.

Oproti tomu odborná literatura zabývající se posturální stabilitou a stabilitou páteře a trupu je velmi rozsáhlá a řady poznatků z dříve provedených výzkumů, které se týkají dané problematiky, bývají již obecně přijímány a v klinické praxi považovány za platné. O dlouhodobém zkoumání a množství publikované literatury dané problematiky svědčí i rozsah teoretické části této práce s počtem citovaných zdrojů.

Na zajištění stability trupu a páteře se významně podílí svalová aktivita. Pokud budou mít svaly trupu a páteře sníženou svalovou sílu, snížené vytrvalostní schopnosti a budou pracovat nekoordinovaně, bude páteř i trup nedostatečně stabilizován.

Pro stabilitu bederní páteře, především při jejím zatížení, je důležitá svalová souhra, díky které vzniká a je udržován nitrobřišní tlak. Hodges et al. (2005) zjistili, že nitrobřišní tlak a stabilita (tuhost) páteře se zvyšuje pouhou aktivací bránice bez kokontrakce břišních svalů, pánevního dna či extenzorů páteře. Dle Véleho (2006) a Koláře (2006) hrají ale břišní svaly, pánevní dno a extenzory páteře významnou roli v adjustici nitrobřišního tlaku. Kokontrakcí břišních svalů a extenzorů páteře se oplošťuje trup a svaly pánevního dna svou kontrakcí proti bránici brání kaudálnímu prolapsu útroh. Cholewski et al. (1999) na třech fyzikálních modelech popsali účinnost svalové kokontrakce antagonistů trupu (první model), svalové kokontrakce antagonistů trupu s generovaným nitrobřišním tlakem (druhý model) a svalové kontrakce břišních svalů s generovaným nitrobřišním tlakem (třetí model) v zajištění stability páteře.

Břišní svaly hrají důležitou roli nejen v oploštění břišní stěny při kontrakci bránice pro zvyšování nitrobřišního tlaku, ale svou vyváženou aktivitou s ostatními svaly trupu zajišťují i neutrální postavení hrudníku s horizontálním průběhem bránice, což je důležitý faktor pro fyziologické oploštění bránice se vznikem nitrobřišního tlaku (Kolář, 2009). Véle (2006) upozorňuje, že břišní svaly během stabilizačního procesu vzpřímeného držení těla nesmí pracovat v koncentrické kontrakci vedoucí k přiblížení sternu k symfýze, ale v kontrakci izometrické projevující se oploštěním břišní stěny. Ve fázi stabilizace trupu se zvýšeným nitrobřišním tlakem břišní svaly v excentrické kontrakci ustupují kontrakci bránice při dýchání dle Koláře (2009).

Pro adekvátní stabilizaci trupu a páteře musí svaly pracovat koordinovaně ve funkčních celcích. Dvořák a Holibka (2006) zjistili morfologické propojení m. transversus abdominis s bránicí, kdy jejich určité svalové snopce do sebe vzájemně přecházejí bez vazivového přechodu. EMG výzkum Neumanna a Gilla (2002)

zase ukázal, že kontrakce svalů pánevního dna probíhá současně s kontrakcí m. transversus abdominis, kdy nebylo možné provést izolovanou kontrakci pánevního dna během relaxace břišních svalů.

Mnoho biomechanických prací zdůrazňuje význam hlubokých svalů páteře pro její adekvátní aktivní stabilizaci a řada z nich se opírá především o práci Panjabiho. Panjabi ve svých pracích (1989, 1992, 2003) popisuje významný vliv aktivní složky v zajištění fyziologické neutrální zóny segmentu. Pokud dojde k rozšíření neutrální zóny, projevující se zvýšenou intersegmentální mobilitou, může docházet k poškození měkkých tkání a vzniku bolestivých stavů.

Hodges a Richardson (1996) u jedinců s LBP zjistili EMG měřením opožděnou kontrakci m. transversus abdominis při pohybu paží všemi směry, která je fyziologicky přítomna ještě před zahájením pohybu paží. Stejná situace nastala i u povrchových břišních svalů a m. erector spinae, avšak opožděná kontrakce těchto svalů byla přítomna pouze v určitých směrech pohybu paží (Hodges, Richardson, 1998). Ferreira et al. (2004) u pacientů s LBP měřili změnu tloušťky a elektrickou aktivitu m. transversus abdominis při izometrické kontrakci tohoto svalu. Jedinci s LBP oproti zdravým jedincům měli výrazně nižší nárůst svalové tloušťky i elektrické aktivity svalu. U pacientů s LBP bývají dysfunkční i mm. multifidi. Hides et al. (1996) uvádí, že obnova trofiky a funkce těchto svalů není po odeznění akutních příznaků LBP spontánní.

Neopomenutelný vliv na stabilizaci trupu mají i povrchovější silnější záběrové svaly, které zajišťují tzv. „vnější stabilitu“. Tyto svaly stabilizují trup především multisegmentálním zpevněním trupu a jejich schopností vyvažovat rušivé zevní podněty měnící pozici trupu a páteře (Bergmark, 1989; Behm et al., 2010). Biering-Sørensen (1984) popisuje snížené vytrvalostní schopnosti těchto svalů jako důležitý faktor ve vzniku LBP. Schellenberg et al. (2007) pozorovali rozdíly mezi sportovci bez LBP a sportovci s LBP a zjistili, že v pozici „plank“ měli jedinci trpící bolestí výrazně nižší vytrvalostní schopnosti trupových svalů – pro tento test tedy především břišních svalů, a to více než polovinu. Dle Biering-Sørensen (1984) zvýšení izometrických vytrvalostních schopností svalů trupu představuje preventivní opatření pro vznik LBP.

Dysfunkce stabilizačních schopností svalů páteře a trupu se nejčastěji projevuje vznikem bolestivých stavů páteře. Proto se výzkumy, zabývající se vztahem dysfunkční stabilizace páteře a trupu a jejího vlivu na udržování posturální stability, často zaměřují

na porovnávání zdravých jedinců bez bolesti s jedinci s LBP, u kterých je stabilizační funkce svalů změněná.

Řada autorů popisuje zhoršení posturální stability pacientů s LBP oproti zdravým jedincům (Brumagne et al., 2008; Mesci et al., 2016; Fayez et al., 2010; Mann et al., 2009). Zhoršená stabilita jedinců s LBP, ve výzkumu Lima et al. (2007), se na přístroji Balance Master System projevila zvýšenými titubacemi těla (výraznější výkyvy COP) ve vzpřímeném stoji oproti zdravým jedincům během testování posturální stability sedmi standardizovanými testy. Volpe et al. (2006) popisuje zhoršenou posturální stabilitu vzpřímeného stoje jedinců s LBP především v antero-posteriorním směru (projevující se značnými výkyvy v tomto směru). Vychylování COP se zvýraznilo při změně sensorických podmětů (pohybu desky, pohybu vizuálního prostředí, vyřazení zrakové kontroly). Znatelné zhoršení posturální stability při vyřazení zrakové kontroly autoři výzkumu přičítají značnému vlivu zraku na vyvážení spinální propriocepce pacientů s LBP, která je u těchto jedinců snížena (O'Sullivan et al., 2003; Mok et al., 2004; Lee et al., 2010). Při dorzální translaci dynamometrické desky přístroje SMART EquiTest Etemadi et al. (2014) zjistili prodlouženou reakční dobu pacientů s LBP oproti zdravým jedincům.

Na podkladě popsaných výzkumů a obecných anatomických, kineziologických, neurofyziologických a biomechanických poznatků tedy pro tuto práci předpokládáme, že stabilita páteře a trupu hraje významnou roli pro udržování posturální stability jedince.

6. 2 Diskuze k praktické části práce

Cílem praktické části práce nebyl pouze samotný experiment, ale i vytvoření určitého cvičebního protokolu a jeho ozkoušení.

V odborné literatuře neexistuje studie, která by se zabývala efektem intervenčního cvičení v pozici „plank“ s postupně narůstající dobou výdrže v této pozici. Dosavadní výzkumy, které sledovaly určitý efekt tohoto cvičení, postupně nenavýšovaly dobu výdrže, ale po celou intervenci byla tato doba stále stejná. Tím se odlišuje tato studie od ostatních. Intervenční cvičební plán byl vytvořen na základě vlastních fyzioterapeutických znalostí, znalostí z oboru anatomie, neurofyziologie a kineziologie, ze kterých předpokládáme určitou schopnost adaptace pohybového systému a potřebu postupného navyšování zátěže. Struktura cvičebního plánu byla inspirována i veřejně dostupnými zdroji (s tematikou tzv. „třicetidenních výzev“), aby byl cvičební plán aktuální, tedy aby se přibližně shodoval se současnou nabídkou cvičení pro běžnou populaci. V neposlední řadě byla tvorba intervenčního programu ovlivněna i vlastní zkušeností s tímto typem cvičení. Z důvodu možného nástupu únavy a svalového třesu během výdrže v dané pozici, a tím i snížení kvality jejího provedení, byly vytvořeny dvě verze cvičebního programu – těžší verze „A“ a lehčí verze „B“. Verze „B“ se od verze „A“ liší pouze tím, že stanovená doba výdrže pro daný den byla rozdělena krátkou pauzou, kterou by měla být eliminována právě eventuální únava a následně i chybné provedení cvičební pozice.

Po vytvoření cvičebního plánu bylo dalším úkolem práce vybrat vhodný diagnostický nástroj, který by byl schopen zaznamenat i drobné změny v kvalitě posturální stability probandek.

Test „Limits of Stability“ byl zvolen z důvodu, že ze všech dostupných standardizovaných testů přístroje SMART EquiTest, by měl nejcitlivěji zaznamenat eventuální zlepšení posturální stability při vychylování těla do stran. Pro vychylování těla do stran během neměnného postavení oporné báze je důležitá stabilizace axiálního systému vyžadující současnou izometrickou aktivitu agonistů s antagonisty trupu a páteře. Po intervenčním cvičení v pozici „plank“ by tedy mělo dojít právě ke zlepšení této izometrické svalové aktivity.

Intervenční cvičební program trval pouze 30 dní, proto jsme pro citlivější posouzení eventuálních změn využili originální pěnovou podložku od firmy NeuroCom.

Stoj na pěnové podložce zvyšuje nároky na udržení posturální stability jedince, což vyžaduje vyšší dynamickou stabilizaci trupu a páteře. Proto by se již i drobné zlepšení ve stabilizaci trupu a páteře mohlo projevit právě na pěnové podložce.

Na základě aktuálních teoretických poznatků byla definována výzkumná otázka, zda bude mít cvičení v pozici „plank“ pozitivní vliv na kvalitu posturální stability jedince, která je hodnocena několika parametry dynamické počítačové posturografie.

Výzkumná otázka:

Má cvičení „plank“ vliv na parametry testu „Limits of stability“ („reaction time“, „movement velocity“, „directional control“ a „endpoint excursion“) hodnotící posturální stabilitu?

Cvičením v pozici „plank“ dochází dle EMG vyšetření především k aktivitě břišních svalů. Ve větší míře jsou aktivovány povrchové břišní svaly (m. obliquus abdominis externus, m. rectus abdominis, m. obliquus internus), ale EMG měřením byla zjištěna i aktivita hlubokých břišních svalů (m. transversus abdominis). Cvičení v této izometrické pozici zlepšuje intersvalovou koordinaci svalů trupu, zvyšuje svalovou sílu a vytrvalostní schopnosti trupových svalů (především břišních svalů). Tímto typem cvičení dochází ke zlepšení stabilizace pohybových segmentů, která je zajištěna kokontrakcí antagonistických svalových skupin.

Pro udržení adekvátní posturální stability je nutná dostatečná aktivní stabilizace trupu a páteře. Oproti dolní části trupu a páteře, je horní část stabilizována i pevnou kostrou hrudního koše. Dolní část trupu a páteře tedy představuje mnohem flexibilnější oblast, u které je vyžadována vyšší svalová aktivita pro zajištění její stability (tuhosti) v případě potřeby.

Na základě těchto poznatků předpokládáme, že cvičení v pozici „plank“ má pozitivní vliv na stabilitu trupu a tudíž i na kvalitu posturální stability jedince.

Zlepšením dynamické stabilizace trupu a koordinované souhry svalů trupu by se měly rozšířit hranice posturální stability a svalovou koordinací zkvalitnit kontrola a průběh pohybu těla. Stabilnější trup by mohl mít vliv i na vyšší jistotu jedince při provádění určitého pohybu, projevující se zvýšením reakční doby a rychlosti prováděného pohybu těla. Domníváme se tedy, že intervenčním cvičením budou pozitivně ovlivněny parametry posturální stability, zjiřitelné objektivizační metodou

dynamické počítačové posturografie – „reaction time“ (reakční doba), „movement velocity“ (rychlost náklonu), „direction control“ (směrová kontrola) a „endpoint excursion“ (konečný bod náklonu).

U pacientů s LBP, u kterých řada výzkumů popsala zhoršení dynamické stabilizace trupu a páteře, byly oproti zdravým jedincům zjištěny horší parametry posturální stability měřené na přístroji SMART EquiTest a Balance Master System (Volpe et al., 2006; Etemadi et al., 2014; Lim et al., 2007)

Přístroj SMART EquiTest má krom diagnostických funkcí i tréninkový modul, který se využívá k ovlivnění jednotlivých parametrů posturální stability dynamickým tréninkem ve vzpřímeném stoji, během kterého jsou aktivovány a pozitivně ovlivňovány i svaly trupu a páteře. Proto také očekáváme, že i statický trénink ve formě izometrické výdrže bude pozitivně ovlivňovat tyto parametry.

Po intervenčním cvičení očekáváme zlepšení testovaných parametrů (zvláště „directional control“ a „endpoint excursion“) především směrem dozadu a dozadu do stran (dozadu doleva, dozadu doprava). Při vychýlení těla ve vzpřímeném stoji směrem dozadu, při nedostatečné stabilitě trupu a páteře, jedinec kompenzuje pohyb záklonem trupu se zvětšením bederní lordózy a podřepem dolních končetin. Tento stav by se měl po intervenci, zlepšením stabilizačních schopností trupových svalů (hlavně břišních svalů), zlepšit či upravit, což předpokládáme, že se projeví při kontrolním vyšetření.

H1: Hodnoty „reaction time“ budou sníženy po intervenčním cvičení v pozici „plank“.

Hypotéza H1 této studie nebyla potvrzena. Průměrná doba reakčního času při vyšetření na pevné i pěnové podložce se po intervenci nezlepšila všemi testovanými směry. Pouze v sedmi případech z celkových šestnácti se hodnota reakční doby snížila (⁴*pevná podložka*: F 0,05 sec; RF 0,10 sec; R **-0,07** sec; RB 0,15 sec; B 0,05 sec; LB **-0,01** sec; L 0,04 sec; LF **-0,04** sec; *pěnová podložka*: F **-0,13** sec; RF 0,08 sec; R **-0,08** sec; RB 0,05 sec; B 0,00 sec; LB **-0,14** sec; L 0,05 sec; LF **-0,09** sec). Snížení reakční doby na pěnové podložce i pevné podložce bylo zaznamenáno směrem doprava, doleva dozadu a doleva dopředu. Z takto rozdílných směrů zlepšení, ale nelze určit žádný směrodatný výsledek.

⁴ hodnoty odpovídají rozdílu mezi výstupním a vstupním vyšetření (tučně vyznačené záporné hodnoty značí snížení reakční doby, tedy zlepšení testovaného parametru)

Vyvrácení hypotézy, že zlepšením stability trupu se sníží hodnoty reakční doby, si vysvětlují především tím, že se probandky ve výstupním vyšetření natolik snažily mít lepší výsledky, že se soustředily zejména na dosažení zvoleného terče na úkor zvýšené doby iniciálního pohybu po zaznění zvukového signálu.

H2: Hodnoty „movement velocity“ budou zvýšeny po intervenčním cvičení v pozici „plank“.

Hypotéza H2 této studie nebyla potvrzena. Průměrné hodnoty rychlosti náklonu se po intervenci nezvýšily všemi směry při vyšetření na pevné i pěnové podložce. Celkem došlo ke zlepšení naměřených hodnot ve třinácti případech ze šestnácti (⁵pevná podložka: F -0,40 deg/sec; RF **0,45** deg/sec; R **0,87** deg/sec; RB **0,49** deg/sec; B **0,09** deg/sec; LB **-2,27** deg/sec; L **0,72** deg/sec; LF **0,45** deg/sec; pěnová podložka: F **0,39** deg/sec; RF **0,55** deg/sec; R **0,42** deg/sec; RB -0,16 deg/sec; B **1,08** deg/sec; LB **0,02** deg/sec; L **0,65** deg/sec; LF -0,15 deg/sec). Na pevné podložce se rychlost náklonu výstupního vyšetření snížila pouze směrem dopředu, jinak všemi ostatními směry se rychlost zvýšila. Na pěnové podložce se rychlost náklonu snížila dvěma směry (doprava dozadu a doleva dopředu). Statisticky významná a klinicky velmi významná pozitivní změna rychlosti náklonu po absolvování intervenčního zásahu byla zaznamenána pouze v případě náklonu směrem dozadu doleva na pevné podložce a směrem dozadu na pěnové podložce.

H3: Hodnoty „directional control“ budou zvýšeny po intervenčním cvičení v pozici „plank“.

Hypotéza H3 této studie nebyla potvrzena. Průměrné hodnoty směrové kontroly nebyly po intervenčním zásahu vyšší všemi směry při vyšetření na pevné i pěnové podložce (⁶pevná podložka: F -2,4 %; RF -2,3 %; R **1,8** %; RB **5,2** %; B **9,9** %; LB **0,6** %; L -0,4 %; LF -5,2 %; pěnová podložka: F **1,7** %; RF **0,1** %; R **11,1** %; RB **2,3** %; B **3,9** %; LB **2,7** %; L **0,3** %; LF **1,9** %). Na pevné podložce se zvýšily průměrné hodnoty směrové kontroly směrem dozadu, dozadu do stran (dozadu doleva a dozadu doprava) a doprava. Statisticky významná a klinicky velmi významná změna nastala po intervenci u směrové kontroly směrem dozadu. Citlivější vyšetření na pěnové

⁵ hodnoty odpovídají rozdílu mezi výstupním a vstupním vyšetření (tučně vyznačené kladné hodnoty značí zvýšení rychlosti náklonu, tedy zlepšení testovaného parametru)

⁶ hodnoty odpovídají rozdílu mezi výstupním a vstupním vyšetření (tučně vyznačené kladné hodnoty značí zlepšení směrové kontroly, tedy zlepšení testovaného parametru)

podložce odhalilo zlepšení směrové kontroly všemi vyšetřovanými směry, ale pouze ve dvou případech se jednalo o statisticky či klinicky významnou změnu (směrem doprava a směrem doleva dopředu).

H4: Hodnoty „endpoint excursion“ budou zvýšeny po intervenčním cvičení v pozici „plank“.

Hypotéza H4 této studie byla potvrzena. Po intervenčním cvičení došlo ke zvýšení všech naměřených hodnot koncového bodu náklonu všemi směry v testovací podmínce na pevné i pěnové podložce (⁷pevná podložka: F 0,7 %; RF 4,4 %; R 0,1 %; RB 3 %; B 10,4 %; LB 5,9 %; L 8,3 %; LF 7,5 %; pěnová podložka: F 10,5 %; RF 11 %; R 3,70 %; RB 15 %; B 1,1 %; LB 10 %; L 4,4 %; LF 18,9 %). Na pevné podložce se jednalo o statisticky i klinicky významné změny pouze ve směru dozadu, doleva a doleva dopředu. Lepší výsledky byly zjištěny při výstupním vyšetření na pěnové podložce, kdy statisticky i klinicky významná změna nastala u pěti z osmi vyšetřovaných směrů náklonu (směrem dopředu doprava, doprava dozadu, doleva dozadu, doleva a doleva dopředu) a ve dvou směrech byla změna na hranici klinické významnosti (směrem dopředu a doleva). Na pěnové podložce, oproti stojící na pevné podložce, nedošlo k významnému zlepšení koncového bodu při náklonu trupu směrem dozadu.

Odpořed' na stanovenou výzkumnou otázku:

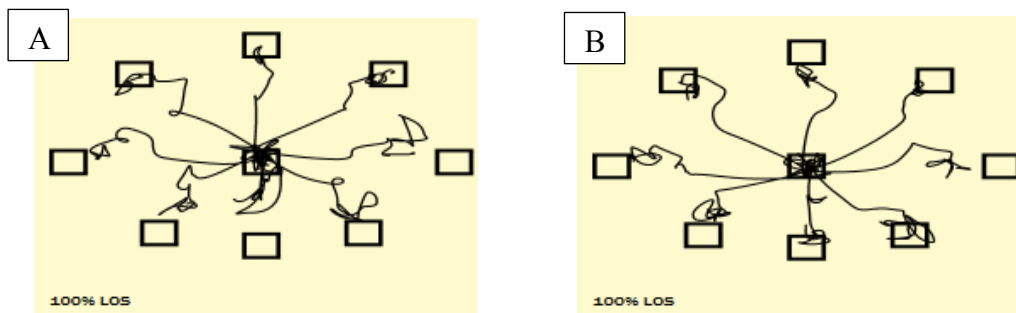
Nebyl prokázán pozitivní vliv třicetidenního intervenčního programu v pozici „plank“ na zlepšení parametru posturální stability „reaction time“, „movement velocity“ a „directional control“. Přestože se průměrné hodnoty rychlosti náklonu a směrové kontroly zlepšily ve 25 případech ze 32 testovaných podmínek, často je nejednalo o statisticky či klinicky významnou změnu.

Oproti tomu, se po intervenčním zásahu zlepšily naměřené průměrné hodnoty parametru „endpoint excursion“ (koncového bodu náklonu) pro všechny testované směry pohybu v obou testovaných podmínkách. Zvětšila se tedy vzdálenost COG (Centre of Gravity) od výchozího terče ke zvolenému perifernímu terči 1-8 při iniciálním pokusu terče dosáhnout. V případě této studie tedy třicetidenní

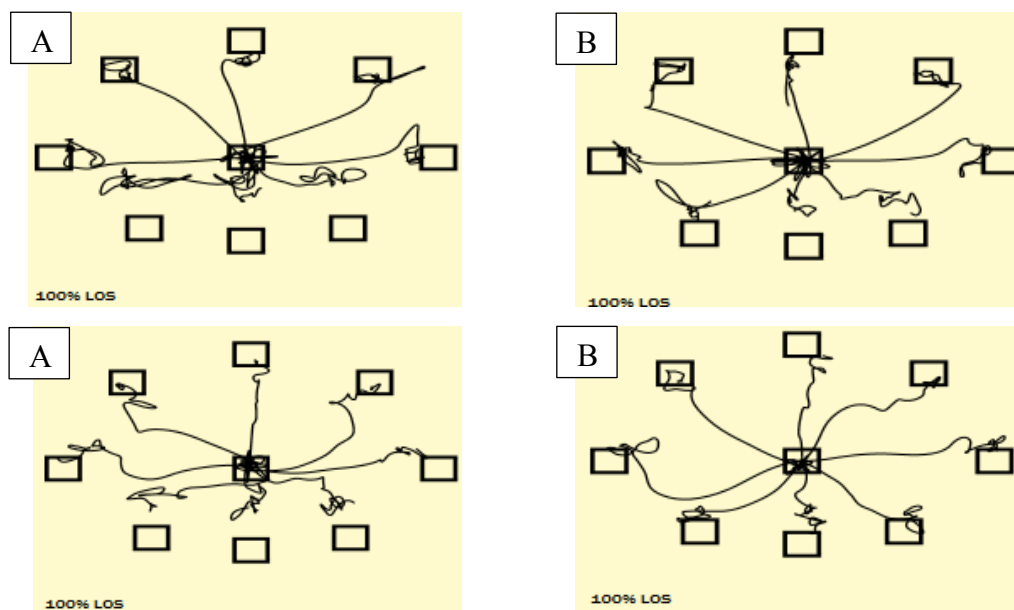
⁷ hodnoty odpovídají rozdílu mezi výstupním a vstupním vyšetření (tučně vyznačené kladné hodnoty značí zlepšení koncového bodu náklonu, tedy zlepšení testovaného parametru)

cvičení v pozici „plank“ mělo pozitivní vliv na rozšíření hranic posturální stability, které představují limity maximálního náklonu trupu určitým směrem bez ztráty posturální stability a změny oporné báze.

Jako významný výsledek této studie shledáváme i fakt, že po intervenčním zásahu se zlepšila směrová kontrola (přesnost) pohybu těla a rozšířily se hranice posturální stability směrem dozadu, dozadu doprava a dozadu doleva při stožení na pevné i pěnové podložce (Obrázek č. 13, Obrázek č. 14). Na pevné podložce se jednalo o změny statisticky významné s klinicky velkým efektem intervence směrem dozadu, na pěnové podložce se rozšířily hranice posturální stability statisticky významně s vysokou hladinou klinické významnosti.



Obrázek č. 13 – Grafické znázornění výsledků testu LOS na pěnové podložce se zlepšením parametru „endpoint excursion“ (koncový bod náklonu) a „directional control“ (směrové kontroly) směrem dozadu, dozadu doprava a dozadu doleva (Probandka č. 2); **vlevo (A)** – před intervenčním programem, **vpravo (B)** – po intervenčním programu



Obrázek č. 14 – Grafické znázornění výsledků testu LOS na pevné podložce se zlepšením parametru „endpoint excursion“ (koncový bod náklonu) a „directional control“ (směrové kontroly) směrem dozadu, dozadu doprava a dozadu doleva (horní obrázky Probandka č. 3, dolní obrázky Probandka č. 6); **vlevo (A)** – před intervenčním programem, **vpravo (B)** – po intervenčním programu

Vytvořený cvičební plán splnil účel pro zjištění efektu cvičení „plank“ na kvalitu posturální stability jedince. Všechny probandky docvičily celý intervenční cvičební program bez obtíží. Žádná z probandek po absolvování intervenčního cvičení neudává, že by cvičební plán byl příliš náročný. Naopak si pochvalují adekvátní nárůst výdrže v pozici „plank“ v průběhu cvičení, kdy na začátku cvičení ani nevěřily, že budou schopny v této pozici vydržet až 2 minuty a 35 sekund (výdrž posledního dne). Pozitivní shledávám vytvoření lehčí varianty „B“, ve které byla výdrž v pozici „plank“ přerušena krátkou pauzou, a proto si probandky mohly libovolně přecházet mezi variantami „A“ a „B“ podle svého aktuálního fyzického i psychického stavu.

Z mého pohledu subjektivně hodnotím i zlepšení kvality pohybového projevu probandek během výstupního vyšetření oproti tomu vstupnímu. Pohyb do stran od výchozího terče je koordinovanější, probandky působí stabilněji bez výrazného doprovodného pohybu paží pro vyrovnání rovnováhy. Shledávám i změnu strategie pro dosažení zvoleného terče, kdy probandky při výstupním měření vychylují své tělo spíše v napřímené poloze se stabilnějším dolním trupem než záklonem, úklonem či předklonem trupu.

V průběhu tvorby práce jsem si uvědomila některé limity této studie, na které by bylo vhodné brát ohled při prezentaci zjištěných výsledků a eventuálně je eliminovat v dalších pracích zabývající se touto problematikou.

Abychom zajistili homogenitu testovaného souboru, byl výběr záměrně empirický, splňující konkrétní kritéria. Vzhledem k nízkému celkovému počtu probandek (10) a jejich způsobu výběru tedy nelze výsledky této studie zobecnit na širší část ženské populace. Pro stanovení vhodné velikosti testovaného souboru k ověření studované skutečnosti s přijatelnou statistickou významností a dostatečnou silou testu by bylo vhodné využít například program G-power, z jehož výsledného výpočtu by byl stanoven optimální počet probandů.

V této studii byl sledován efekt cvičení u vybrané homogenní skupiny žen. Po provedené intervenci došlo ke zlepšení všech naměřených hodnot parametru „endpoint excursion“, ve většině případů se statisticky i klinicky významným zlepšením. Mezi vstupní a výstupním vyšetřením uplynula doba 30 dnů, proto nepředpokládáme, že by byly výsledky významně ovlivněny předchozí zkušeností, jak by se mohlo například stát při testování okamžitého efektu určité

intervenci ve stejném dni. I přesto, pro vyloučení možnosti že se hodnoty zlepšily vlivem náhody či předchozí zkušenosti s testovaným protokolem přístroje, by bylo vhodné v dalších studiích zvolit například komparativní typ experimentu, tedy vytvořit a testovat zároveň kontrolní skupinu.

V této studii jsme vycházeli z provedených elektromyografických a ultrazvukových vyšetření mnoha výzkumů, které potvrzují aktivitu trupových svalů (především břišních svalů) v pozici „plank“. Tato práce se zabývá vlivem tohoto cvičení na kvalitu posturální stability, která byla hodnocena dynamickou počítačovou posturografií. Pro ozřejmění a potvrzení výsledků objektivizačními metodami, by v dalších výzkumech blízkých této problematice mohlo být zařazeno i vyšetření posturální stabilizace trupu a páteře (např. vyšetřením stabilizačních schopností páteře dle australské školy s přístrojem „Stabilizer“ či testy hluboké stabilizace páteře dle Koláře).

Dále by dle mého názoru bylo vhodné provést vstupní i výstupní vyšetření spíše v ranních hodinách a předejít tak možné únavě. Obě měření v této studii byla provedena v odpoledních až večerních hodinách, kdy účastnice studie končily v práci. Přihlédneme-li i k tomu, že polovina probandek jsou dětské lékařky v nemocnici, které denně pracují s vážně nemocnými dětmi, a druhá polovina jsou studentky vysoké školy, které při výstupním vyšetření absolvují zkouškové období, musíme vzít v úvahu i možný vliv jejich aktuálního psychického stavu při vyšetření na naměřené výsledky.

Získané výsledky jsou, z výše popsaných důvodů, prezentovány pouze pro testovanou skupinu. Nicméně vzhledem k pozitivním a statisticky i věcně významným změnám po absolvování intervence by bylo příhodné tuto problematiku dále zkoumat na širším a větším výzkumném souboru a eventuálně pak nově vytvořené cvičební plány aplikovat v praxi.

7 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo zjistit, zda u mladých zdravých žen ve věku 20 až 30 let dojde po absolvování intervenčního cvičení v pozici „plank“ k ovlivnění kvality posturální stability hodnocené dynamickou počítačovou posturografií. Po prostudování odborné literatury týkající se vlivu svalové aktivity na stabilitu trupu a páteře a dále i vlivu na posturální stabilitu byla stanovena výzkumná otázka spolu s hypotézami této studie. Na základě znalostí z fyzioterapie a dalších oblastí, rešerše dostupné literatury a vlastní zkušenosti byl vytvořen intervenční cvičební třicetidenní plán s postupně narůstající dobou výdrže v pozici „plank“.

Tato práce ověřovala platnost čtyř hypotéz. Hypotézy H1, H2 a H3 nebyly potvrzeny. Po intervenčním zásahu nedošlo ke zlepšení parametru „reaction time“, „movement velocity“ a „direction control“ všemi testovanými směry v obou testovaných podmínkách (stoj na pevné podložce, stoj na pěnové podložce). Oproti tomu byla potvrzena hypotéza H4. Po intervenčním cvičení se zlepšily hodnoty parametru „endpoint excursion“ všemi testovanými směry v obou testovaných podmínkách a v mnoha případech, především ve stoji na pěnové podložce poskytující citlivější posouzení změn, se jednalo o statisticky i klinicky významné změny. Po absolvování cvičení v pozici „plank“ se tedy u výzkumného souboru rozšířily hranice posturální stability.

Vzhledem k nedostatku odborné literatury, která by se zabývala touto problematikou, nemůžeme výsledky práce porovnat s prací jiných autorů. V této studii jsme sledovali a popsali vliv zvoleného intervenčního cvičení na posturální stabilitu jedince. V dalších vědeckých studiích by bylo příhodné například sledovat a objektivně popsat vliv tohoto cvičení nejen na posturální stabilitu, ale i na stabilitu trupu a páteře, aby byl potvrzen předpoklad, že eventuální zlepšení bylo v souvislosti se zlepšením dynamické stabilizace trupu a páteře.

Limitace této práce vidím především v nízkém počtu testovaných probandů, a proto výsledky této studie nelze zobecnit na širší část ženské populace. Dále bych v dalších pracích zabývajících se touto problematikou zařadila i kontrolní skupinu. Přestože výsledky potvrzující hypotézu H4 byly často shledány jako statisticky i klinicky významné a mezi vstupním a výstupním vyšetřením uplynulo třicet dní, bylo by

vhodné v příštích studiích vyvrátit možnost pouhé náhody či předchozí zkušenosti porovnáním s kontrolní skupinou.

Přínos této práce shledávám v rozšíření odborných poznatků o vlivu cvičení v pozici „plank“ na kvalitu posturální stability, které v současnosti nejsou na poli vědy příliš k dispozici. Dalším přínosem je i návrh vlastního cvičebního plánu. Tento plán se, díky postupně narůstající době výdrže v pozici „plank“ spolu s možností výběru mezi dvěma různě náročnými variantami, zdá být efektivnější než současné cvičební plány, kterými se běžná populace inspiruje. Tyto cvičební plány jsou dle mého názoru nevhodně zvolené vzhledem k době stanovené výdrže i velikosti postupného nárůstu výdrže, zejména jedná-li se o netrénovaného jedince.

Přestože v dnešní době je cvičení v této pozici prezentované převážně jako vhodné fitness cvičení pro posílení břišních svalů s žádaným kosmetickým efektem, tato práce dokazuje, že cvičení v pozici „plank“ je mnohem komplexnější. Z tohoto důvodu by dle mého názoru bylo vhodné nově vytvořené cvičební plány, které by se eventuálně dále přizpůsobily cílové skupině, aplikovat v praxi například sportovního fyzioterapeuta či v rámci fyzioterapeutické péče s fyzicky schopnějšími pacienty.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ACUTHOTA, V. et al. Core stability exercise principles. *Current Sports Medicine Reports* [online]. 2008, roč. 7, č. 1, s. 39-44 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1537-890X. Dostupné z DOI: 10.1097/01.CSMR.0000308663.13278.69
2. ACUTHOTA, V. et NADLER, S. Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2004, roč. 85, č. 1, s. 86-92 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: <http://www.alexandrelevangelista.com.br/wp-content/uploads/2009/09/treinamento-de-forca-para-os-musculos-do-core2.pdf>
3. ALVIM, F. et al. Influences of the extensor portion of the gluteus maximus muscle on pelvic tilt before and after the performance of a fatigue protocol. *Revista Brasileira de Fisioterapia* [online]. 2010, roč. 14, č. 3, s. 206-213 [cit. 3. 12. 2017]. ISSN 1809-9246. Dostupné z: http://www.scielo.br/pdf/rbfis/v14n3/en_02.pdf
4. ANDĚL, J. *Matematická statistika*. 1. vyd. Praha: SNTL /ALFA, 1978. ISBN 04-017-78.
5. ANKER, L. et al. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & Posture* [online]. 2008, roč. 27, č. 3, s. 471-477 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0966-6362. Dostupné z DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.06.002
6. APPELT, K. et al. *Základy názvosloví tělesných cvičení*. 1. vyd. Praha: ATVS Palestra, 2004. ISBN -.
7. BALKOVÁ, H. Posturografia – literárny prehľad o možnostiach počítačového vyhodnotenia pre potreby rehabilitácie. *Rehabilitácia*. 2005, roč. 42, č. 4, s. 202-212. ISSN 0375-0922.
8. BANDY, W. et SANDERS, B. *Therapeutic exercise for physical therapist assistants*. 2. vyd. Alphen aan den Rijn: Wolters Kluwer, 2007. ISBN 978-07-8179-080-2.
9. BARATI, A. et al. Evaluation of relationship between trunk muscle endurance and static balance in male students. *Asian Journal of Sports Medicine* [online].

- 2013, roč. 4, č. 4, s. 289-294 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 2008-7209. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3977213/>
10. BARR, K. Lumbar stabilization: a review of core concepts and current literature, part 2. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2007, roč. 86, č. 1, s. 72-80 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0894-9115. Dostupné z: [https://brainmass.com/file/159305/Barr+%26+Griggs,+2007+\(Part+II\).pdf](https://brainmass.com/file/159305/Barr+%26+Griggs,+2007+(Part+II).pdf)
 11. BEDNAŘÍK, M. a ŠIROKÁ, M. *Fyzika pro gymnázia: mechanika*. 4. vyd. Praha: Prometheus, 2010. ISBN 978-80-7196-382-0.
 12. BEHM, D. et al. The use of instability to train the core musculature. *Applied physiology, nutrition, and metabolism* [online]. 2010, roč. 35, č. 1, s. 91-108 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1715-5312. Dostupné z DOI: 10.1139/H09-127
 13. BEN-DAVID, J. et al. Evaluation of Tullio phenomenon by computerized dynamic posturography. *International Tinnitus Journal* [online]. 1997, roč. 3, č. 2, s. 105-112 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0946-5448. Dostupné z: <http://www.tinnitusjournal.com/articles/evaluation-of-tullio-phenomenon-by-computerized-dynamic-posturography.pdf>
 14. BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine. *Acta Orthopaedica Scandinavica* [online]. 1989, roč. 230, č. 60, s. 3-54 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0001-6470. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.3109/17453678909154177>
 15. BIERING-SORENSEN, F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*. 1984, roč. 9, č. 2, s. 106-119 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 0362-2436.
 16. BÍLKOVÁ D. et al. *Pravděpodobnost a statistika*. 1. vyd. Plzeň: Aleš Čeněk, 2009. ISBN 978-80-7380-224-0.
 17. BLAHUŠOVÁ, E. *Pilates pro rehabilitaci: zdravé cvičení bez bolesti*. 1. vyd. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-3307-4.
 18. BLIVEN, K et ANDERSON, B. Core stability training for injury prevention. *Sports Health* [online]. 2013, roč. 5, č. 6, s. 514-522 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1941-7381. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3806175/>

19. BORGHUIS, J. et al. The importance of sensory-motor control in providing core stability. *Sports Medicine* [online]. 2008, roč. 38, č. 11, s. 893-916 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0112-1642. Dostupné z DOI: 10.2165/00007256-200838110-00002
20. BRONZINO, J. *Biomedical Engineering Handbook, volume II*. 2. vyd. Boca Raton: CRC Press, 2000. ISBN 978-0849304620.
21. BRÜGGER, A. *Die Erkrankungen des Bewegungsapparates und seines Nervensystems*. 2. vyd. Stuttgart, New York: Gustav Fischer Verlag, 1977. ISBN 3-437-10660-0.
22. BRUMAGNE, S. et al. Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain. *Gait & Posture* [online]. 2008, roč. 28, č. 4, s. 657-662 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 0966-6362. Dostupné z DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.04.015
23. BRUMITT, J. et al. Core stabilization exercise prescription, Part I: current concepts in assessment and intervention. *Sports Health* [online]. 2013, roč. 5, č. 6, s. 504-509 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1941-7381. Dostupné z DOI: 10.1177/1941738113502451
24. BUZKOVÁ, K. *Fitness jóga*. 1. vyd. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1525-2.
25. COHEN, J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2. vyd. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates, 1988. ISBN 0-8058-0283-5.
26. CONCORDIA UNIVERSITY. PERFORM operating dokument: Neurocom SMART EquiTest, Computerized dynamic posturography. In: *perform.concordia.ca* [online]. © 2015 [cit. 2. 9. 2016]. Dostupné z: https://perform.concordia.ca/GettingStarted/pdf/compliance/PC-POD-FA-002-V01_NEUROCOM.pdf
27. CONGDON, R. et al. Intrinsic and imposed hamstring length influence posterior pelvic rotation during hip flexion. *Clinical Biomechanics* [online]. 2005, roč. 20, č. 9, s. 947-951 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 0268-0033. Dostupné z DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.03.011>
28. CONTRERAS, B. *Posilování na anatomických základech*. 1. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5075-0.

29. CONTRERAS, G. et al. Analysis, assessment and evaluation of postural instability for bipedal locomotion. In: *IFMBE Proceedings: 25th Southern Biomedical Engineering Conference: May 15 - 17, 2009, Miami, Florida, USA*. New York: Springer, 2009, s. 45-46. ISBN 978-3-642-01696-7.
30. CORRIVEAU, H. et al. Evaluation of postural stability in elderly with diabetic neuropathy. *Diabetes care* [online]. 2000, roč. 23, č. 8, s. 1187-1191 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1935-5548. Dostupné z DOI: 10.2337/diacare.23.8.1187
31. COX, D. Statistical significance tests. *British Journal of Clinical Pharmacology* [online]. 1982, roč. 14, s. 325-331 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1365-2125. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1365-2125.1982.tb01987.x/pdf>
32. CRESSWELL, A. et al. Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta Physiologica Scandinavica* [online]. 1992, roč. 144, č. 4, s. 409-418 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0001-6470. Dostupné z DOI: 10.1111/j.1748-1716.1992.tb09314.x
33. CZAPROWSKI, D. et al. Abdominal muscle EMG-activity during bridge exercises on stable and unstable surfaces. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2014, roč. 15, č. 3, s [cit. 2. 2. 2017]. 162-168, ISSN 1466-853X. Dostupné z DOI: 10.1016/j.ptsp.2013.09.003
34. ČÁPOVÁ, J. *Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“*. 1. vyd. Ostrava: Repronis, 2009. ISBN 978-80-7329-180-8.
35. ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
36. ČIHÁK, R. *Anatomie 2*. 2. vyd. Praha: Grada, 2002. ISBN 80-247-0143-X.
37. DISPENZA, F. et DE STEFANO, A. *Textbook of vertigo: diagnosis and management*. 1. vyd. New Delhi: Jaypee brothers medical publishers, 2014. ISBN 978-93-5090-672-9.
38. DONGRE, A., SHARMA, S. Role of latissimus dorsi in chronic mechanical low back pain due to thoraco-lumbar dysfunction. *Indian journal of physiotherapy and occupational therapy* [online]. 2008, roč. 2, č. 3, s. 6-8 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0973-5666. Dostupné z DOI: 10.5958/j.0973-5674.7.2.045

39. DRŠATA, J. et al. Přínos statické počítačové posturografie ke skrínigovému vyšetření kvantifikace posturální rovnováhy. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2008, roč. 71, č. 4, s. 422-428. ISSN 1802-4041.
40. DUARTE, M. et FREITAS, S. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira de Fisioterapia* [online]. 2010, roč. 14, č. 3, s. 183-192 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1413-3555. Dostupné z: http://www.scielo.br/pdf/rbfis/v14n3/en_03.pdf
41. DVOŘÁK, R. a HOLIBKA, V. Nové poznatky o strukturálních předpokladech koordinace funkce bránice a břišní muskulatury. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 2, s. 55-61. ISSN 1211-2658.
42. DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
43. DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.
44. EKSTROM, R. et al. Electromyographical analysis of core trunk, hip and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2007, roč. 37, č. 12, s. 754-762 [cit. 2. 2. 2017]. ISSN 0190-6011. Dostupné z DOI: 10.2519/jospt.2007.2471
45. ELLSWORTH, A. *Posilování středu těla – anatomie*. 1.vyd. Brno: CPress, 2014. ISBN 978-80-264-0353-1.
46. ETEMADI, Y. et al. Balance recovery reactions in recurrent non specific low back pain patients. *Iranian Rehabilitation Journal* [online]. 2014, roč. 12, č. 19, s. 38-42 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1735-3610. Dostupné z: http://www.sid.ir/en/VEWSSID/J_pdf/1017620141908.pdf
47. FAIRBANK, J. et PYNSENT, P. The Oswestry Disability Index. *Spine* [online]. 2000, roč. 25, č. 22, s. 2940-2953 [cit. 2. 2. 2017]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <http://www.asipp.org/reference/30Fairbank.pdf>
48. FAYEZ, E. Assessment of postural stability in patients with low back pain. *Bulletin of Faculty of Pharmacy, Cairo University* [online]. 2010, roč. 15, č. 1, s. 1-8 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1110-0931. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Enas_Elsayed/publication/272121175_Asses

sment_of_Postural_Stability_in_Patients_with_Low_Back_Pain/links/54db47580cf233119bc5b17b.pdf

49. FERNÁNDEZ DE LAS PENAS, C. et al. *Manual therapy for musculoskeletal pain syndromes*. 1. vyd. Amsterdam: Elsevier, 2016. ISBN 978-07-020-5576-8.
50. FERREIRA, P. et al. Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain. *Spine* [online]. 2004, roč. 29, č. 22, s. 2560-2566 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15543074>
51. FRANK, C. et al. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *The International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 2013, roč. 8, č. 1, s. 62-73 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 2159-2896. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3578435/>
52. FREEMAN, M et al. The role of the lumbar multifidus in chronic low back pain: a review. *Physical Medicine and Rehabilitation Journal* [online]. 2004, roč. 2, č. 2, s. 86-92 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1934-1482. Dostupné z DOI: 10.1016/j.pmrj.2009.11.006
53. GAJDOSIK, R. et al. Influence of hamstring length on the standing position and flexion range of motion of the pelvic angle, lumbar angle, and thoracic angle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 1994, roč. 20, č. 4, s. 213-219 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1938-1344. Dostupné z DOI: 10.2519/jospt.1994.20.4.213
54. GARCÍA-VAQUERO, M. et al. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2012, roč. 22, č. 3, s. 398-406 [cit. 2. 2. 2017]. ISSN 1050-6411. Dostupné z DOI: 0.1016/j.jelekin.2012.02.017
55. GENTHON, N. et ROUGIER, P. Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *Journal of Biomechanics* [online]. 2005, roč. 38, č. 10, s. 2037-2049 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0021-9290. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.09.024
56. GOEL, V. et al. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine* [online]. 1993, roč. 18,

- č. 11, s. 1531-1541 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0362-2436. Dostupné z DOI: 10.1097/00007632-199309010-00019
57. GRANATA, K. et SLOTA, G. Influence of fatigue in neuromuscular control of spinal stability. *Human Factors* [online]. 2009, roč. 46, č. 1, s. 81-91 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1547-8181. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1633714/>
58. GREVE, J. et al. Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics* [online]. 2007, roč. 62, č. 6, s. 717-720 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1980-5322. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1590/S1807-59322007000600010>
59. HAGEMAN, P. et al. Age and gender effects on postural control measures. *Archives of physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1995, roč. 76, č. 10, s. 961-965 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993\(95\)80075-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993(95)80075-1)
60. HALADOVÁ, E. a NECHVÁTALOVÁ, L. *Vyšetřovací metody hybného systému*. 3. vyd. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. ISBN 978-80-7013-516-7.
61. HATZIATAKI, V. et al. Perceptual-motor contributions to static and dynamic balance control in children. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2002, roč. 34, č. 2, s. 161-170 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1940-1027. Dostupné z DOI: 10.1080/00222890209601938
62. HENDL, J. *Přehled statistických metod*. 4. vyd. Praha: Portál, 2012. ISBN 978-80-262-0200-4.
63. HIDES, J. et al. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine* [online]. 1996, roč. 21, č. 23, s. 2763-2769 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0362-2436. Dostupné z DOI: 10.1097/00007632-199612010-00011
64. HODGES, P. et al. Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *Journal of physiology* [online]. 1997, roč. 505, č. 2, s. 539-548 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1469-7793. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1160083/>

65. HODGES, P. et al. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* [online]. 2005, roč. 38, č. 9, s. 1873-1880 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 0021-9290. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.08.016
66. HODGES, P., RICHARDSON, C. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *Journal of Spinal Disorders* [online]. 1998, roč. 11, č. 1, s. 46-56 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 2380-0186. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9493770>
67. HODGES, P., RICHARDSON, C. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* [online]. 1996, roč. 21, č. 22, s. 2640-2650 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8961451>
68. HOLUBÁŘOVÁ, J. a PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace: 1. část*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-12-2.
69. HORAK, F. Assumptions underlying motor control for neurologic rehabilitation. In: *Contemporary management of motor control problems: Proceedings of the II STEP conference*. Alexandria: Foundation for Physical Therapy, 1991, s. 11-27. ISBN 978-09-6288-070-4.
70. HUE, O. et al. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture* [online]. 2007, roč. 26, č. 1, s. 32-38 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0966-6362. Dostupné z DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.07.005
71. CHOLEWICKI, J. et al. Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* [online]. 1999, roč. 32, č. 1, s. 13-17 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 0021-9290. Dostupné z DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00129-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00129-8)
72. CHOLEWICKI, J. et al. Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. *European Spine Journal* [online]. 1999, roč. 8, č. 5, s. 388-395 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3611203/>
73. CHOUDHURI, B. *Bikram jóga: cesta k dokonalé fyzické kondici, pevnému zdraví a duševní vyrovnanosti*. Přeložil ŠUBRT, M. 1. vyd. Olomouc: Fontána, 2010. ISBN 978-80-7336-582-0.

74. IMAI, A. et al. Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2010, roč. 40, č. 6, s. 369-375 [cit. 2. 2. 2017]. ISSN 0190-6011. Dostupné z DOI: 10.2519/jospt.2010.3211
75. ISACOWITZ, R. a CLIPPINGER, K. *Pilates – anatomie*. 1. vyd. Brno: CPress, 2012. ISBN 978-80-264-0121-6.
76. JALOVCOVÁ, M. a PAVLŮ, D. Stabilizační systém a role m. transversus abdominis. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, roč. 17, č. 4, s. 174-180. ISSN 1211-2658.
77. JANDA, V. a VÁVROVÁ, M. Senzomotorické stimulace: základy metodiky proprioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*. 1992, roč. 25, č. 3, s. 14-34. ISSN 0375-0922.
78. JANDA, V. et al. *Svalové funkční testy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 978-80-247-0722-8.
79. JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (nepatetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1982.
80. JEBAVÝ, R. a ZUMR, T. *Posilování s balančními pomůckami*. 2. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5130-6.
81. JEFFREY, I. Developing a progressive core stability program. *National Strength & Conditioning Association* [online]. 2002, roč. 24, č. 5, s. 65-66 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1073-6840. Dostupné z DOI: 10.1519/00126548-200210000-00017
82. JENKINS, N. a BRANDON, L. *Anatomie jógy pro správné držení těla a zdraví*. Přeložila ŠIMČÍKOVÁ, K. 1. vyd. Praha: Svojtka & Co, 2010. ISBN 978-80-256-0468-7.
83. KAMINOFF, L. a MATTHEWS, A. *Jóga – anatomie*. 2. vyd. Brno: CPress, 2013. ISBN 978-80-264-0178-0.
84. KAPANDJI, I. *The physiology of the joints – volume 3: the trunk and vertebral column*. 2. vyd. London: Churchill Livingstone, 1975. ISBN 0-443-01209-1.

85. Katedra biomechaniky UK FTVS. *Patobimechanika a patokineziologie – kompendium* [online]. [cit. 3. 2. 2017]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/index.php>
86. KIBLER, W. et al. The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine* [online]. 2006, r. 36, č. 3, s. 189-198 [cit. 2. 2. 2017]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: http://g-se.com/uploads/blog_adjuntos/kliber.pdf
87. KIRK, R. Practical significance: A concept whose time has come. *Educational and Psychological Measurement* [online]. 1996, roč. 56, č. 5, s. 746-759. [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 0013-1644. Dostupné z DOI: 10.1177/0013164496056005002
88. KISNER, C. et COLBY, L. *Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques*. 6. vyd. Philadelphia: F. A. Davis, 2012. ISBN 978-0803625747.
89. KOLÁŘ, P. a LEWIT, K. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi* [online]. 2005, roč. 6, č. 5, s. 270-275 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1213-1814. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>
90. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-807-2626-571.
91. KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 4, s. 155-170. ISSN 1211-2658.
92. KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2007, roč. 14, č. 1, s. 3-17. ISSN 1211-2658.
93. KONG, Y. et al. Changes in the activities of the trunk muscles in different kinds of bridging exercises. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2013, roč. 25, č. 12, s. 1609-1612 [cit. 2. 2. 2017]. ISSN 0915-5287. Dostupné z DOI: 10.1589/jpts.25.1609
94. KONG, Y. et al. The effects of prone bridge exercise on the Oswestry disability index and proprioception of patients with chronic low back pain. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2015, roč. 27, č. 9, s. 2749-2752 [cit. 2. 2. 2017]. ISSN 0915-5287. Dostupné z DOI: 10.1589/jpts.27.2749

95. KONG, Y. et al. The effects of prone bridge exercise on trunk muscle thickness in chronic low back pain patients. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2015, roč. 27, č. 7, s. 2073-2076 [cit. 2. 2. 2017]. ISSN 0915-5287. Dostupné z DOI: 10.1589/jpts.27.2073
96. KRIŠTOFIČ, J. *Pohybová příprava dětí*. 1. vyd. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1636-4.
97. LEE, A. et al. Comparison of trunk proprioception between patients with low back pain and healthy controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Journal* [online]. 2010, roč. 91, č. 9, s. 86-92 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1327-1331. Dostupné z DOI: 10.1016/j.apmr.2010.06.004
98. LEHMAN, G. et al. Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a swissball. *Chiropractic & Osteopathy* [online]. 2005, roč. 13, č. 14, s. 1-8 [cit. 2. 2. 2017]. ISSN 1746-1340. Dostupné z DOI: 10.1186/1746-1340-13-14
99. LEVINE, D. et al. The effect of abdominal muscle strengthening on pelvic tilt and lumbar lordosis. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 1997, roč. 13, č. 3, s. 217-226 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1532-5040. Dostupné z DOI: <http://dx.doi.org/10.3109/09593989709036465>
100. LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletární medicíně*. 5. vyd. Praha: Sdělovací technika, 2003. ISBN 80-86645-04-5.
101. LIEBENSON, C. *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual*. 1. vyd. Philadelphia: Williams & Wilkins, 1996. ISBN 978-0781729970.
102. LIEBMAN, H. *Cvičení pro 50+ anatomie*. 1. vyd. Brno: CPress, 2014. ISBN 978-80-264-0349-4.
103. LIM, K. et al. Postural control measures of patients with lower back Pain using Balance Master System. *Journal of Korean Academy of Rehabilitation Medicine* [online]. 2007, roč. 31, č. 1, s. 30-36 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1225-584X. Dostupné z: <https://koreamed.org/SearchBasic.php?RID=0041JKARM/2007.31.1.30&DT=1>
104. LIN, CH. et al. Test-retest reliability of postural stability on two different foam pads. *Journal of nature and science* [online]. 2015, roč. 1, č. 2, s. 1-4 [cit. 3. 12.

- 2016]. ISSN 2377-2700. Dostupné z:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4378587/>
105. LORD, S. et al. *Falls in older people: risk factors and strategies for prevention*. 2. vyd. Cambridge: Cambridge University Press, 2007. ISBN 978-05-2181-741-7.
106. MANN, L. et al. Effect of LBP on postural stability in younger women: Influence of visual deprivation. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* [online]. 2009, roč. 14, č. 4, s. 1-6 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1360-8592. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jbmt.2009.06.007
107. MELOUN, M. a MILITKÝ, J. *Kompendium statistického zpracování dat*. 1. vyd. Praha: Academia, 2002. ISBN 80-200-1008-4.
108. MESCI, E. et al. Effects of chronic low back pain on postural stability in the elderly. *Turkish Journal of Geriatrics* [online]. 2016, roč. 19, č. 2, s. 95-100 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1307-9948. Dostupné z:
http://geriatri.dergisi.org/pdf/pdf_TJG_932.pdf
109. MIČÁNKOVÁ - ADAMOVIČ, B. et al. Oswestry dotazník: verze 2.1a – výsledky u pacientů s lumbální spinální stenózou, srovnání se starší verzí dotazníku. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 2012, roč. 78/108, č. 4, s. 460-467 [cit. 2. 2. 2017]. ISSN 1210-7859. Dostupné z:
<http://www.csmn.eu/pdf?id=38436>
110. MOHAPATRA, S. Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2014, roč. 24, č. 1, s. 144-152 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1050-6411. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jelekin.2013.10.015
111. MOK, N. et al. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine* [online]. 2004, roč. 29, č. 6, s. 107-112 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0362-2436. Dostupné z:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15014284>
112. MUCHOVÁ, M. a TOMÁNKOVÁ, K. *Cvičení na balanční plošině*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-6671-3.
113. MUYOR, J. et al. Influence of hamstring muscles extensibility on spinal curvatures and pelvic tilt in highly trained cyclists. *Journal of human kinetics*

- [online]. 2011, roč. 29, č. 1, s. 15-23 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1899-7562. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3588616/>
114. NASHNER, L. et MCCOLLUM, G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences* [online]. 1985, roč. 8, č. 1, s. 135-150 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 0140-525X. Dostupné z DOI: 10.1017/S0140525X00020008
115. NATUS MEDICAL INCORPORATED. NeuroCom EquiTest Systems. In: *natus.com* [online]. ©2016 [cit. 2. 9. 2016]. Dostupné z: http://www.natus.com/index.cfm?page=products_1&crd=270&contentid=395
116. NATUS MEDICAL INCORPORATED. NeuroCom® Balance Manager® Systems. In: *natus.com* [online]. ©2014. [cit. 2. 9. 2016]. Dostupné z: http://www.natus.com/documents/NCM_family_brochure_013387A_lores.pdf
117. NATUS MEDICAL INCORPORATED. NeuroCom® SMART EquiTest® CDP. In: *natus.com* [online]. ©2015 [cit. 2. 9. 2016]. Dostupné z: http://www.natus.com/documents/015368A_SMART_EquiTest_EN-US_lores.pdf
118. NEUMANN, P. et GILL, V. Pelvic floor and abdominal muscle interaction: EMG activity and intra-abdominal pressure. *International Urogynecology Journal* [online]. 2002, roč. 13, č. 2, s. 125-132 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1433-3023. Dostupné z DOI: 10.1007/s001920200027
119. *Neurocom Balance Manager® Systems: Clinical Integration Seminar*. Clackamas: Neurocom International, 2016. 364 s.
120. NEUROCOM INTERNATIONAL. Balance Manager® Systems Technical Specifications: SMART EquiTest®. In: *neuroswiss.com* [online]. ©2008 [cit. 2. 9. 2016]. Dostupné z: http://www.neuroswiss.ch/index_htm_files/7a.Dynamic_SMEQ_Package_with_LFP_INV.pdf
121. NOVÁKOVÁ, H. et al. Problematika využití posturografie v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 2, s. 65–69. ISSN 1211-2658.

122. O'SULLIVAN, P. et al. Lumbar repositioning deficit in a specific low back pain population. *Spine* [online]. 2003, roč. 28, č. 10, s. 1074-1079 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0362-2436. Dostupné z DOI: 10.1097/01.BRS.0000061990.56113.6F
123. OKUBO, Y. et al. Electromyographic analysis of transversus abdominis and lumbar multifidus using wire electrodes during lumbar stabilization exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2010, roč. 40, č. 11, s.743-750 [cit. 2. 2. 2017]. ISSN 0190-6011. Dostupné z DOI: 10.2519/jospt.2010.3192
124. PALAŠČÁKOVÁ-ŠPRINGROVÁ, I. *Funkce - diagnostika - terapie hlubokého stabilizačního systému*. 1. vyd. Čelákovice: Rehaspring, 2010. ISBN 978-80-254-7736-6.
125. PANJABI, M. Clinical instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2003, roč. 13, č. 4, s. 371-379 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1050-6411. Dostupné z DOI: 10.1016/S1050-6411(03)00044-0
126. PANJABI, M. Spinal stability and intersegmental muscle forces: a biomechanical model. *Spine* [online]. 1989, roč. 14, č. 2, s. 194-200. ISSN 0362-2436 [cit. 3. 12. 2016]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2922640>
127. PANJABI, M. The stabilizing system of the spine. Part I: function, dysfunction, adaptation and enhancement. *Journal of Spinal Disorders* [online]. 1992, roč. 5, č. 4, s. 383-389 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 2380-0186. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1490034>
128. PANJABI, M. The stabilizing system of the spine. Part II: neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders* [online]. 1992, roč. 5, č. 4, s. 390-396 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 2380-0186. Dostupné z: <http://www.o-sommet.nl/wp-content/uploads/Panjabi-stabilizing-system.pdf>
129. PARK, M. et al. Effect of core muscle thickness and static or dynamic balance on prone bridge exercise with sling by shoulder joint angle in healthy adults. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2016, roč. 28, č. 3, s. 945-950 [cit. 2. 2. 2017]. ISSN 0915-5287. Dostupné z DOI: 10.1589/jpts.28.945
130. PASTUCHA, D. et al. Porucha posturální stability u dětí s obezitou. *Interní medicína pro praxi* [online]. 2013, roč. 15, č. 6-7, s. 229-232 [cit. 3. 12. 2016].

ISSN 1803-5256. Dostupné z:
<http://www.internimedica.cz/pdfs/int/2013/06/09.pdf>

131. PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické postupy a metody: koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi*. 2. vyd. Brno: CERM, 2003. ISBN 80-7204-312-9.
132. PAVLŮ, D. *Vybrané přístupy k hodnocení „instability“ (L a C páteře)*. Přednáška. Praha: UK FTVS, 18. 2. 2016.
133. PENHAKER, M. et al. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
134. PICRERILL, M. et HARTER, R. Validity and reliability of Limits-of-Stability testing: a comparison of 2 postural stability evaluation devices. *Journal of Athletic Training* [online]. 2011, roč. 46, č. 6, s. 600-606 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1062-6050. Dostupné z:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3418936/pdf/i1062-6050-46-6-600.pdf>
135. PRUSKI, A. et KNOPS, H. *Assistive technology: from virtuality to reality*. 1. vyd. Amsterdam: IOS Press, 2005. ISBN 1-58603-543-6.
136. PSOTTA, R. et al. Vizuální diference jako faktor posturální stability u prepubescentů. *Česká kinantropologie*. 2011, roč. 15, č. 4, s. 76-84. ISSN 1211-9261).
137. RAŠEV, E. *Testování posturální stabilizace motoriky ve vztahu k bolesti zad a evaluace dysfunkce posturálního řízení motoriky metodou posturální somatooscilografie*. Praha, 2011. Disertační práce. Karlova Univerzita v Praze. Fakulta tělesné výchovy a sportu.
138. REHABILITAČNÍ CENTRUM JIMRAMOV. Školicí a fyzioterapeutické centrum Jimramov. In: *jarmila-capova.cz* [online]. Jimramov, 2009 [cit. 4. 2. 2017]. Dostupné z: <http://www.jarmila-capova.cz/skolici-a-fyzioterapeuticke-centrum-jimramov/>
139. RICHARDSON, C. et al. *Therapeutic exercises for spinal segmental stabilization in low back pain*. London: Churchill Livingstone, 1999. ISBN 978-04-4305-802-8.

140. ROETERT, P. 3-D Balance and Core Stability. In: FORAN, B. *High-performance sports conditioning: modern training for ultimate athletic development*. 1. vyd. Champaign: Human Kinetics, 2001. ISBN 0-7360-0163-8.
141. SEONG, K. et al. The effect of trunk stabilization exercises with a swiss ball on core muscle activation in the elderly. *Journal of physical therapy science* [online]. 2004, roč. 26, č. 9, s. 1473-1474 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0915-5287. Dostupné z DOI: 10.1589/jpts.26.1473
142. SCHELLENBERG, K. et al. A clinical tool for office assessment of lumbar spine stabilization endurance. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2007, roč. 86, č. 5, s. 380-386 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0894-9115. Dostupné z DOI: 10.1097/PHM.0b013e318032156a
143. SKLÁDAL, J. *Bránice člověka ve světle normální a klinické fyziologie*. 1. vyd. Praha: Academia, 1976.
144. SNARR, R. et ESCO, M. Electromyographical comparison of plank variations performed with and without instability devices. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2014, roč. 28, č. 11, s. 3298-3305 [cit. 2. 2. 2017]. ISSN 1064-8011. Dostupné z DOI: 0.1519/JSC.0000000000000521
145. SOUKUP, P. Věcná významnost výsledků a její možnosti měření. *SDA Info* [online]. 2013, roč. 7, č. 2, s. 125-148. ISSN 2336-2391. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.13060/23362391.2013.127.2.41>
146. STANFORD, M. Effectiveness of specific lumbar stabilization exercises: a single case study. *The Journal of Manual and Manipulative Therapy* [online]. 2002, roč. 10, č. 1, s. 40-46 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1066-9817. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1179/106698102792209549>
147. STOKES, I. et al. Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: spinal unloading mechanism. *Clinical Biomechanics* [online]. 2010, roč. 25, č. 9, s. 859-866 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 0268-0033. Dostupné z DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2010.06.018
148. STRAND, S et al. Norms for an isometric muscle Endurance Test. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2014, roč. 40, č. 1, s. 93-102 [cit. 3. 2. 2017].

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4096102/>

149. SUCHOMEL, T. a LISICKÝ, D. Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, č. 3, s. 128-136. ISSN 1211-2658.
150. SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 3, s. 112-124. ISSN 1211-2658.
151. SVOBODA, E. et al. *Přehled středoškolské fyziky*. 3. vyd. Praha: Prometheus, 1996. ISBN 80-7196-116-7.
152. SWAMINATHAN, V. et al. The effect of leg length discrepancy upon load distribution in the static phase (standing). *Gait & Posture* [online]. 2014, roč. 40, č. 4, s. 561-563 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0966-6362. Dostupné z DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.06.020
153. SZTURZ, R. et al. Intraabdominální hypertenze na jednotkách intenzivní péče. *Vnitřní lékařství* [online]. 2007, roč. 53, č. 9, s. 972-978 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1801-7592. Dostupné z: http://www.prolekare.cz/pdf?ida=vl_07_09_17.pdf
154. TROJAN, S. et al. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.
155. TSE, M. et al. Development and validation of a core endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2005, roč. 19, č. 3, s. 547-552 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1533-4287. Dostupné z DOI: 10.1519/15424.1
156. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. Část) – terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN 1211-2658.
157. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. Část) – řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 122-129. ISSN 1211-2658.
158. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.

159. VÉLE, F. et al. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 3, s. 103–105. ISSN 1211-2658.
160. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-297-4.
161. VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
162. VÉLE, F. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci*. 1. vyd. Praha: Triton, 2012. ISBN: 978-80-7387-608-1.
163. VISSER, J. et al. The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2008, roč. 119, č. 11, s. 2424-3236 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1388-2457. Dostupné z DOI: 10.1016/j.clinph.2008.07.220
164. VOJTA, V. a PETERS, A. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-2710-3.
165. VOLPE, R. et al. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait & Posture* [online]. 2006, roč. 24, č. 3, s. 349-355 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 0966-6362. Dostupné z DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.10.009
166. *Všeobecná encyklopedie Diderot: v osmi svazcích*. 1. vyd. Praha: Diderot, 1999. ISBN 80-902555-2-3.
167. WILKE H. et al. Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups: a biomechanical in vitro study. *Spine* [online]. 1995, roč. 20, č. 2, s. 192-198 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7716624>
168. WILLSON, J. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* [online]. 2005, roč. 13, č. 5, s. 316-325 [cit. 3. 12. 2016]. ISSN 1067-151X. Dostupné z: http://www.marylloydireland.com/MLICOM_PDF/Willson_2005.pdf
169. WORKMAN, J. et al. Influence of pelvis position on the activation of abdominal and hip flexor muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online].

- 2008, roč. 22, č. 5, s. 1563-1569 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1533-4287. Dostupné z DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181739981
170. ZAZULAK, B. et al. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. *American Journal of Sports Medicine* [online]. 2007, roč. 35, č. 7, s. 1123-1130 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: 10.1177/0363546507301585
171. ZAZULAK, B. et al. Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* [online]. 2008, roč. 16, č. 9, s. 497-505 [cit. 3. 2. 2017]. ISSN 1067-151X. Dostupné z DOI: 10.5435/00124635-200808000-00011
172. ZETTERBERG, C. et al. The activity of individual trunk muscles during heavy physical loading. *Spine* [online]. 1987, roč. 12, č. 10, s. 1035-1040 [cit. 3. 2. 2016]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2964727>

PŘÍLOHY

Příloha č. 1 – Vyjádření Etické komise FTVS UK

Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 – Schéma intervenčního cvičení v pozici „plank“ - cvičební varianta „A“

Příloha č. 4 – Schéma intervenčního cvičení v pozici „plank“ - cvičební varianta „B“

Příloha č. 5 – Vstupní dotazník

Příloha č. 6 – Výstupní dotazník

Příloha č. 7 – Seznam obrázků

Příloha č. 8 – Seznam grafů

Příloha č. 9 – Seznam tabulek

Příloha č. 10 – CD ROM

Příloha č. 1 - Vyjádření Etické komise FTVS UK

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce, zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Hodnocení vlivu cvičení „plank“ na posturální stabilitu jedince

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: prosinec 2016 až leden 2017

Předkladatel: Bc. Zuzana Honzková

Hlavní řešitel: Bc. Zuzana Honzková

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Mgr. Helena Vomáčková

Popis projektu: Cílem této práce je objektivně definovat vliv hlubokých svalů v oblasti páteře a pánve na posturální stabilitu jedince. Výzkum vychází z myšlenky, že aktivace „středu těla“ (ve fyzioterapii používaný pojem hluboký stabilizační systém), dána koaktivací těchto hlubokých svalů, je stěžejní pro nastavení ostatních segmentů těla, čímž se významně podílí na udržení posturální stability daného jedince. Pro aktivaci hlubokých svalů v oblasti páteře a pánve jsme v rámci výzkumu zvolili třicetidenní intervenční cvičení v pozici „plank“, během kterého by mělo dojít ke zpevnění „středu těla“. Všechny klientky budou seznámeny s průběhem měření v rámci experimentu a před zahájením experimentu podepíší informovaný souhlas. Před začátkem výzkumu každá klientka vyplní krátký anamnestický dotazník vytvořený řešitelem. Jako měřicí nástroj pro určení posturální stability jedince bude použit přístroj NeuroCom SMART EquiTest před začátkem a po ukončení výzkumu. Pro určení stabilizačních schopností páteře jedince budou využity speciální diagnostické testy s použitím tonometru před začátkem a po ukončení výzkumu.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: Jedná se o výzkum neinvazivními metodami a bezpečnost osob v průběhu výzkumu bude zajišťovat odborný personál laboratoře katedry fyzioterapie UK FTVS. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu.

Etické aspekty výzkumu: Účastníci výzkumu jsou zletilí jedinci, jedná se o skupinu 10 probandek ve věku 20-30 let. Osobní data budou anonymizovaná (pacienti budou v práci označeni číslem).

Informovaný souhlas: přiložen

Povinnosti všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 14.12. 2016

Podpis předkladatele: *Honzkova*

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: **Předsedkyně:** doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: *201/2016*

dne: *14.12.2016*

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6
UK FTVS
- 20 -

IPa
podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu

Vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce s názvem „Hodnocení vlivu cvičení „plank“ na posturální stabilitu jedince“ prováděném ve výzkumné laboratoři katedry fyzioterapie UK FTVS.

1. Jedná se o diplomovou práci, bez finanční podpory.
2. Cílem výzkumného projektu je objektivně definovat vliv hlubokých svalů v oblasti páteře a pánve na posturální stabilitu jedince. Výzkum vychází z myšlenky, že aktivace „středu těla“, dána koaktivací těchto hlubokých svalů, je stěžejní pro nastavení ostatních segmentů těla, čímž se významně podílí na udržení posturální stability daného jedince.
3. Všechny diagnostické i terapeutické metody využity v této práci budou neinvazivní, tedy bez porušení kožního krytu.
4. Měření stabilizačních schopností páteře a posturální stability proběhne ve výzkumné laboratoři katedry fyzioterapie UK FTVS celkem dvakrát – před zahájením a ihned po ukončení intervenčního programu. Pro určení posturální stability jedince bude použit přístroj NeuroCom SMART EquiTest, na kterém probandky absolvují 2 standardizované testy. K jednomu z testů navíc využijeme i pěnovou labilní plochu, která je originální součástí výbavy přístroje NeuroCom. Pro určení stabilizačních schopností páteře jedince budou využity speciální diagnostické testy (vleže na zádech) s použitím tonometru. Pro aktivaci hlubokých svalů v oblasti páteře a pánve vytvořil hlavní řešitel práce třicetidenní intervenční cvičení v pozici „plank“ s narůstající dobou výdrže v průběhu cvičení. Během prvního vstupního měření budete poučena o správném provedení pozice „plank“ a upozorněna na nejčastější chyby při cvičení. Poté zahájíte samostatně každodenní cvičení v domácím prostředí.
5. Výzkum bude probíhat od prosince 2016 do ledna 2017, během této doby proběhne vstupní měření, intervenční třicetidenní cvičební program i výstupní kontrolní měření. Vstupní i výstupní měření bude každé přibližně v rozsahu 40-50 minut. Domácí cvičení bude 1x denně, doba cvičení se v průběhu cvičebního programu navyšuje, ale nepřesáhne dobu 10 minut. Během intervenčního programu budete několikrát měsíčně kontrolována a na základě posouzení Vašeho cvičení a Vašich subjektivních pocitů při cvičení bude eventuálně cvičení upraveno.
6. Vyplníte krátký anamnestický dotazník. Do výzkumu nebudou zařazeny osoby, které prodělaly úraz či operaci, které by mohly limitovat probandky během měření posturální stability či je omezovat při intervenční třicetidenní cvičení, dále osoby s neurologickým postižením jakéhokoliv charakteru a osoby s nižším stupněm inteligence či mentální poruchou. Do výzkumu nebudou zařazeny ani ženy, které pravidelně provozují aktivitu, která zlepšuje aktivaci „středu těla“. Celé měření bude bezbolestné a bezpečné. Během intervenčního cvičebního programu se mohou výjimečně objevit bolesti zad či svalová únava břišních a zádových svalů či svalů ramenních pletenců. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Probandky budou vybrány hlavním řešitelem, případně po konzultaci s lékařem, na základě vyplněných dotazníků - nebudou vybrány ženy s výše zmíněnými kontraindikacemi či nevhodnou sportovní aktivitou pro náš výzkum.
7. Budete poučena o všech postupech měření a průběhu intervenčního programu. Na Vaši bezpečnost během vyšetření stabilizačních schopností páteře a posturální stability bude dohlížet odborný personál ve výzkumné laboratoři katedry fyzioterapie UK FTVS.
8. Očekávaným přínosem výzkumného projektu je objektivní posouzení vlivu aktivity hlubokých svalů páteře a pánve pro udržení posturální stability jedince. Následně po potvrzení či vyvrácení této myšlenky o úzkém vztahu „středu těla“ a posturální stability využít tento poznatek v praxi fyzioterapeuta při terapii posturální nestability jedince.
9. Není poskytována žádná odměna.
10. Výsledky práce budou statisticky zpracovány a získaná data budou využita, uchována a publikována v anonymní podobě pro účely obhajoby diplomové práce na UK FTVS, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána.
11. Účastnice výzkumu budou seznámeny s výsledky jejich měření a budou moci nahlédnout do hotové práce v tištěné či elektronické podobě po dohodě s řešitelem. Dále bude práce přístupná k nahlédnutí ke studijním účelům na UK FTVS, vždy za splnění podmínek daných fakultou.
12. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele: Bc. Zuzana Honzková Podpis:.....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Zuzana Honzková Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo: katedra fyzioterapie UK FTVS v Praze, datum

Jméno a příjmení účastníka Podpis:

Příloha č. 3 – Schéma intervenčního cvičení v pozici „plank“ - cvičební varianta „A“

| | | | | | |
|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| 1. den | 2. den | 3. den | 4. den | 5. den | 6. den |
| 10 s | 15 s | 20 s | 25 s | 30 s | 35 s |
| 7. den | 8. den | 9. den | 10. den | 11. den | 12. den |
| 40 s | 45 s | 50 s | 55 s | 60 s | 1 min 5 s |
| 13. den | 14. den | 15. den | 16. den | 17. den | 18. den |
| 1 min 10 s | 1 min 15 s | 1 min 20 s | 1 min 25 s | 1 min 30 s | 1 min 35 s |
| 19. den | 20. den | 21. den | 22. den | 23. den | 24. den |
| 1 min 40 s | 1 min 45 s | 1 min 50 s | 1 min 55 s | 2 min | 2 min 5 s |
| 25. den | 26. den | 27. den | 28. den | 29. den | 30. den |
| 2 min 10 s | 2 min 15 s | 2 min 20 s | 2 min 25 s | 2 min 30 s | 2 min 35 s |

Tabulka č. 12 – Schéma intervenčního cvičení v pozici „plank“, varianta „A“

Příloha č. 4 – Schéma intervenčního cvičení v pozici „plank“ - cvičební varianta „B“

| 1. den | 2. den | 3. den | 4. den | 5. den | 6. den |
|---|---|---|---|---|---|
| 10 s | 15 s | 20 s (10 s + 10 s) (pauza 10 s) | 25 s (15 s + 10 s) (pauza 15 s) | 30 s (15 s + 15 s) (pauza 15 s) | 35 s (20 s + 15 s) (pauza 15 s) |
| 7. den | 8. den | 9. den | 10. den | 11. den | 12. den |
| 40 s (20 s + 20 s) (pauza 20 s) | 45 s (25 s + 20 s) (pauza 20 s) | 50 s (25 s + 25 s) (pauza 20 s) | 55 s (30 s + 25 s) (pauza 25 s) | 60 s (30 s + 30 s) (pauza 25 s) | 1 min 5 s (35 s + 30 s) (pauza 25 s) |
| 13. den | 14. den | 15. den | 16. den | 17. den | 18. den |
| 1 min 10 s (35 s + 35 s) (pauza 30 s) | 1 min 15 s (40 s + 35 s) (pauza 30 s) | 1 min 20 s (40 s + 40 s) (pauza 30 s) | 1 min 25 s (45 s + 40 s) (pauza 35 s) | 1 min 30 s (45 s + 45 s) (pauza 35 s) | 1 min 35 s (50 s + 45 s) (pauza 35 s) |
| 19. den | 20. den | 21. den | 22. den | 23. den | 24. den |
| 1 min 40 s (50 s + 50 s) (pauza 40 s) | 1 min 45 s (55 s + 50 s) (pauza 40 s) | 1 min 50 s (55 s + 55 s) (pauza 40 s) | 1 min 55 s (60 s + 55 s) (pauza 45 s) | 2 min (60 s + 60 s) (pauza 45 s) | 2 min 5 s (65 s + 60 s) (pauza 45 s) |
| 25. den | 26. den | 27. den | 28. den | 29. den | 30. den |
| 2 min 10 s (65 s + 65 s) (pauza 50 s) | 2 min 15 s (70 s + 65 s) (pauza 50 s) | 2 min 20 s (70 s + 70 s) (pauza 50 s) | 2 min 25 s (75 s + 70 s) (pauza 55 s) | 2 min 30 s (75 s + 75 s) (pauza 55 s) | 2 min 35 s (80 s + 75 s) (pauza 55 s) |

Tabulka č. 13 – Schéma intervenčního cvičení v pozici „plank“, varianta „B“

Příloha č. 5 – Vstupní dotazník

VSTUPNÍ DOTAZNÍK PRO DIPLOMOVOU PRÁCI „Hodnocení efektu cvičení „plank“ na posturální stabilitu jedince“

Jméno a příjmení:.....

Datum narození:.....

Výška:..... **Váha:**.....

Zaměstnání:..... **Přibližná doba sezení:** hod/den

Operace (event. uveďte měsíc a rok):

Zranění – úrazy (event. uveďte měsíc a rok):

Další obtíže (event. uveďte dobu obtíží):

Těhotenství: ANO – NE (pokud jste zaškrtnla ANO, uveďte aktuální měsíc těhotenství)

Porody: ANO – NE (pokud jste zaškrtnla ANO, uveďte počet

Pomůcky (brýle, ortézy):

Předchozí rehabilitace:

Aktuální subjektivní obtíže:

Sportovní aktivity: (počet vyplněných polí a) – d) dán počtem Vámi provozovaných aktivit)

a)

doba trvání (měsíce, roky):

počet hodin (hod/týden):

c)

doba trvání (měsíce, roky):

počet hodin (hod/týden):

b)

doba trvání (měsíce, roky):

počet hodin (hod/týden):

d)

doba trvání (měsíce, roky):

počet hodin (hod/týden)

Regenerace po sportovních aktivitách:

Příloha č. 6 – Výstupní dotazník

VÝSTUPNÍ DOTAZNÍK PRO DIPLOMOVOU PRÁCI „Hodnocení efektu cvičení „plank“ na posturální stabilitu jedince“

Jméno a příjmení:.....

1. Docvičila jste celý 30-denní program? ANO – NE (pokud jste odpověděla NE, vyplňte a.)
 - a. Z jakého důvodu jste cvičení nedokončila?
2. Vynechala jste některý den cvičení? ANO – NE (pokud jste odpověděla ANO, vyplňte a. - c.)
 - a. Kolik dní a jaké konkrétně dny?
 - b. Z jakého důvodu?
 - c. Nahrazovala jste nějak zameškaný den?
3. Měla jste během cvičení nějaké obtíže? ANO – NE (pokud jste odpověděla ANO, vyplňte a. - c.)
 - a. Popište jaké obtíže
 - b. Objevily se obtíže jen během cvičení? ANO – NE (pokud jste odpověděla NE, vyplňte c.)
 - c. Jak dlouho obtíže trvaly?
5. Cítíte zlepšení, co se týče posílení břišních svalů? ANO – NE
6. Šla byste do této výzvy znovu? ☺ ANO – NE

Příloha č. 7 – Seznam obrázků

Obrázek č. 1 - Tři úrovně řízení senzomotoriky

Obrázek č. 2 - Schéma rizikových přechodů tuhosti a tvaru páteře

Obrázek č. 3 - Regulace nitrobřišního tlaku aktivitou bránice, pánevního dna a m. transversus abdominis

Obrázek č. 4 - Syndrom rozevřených nůžek s šikmým nastavením osy bránice a pánevního dna

Obrázek č. 5 - Schéma neutrální zóny

Obrázek č. 6 - Znázornění vlivu svalové aktivity na postavení pánve a páteře

Obrázek č. 7 - Podpor na předloktí ležmo

Obrázek č. 8 - NeuroCom SMART EquiTest

Obrázek č. 9 - Předdefinovaná poloha chodidel

Obrázek č. 10 - Pěnová podložka NeuroCom

Obrázek č. 11 - Grafické znázornění výsledků testu LOS

Obrázek č. 12 - Grafické znázornění výsledků testu WBS

Obrázek č. 13 - Grafické znázornění výsledků testu LOS na pěnové podložce dozadu

Obrázek č. 14 - Grafické znázornění výsledků testu LOS na pevné podložce

Příloha č. 8 – Seznam grafů

Graf č. 1 - EMG měření svalové aktivity povrchových svalů v pozici „plank“

Graf č. 2 - EMG měření svalové aktivity hlubokých svalů v pozici „plank“

Graf č. 3 - Průměrné naměřené EMG hodnoty svalů v pozici „plank“

Graf č. 4 - Porovnání hodnot „reaction time“ vstupního a výstupního vyšetření bez pěnové podložky

Graf č. 5 - Porovnání hodnot „reaction time“ vstupního a výstupního vyšetření s pěnovou podložkou

Graf č. 6 - Porovnání hodnot „movement velocity“ vstupního a výstupního vyšetření bez pěnové podložky

Graf č. 7 - Porovnání hodnot „movement velocity“ vstupního a výstupního vyšetření s pěnovou podložkou

Graf č. 8 - Porovnání hodnot „directional control“ vstupního a výstupního vyšetření bez pěnové podložky

Graf č. 9 - Porovnání hodnot „directional control“ vstupního a výstupního vyšetření s pěnovou podložkou

Graf č. 10 - Porovnání hodnot „endpoint excursion“ vstupního a výstupního vyšetření bez pěnové podložky

Graf č. 11 - Porovnání hodnot „endpoint excursion“ vstupního a výstupního vyšetření s pěnovou podložkou

Příloha č. 9 – Seznam tabulek

Tabulka č. 1 - Parametry testované skupiny žen

Tabulka č. 2 - Kritické hodnoty pro Wilcoxonův test

Tabulka č. 3 - Přehled naměřených hodnot „reaction time“ (RT) z vyšetření bez pěnové podložky

Tabulka č. 4 - Přehled naměřených hodnot reaction time (RT) z vyšetření na pěnové podložce

Tabulka č. 5 - Přehled naměřených hodnot „movement velocity“ (MVL) z vyšetření bez pěnové podložky

Tabulka č. 6 - Přehled naměřených hodnot „movement velocity“ (MVL) z vyšetření s pěnovou podložkou

Tabulka č. 7 - Přehled naměřených hodnot „directional control“ (DCL) z vyšetření bez pěnové podložky

Tabulka č. 8 - Přehled naměřených hodnot „direction control“ (DCL) z vyšetření s pěnovou podložkou

Tabulka č. 9 - Přehled naměřených hodnot „endpoint excursion“ (EPE) z vyšetření bez pěnové podložky

Tabulka č. 10 - Přehled naměřených hodnot „endpoint excursion“ (EPE) z vyšetření s pěnovou podložkou

Tabulka č. 11 - Přehled rozdílů mezi vstupními a výstupními hodnotami parametru „reaction time“ (RT), „movement velocity“ (MVL), „directional control“ (DCL) a „endpoint excursion“ (EPE)

Tabulka č. 12 - Schéma intervenčního cvičení v pozici „plank“, varianta „A“

Tabulka č. 13 - Schéma intervenčního cvičení v pozici „plank“, varianta „B“

Příloha č. 10 CD ROM

obsahující: anamnestická data účastnic studie

výsledky vstupního a výstupního vyšetření účastnic studie