

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

*Ústav fyzioterapie*

Bc. Anna Šimonová

**Vliv metody spirální stabilizace páteře na efektivitu  
automatických a cílených posturálních reakcí**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Stanislav Horák, Ph.D., MBA

Olomouc 2018

**Prohlášení:**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením MUDr. Stanislava Horáka, Ph.D., MBA a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 15. 5. 2018

Podpis: .....

## **Poděkování**

Touto cestou bych ráda poděkovala vedoucímu své diplomové práce MUDr. Stanislavu Horákovi, Ph.D., MBA, za odborné vedení, cenné rady, podněty a připomínky k odbornému i formálnímu obsahu diplomové práce. Také za vstřícný přístup a zejména za trpělivost a ochotu. Dále bych ráda poděkovala Mgr. Kateřině Langové, Ph.D. za statistické zpracování dat k diplomové práci. Také Mgr. Martinu Morávkovi za rady ohledně SM-systému. V neposlední řadě bych chtěla poděkovat všem dobrovolníkům účastnících se experimentu.

# ANOTACE

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Vliv metody spirální stabilizace páteře na efektivitu automatických a cílených posturálních reakcí

**Název práce v AJ:** The influence of spiral stabilization of the spine on the effectiveness of automatic and targeted postural responses

**Datum zadání:** 2018-02-12

**Datum odevzdání:** 2018-05-15

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Obor fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Anna Šimonová

**Vedoucí práce:** MUDr. Stanislav Horák Ph.D., MBA

**Oponent práce:** Mgr. Jana Vyskotová, Ph.D.

## Abstrakt v ČJ:

Diplomová práce se zabývá vlivem metody spirální stabilizace páteře na automatické a cílené posturální reakce. K objektivnímu zhodnocení vlivu byly použity vybrané testy na dynamické počítačové posturografii. Experimentu se zúčastnilo deset dobrovolníků, kteří na začátku a na konci experimentu podstoupili dva testy na automatické posturální reakce (Motor Control Test, Adaptation Test) a dva testy na cílené posturální reakce (Limits of Stability, Rhythmic Weight Shift). Mezitím, po dobu tří měsíců probandi pravidelně cvičili základní sestavu cviků metody spirální stabilizace páteře. Výsledná data prokázala statisticky významné zlepšení cílených posturálních reakcí vlivem metody spirální stabilizace páteře. U automatických posturálních reakcí jsme nemohli zamítnout nulovou hypotézu pro parametry Amplitude Scaling Motor Control Testu a Toes Down v rámci Adaptation Testu. V odborné literatuře bohužel zatím není dostatek výzkumů a vědeckých prací věnujících se spirální

stabilizaci páteře, zejména jeho vlivem na posturální stabilitu a reakce. Diskuze k výsledkům byla z tohoto důvodu omezena.

**Abstrakt v AJ:**

This Master's Thesis is about the influence of the spiral stabilization of the spine on automatic and targeted postural responses. As an objective assessment of the impact, there were used selected tests on dynamic computer posturography. The experiment involved ten volunteers. At the beginning and at the end of the experiment, volunteers were tested with two tests for automatic automatic postural responses (Motor Control Test, Adaptation Test) and another two for targeted postural responses (Limits of Stability, Rhythmic Weight Shift). Meanwhile, they were practicing a basic set of exercises of the spiral stabilization of the spine for a period of three months. The results showed a statistically significant improvement in targeted postural responses due to the effect of the spiral stabilization of the spine. We could not reject the zero hypothesis for some parameters of automatic postural responses, which were the Amplitude Scaling in Motor Control Test and Toes Down in Adaptation Test. Unfortunately, there is not enough research and scientific papers, which are devoted to the spiral stabilization of the spine. Especially not enough research showing its influence on postural stability and postural responses. Therefore, discussion about the results was limited.

**Klíčová slova v ČJ:** Spirální stabilizace páteře, postura, posturální stabilita, posturální kontrola, posturální reakce, dynamická počítačová posturografie,

**Klíčová slova v AJ:** Spiral stabilization of the spine, posture, postural stability, postural control, postural reactions, dynamic computer posturography

**Rozsah:** 80 stran/7 příloh

## Obsah

ÚVOD.....	- 9 -
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ .....	- 10 -
1. 1 Posturální stabilita .....	- 10 -
1. 1. 1 Základní terminologie.....	- 10 -
1. 2 Posturální kontrola.....	- 12 -
1. 2. 1 Řídící funkce nervového systému.....	- 12 -
1. 2. 2 Zpětná vazba.....	- 14 -
1. 2. 3 Anticipující posturální reakce (APA, anticipatory postural adjustments).....	- 15 -
1. 2. 4 Kompenzační posturální reakce (CPA, Compensatory postural adjustments)-	15 -
1. 2. 5 Vyrovnávací pohybové strategie .....	- 16 -
1. 2. 6 Senzorické strategie.....	- 17 -
1. 3 Spirální stabilizace páteře.....	- 18 -
1. 3. 1 Teoretické podklady metody (Základní charakteristika metody).....	- 18 -
1. 3. 2 Přehled principů metody.....	- 19 -
1. 3. 3 Spirální a vertikální svalová zřetězení.....	- 23 -
1. 3. 4 Anatomie základních svalových řetězců .....	- 24 -
1. 3. 5 Hlavní zásady cvičení .....	- 26 -
1. 4 Dynamická počítačová posturografie .....	- 27 -
1. 4. 1 Motor Control Test (MCT).....	- 28 -
1. 4. 2 Adaptation Test (ADT).....	- 29 -
1. 4. 3 Limits of Stability (LOS).....	- 29 -
1. 4. 4 Rhythmic Weight Shift (RWS).....	- 30 -
2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY .....	- 31 -
2. 1 Cíl práce.....	- 31 -
2. 2 Výzkumné otázky a hypotézy .....	- 31 -
2. 2. 1 Výzkumná otázka č. 1 .....	- 31 -

2. 2. 2 Výzkumná otázka č. 2 .....	- 31 -
2. 2. 3 Výzkumná otázka č. 3 .....	- 32 -
2. 2. 4 Výzkumná otázka č. 4 .....	- 32 -
3 METODIKA EXPERIMENTU .....	- 33 -
3. 1 Charakteristika výzkumné skupiny .....	- 33 -
3. 2 Průběh výzkumu .....	- 33 -
3. 2. 1 Vyšetření pomocí dynamické počítačové posturografie NeuroCom® .....	- 33 -
3. 2. 2 Lekce spirální stabilizace páteře .....	- 34 -
3. 3 Standardizace měření .....	- 40 -
3. 4 Zpracování dat posturografu .....	- 41 -
3. 5 Statistické zpracování dat .....	- 41 -
4 VÝSLEDKY A STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT .....	- 43 -
4. 1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1 .....	- 43 -
4. 2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2 .....	- 46 -
4. 3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3 .....	- 48 -
4. 4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4 .....	- 49 -
5 DISKUZE .....	- 57 -
5. 1 Diskuze k výsledkům výzkumu .....	- 57 -
5. 2 Diskuze k vlivu spirální stabilizace páteře na posturální reakce a stabilitu .....	- 59 -
5. 3 Limity práce .....	- 62 -
5. 4 Celkové zhodnocení a doporučení pro další výzkum .....	- 62 -
ZÁVĚR .....	- 65 -
REFERENČNÍ SEZNAM .....	- 66 -
SEZNAM ZKRATEK .....	- 72 -
SEZNAM OBRÁZKŮ .....	- 73 -
SEZNAM TABULEK .....	- 75 -
SEZNAM PŘÍLOH .....	- 76 -





## ÚVOD

Cílem výzkumu bylo zjistit vliv metody spirální stabilizace páteře na efektivitu automatických a cílených posturálních reakcí. Tato diplomová práce je členěna na pět základních částí. V první části se nacházejí teoretické podklady související s cílem práce. Zde jsou nejprve popsány základní informace o posturální stabilitě a posturální kontrole, vymezení pojmů, základní terminologie, možnosti ovlivnění a pohybové strategie. Dále se v této části nachází charakteristika a principy metody Spirální stabilizace páteře. Závěr teoretické části se věnuje dynamické počítačové posturografii a teoretickým podkladům vybraných testů. Druhá část popisuje cíl práce a hypotézy. Ve třetí části se nalézá metodika popisující celý průběh experimentu. Čtvrtá část obsahuje tabulky a grafy zhodnocující statistickou významnost výsledků experimentu. V páté části tyto výsledky diskutujeme a porovnáváme s výsledky ostatních studií věnujících se podobnému tématu.

K vyhledávání podkladů bylo využíváno elektronických informačních zdrojů Univerzity Palackého v Olomouci a to zejména databáze EBSCO, Google Scholar, Science Direct a PubMed. Pro vyhledávání v databázích byla použita tato klíčová slova: spirální stabilizace páteře, postura, posturální stabilita, posturální kontrola, posturální reakce, dynamická počítačová posturografie a případně jejich anglické ekvivalenty. Celkem bylo při tvorbě diplomové práce využito 8 monografií a 40 plnotextových článků v českém a anglickém jazyce. Vyhledávání bylo realizováno v čase od října 2017 do května 2018.

# 1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

## 1.1 Posturální stabilita

Posturální stabilita je charakterizována jako schopnost zabezpečit vzpřímené držení těla a zároveň reagovat na změny vnitřních i zevních sil, aniž by došlo k neřízenému pádu (Vařeka, 2002, s. 116). Westcott (1997, p. 630) popisuje posturální stabilitu jako schopnost udržet a kontrolovat těžiště ve vztahu k opěrné bázi tak, aby bylo zabráněno pádům, a zároveň bylo možné dokončit zamýšlený pohyb.

Posturální stabilita je spojena se zajištěním vzpřímeného držení těla. Lidské tělo je vzhledem k malé ploše základny s vysoko uloženým těžištěm velmi nestabilní systém. Zajištění vzpřímeného držení je komplexní děj, na kterém spolupracují zejména tyto tři složky – senzorická, řídicí a výkonná (Vařeka, 2002, s. 115).

Senzorická složka sestává zejména z propiocepce a exterocepce, zraku a vestibulárního systému. Za řídicí funkci je zodpovědný centrální nervový systém. Výkonnou složku zajišťuje pohybový systém. Důležitá je spolupráce všech systémů. Selhání jednoho z nich nemusí vést k přímému ohrožení stability jedince, ale jeho inaktivita se většinou projeví při zvýšené zátěži a vede ke ztrátě kontroly a následnému pádu. Tato skutečnost je jedním z důvodů, proč není vyšetření posturální stability v klidném stoji uznáváno jako validní. K pádům většinou dochází při chůzi či jiné lokomoci, a ty bývají zejména ve vyšším věku závažným problémem (Vařeka, 2002, s. 115, Vařeka, Vařeková, 2009, s. 119).

### 1.1.1 Základní terminologie

**Postura** – aktivní držení dílčích segmentů těla proti působení zevních sil, z nichž je v běžném životě nejdůležitější síla tíhová. Posturu zajišťují aktivně vnitřní síly, kdy hlavní úlohu sehrává svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem (CNS). K provedení optimálního pohybu je potřebné zaujmout a hlavně udržet optimální posturu, která vždy vyžaduje zpevnění osového orgánu. Aktivní držení řízené CNS probíhá dle konkrétního programu a je realizováno anatomicky definovaným pohybovým systémem, který respektuje biomechanické principy. Postura je součástí nejen statického stoje, ale všech způsobů aktivní lokomoce. Je tedy zřejmé, že postura provází pohyb nejen na počátku a na konci cíleného

pohybu, ale i v průběhu jeho provedení (Vařeka, 2002, s. 116, Vařeka, Vařeková, 2009, s. 119).

**Atituda** – postura nastavená takovým způsobem, aby tělo bylo schopné provést plánovaný pohyb.

**Opěrná plocha (Area of support, AS)** – dříve byla označována za plochu kontaktu podložky s povrchem těla. Přesnější definice ji popisuje jako pouze tu část plochy kontaktu (Area of Contact, AC), která je aktuálně využívána k vytvoření oporné báze. Není totiž nutné, aby byl přímý kontakt podložky s povrchem těla, mezi nimi může být například část oděvu. Nicméně hlavním důvodem k upřesnění definice je ten, že k aktivní opoře ani nelze využít celou plochu kontaktu. Bylo prokázáno, že AS je menší než AC. Je to dáno anatomickými faktory a svalovou aktivitou, například přenos sil na plošce není nikdy mezi nohou a podložkou rovnoměrný (Vařeka, I., 2002, s. 116, Vařeka, I., Vařeková, R., 2009, s. 119).

**Opěrná báze (Base of Support, BS)** – jedná se o část podložky, ohraničenou nejvzdálenějšími body opěrné plochy. Je však nutno brát v úvahu upřesnění definice opěrné plochy. Změny opěrné báze ovlivňují řízení posturální stability pomocí propriocepce a exterocepce, což se projeví v chování celého posturálního systému. Tento mechanismus je jedním z principů efektu reflexní terapie nohou (Vařeka, 2002, s. 116 - 117, Vařeka, Vařeková, 2009, s. 120).

**Těžiště (Centre of Mass, COM)** – hypotetický hmotný bod, do kterého je, v globálním vztažném systému, soustředěna hmotnost celého těla. Je k dispozici více metod, jak stanovit COM, například experimentálně, graficky nebo matematicky. Z biomechanického hlediska lze stanovit těžiště pro každý segment zvlášť, a následně odvodit společné těžiště i pro bezvládné tělo (bezvědomí, smrt). Z pohledu kineziologie lze hovořit o společném těžišti pouze při zaujetí postury (Vařeka, 2002, s. 117, Vařeka, Vařeková, 2009, s. 120).

**COG (Centre of Gravity)** – průmět společného těžiště těla do oblasti opěrné báze. Bez vztahu k opěrné bázi nemá COG význam. V kvazistické poloze (sed, stoj, atd.) se COG nachází uvnitř opěrné báze. Jakmile se dostane mimo ni, není možný návrat COG zpět působením pouze vnitřních sil (svalová síla jedince). Aby se COG dostalo zpět nad opěrnou bázi, je nutné ji změnit přemístěním plochy kontaktu (Vařeka, 2002, s. 117, Vařeka, Vařeková, 2009, s. 120).

**COP (Centre of Pressure)** – bod, kam se promítá vektor reakční síly podložky. Představuje vážený průměr všech tlaků v oblasti kontaktu podložky s povrchem těla. Je nezávislý na COM a často bývá zaměňován za COG (Winter, 1995, p. 194).

## **1. 2 Posturální kontrola**

Posturální kontrola je schopnost udržet rovnováhu a posturální orientaci v gravitačním poli, pomocí udržování či návratu těžiště nad opěrnou bázi (Horak, 1987, p. 1881). Ve své novější práci Horak (2006, p. ii8) již tento proces nevidí tak jednoduše. Uvádí ji jako komplex dovedností založených na interakci dynamických senzomotorických procesů. Dva hlavní funkční cíle posturálního chování jsou posturální orientace a posturální rovnováha

Posturální orientace zahrnuje aktivní kontrolu nastavení těla a svalového tonu s ohledem na gravitaci, opěrné plochy, okolní prostředí a vnitřní pochody (Horak, 2006, pp. ii7 – ii8). Další interpretace posturální orientace ji popisuje jako schopnost zachovat odpovídající vztah jednotlivých segmentů těla a prostoru v průběhu prováděného úkolu (Shumway-Cook, 2007, p. 162).

Pod pojmem posturální rovnováha chápeme koordinaci pohybových strategií používaných ke stabilizaci těžiště při narušení stability, a to jak vlivem vnitřních pochodů (volní motoriky), tak ze zevních příčin. Výběr vhodné specifické strategie závisí nejen na charakteru zevního posturálního vychýlení, ale také na individuálním očekávání, cílech a předchozích zkušenostech jedince (Horak, 2006, p. ii7).

Systém posturální kontroly je velmi složitý komplex, složený z komplikovaných interakcí mezi senzoričkým, nervovým a motorickým muskuloskeletálním (kloubní rozsah, vlastnosti vazů atd.) systémem. Existují dvě hlavní teorie posturální kontroly (Cheng, 2003, p. 3). První je hierarchická teorie posturální kontroly popsána Sherringtonem v roce 1910. Vychází z toho, že postoj a rovnováha jsou výsledkem hierarchicky organizovaných reflexních reakcí vyvolaných senzoričkými vstupy (Granit, 1970 in Cheng, 2003, p. 3). Tato teorie byla vyvrácena druhou teorií, a to systémovou teorií posturální kontroly. Ta rozšiřuje první teorii o ovlivnění posturální kontroly i skrze nervový, muskuloskeletální a senzoričký systém a vliv okolí. Ke zpracování informací a vyhodnocení následných reakcí k udržení rovnováhy používáme systém zpětné vazby i anticipující a kompenzační posturální reakce (viz kapitola 1. 2. 2, 1. 2. 3 a 1. 2. 4, s. 14-16), (Cheng, 2003, p. 3).

### **1. 2. 1 Řídící funkce nervového systému**

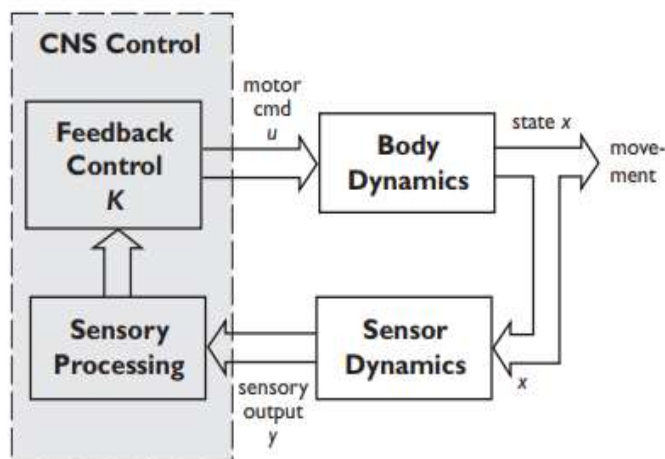
Nervový systém se skládá z mozku, míchy a neuronů. Hodně oblastí mozku je spojováno s posturální rovnováhou (např. zadní parietální korová oblast, sekundární motorická oblast, primární motorická oblast, mozeček, bazální ganglia, spinální motorické

okruhy, atd.). Každá z těchto oblastí má svou unikátní funkci a přispívá k posturální stabilitě (Cheng, 2003, p. 3).

Lidský centrální nervový systém reguluje posturální rovnováhu jako komplex i přesto, že je tělo složeno z mnoha segmentů s širokou škálou sensorických vstupů. Každý z těchto senzorů poskytuje lokalizovanou a nekompletní informaci, vztaženou jen k pohybu jednoho či více segmentů, a to v závislosti na dynamice senzoru samotného. Tato jednotlivá data, poskytující pouze zlomek z celkových sensorických informací, jsou následně přenášena do CNS pomocí aferentní dráhy (Kuo, 2005, p. S235). Ne všechny informace jsou si ovšem rovny. Kavounoudias, Roll a Roll (2001, pp. 869-878) ve své studii zjistili, že proprioceptivní a taktilní zpětná vazba může ovlivňovat posturální kontrolu více či méně, v závislosti na stavu a poloze těla a okolním prostředí.

CNS nepřetržitě vytváří příkazy pro motorický systém, aby vykompenzoval nestabilní dynamiku těla. Kontrolní systémy jsou vystavovány dvěma náročným úkolům k udržení postury. Prvním z nich je použití zpětné vazby ke kontrole nestabilního systému. Druhým je zpracování nepřehledného množství dat, poskytujících informace nezbytné k provedení této kontroly (Kuo, 2005, p. S235). Schéma kontroly je zobrazeno na obrázku 1 (s. 13).

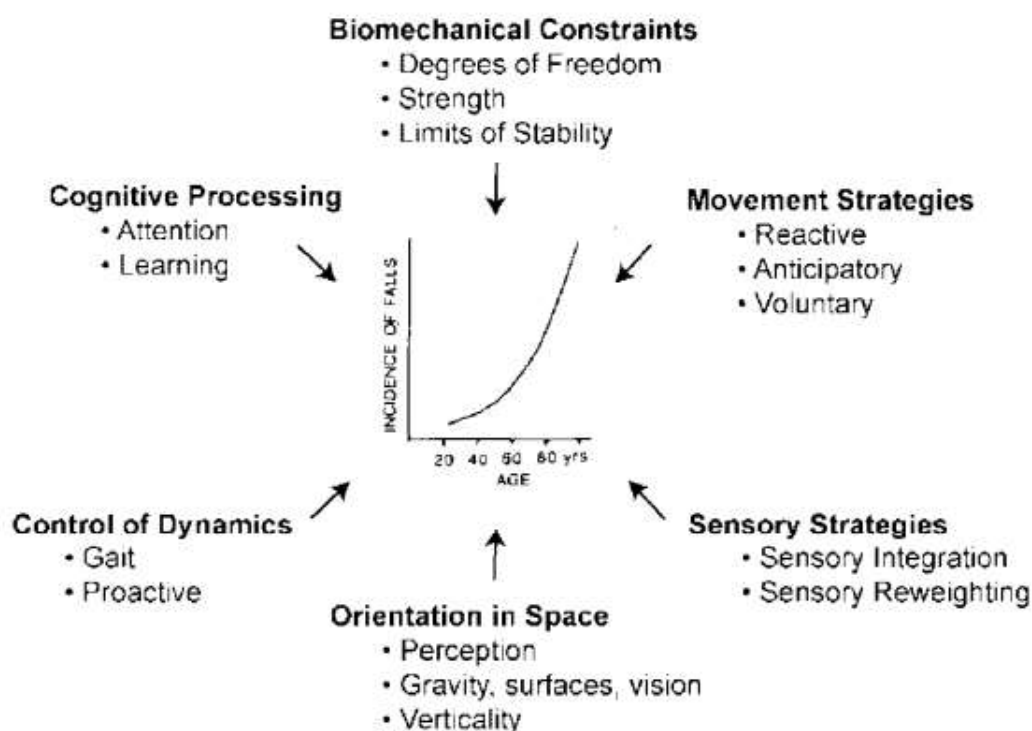
(a) General Feedback Control Model



**Obrázek 1** – Schéma kontroly CNS, obecný model zpětné vazby. Povel pro motorický systém ( $u$ ) řídí dynamiku těla a vytváří pohyb a nastavují polohu těla ( $x$ ). Senzory pohybu přenášejí informace o poloze těla zpět do CNS pomocí sensorických výstupů ( $y$ ), (Kuo, 2005, p. S236).

Jiný přístup k porozumění posturální kontrole, vyžaduje uvážení mnoha fyziologických systémů, které jsou zásadní pro schopnost vzpřímeného stoje, chůze a bezpečné a účinné interakce jedince s okolím. Poznání a pochopení těchto systémů, jakým mechanismem a v jaké míře přispívají k posturální kontrole, nám umožňuje systematicky analyzovat konkrétní balanční poruchy a u každého jedince je zhodnotit individuálně. Na obrázku 2 (s. 14) je zobrazen souhrn šesti významných prostředků důležitých pro posturální kontrolu (Horak, 2006, p. ii8).

### Resources Required for Postural Stability and Orientation



**Obrázek 2** - Prostředky potřebné k posturální stabilitě a orientaci. Uprostřed se nachází graf znázorňující zvyšující se riziko balančních poruch a pádů s rostoucím věkem jedince (Horak, 2006, p. ii8).

#### 1. 2. 2 Zpětná vazba

Bipedální vzpřímený stoj je již ze své biomechanické podstaty nestabilní (Vařeka, 2002, s. 115; Peterka, 2002, p. 1097). Vzpřímeného stoje je dosaženo díky mechanismu zpětné vazby, který vytváří vhodný korekční torzní moment, vznikající při interakci nohou a podložky, čímž nám pomáhá zachovávat vertikálu. Zpětná vazba je zprostředkována pomocí aktivních a pasivních mechanismů (Peterka, 2002, p. 1097).

Pasivní torzní moment je dle Wintera et al. (2001, p. 2632) generován svalovým napětím a je aktivován bez časového zpoždění. Aktivní zpětnovazebné mechanismy vyžadují větší časovou rezervu vlivem větší náročnosti na vedení, zpracování dat a následnou aktivaci svalů. Hlavními zpětnovazebnými mechanismy během vzpřímeného, klidového stoje jsou propiocepce a vizuální aparát. Na pohybující se plošině naopak přebírá hlavní roli vestibulární systém (Peterka, 2002, p. 1098). Pasivní mechanismy reagují v prvních 80 ms po nástupu podnětu a produkují korekční torzní moment hlezenních kloubů (Alexandrov, 2005, p. 320). V dalších chvílích přebírají funkci mechanismy aktivní zpětné vazby využívajících posturálních reakcí popsaných níže (Peterka, 2002, p. 1097).

### **1. 2. 3 Anticipující posturální reakce (APA, anticipatory postural adjustments)**

Na schopnosti využití anticipujících a kompenzačních posturálních reakcí závisí efektivita posturální kontroly během vzpřímeného stoje. Bylo prokázáno, že předvídatelné perturbace vedly ke generování anticipujících posturálních reakcí, čímž byla značně snížena nutnost využití kompenzační svalové aktivity a zmenšeny byly i výchylky COP (Santos, 2010, p. 388). Anticipující posturální reakce jsou vhodným příkladem dopředné zpětné vazby (Alexandrov, 2005, p. 309).

Prvně byly popsány týmem ruských vědců v roce 1967 pod vedením Belen'kiina, jako interní reakce na vychýlení z rovnováhy. Reakce jsou tvořeny samovolně iniciovanými pohyby zahrnující tělesné segmenty jako například zdvih horní či dolní končetiny nebo ohyb trupu (Belen'kii, 1967, in Santos, 2010, p. 388).

Anticipující posturální reakce souvisí s aktivací či inhibicí svalů trupu a dolních končetin, které předcházejí aktuální perturbaci. Jejich role je minimalizovat negativní důsledky očekávané posturální výchylky z rovnovážného stavu. A jelikož jsou založeny na stejných parametrech jako volní pohyb, který i generují, měly by být považovány jako předprogramované (Bouisset, 1987, p. 735, 740). Intenzita reakce je podmíněna třemi faktory, jsou jimi rozsah očekávané výchylky, posturální stabilita a charakter činnosti zapříčiňující výchylku (Latash, 2008, p. 216).

### **1. 2. 4 Kompenzační posturální reakce (CPA, Compensatory postural adjustments)**

Kompenzační posturální reakce se vyrovnávají s akutními výchylkami rovnováhy, které nemohou být předvídané. Jsou iniciovány zpětnovazebnými sensorickými signály, hned

jakmile dojde k perturbaci (Alexandrov, 2005, p. 309). CPA jsou vývojově starší, vytváří se mezi desátým a dvanáctým měsícem a předchází vývoji APA, které se vyvíjí až mezi třináctým až sedmnáctým měsícem (Girolami, Shiratori, Aruin, 2010, p. 162). Jsou mechanismem, který zajišťuje znovu nastolení posturální rovnováhy (Alexandrov et al., 2005, pp. 309-310).

Nejčasnější odpověď na výchyly podložky jsou nazývány automatické posturální reakce s reakčním časem 70-180 ms. Nastupují sice o něco později než myotatické reflexy, které jsou aktivní již po 40-50 ms, ale mají rychlejší nástup než volní reakce (180-250 ms). Část zpoždění v aktivaci posturálních svalů má na svědomí zpožděné vedení, svaly blíže páteři jsou aktivovány rychleji než na periférii. Neplatí to však ve všech případech (Horak, Henry, Shumway-Cook, 1997, p. 521).

Výsledky studií zkoumající reakce na perturbace podložky naznačují, že centrálně naprogramované synergie mohou zpozdit aktivaci svalů blíže k míše, aby bylo možné dosáhnout specifických funkčních časoprostorových vzorů. Příkladem může být například kotníková strategie, kdy jsou distální svaly kolem hlezenního kloubu aktivovány dříve než svaly trupu (McCollum, Horak, Nashner, 1984, pp. 52-66).

Zpoždění mohou být vyvolána změněným zdravotním stavem jedince, například zpožděným sensorickým a motorickým vedením při periferních neuropatiích, zpomaleným vedením přes neurony vlivem roztroušené sklerózy či zpožděním centrálních procesů (Horak, Henry, Shumway-Cook, 1997, p. 521).

### **1. 2. 5 Vyrovnávací pohybové strategie**

Rychlé, automatické posturální odpovědi jsou vyprovokovány, jakmile dojde k perturbacím, vychylujícím tělo z rovnováhy. K vyvolání vhodné odpovědi potřebuje CNS znát směr a velikost perturbace. Následně vyhodnotí správnou pohybovou strategii vhodnou k vyrovnání rovnováhy. Odpověď musí být provedena včas, aby se zabránilo pádu (Schupert a Horak, 1999, pp. 64, 65).

Jsou celkem tři hlavní pohybové strategie sloužící k návratu těla do rovnováhy ve vzpřímené pozici. Dvě z nich pracují s nezměněnou pozicí kontaktu chodidel s podložkou, ta třetí, kroková, zahrnuje změnu opěrné báze prostřednictvím úkroku stranou (Horak, 1987, p. 1882).

Při využití kotníkové strategie se tělo v hlezenních kloubech chová jako flexibilní obrácené kyvadlo. Tato strategie je vhodná k udržování rovnováhy za předpokladu, že stojíme



na pevném povrchu a čelíme jen drobným výchyilkám (Horak, 2006, p. ii9). Je využívána k balancování v antero/posteriorním směru. Ovládá pohyb COM pomocí torzních momentů v hlezenních kloubech, které posunují COP nad COM (Horak, 2000, p. 268).

Kyčelní strategie je využívána při rychlé výchylce nebo velké amplitudě odchylky. Zejména v podmínkách, které neumožňují využití strategie kotníkové, přičemž plosky zůstávají stále v kontaktu s podložkou. Skládá se z flexe trupu vycházející z kyčelních kloubů a souběžné kontrarotaci kloubů hlezenních vůči krčním (Horak, 2000, p. 268).

Maki, Edmondstone a McIlroy (2000, p. M270) zjistili, že kroková strategie se zdá být převládající k zajištění stability, i v případech, kdy jsou perturbace relativně malé. Velmi běžně je využívána k nastolení rovnováhy během chůze. Úspěšné nastolení rovnováhy vyžaduje rychlou a přesnou kontrolu pohybu dolních končetin a zároveň pohybu COM tak, aby se zastavilo v rámci hranic opěrné báze, vytvořené krokem novým. Kontrola těchto reakcí je komplexní a relativně složitá, což může být zejména pro seniory velmi náročné.

McIlroy a Maki (1996, p. M293) ve své studii porovnávali krokovou strategii u mladých, zdravých jedinců a seniorů. Obě dvě věkové kategorie vykazovaly podobné hodnoty, jediné dva parametry, v kterých se lišily, byly v rychlejší ustanovení medio-laterální asymetrie u mladších jedinců a v tom, že senioři mnohem častěji využívali k opětovnému nastolení rovnováhy přídatné kroky navíc.

### **1. 2. 6 Senzorické strategie**

Ke správné a komplexní interpretaci stavu okolí jedince musí být sjednoceny informace ze somatosenzorického, zrakového a vestibulárního systému. Pokud subjekt změní své okolí, každý z těchto systémů musí znovu zvažovat, v jaké míře se mohou spoléhat na každý ze smyslů. Zdravý člověk, v dobře osvětleném terénu a s pevnou opěrnou bází, spoléhá nejvíce na somatosenzorický systém (70%), dále z 20% na vestibulární aparát a z 10% spoléhá na informace vizuální. Při přechodu na nestabilní povrch se zvýší podíl využití vestibulárního a vizuálního aparátu a naopak se sníží závislost na informacích z proprioceptorů (Horak, 2006, p. ii9).

Nicméně se velmi málo ví o tom, jak jsou informace ze smyslových orgánů zpracovávány a kombinovány, pokud jsou příchozí sensorické informace vzájemně v rozporu či jsou nedostatečné. Jednou z možností je zkombinovat podněty v podstatě lineárním způsobem. To znamená, že každý sensorický systém detekuje chybu indikující odchylku orientace těla od požadované pozice. Podněty z vestibulárního systému detekují vychýlení

polohy hlavy vůči vertikále k zemskému povrchu (gravitaci), vizuální senzory zjišťují orientaci hlavy vzhledem k okolnímu prostředí a proprioceptory detekují orientaci nohy vzhledem k opěrné ploše. Každá jednotlivá odchylka je zaznamenána, následně se všechny sečtou dohromady a systém vygeneruje vhodný korekční točivý moment (Peterka, 2002, pp. 1097-1098).

Schopnost přehodnotit senzorické informace v závislosti na kontextu, je velmi zásadní k udržení stability zejména pokud se přechází z jednoho prostoru do výrazně jiného. Například z dobře osvětlené cesty na spoře osvětlenou zahradu. Jedinci s periferním vestibulárním či somatosenzorickým deficitem jsou právě v této schopnosti značně limitováni, čímž se u nich zvyšuje riziko pádu. Některé poruchy CNS, jako například Alzheimerova choroba, mohou také narušit schopnost CNS rychle přeměnit závislost z jednoho na druhý senzorický systém, i když je periferní senzorický systém intaktní (Horak, 2006, p. ii9).

## **1.3 Spirální stabilizace páteře**

### **1.3.1 Teoretické podklady metody (Základní charakteristika metody)**

Spirální stabilizace páteře neboli SM-systém je metoda, kterou vytvořil a propaguje MUDr. Richard Smíšek již více jak 35 let. Jak již název napovídá, primárně je určena zejména pacientům se zdravotními problémy s páteří. Ať již s bolestmi v krční, hrudní či bederní oblasti, s akutním výhřezem meziobratlového disku nebo také se skoliózou. Metodu lze využít i u vrcholových sportovců v rámci kondičního tréninku. Nejen jako způsob k dosažení lepšího sportovního výkonu, ale i jako prevenci přetížení a degenerace páteře a velkých kloubů. V dnešní době se dostává SM-systém do povědomí i širší veřejnosti a jako prevence bolestí zad se učí na školách a také i v řadě tělocvičen Sokola. Tímto způsobem je zajištěna nejen prevence, ale i následné pokračování tělovýchovného programu po již proběhlé rehabilitační léčbě (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 5).

Během evoluce se člověku vytvořil svalový korzet, který celé tělo stabilizoval při pohybu a provádění běžných denních činností. Na formování tohoto korzetu se podílela zejména chůze, běh a rozsáhlé pohyby paží ve vzpřímené poloze. Vzhledem k tomu, že v dnešní době převažuje sedavý způsob života, tak se mění i nároky na pohybový aparát. Začíná převažovat statický pohyb nad dynamickým a narušuje se vzpřímené držení těla.

SM-systém se snaží obnovit funkci svalů a svalových řetězců tak, aby se postavení těla vrátilo do energeticky vyvážené vzpřímené pozice (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 4).

Podstatou většiny cviků je centrace a trakce páteře, čímž dochází k rovnoměrnému zatížení jednotlivých segmentů páteře a kloubů horních i dolních končetin. Snižuje se tak riziko předčasného vzniku degenerativních změn a zároveň se uvolňují blokády páteře. Tohoto nastavení můžeme dosáhnout správnou aktivací a souhrou spirálních svalových zřetězení stabilizujících pohyb. Spirální stabilizací se zároveň urychluje aktivace kontrakce stabilizačních svalových spirál v labilních pozicích. Rychlá stabilizace je důležitá nejen v prevenci pádů, ale i zlepšuje koordinaci při sportovních aktivitách (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 4).

Jedinou nezbytně nutnou pomůckou tohoto cvičebního programu je elastické lano. Elastické z toho důvodu, že umožňuje neomezený pohyb končetin proti minimální, postupně se zvyšující síle. Takto docílíme aktivace stabilizačních spirálních zřetězení. Elasticita lana podporuje nejen posílení svalů zvýšením svého odporu, ale i zároveň svaly protahuje v čase, kdy jsou fyziologicky relaxované. Pomocí tohoto efektu úspěšně nejen posílíme, ale zároveň protáhneme všechny důležité svaly během 10 minut cvičení. Ke zdárnému výsledku léčby SM-systémem je tedy nutná spolupráce a zejména vlastní motivace pacienta k pravidelnému cvičení (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 4).

### 1. 3. 2 Přehled principů metody

Spirální stabilizace páteře se přes tři důležité komponenty snaží ovlivnit biomechanické, neurofyziologické a biochemické i nutriční vlastnosti těla. První komponentou je **pohyb**, snažíme se o jeho optimální koordinaci. Druhou je **svalový aparát**, přes který je cílem vytvořit svalové řetězce ve tvaru sestupných spirál, tedy spirální stabilizaci. Poslední z nich je **odpověď na páteři**, kterou se snažíme cvičením vyvolat, a tím je **centrace a trakce**. Principy účinku SM-systému jsou následující:

#### 1) *Biomechanické*

- pomocí cvičení se snažíme ovlivnit statiku těla. Nastavit optimální držení těla (vyrovnané, osové), optimální postavení v kloubech a ustanovit svalovou bilanci (rovnováhu celotělových svalových zřetězení, rovnoměrné svalové zatížení kloubů k podpoře centrovaného postavení). Dalším cílem cvičení jsou stabilizace, v klidu vertikální a v pohybu spirální, a jejich vyvážená kooperace, tedy střídání klidové

a dynamické fáze. Projevy spirální stabilizace můžeme objektivizovat buď aspekci, nebo palpačně (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 87).

Aspekce:

- **Fenomén zúžení pasu** – při spirálně stabilizovaném pohybu dochází pomocí aktivace břišních svalů k viditelnému zúžení pasu. Je vyvolán aktivním pohybem paže a lopatky směrem dozadu a dolů (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 87 - 90).
- **Centrace páteře a segmentově rozložený pohyb** – vlivem svalových spirál se páteř centruje, vyrovnává do frontální a mediální osy. Spirály umožní činnost autochtonních svalů, které mají funkci koordinace vzájemného postavení obratlů. Pohyb lopatky se plynule přenáší k páteři, která rotuje v jednotlivých segmentech. Rozložením pohybu do segmentů se předchází přetížení přechodových zón na páteři, a zároveň se snižuje biomechanická zátěž vyvíjená na kyčelní kloub (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 87 - 92).
- **Trakce páteře** – v klidové fázi dochází ke kompresi. Břišní svaly relaxují, boky jsou rozšířené, křivky páteře prohloubené, intervertebrální disk snižuje svou výšku a postava se vlivem gravitační síly a napětí vertikálně uložených svalů přemostňujících abdominální oblast, snižuje. Naopak v době optimálního pohybu paže s navazující aktivací sestupné spirály, se vlivem činnosti břišních svalů obvod pasu stahuje a křivky páteře se v sagitální rovině vyrovnávají. Výsledná síla vznikající v oblasti trupu směřuje vzhůru a má za následek trakci páteře. Celkovým efektem je zvýšení postavy a zejména meziobratlové ploténky, která může absorbovat tekutiny z okolí a regenerovat (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 87-92).

Palpace:

- Zvýšení svalového tonu spirálních řetězců (svalů abdominálních, gluteálních a interskapulárních).
- Snížení svalového tonu vertikálních řetězců (svalů horní a přední skupiny pletence ramenního, extensorů páteře, ventrální skupiny svalů stehna).
- Rozestup příčných výběžků obratlů, zejména v oblasti bederní a krční páteře, záhlaví (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 87-89).

## 2) Neurofyziologické

- **Reciproční inhibice** – obecně platný princip reflexních vztahů na míšňí úrovni. Reflexním podrážděním některého svalu (agonisty), dochází k útlumu svalu majícího opačnou funkci (antagonisty). U dolních končetin je důležitým předpokladem k chůzi (Trojan, 2005, s. 95). V pojetí spirální stabilizace páteře chápeme spirálu jako agonistu a vertikálu jako antagonistu. Tedy aktivita spirálních řetězců tlumí aktivitu řetězců vertikálních. Vzhledem k cíli využití tohoto efektu, je tento jev nazýván aktivní strečink. Aktivní strečink vzniká při rozsáhlém pohybu, kdy svého maxima dosahuje až na jeho konci. Proto ke konci cviku snížíme rychlost a soustředíme se na kvalitu provedení. Strečink je propojen s respiračními funkcemi, z toho důvodu provádíme závěrečnou fázi cviku s výdechem, který aktivní strečink ještě více stimuluje (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 87-93).
- **Napínací (vřetéňkový) reflex** – rychlým protažením svalu těsně před ukončením pohybu dochází k jeho napětí, v rámci ochrany kloubu dojde k reakci antagonistů, kteří se kontrahují a zabrzdí prováděný pohyb. Jedná se o přirozenou ochranu před poškozením svalu a kloubu. U hyperaktivních a hypertonicých svalů můžeme pozorovat předčasné a intenzivnější spuštění reflexu, který brání optimálnímu provedení pohybu. Rychlé provedení pohybu zkrácenými svaly vede k vyvolání, v tomto smyslu negativního, reflexu a k vytvoření náhradního patologického stereotypu pohybu. Například při rychlé extenzi v kyčelním kloubu je pohyb zastaven hyperaktivním m. rectus femoris, který způsobí hyperlordózu a tudíž přetížení v bederní páteři. Při pomalém pohybu se napínací reflex objeví později a v nižší intenzitě a lze naopak zkrácený sval protáhnout. Proto je důležité cvičení provádět pomalu, abychom svaly utlumili, protáhli a inhibovali tento reflex (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 87-94).
- **Posturální reakce** – komplex neurofyziologických dějů, jejichž výsledkem je zvýšení svalového tonu posturálních svalů v pozici vestoje s důrazem na svaly břišní. Jako zdroje informací slouží proprioreceptory kloubů, šlach a svalů dolních končetin, kdy dominantní roli hraje planta. V reakci na tyto informace dochází ke zvýšení tonu svalů břišní stěny. Abdominální svaly jsou ještě více stimulovány pohybem paže proti odporu elastického lana, které se snaží tělo vychýlit z rovnováhy. Tedy cvičení

vestoje na jedné dolní končetině poskytuje nejvíce stimulů, jelikož na plantu působí dvojnásobný tlak. Tato pozice je ovšem náchylnější k nesprávnému provedení pohybu, a proto se doporučuje s ní začít až po kvalitním osvojení základů. Také se nedoporučuje u akutních bolestivých stavů onemocnění páteře (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 87-95).

- **Řízení pohybu CNS** – mozek volí dle analýzy dat o výchozí pozici těla, stavu svalového aparátu a o plánovaném pohybu, zda použije ke stabilizaci spirální či vertikální svalový systém. Pokud mozek plánovaný pohyb zná (centrálně zapracovaný pohybový vzorec), použije jej pro provedení pohybu. Dlouhodobé a pravidelné setrvávání v sedavé pozici ovlivní negativně centrální analýzu a CNS začne i při pohybu využívat klidové vertikální stabilizátory, což je pro naše tělo škodlivé. Pomalý, volný pohyb řízený mozkovou kůrou je možné vědomě kontrolovat a případně opravovat zpětnými vazbami. Rychlý pohyb provádíme automaticky, naučeně, z významné části je realizován mozečkovými strukturami. Pohybové vzorce vznikají pravidelným opakováním, a tak je možné je novým nácvikem změnit. Pravidelným cvičením se snažíme ovlivnit výchozí pozici pro pohyb, změnit zabudované stereotypy centrální analýzy (centrálně zapracovaný pohybový vzorec) a naopak vytvořit pohybové vzorce optimální. OCNS reaguje jako funkční komplex. Motorický systém pohybu se skládá z kortexu (senzorického a motorického), bazálních ganglií a neocerebella. Motorický systém polohy funguje přes retikulární formaci, statokinetické čidlo a mozeček. Motorický povel vzniká v mozkové kůře na základě informací ze senzitivních, asociačních a motivačních oblastí CNS. Spirální stabilizací páteře neovlivňujeme pouze svaly a páteř, nýbrž i řízení pohybu, jedná se tedy o cvičení na neurofyzilogickém podkladě (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 95, 111; Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2015, s. 8).

### 3) *Biochemické a nutriční*

- Biochemie a nutrice svalu během kontrakce a dekontrakce – pro optimální výživu svalů je nutné střídání kontrakce a relaxace. V čase kontrakce je žilní krev ze svalu vypuzována rostoucím objemem svalu, naopak při relaxaci tepenná krev do svalu přitéká. Tomuto jevu se říká svalová pumpa. Pokud nedochází k relaxaci svalu, a je v permanentním napětí, nastává porucha prokrvení a aktivují se anaerobní biochemické procesy. Svalová relaxace je z energetického hlediska velmi náročný děj.

K rozpojení aktinu a myosinu je potřeba vyčerpat zásobu vápenatých iontů, k čemuž je potřeba dostatek energie ve formě adenosintrifosfátu (ATP). Špatné prokrvení má za následek nedostatek ATP, čímž se poruší kalciová pumpa. Tímto způsobem se udržuje sval v neustálé kontrakci. Cvičením se snažíme zrušit tuto nevýhodnou situaci pomocí reciproční inhibice, během které se tlumí svalové napětí hypertonického svalu, čímž je umožněno jeho opětovné prokrvení. Cvičení by nemělo být příliš intenzivní, raději několikrát denně menší silou, aby se nově obnovená energie ihned nespotřebovala (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 87, 100).

- Správný průběh látkové výměny v meziobratlovém disku, což je prvotním předpokladem pro regeneraci a léčbu vybraných poruch a onemocnění pohybového aparátu (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 87).

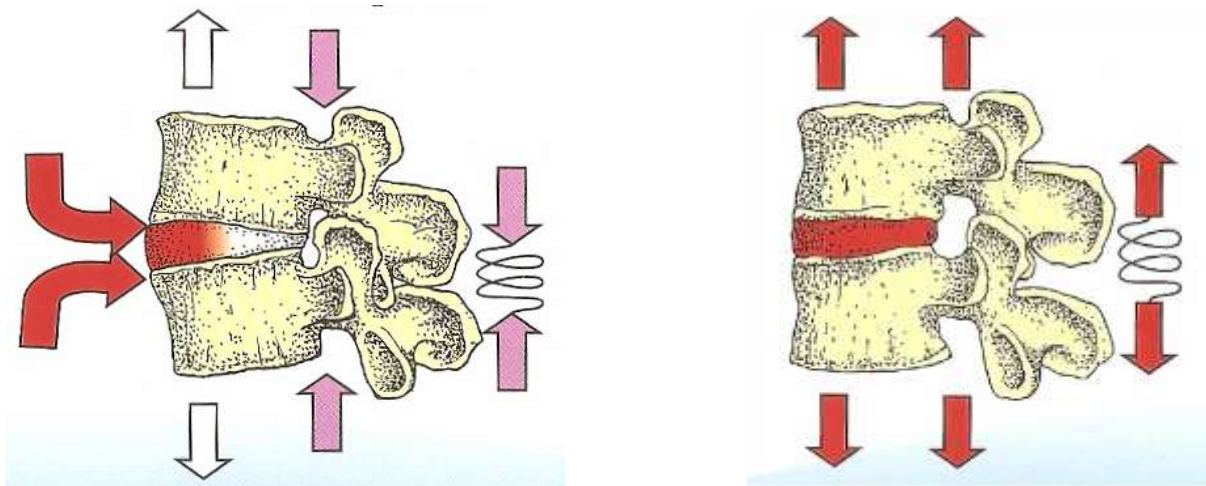
### **1. 3. 3 Spirální a vertikální svalová zřetězení**

Při chůzi dochází ke střídání vertikální a spirální stabilizace. Ve fázi opory na obou dolních končetinách se uplatňuje stabilizace vertikální, při opoře o jednu dolní končetinu stabilizace spirální. Spirální stabilizace umožňuje páteři větší rozsah pohybu a usnadňuje kontrarotaci trupu a pánve. Pokud dochází i ve fázi opory o jednu dolní končetinu ke stabilizaci vertikální, páteř je přetěžována a vytváří se predispozice k rozvoji degenerativních změn a bolestivých vertebrogenních syndromů (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 150).

Vertikální svalové řetězce stabilizují klidovou pozici stlačením obratlů k sobě. Spirální svalová zřetězení mají za funkci stabilizaci pohybu. Vytvářejí trakční sílu, která směřuje vzhůru a následně způsobuje zúžení v oblasti pasu. Důvodem je výrazné posílení šikmých břišních svalů při cvičení. K jejich aktivaci dochází správným pohybem pletence ramenního, zejména lopatky, v osovém postavení těla. Efekt trakce nám pomáhá při prevenci a regeneraci přetížené páteře a nosných kloubů, při léčbě funkčních i posturálních poruch a zejména k optimálnímu provedení pohybu (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 6).

Dominantní příčinou bolestí zad je zvýšené napětí svalů vertikálního řetězce. Celkově se jedná o selhání funkce svalového aparátu, zejména neschopnost vytvořit spirální řetězec v době pohybu. Jak je možné vidět na obrázku 3 (s. 24), tlakem zadní skupiny paravertebrálních svalů a vlivem gravitace dochází ke zvýšenému napětí vazů v oblasti přední strany obratlového těla. Klínovitou deformací intervertebrálního disku nastává jeho

malnutrice, zejména na zadním pólu a nerovnoměrný tlak na nukleus pulposus zvyšuje riziko protruze. Což má za následek, ve spojení se zúžením intervertebrálního foramina, následný útlak nervového kořene a neurogenní bolesti s propagací do dolních končetin (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 7, 8).



**Obrázek 3** - Zvýšený tlak na bederní obratel x rovnoměrně zatížený (Smíšek Smíšková a Smíšková, 2014, s. 5)

#### 1. 3. 4 Anatomie základních svalových řetězců

Spirální řetězce zajišťují optimální průběh chůze, která je pro člověka základní pohybovou aktivitou. Během správného stereotypu chůze by mělo docházet k protipohybu paže a dolní končetiny, a právě tento protipohyb spirální řetězce stabilizují. Při stejnostranném pohybu paže a dolní končetiny (některé sportovní aktivity) se též uplatňují principy spirální stabilizace, nicméně již ne zcela komplexně a s převahou bočních stabilizátorů (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 84).

Doposud bylo popsáno 50 svalových řetězců, zde si popíšeme pouze ty hlavní a nejdůležitější, které tvoří základ pro další popsané spirály. Všechny tři hlavní svalové spirály, které jsou níže popsány, aktivují břišní stěnu. Každá sice odlišnou část, ale analogicky k chůzi a běhu, se dohromady vzájemně doplňují. Jediný sval, který aktivují všechny tři spirály je m. transversus abdominis (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 84; Spirální stabilizace páteře, 2013).

**Svalový řetězec latissimus dorsi, LD** se podílí na stabilizaci střední, ale zejména dolní části břišní stěny. Do této spirály patří m. latissimus dorsi upínající se na processu



spinosi, kde následně zaktivuje mm. rotatores. Na kontralaterální straně zajišťují pohyb žeber mm. levatores costarum a mm. intercostales externi. Následně spirála přechází ventrálně, kde aktivizuje m. obliquus externus abdominis kontralaterálně a ipsilaterálně m. obliquus internus abdominis. Přes crista iliaca se točí dorsálně na m. gluteus maximus a přes fascia lata pokračuje k oblasti kolenního kloubu. Zde se štěpí a zapojuje ventrálně m. tibialis anterior a dorsálně m. tibialis posterior, kteří se společně s m. abduktor hallucis a m. flexor hallucis brevis podílejí na zvýšení podélné klenby nožní. Takto je popsán hlavní ze svalových řetězců LD, varianta B, která při chůzi způsobuje trakci bederní páteře. Dle toho, na které dolní končetině stojíme, zda kontralaterální či ipsilaterální nebo zda více zapojíme horní končetiny, dochází k rozdílnému průběhu zapojení svalů, a tedy k využití jiných vedlejších spirál (varianta A – I). Spirála je využívána například při tahu vzad horní končetinou během stoje na jedné dolní končetině. (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 66-84; Smíšek, Smíšková a Smíšková 2015, s. 106, 107; Spirální stabilizace páteře, 2013).

**Svalový řetězec serratus anterior, SA**, efektivně stabilizuje horní a střední část břišní stěny, stabilizace dolní části břišní stěny probíhá pouze omezeně. Při správném zapojení řetězce SA dochází k trakci, protažení trupu kraniálním směrem. Spirála se aktivuje například při přitažení hrudníku k pánvi a současným tlakem pravou rukou vpřed, pokud je stojnou dolní končetinou ta levá. Hlavními účastníky této spirály jsou m. splenius capitis přenášející aktivitu přes processu spinosum kontralaterálně na m. rhomboideus major. Dále m. serratus anterior (pars inferior), mm. intercostales externi a m. obliquus externus abdominis, načež se spirála opět vrací ipsilaterálně na m. obliquus internus abdominis. Následně dochází k obdobné aktivaci jako ve spirále LD - m. gluteus maximus, fascia lata a přes epicondylus lateralis femoris m. tibialis anterior a částečně i m. tibialis posterior (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 70 - 84; Smíšek, Smíšková a Smíšková 2015, s. 109; Spirální stabilizace páteře, 2013)

**Svalový řetězec pectoralis major, PM** se podílí pouze na stabilizaci horní části břišní stěny, dolní část nestabilizuje. Podobně jako spirála SA způsobuje protažení trupu směrem kraniálním. Spirálu PM využíváme při bočním tahu horní končetinou těsně před hrudníkem. Hlavními participujícími jednotkami jsou m. pectoralis major, vagina m. recti abdominis napojující se přes sternum, m. obliquus internus abdominis, na který se v oblasti sakra napojuje m. gluteus maximus. Další průběh je stejný jako v předchozích spirálách (Smíšek,

Smíšková a Smíšková, 2014, s. 74 - 84; Smíšek, Smíšková a Smíšková 2015, s. 106 – 107; Spirální stabilizace páteře, 2013).

### **1. 3. 5 Hlavní zásady cvičení**

Základní pozicí pro cvičení je stoj. Při něm se tělo musí vyrovnat dle osy dané gravitací, tedy kolmé k povrchu zemskému. Osa se může mírně vychýlit vlivem snahy o kompenzaci síly tahu elastického lana. Během cvičení se musí střídát aktivace s relaxací. V době aktivace na tělo působí síla, tak musíme udržovat aktivní, zpevněný, vyrovnaný stoj. V době, kdy na nás nepůsobí zevní síla lana, relaxujeme a zaujímáme chabé držení těla. Koordinaci statiky i pohybu provádíme směrem kraniálním. Začínáme od pánve (aktivace gluteálního svalstva) a dále přes postavení lopatek směrem vzhůru k pletenci ramennímu, až k vyrovnané pozici hlavy. Relaxace probíhá naopak směrem kaudálním (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 17, 103).

Rozsah cviku určujeme individuálně dle potřeb a možností pacienta. Lze cvičit pouze část cviku. Hlavní je, aby jej pacient pochopil a byl schopen správně provést. Cvičíme v nebolestivém rozsahu silou, kterou zvládne nejslabší článek svalového řetězce (oslabený sval, poškozený intervertebrální disk, poškozený kloub). Důležitá je též rychlost, rychlý pohyb většinou nestačíme správně koordinovat a stabilizovat a také může vyvolat napínavý reflex. Proto cvičíme pomalu a plynule bez delších výdrží (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 17, 103).

Jedná se o komplexní cvičení, při správném provedení jsou aktivovány svaly od planty až po prsty rukou za nutné stabilizace trupu. Během svalového stabilizačního zřetězení dochází k propojení punctum fixum a punctum mobile, kdy punctum fixum je zde noha zatímco paže punctum mobile. Ze začátku preferujeme cviky symetrické, vyrovnávající svalové dysbalance. Po dosažení svalové rovnováhy začleníme cviky asymetrické. Je potřeba nejprve kvalitně ovládat provedení jednoduchých cviků, od kterých postupujeme dále k těm složitějším. Při cvičení kontrolujeme správnost provedení, zejména aktivitu šikmých břišních svalů, útlum tonu svalů paravertebrálních a rozestup trnových výběžků obratlů (Smíšek, Smíšková a Smíšková, 2014, s. 17, 103).

## 1. 4 Dynamická počítačová posturografie

Dynamická počítačová posturografie je jednou z kvantitativních metod k vyšetření balančních reakcí. Děje se tak prostřednictvím řady úkolů, představující situace z běžného denního života. Dané situace jsou navrženy tak, aby bylo možno izolovat hlavní komponenty podílející se na bilanci, tedy senzoryckou, pohybovou a biomechanickou složku. Následně přístroj analyzuje efektivitu využití pacientových balančních mechanismů. Data jsou snímána silovou plošinou a za předem definovaných standardizovaných podmínek je hodnocena amplituda, směr či trajektorie vychýlení COP, rychlost a velikost silových impulzů během automatických i volných reakcí (Kolářová et al., 2014, s. 12).

Výsledná data jsou zobrazena ve výstupním protokolu z měření, kde jsou naměřené hodnoty znázorněny relativně vzhledem k věku, výšce a hmotnosti pacienta. Zároveň jsou v protokolu pacientova data konfrontována s normativními hodnotami zdravých jedinců odpovídající věkové kategorie. Můžeme tedy ihned posoudit, která složka posturální kontroly je insuficientní (Kolářová et al., 2014, s. 12; Monsell et al., 1997, s. 394-5). Zjištěné abnormality v rovnovážných funkcích mohou být způsobeny biomechanickými nebo neurologickými obtížemi. Dynamická posturografie také může zprostředkovat informace o schopnostech pacienta se adaptovat, a zároveň přizpůsobit své reakce na pohyby podložky, které přímo neohrožují posturální stabilitu ve vzpřímené pozici (Monsell et al., 1997, s. 395).

Informace získané z komerčně dostupných přístrojů zahrnují hodnocení vertikálních i horizontálních (smykových) sil, které jsou generovány pacientem během kolísání těžiště. Ať už se jedná o samovolné pohyby či reakci na vychýlení podložky. Analýza tělesných pohybů může být vylepšena daty z analýz pohybu, jako jsou například záznamy o pozici a rotaci jednotlivých částí těla (Monsell et al., 1997, s. 395).

Posturograf firmy NeuroCom<sup>®</sup> je složen ze dvou modulů: Smart Equitest System a Balance Master System. Rozdíl spočívá ve velikosti silových plošin a v možnostech jejich využití. V modulu Smart Equitest System se nachází menší duální pohyblivá silová tenzometrická plošina. V modulu Balance Master System je zabudována delší statická duální tenzometrická plošina (NeuroCom International, 1998a, b; NeuroCom International Inc., 2008). V obou plošinách je i přes rozdílné rozměry zabudováno shodně pět senzorů, které snímají reakční sílu. Software následně vyhodnotí z dat ze senzorů výslednou velikost vertikální složky reakční síly a stanoví polohu COP. Dle předem zadané výšky, softwarem vypočtené hmotnosti testovaného jedince a polohy COP, je zaměřena poloha COG. Tento údaj může být matoucí, jelikož běžné silové plošiny snímají jen polohu COP. Ve středu

plošiny se nachází tzv. elektrický nulový bod, kam se promítá výpočet míry titubací. Během vyšetření stoje by se mělo COG promítat do tohoto bodu. Proto je pro vyšetření, zejména stoje, předem jasně definována poloha chodidel na silové plošině (Kolářová et al., 2014, s. 13).

Pro účely této diplomové práce byly zvoleny jen testy v modulu Smart Equitest System. V tomto modulu je hodnocena efektivita posturální stabilizace ve vzpřímeném bipedálním stoji za předem vymezených podmínek. Těmito testy je hodnocena například efektivita automatických posturálních reakcí či schopnost volní kontroly pohybu těžiště vybraným směrem. Hlavními komponentami modulu jsou pohyblivá kabina a výše zmíněná menší tenzometrická pohyblivá silová plošina. Silová plošina má v horizontální rovině možnost pohybu vpřed a vzad. Totožnými směry může i rotovat, kdy se střed otáčení nachází ve frontální rovině. Ve střední části plošiny jsou zakresleny linie vymezující umístění chodidel (Kolářová et al., 2014, s. 14).

#### **1. 4. 1 Motor Control Test (MCT)**

Cílem tohoto vyšetření je posoudit efektivitu automatických posturálních reakcí na horizontální translaci plošiny. Translace probíhá ve dvou směrech – dopředu a dozadu. V každém směru jsou testovány tři rychlosti, nejprve malá (prahový stimul), následně střední a na závěr velká (maximální odpověď). V každé rychlosti se test provede ve třech opakováních. Rozsah translací je normován vzhledem k tělesné výšce jedince (Kolářová et al., 2014, s. 16).

MCT testuje tyto parametry:

- **Weight Symmetry** – procentuální hodnocení průměrného rozložení tělesné hmotnosti během translací. Hodnota je průměrem všech tří měření v každé z rychlostí. Při rovnoměrném zatížení obou dolních končetin je výsledek 100. Pakliže dochází k většímu zatěžování levé dolní končetiny, výsledek bude nižší než 100. V opačném případě, tedy většímu zatížení pravé dolní končetiny, bude skóre vyšší než 100.
- **Latency** – hodnocení efektivitu reakce na externí podnět. Hodnota vyjadřuje čas mezi počátkem pohybu a reakcí testovaného jedince v milisekundách. Se zvyšující se hodnotou klesá efektivita reakce.
- **Amplitude Scaling** – posouzení amplitudy aktivní silové odezvy na translaci plošiny ve stupních za sekundu. Hodnoceno pro každou dolní končetinu zvlášť (Kolářová et al., 2014, s. 16, 17).

### 1. 4. 2 Adaptation Test (ADT)

Úkolem tohoto testu je vyhodnotit adaptaci pohybového systému jedince na neočekávaný zevní podnět, v tomto případě na rotační pohyb silové plošiny. Během testu jsou zkoumány reakce na celkem pět opakujících se rotací plošiny kolem osy ve frontální rovině a v randomizovaných časových intervalech. Rotace jsou prováděny ve dvou směrech – posteriorně („toes up“) a anteriorně („toes down“). V každém směru dochází celkem k pěti vychýlením ve dvousekundovém intervalu (Kolářová et al., 2014, s. 17).

Testovaným parametrem je reakční síla generovaná pacientem k minimalizaci anteroposteriorních výchylek (sway energy score). Soudí se za to, že se zvyšujícím se počtem testovaných rotací se zároveň zvyšuje efektivita reakce. To by se mělo projevit postupnou redukcí generované síly (Kolářová et al., 2014, s. 18).

### 1. 4. 3 Limits of Stability (LOS)

Tímto testem je kvantifikována schopnost pacienta aktivně měnit polohu COG, inklinací těla předem stanoveným směrem a v cílovém bodě udržet dosažené maximum bez změny opěrné báze. Během vyšetření je COG kontinuálně monitorováno a zobrazeno na obrazovce před pacientem. Dle znázorněného vizuálního feedbacku může pacient reagovat a upravovat požadovanou trajektorii pohybu COG. Celkem je testováno osm směrů – dopředu (1), dopředu doprava (2), doprava (3), dozadu doprava (4), dozadu (5), dozadu doleva (6), doleva (7), dopředu doleva (8). Všechny směry mají totožnou výchozí polohu ve středovém poli, v jasně vymezeném čtverci, a stejnou dobu trvání, osm vteřin (Kolářová et al., 2014, s. 20).

LOS testuje tyto parametry:

- **Reaction Time** – reakční čas, měřený v sekundách, znázorňuje rychlost reakce pacienta na zvukový signál oznamující začátek testu.
- **Movement Velocity** – průměrná rychlost COG při dosažení cílového bodu.
- **Endpoint Excursion** – procentuálně vyjádřený bod, kam se vychýlí těžiště při prvním pokusu o nabytí limitu stability bez zakolísání.
- **Directional Control** – procentuálně znázorněná kontrola směru pohybu COG. Hodnoty udávají vzdálenost od přímého směru, za podmínky, že 100% je přímý směr. Hodnoty nedosahující 100% vypovídají o odchylkách od přímé trajektorie pohybu.
- **Maximum Excursion** – bod největšího vychýlení COG ve stanoveném směru (limity stability), (Kolářová et al., 2014, s. 20)

#### 1. 4. 4 Rhythmic Weight Shift (RWS)

Tento test reflektuje kvalitu balančních mechanismů při přenášení tělesné hmotnosti latero/laterálně a antero/posteriorně. Je posuzována schopnost volní kontroly pohybu COG na podkladě vizuálního feedbacku zobrazovaného na monitoru, za předem vymezených podmínek. V průběhu testu je nutno prokázat schopnost okamžité změny směru pohybu a také schopnost adaptace na tempo zobrazovaného podnětu. Ve směru latero/laterálním dochází k přenosu váhy mezi levou a pravou DK, v antero/posteriorním mezi patami a špičkami. V obou směrech jsou testovány celkem tři rychlosti (Kolářová et al., 2014, s. 21).

Testovány jsou tyto parametry:

- ***On-Axis Velocity*** – průměrná rychlost přenosu COG ve zkoumaných směrech, tedy latero/laterálně a antero/posteriorně.
- ***Directional control*** – hodnota vyjádřená v procentech, představující kontrolu přímočarosti pohybu vůči zobrazovanému subjektu, který má pacient za úkol následovat. Konfrontuje zamýšlený směr pohybu k cíli se skutečným pohybem (Kolářová et al., 2014, s. 21).

## 2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

### 2.1 Cíl práce

Cílem této práce bylo zjistit vliv metody spirální stabilizace páteře na efektivitu automatických a cílených posturálních reakcí. K získání relevantních dat byla metoda cvičena vybranými probandy po dobu tří měsíců. K objektivnímu posouzení vlivu byli probandi na začátku a po skončení cvičebního úseku měřeni pomocí dynamické počítačové posturografie.

### 2.2 Výzkumné otázky a hypotézy

#### 2.2.1 Výzkumná otázka č. 1

*K jakým změnám parametrů posturálních reakcí Motor Control Testu došlo vlivem cvičení spirální stabilizace páteře?*

**H<sub>0</sub>1:** Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Latency Motor Control Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**H<sub>A</sub>1:** Je statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Latency Motor Control Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**H<sub>0</sub>2:** Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Amplitude Scaling Motor Control Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**H<sub>A</sub>2:** Je statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Amplitude Scaling Motor Control Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

#### 2.2.2 Výzkumná otázka č. 2

*K jakým změnám parametrů posturálních reakcí Adaptation Testu došlo vlivem cvičení spirální stabilizace páteře?*

**H<sub>0</sub>3:** Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes up Adaptation Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**H<sub>A</sub>3:** Je statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes up Adaptation Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**H<sub>0</sub>4:** Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes down Adaptation Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**H<sub>A</sub>4:** Je statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes down Adaptation Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

### 2. 2. 3 Výzkumná otázka č. 3

*K jakým změnám parametrů posturálních reakcí testu Limits of Stability došlo vlivem cvičení spirální stabilizace páteře?*

**H<sub>0</sub>5:** Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Directional Control testu Limits of Stability před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**H<sub>A</sub>5:** Je statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Directional Control testu Limits of Stability před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

### 2. 2. 4 Výzkumná otázka č. 4

*K jakým změnám parametrů posturálních reakcí testu Rhythmic Weight Shift došlo vlivem cvičení spirální stabilizace páteře?*

**H<sub>0</sub>6:** Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Directional Control testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**H<sub>A</sub>6:** Je statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Directional Control testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**H<sub>0</sub>7:** Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru On-Axis Velocity testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**H<sub>A</sub>7:** Je statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru On-Axis Velocity testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení spirální stabilizace páteře.



## **3 METODIKA EXPERIMENTU**

### **3.1 Charakteristika výzkumné skupiny**

Do studie bylo zařazeno celkem 15 probandů, v průběhu cvičení 2 probandi odstoupili z časových a 3 ze zdravotních důvodů. Zbyla skupina 10 probandů, z toho 7 žen a 3 muži ve věku 25 – 31 let s průměrnou výškou  $172,5 \pm 9,5$  cm a váhou  $86 \pm 29$  kg. V rámci experimentu byli testováni jedinci v dobrém zdravotním stavu bez akutních či chronických zdravotních komplikací, které by omezovaly či dokonce znemožňovaly průběh měření v plném rozsahu.

Před začátkem výzkumu byli probandi informováni o průběhu měření na posturografu a lekcích spirální stabilizace páteře. Dobrovolnou participaci stvrdili podpisem informovaného souhlasu (viz příloha 7, str. 80).

### **3.2 Průběh výzkumu**

Měření na dynamické počítačové posturografii bylo realizováno v kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice v Olomouci. Lekce spirální stabilizace páteře a následné korektury zvolených cviků byly uskutečňovány v domácím prostředí probandů, kde 3 měsíce cvičili dle zadaných instrukcí. Cvičení mělo být prováděno minimálně 4x týdně v časovém rozsahu alespoň 20 minut. Bohužel nebylo možné zajistit tak častou kontrolu a bylo spoléháno na poctivost probandů. Tento fakt je zhodnocen v kapitole 5. 4 Limity práce.

#### **3.2.1 Vyšetření pomocí dynamické počítačové posturografie NeuroCom®**

Vyšetření probíhalo na modulu Smart Equitest Systém. Zde byly vybrány testy související s cílem práce, tedy s ovlivněním automatických a volných posturálních reakcí. Jednalo se o tyto testy: Motor Control Test, Adaptation Test, Limits of Stability a Rhythmic Weight Shift. Před vyšetřením byla probandům nastavena pozice chodidel na silové testovací plošině posturografu v rozmezí vyznačených linií dle tělesné výšky. Vyšetřovaní zaujali vzpřímenou pozici s rukama volně podél těla a dívali se před sebe. V průběhu žádného z testů se neměnila poloha chodidel na silové plošině a nesměla být využita žádná zevní opora z důvodu rizika zkreslení výsledků testů.

### ***Motor control test (MCT)***

Proband zaujal vzpřímenou pozici na tenzometrické plošině tak, aby měl vnitřní kotník nad širokou modrou linií a zevní kotník dle tělesné výšky nad průsečíkem široké modré linie a linie označené S, M či T (S – tělesná výška 76-140 cm, M – tělesná výška 141-165 cm, T – tělesná výška 166-203 cm). Horní končetiny jsou během stoje volně podél těla s pohledem upřeným přímo před sebe. Vyšetřovaný byl edukován, aby během vyšetření neměnil polohu chodidel, v případě změny pozice by byl test neprodleně ukončen. Dále byl informován o skutečnosti, že dojde k pohybům silové plošiny.

### ***Adaptation test (ADT)***

Proband zaujal stejnou výchozí pozici a byl informován o totožných pravidlech, jako v případě MCT. Také obdržel stejnou informaci o tom, že se bude pohybovat podložka.

### ***Limits of Stability (LOS)***

Vyšetřovaný zaujal opět stejnou pozici na tenzometrické plošině a byl instruován, aby sledoval obrazovku umístěnou před sebou ve výšce očí. Před vlastním testováním byl poučen, aby se po zaznění zvukového signálu snažil co nejrychleji a nejpresněji dosáhnout zvýrazněného bodu s číslem na obrazovce. A následně se snažil v dosaženém bodě setrvat až do dalšího zvukového signálu. Testované situace si mohl pacient ještě před testováním vyzkoušet nanečisto.

### ***Rhythmic Weight Shift (RWS)***

Vyšetřovaný zaujal stejnou počáteční pozici jako při MCT. Dále byl instruován, aby přenášel svou tělesnou hmotnost tak, aby řízeným pohybem polohy COG kopíroval pohyb bodu na monitoru (sluníčka). Bod se pohyboval v prostoru vymezeném dvěma svislými červenými čarami, a dle obtížnosti testu, třemi různými rychlostmi. Během testu nesmělo dojít ke změně kontaktu chodidla s tenzometrickou plošinou.

## **3. 2. 2 Lekce spirální stabilizace páteře**

Probandům byla představena mírně upravená základní preventivní sestava 11 cviků pro léčbu a každodenní regeneraci. Nákresy některých vybraných cviků jsou uvedeny v příloze č. 1-6. Lekce probíhaly individuálně, celkem 6-7x po dobu 3 měsíců. Během první návštěvy byl probandům vysvětlen mechanismus účinku cvičení a správný způsob provádění

cviků. Před začátkem cvičení byli probandi instruováni kam vhodně umístit elastické lano, jak jej správně uchopit a jakou sílu mají při cvičení vyvíjet. Naučili se první 4 základní cviky.

Během dalších 3 - 4 návštěv probíhalo učení nových cviků, vždy maximálně 3 nové cviky a jejich korekce plus korekce cviků předcházejících. Během třetí či čtvrté návštěvy (dle toho, zda probandi zvládli správné provedení předchozích cviků) byli účastníci experimentu edukováni, jak cvičit jednotlivé cviky ve stoji pouze na jedné dolní končetině. Poslední 2 či 3 návštěvy probíhala čistě korekce cviků již naučených a osvojených. Elastická lana si probandi zakoupili či byla zapůjčena autorkou práce. Podložky byly vzhledem k finanční náročnosti nahrazeny pomůckami s podobnou funkcí.

Všechny cviky respektují zásady uvedené v teoretické části diplomové práce. Upozorňujeme čtenáře, že v obou použitých knihách MUDr. Smíška jsou přiřazená čísla u totožných cviků různá, tak jsou v této diplomové práci cviky číslovány dle sledu, ve kterém byly učeny.

#### ***Cvik č. 1 – stoj na obou dolních končetinách s tahem oběma pažemi vzad (Příloha č. 1, s.77)***

Tento cvik stabilizuje tělo spirálními svalovými řetězci LD. Výchozí pozici, tedy pasivní částí cviku je uvolněný stoj čelem k upevnění elastického lana. Trup je v přední ose a záda vytvářejí od středu hrudní páteře výše kyfotický oblouk. Sternum se během oblouku nesmí předsunout před symfýzu. Obě horní končetiny jsou v předpažení s dlaněmi směrem dolů, pasivně jsou volně taženy vpřed silou elastického lana. Páteř je tedy čistě pasivně protahována směrem dopředu, čímž dochází k otevírání zadního pólu segmentů krční a bederní páteře a naopak na předním pólu vzniká mírný tlak na meziobratlovou ploténku. Během pasivní fáze cvičení je nádech a s výdechem začíná aktivní část cviku.

Spolu s výdechem je aktivní fáze zahájena zpevněním hýžd'ových svalů, vyrovnáním pánve a bederní lordózy. Dále postupujeme kraniálně, zpevňujeme trup a lokty táhneme vzad po horizontále na zadní úroveň trupu, ale nikoliv za ni. Předloktí s tahem loketního kloubu supinujeme, ruka je uvolněná. Pohyb lopatek je diagonální, směrem k protilehlé dolní končetině. Šíje je zcela relaxovaná, hlava dosáhne osového postavení a záhlaví se zvedá směrem vzhůru. Po dobu celého experimentu jsme zůstávali na této variantě cviku bez zevní rotace předloktí z důvodu oploštělé hrudní páteře většiny účastníků experimentu. Variantou se zevní rotací předloktí bychom ještě více podporovali oploštění.

**Cvik č. 2 – Stoj na obou dolních končetinách s tahem jednou paží do strany** (Příloha č. 2, s. 77)

Výchozí pozice je obdobná jako ve cviku č. 1, s rozdílem, že proband stojí bokem k úchytu lana a pasivně nechává přetahovat pouze jednu, a to vzdálenější horní končetinu. Paže je šikmo před trupem s dlaní směřující k tělu. V tomto případě je páteř pasivně protahována dopředu a do rotace a dochází k souhybu paže, lopatky a hrudníku. Tahem paže vpřed lopatka klouže po hrudníku, a ten se zároveň dostává do rotace. Obratle následují svými trnovými výběžky pohyb lopatky, čímž se vytváří funkční skoliotická křivka.

S výdechem přecházíme k aktivní části cviku, kterou opět započínáme zpevněním hýždí, vyrovnáním pánve a bederní lordózy. Následně zpevňujeme trup a vzdálenější paži vedeme loketním kloubem směrem vzad po horizontále, ale pouze na zadní úroveň trupu. Během prvotního nácviku provádíme variantu A, kdy je pohyb vzdálenější lopatky směrem mediálním a kaudálním. Na této straně je v průběhu cviku rameno níže než na straně klidové. Postavení šíje a hlavy je totožné s cvikem č.1, tedy šíje relaxovaná a hlava v osovém postavení.

Po zvládnutí kvalitního provedení této varianty cviku (2., 3. týden) jsme přešli na variantu B, tzv. „číšník“. Výchozí postavení i začátek aktivní fáze jsou totožné s variantou cviku A. Ovšem místo tažení vzdálenějšího loketního kloubu horizontálně, jej vedeme nejprve vzad a nahoru až dojde ke vzpažení. Následně se elastické lano dostane z ventrální strany za tělo a loket začneme flektovat, celou paži addukovat a předloktí supinovat. Lopatku intenzivně suneme do retrakce a deprese. Horní končetinu takto vedeme, než se loket přimkne k tělu a supinované předloktí zůstane v horizontální rovině. Na cvičicí straně je rameno opět níže než na klidové. Během tohoto cviku je páteř aktivně protahována kraniálním směrem, tedy dochází k trakci a zároveň k vyrovnání do střední osy, tedy i centraci. Aktivní spirála je stabilizována řetězcem LD.

**Cvik č. 3 – Stoj na obou dolních končetinách, otevření paží vzad, přitažení lopatek k sobě**

Výchozí pozicí je uvolněný stoj zády k úchytu lana. Záda vytvářejí dlouhou kyfózu, přičemž se hrudník nesmí předsunout před pánev. Horní končetiny jsou zkřížené před tělem s dlaněmi otočenými k tělu. Celá záda by měla být relaxovaná, přičemž jsou páteřní segmenty protahovány směrem vzhůru spirálou PM. V této pozici se nadechujeme.

Aktivní část cviku zahajujeme výdechem za současného stažení hýždí a vyrovnáním pánve a bederní lordózy. Postupně zpevňujeme trup směrem kraniálním až k úrovni středu

lopatky (Th 5). Předloktí zůstávají v horizontální rovině, ale jsou rotovány zevně, směrem vzad a zároveň supinovány. Lana zůstává mezi palcem a ukazováčkem. Lopatky se opět pohybují do retrakce a deprese. Hrudník se ve ventrálně kraniální oblasti otevírá, ale dolní žebra zůstávají stažená kaudálně, čemuž napomáhá výdech. Hlava je opět v osovém postavení, šíje relaxována a záhlaví v protažení. Během aktivní fáze se uplatňuje trakce pomocí spirály LD.

#### ***Cvik č. 4 – kruhy oběma pažemi, přitažení hrudníku k pánvi***

Pasivní fáze začíná vyrovnaným, ale uvolněným stojem zády k upevnění lana. Horní končetiny jsou natažené podél těla v zevní rotaci, tedy dlaněmi směrem ven. Jako v každé pasivní fázi je zde nádech, ale tentokrát pouze začátek, nádech bude pokračovat až do vzpažení obou horních končetin.

V aktivní fázi tohoto cviku opisujeme pažemi velké kruhy ve vzdálenosti cca 30 cm od ramen. Cvik zahájíme klasicky zpevněním hýždí, vyrovnáním pánve a bederní lordózy, zpevněním trupu od pánve nahoru a zaujetím osového postavení hlavy. Následně zdviháme předloktí na úroveň loketních kloubů, které se pohybují směrem mediálním a do extenze, ale nepřesahují úroveň těla. Tato pozice je stabilizována spirálou LD. Dále paže pokračují v abdukci a extenzi za udržení maximálního protažení vzad v ramenním kloubu. Při úplném vzpažení s mírně roztaženými pažemi do písmene „V“, končíme nádech. S mírným výdechem přitáhneme lopatky do retrakce a deprese a zrelaxujeme šíji. Dále začneme rolovat krční páteř, spolu se souhybem paží, obratel po obratli směrem ke sternu a dále až k symfýze. Nesmí ovšem dojít k předklonu, střed hrudníku se pohybuje spíše vzad, aby se zachovala přední osa pohybu. Rolování má své maximum v bederní páteři, kde tvoří maximum kyfózy, která je vyklenuta směrem vzad. Zde vydechneme zbylý objem vzduchu, zrelaxujeme všechny svaly a zaujmeme chabý postoj. Protahování paže směrem dopředu vykonává spirála SA.

#### ***Cvik č. 5 – aktivní předpažení s následným pasivním tahem oběma pažemi vzad***

Tento cvik je mírně odlišný od ostatních, začínáme jej s napnutým lanem v aktivním předpažení, a na rozdíl od ostatních cviků je tentokrát v obou fázích udržováno aktivní nastavení tělesného schématu. Výchozím postavením je stoj zády k upevnění elastického lana, hýždě jsou zpevněné, pánev a bederní lordóza vyrovnána, trup je zpevněn a hlava v osovém postavení.

V další fázi cviku necháváme předpažené horní končetiny pomalu táhnout lanem směrem vzad a před finálním postavením pohyb ještě zpomalíme. Lopatky se pohybují k sobě, dozadu dolů a předloktí se nechávají stáhnout do zevní rotace. Protahování provádíme v různých výškách od pasu s extendovanými pažemi, přes flektované loketní klouby v úrovni ramen, až po úplné vzpažení v pozici „V“. V této pozici protahujeme vějířovitým způsobem všechna svalová vlákna prsních svalů a také m. serratus anterior. Pozici stabilizují aktivní břišní a hýžděové svaly.

***Cvik č. 6 – klek na zadní dolní končetině, otevření paží vzad, protlačení pánve vpřed*** (Příloha č. 3, s. 78)

Výchozí poloha je zády k upevnění lana v pozici klečmo na jedné dolní končetině, kdy druhá stabilizuje pozici přes oporu v nároku. Záda tvoří uvolněný kyfotický oblouk a paže jsou překříženy před tělem. V této pozici se uplatňuje spirála PM.

S výdechem přecházíme k aktivní části cviku a zpevňujeme gluteální svaly klečící dolní končetiny s následným vyrovnáním pánve. Kontrolujeme, zda páteř přechází z kyfotického do vyrovnaného postavení a dáváme pozor, aby nedošlo k hyperlordóze v bederní páteři. Dále zpevníme trup a vytočíme paže, s lokty u těla, horizontálně do zevní rotace. Lanko při pohybu zůstává mezi palcem a ukazováčkem, hrudník se v horní části otevírá, ale spodní žebra zůstávají stahována kaudálně. Souběžně s rotací paží zvýšíme napětí gluteálních svalů klečící končetiny a tlačíme pánev vpřed. Takto docílíme protažení flexorů kyčelního kloubu. Zde si ještě více hlídáme vyrovnání bederní páteře. Stabilizaci zajišťuje spirála LD. Nezapomínáme střídat dolní končetiny.

***Cvik č. 7 – klek, tah oběma pažemi vzad s přetažením lana přes hlavu*** (Příloha č. 4, s. 78)

Výchozí polohou je klek, kdy je jedna dolní končetina extendována čelem k úchytu elastického lana a druhá tvoří oporu o flektované koleno, přičemž je bérce položena kolmo k noze první, čímž dodává cviku stabilitu. Paže směřují ke kolenu zadní flektované končetiny a záda tvoří dlouhý kyfotický oblouk. Hlava je pasivně zavěšena ve vazech a tažena dolů gravitací. V této pozici se nadechujeme. V pasivní pozici se protahují paravertebrální svaly s důrazem na dolní část zad.

Aktivní část zahajujeme zpevněním hýždí, vyrovnáním pánve a bederní páteře a postupně zaujmeme vyrovnané postavení v kleku se stabilizovaným trupem od pánve výše. Pohybem lopatky do retrakce a deprese společně s flexí a addukcí paže dostáváme elastické

lano z ventrální strany na dorsální, kde vyrovnáme flektovaný loket do horizontální úrovně a předloktí do supinace. Šíje je relaxována, hlava vyrovnána v ose, kterou následně rotujeme čelem k úchytu lana. Aktivní část cviku je stabilizována spirálou LD, vlivem které dochází k trakci páteře.

Následující 3 cviky jsou přípravou na závěrečný cvik č. 11, kterým je koordinace a stabilizace chůze. U všech cviků máme elastické lano nasazené na nohách v oblasti chodidla, nikdy ne nad kotníkem. V rukou držíme opěrné hole, které přidržíme cca o 10 cm níže, než je loketní kloub, úchop je pouze letmý. Cvičení s holemi má tu výhodu, že zároveň s trakcí velice intenzivně mobilizuje páteř a hrudník.

### ***Cvik č. 8 – stoj na obou dolních končetinách, přenos váhy na přední stojnou končetinu***

Stojíme čelem k upevnění lana a v obou rukách držíme hole a zaujíme uvolněný stoj v táhlé kyfóze. Jedna DK stojí v zadní linii těla s flexí v kyčelním i kolenním kloubu, a na ní spočívá váha celého těla. Druhá DK je natažena vpřed, ale celou plochou planty se dotýká podlahy. Horní končetiny jsou v předpažení. V této fázi je nádech.

V aktivní části přeneseme s výdechem váhu na přední DK, která zůstává extendovaná. Zároveň silně zaktivujeme na přední, nyní již stojné, DK m. gluteus maximus a paže se s pohybem lopatky do deprese a retrakce extendují, přičemž loketní klouby nepřesahují linii těla. Pohyb stabilizuje spirála LD.

### ***Cvik č. 9 – vyrovnaný stabilizovaný stoj na jedné dolní končetině, extenze v kyčli (Příloha č. 5, s. 79)***

Začínáme nádechem ve stoju na jedné DK čelem k upevnění lana. Švihová DK je vpředu ve flexi v kyčelním i kolenním kloubu. Obě paže jsou na úrovni těla a lopatky jsou přitahovány dolními fixátory.

S výdechem aktivujeme hýždě zejména na stojné noze a švihovou končetinu extendujeme. Postupně přebírá větší část aktivity m. gluteus maximus švihové DK. Hlídáme si provedení extenze pouze v kyčelním kloubu. Nemělo by dojít k lordotizaci bederní páteře, ta by měla pouze rotovat ve vertikální ose. Kolenní kloub švihové DK zůstává v mírné flexi. Aktivní část cviku stabilizuje spirála LD.

### ***Cvik č. 10 – vyrovnaný stabilizovaný stoj, extenze horních končetin***

Výchozí polohou je uvolněný stoj čelem k upevnění elastického lana. První DK je stojná, druhá extendovaná v kyčelním i kolenním kloubu. HKK svírají opěrné hole, kdy HK na straně extendované DK je v úrovni těla, fixující lopatku v depresi a retrakci a HK na straně stojné končetiny je v mírném předpažení. V pasivní fázi probíhá nádech.

Aktivní fázi započneme výdechem a aktivací hýždí oboustranně, kvůli stabilizaci pánve a vyrovnaní bederní páteře. Obě DKK zůstávají na místě, HK na straně zanožené DK zůstává oporou a pohybuje se pouze HK na straně stojné končetiny. V ramenním kloubu je HK extendována se současným pohybem lopatky do retrakce a deprese. Tento cvik zvyšuje rozsah rotace hrudní páteře. Stabilizuje jej spirála LD.

### ***Cvik č. 11 – vyrovnaný stabilizovaný stoj na jedné DK s dvojitou extenzí a kontrarotací pánve a trupu (Příloha č. 6, s. 79)***

Výchozí pozicí je uvolněný stoj čelem k úchytu elastického lana. Dolní končetiny jsou rozděleny na stojnou a švihovou, kdy je švihová flektována v kyčelním a kolenním kloubu. Paže na straně stojné DK je v šikmém předpažení a HK stejnostranná se švihovou DK naopak v zapažení. Hrudní páteř vytváří funkční skoliózu vlivem rotace za cvičícími horními končetinami. Bederní páteř naopak rotuje za dolními končetinami. Pozice je stabilizována spirálou LD, PM a SA. Ve výchozí poloze je nádech.

Provedení cviku zahajujeme výdechem a zpevněním hýždě na stojné DK, dále vyrovnáme pánev a bederní lordózu a postupujeme ke zpevnění trupu. Švihová DK zůstává mírně flektovaná v kolenním kloubu a v kyčelním se extenduje do té doby, než se špička dotkne podlahy. Pohyb musí zůstat v kyčelním a SI kloubu, nesmí dojít k prohloubení lordózy a zevní rotaci špičky. Kontralaterální HK mezitím vykonává extenzi v kloubu ramenním a lopatka opět postupuje mediálním a kaudálním směrem. Vlivem protipohybu druhé HK (ze zapažení do předpažení) dochází k rotaci hrudníku a hrudní páteře. Hlava zůstává během cviku v osovém postavení a nerotuje, záhlaví zvedáme. I tuto část cviku stabilizuje spirála LD, PM a SA.

## **3.3 Standardizace měření**

Měření pomocí dynamické počítačové posturografie NeuroCom<sup>®</sup> bylo prováděno ve větrané místnosti, při pokojové teplotě a bez vnějších rušivých vlivů. Probandi měli oblečení



neomezující provedení přístrojových testů a při všech testovaných situacích byli naboso. Výstupní měření bylo prováděno, dle časových možností všech zúčastněných stran, v podobný čas jako měření vstupní. Testování na dynamické počítačové posturografii bylo prováděno jedním terapeutem a na stejném posturografu firmy NeuroCom<sup>®</sup>. Těž lekce Spirální stabilizace páteře byly vedeny pouze jedním terapeutem.

### **3. 4 Zpracování dat posturografu**

Výsledek každého provedeného testu byl vygenerován počítačem v grafické i numerické podobě, každý v samostatném protokolu. Numerické vyhodnocení testů bylo přepsáno do tabulek Microsoft Office Excel. Do tabulky byla zaznamenána data jak před intervencí, tak i po ní a následně porovnána. Z naměřených dat jednotlivých testů byly vypočítány aritmetické průměry. U Motor Control Testu byly hodnoceny dva parametry, a to Latency a Amplitude Scaling. Samostatně pro každého z nich, byly vypočítány aritmetické průměry pro každou končetinu zvlášť. U Adaptation Testu se jednalo o aritmetické průměry hodnot reakčních sil z pěti pokusů, kdy byla měřena odpověď na opakující se rotace tenzometrické plošiny buď posteriorní (test „Toes up“), nebo anteriorní (test „Toes down“). Pro Test Limits of Stability byly brány do úvahy hodnoty parametru Directional control, a jelikož je každá z hodnot pro jiný směr, nedělal se průměr. Pro test Rhythmic Weight Shift byly posuzovány parametry On-Axis Velocity (průměrná rychlost COG) a Directional Control (přímocharost pohybu), které také nebyly zprůměrovány, jelikož se v obou směrech (latero/laterálně a antero/posteriorně) pohybuje plošina ve třech různých rychlostech (pomalá, střední, rychlá).

### **3. 5 Statistické zpracování dat**

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software IBM SPSS Statistics 23.

Kvantitativní data byla vyjádřena pomocí průměru, směrodatné odchylky (SD), mediánu, minimální (Min) a maximální hodnoty (Max). Vzhledem k malé skupině probandů (10) byl pro ověření hypotéz použit neparametrický Wilcoxonův párový test. Výsledky byly přehledně shrnuty do tabulek. Počet pacientů je označen  $n$  a dosažená hodnota statistické signifikance testů je značena  $p$ . Všechny testy byly provedeny na hladině významnosti 0,05. Nulovou hypotézu zamítáme, pokud je  $p$ -hodnota menší než 0,05. Rozložení dat bylo v případě signifikantních rozdílů znázorněno pomocí krabicových grafů. Vodorovná čára

v krabici znázorňuje hodnotu mediánu, dolní hrana krabice hodnotu 1. kvartilu, horní hrana hodnotu 3. kvartilu. Anténky ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty, pokud byly v souboru nalezeny odlehlé a extrémní hodnoty jsou zakresleny kroužky a hvězdičkami.

## 4 VÝSLEDKY A STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

### 4.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

*K jakým změnám parametrů posturálních reakcí Motor Control Testu došlo vlivem cvičení spirální stabilizace páteře?*

#### Hypotéza č. 1:

**H<sub>0</sub>1:** Nemá statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Latency Motor Control Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**H<sub>A</sub>1:** Je statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Latency Motor Control Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

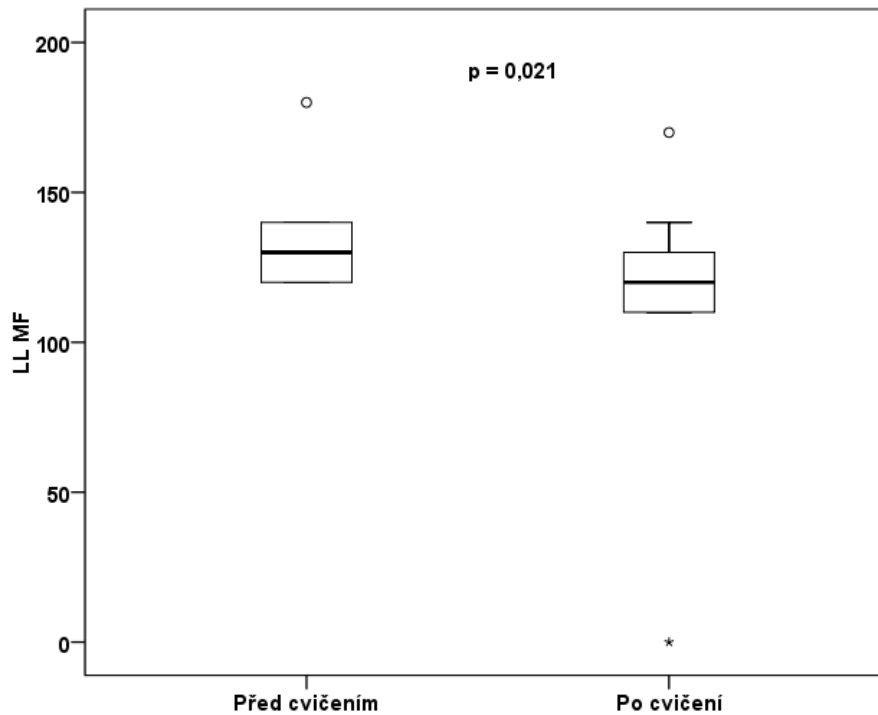
**Tabulka 1** - Popisná statistika parametru Latency [ms] a hodnota *p* (statisticky významná veličina) porovnávající průměrné hodnoty MCT před a po cvičení

Parametr	Vstupní (n =10)					Výstupní (n =10)					<i>p</i>
	Medián	Min	Max	Průměr	SD	Medián	Min	Max	Průměr	SD	
LL SB	140	120	160	142,0	14,0	130	120	170	138,0	14,8	0,541
LR SB	140	120	160	138,0	15,5	130	120	170	137,0	17,0	0,914
LL MB	125	110	170	132,0	18,1	130	0	140	115,0	41,4	0,170
LR MB	125	110	160	127,0	14,9	130	0	150	118,0	42,6	0,887
LL LB	125	0	140	114,0	41,2	120	0	130	108,0	38,8	0,107
LR LB	125	0	140	113,0	40,6	120	110	140	121,0	9,9	0,666
LL SF	125	0	190	109,0	61,9	125	0	160	110,0	60,7	0,798
LR SF	125	0	240	130,0	60,2	130	0	160	112,0	60,9	0,634
LL MF	130	120	180	133,0	18,3	120	0	170	113,0	43,7	0,021
LR MF	125	110	170	129,0	16,6	120	0	170	105,0	57,4	0,458
LL LF	125	110	160	126,0	17,8	115	110	150	121,0	14,5	0,344
LR LF	110	110	150	121,0	15,2	115	0	150	109,0	40,4	0,854

**Legenda k tabulce 1 :** LL SB – Latency Left Small Backward (efektivita reakce levé dolní končetiny na translaci plošiny pohybující se malou rychlostí vzad), LR SB – Latency Right Small Backwards (efektivita reakce pravé dolní končetiny na translaci plošiny pohybující se malou rychlostí vzad), MB – Medium Backwards, LB – Large Backwards, SF – Small Forwards, MF – Medium Forwards, LF – Large Forwards

Wilcoxonovým testem bylo prokázáno, že hodnoty parametru Latency Left Medium Forwards (efektivita reakce levé dolní končetiny na translaci plošiny směrem vpřed střední rychlostí) naměřené před cvičením jsou statisticky významně vyšší (medián = 130) než hodnoty

naměřené po cvičení (medián = 120),  $p = 0,021$ . Pro tento parametr můžeme nulovou hypotézu  $H_0$  zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy  $H_A$ . U ostatních parametrů významné rozdíly mezi hodnotami naměřenými před a po cvičení prokázány nebyly,  $p > 0,05$ .



**Obrázek 4** - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Latency Left Medium Forwards [ms] Motor Control testu před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.

## Hypotéza č. 2:

**H<sub>0</sub>2:** Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Amplitude Scaling Motor Control Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**H<sub>A</sub>2:** Je statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Amplitude Scaling Motor Control Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**Tabulka 2 -** Popisná statistika parametru Amplitude Scaling [ $^{\circ}/s$ ], porovnávací výsledky MCT před a po cvičení

Parametr	Vstupní (n =10)					Výstupní (n =10)					p
	Medián	Min	Max	Průměr	SD	Medián	Min	Max	Průměr	SD	
AS L SB	3,0	1,0	9,0	3,7	2,7	3,0	2,0	7,0	3,7	1,8	0,865
AS R SB	3,5	1,0	9,0	4,0	2,8	3,5	1,0	7,0	3,7	1,9	0,796
AS L MB	5,0	2,0	12,0	5,4	3,0	4,0	3,0	9,0	4,9	2,0	0,380
AS R MB	5,5	3,0	10,0	6,0	2,5	4,5	3,0	8,0	4,8	1,4	0,155
AS L LB	6,0	4,0	16,0	7,5	4,0	8,0	5,0	10,0	7,8	1,9	0,523
AS R LB	7,5	5,0	14,0	8,3	2,8	7,0	6,0	10,0	7,3	1,3	0,368
AS L SF	1,0	0,0	8,0	2,4	2,5	1,0	0,0	4,0	1,6	1,4	0,340
AS R SF	1,5	1,0	9,0	2,6	2,6	2,0	0,0	5,0	2,1	1,6	0,558
AS L MF	5,0	2,0	12,0	5,9	3,0	5,0	2,0	9,0	5,4	2,5	0,541
AS R MF	6,0	3,0	11,0	6,4	2,4	5,5	2,0	8,0	5,5	2,3	0,172
AS L LF	8,0	5,0	15,0	8,7	3,8	8,0	4,0	14,0	8,1	3,2	0,196
AS R LF	7,5	4,0	14,0	9,0	3,7	8,0	4,0	12,0	8,0	2,2	0,136

**Legenda k tabulce 2 :** AS L SB – Amplitude Scaling Left Small Backwards (Amplituda aktivní silové odpovědi levé DK na translaci plošiny vpřed malou rychlostí), AS R SB – Amplitude Scaling Right Small Backwards (Amplituda aktivní silové odpovědi pravé DK na translaci plošiny vpřed malou rychlostí vzad), MB – Medium Backwards, LB – Large Backwards, SF – Small Forwards, MF – Medium Forwards, LF – Large Forwards

Wilcoxonovým testem nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi hodnotami parametru Amplitude Scaling Motor Control Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře, nulovou hypotézu H<sub>0</sub>2 nemůžeme zamítnout.

## 4. 2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

*K jakým změnám parametrů posturálních reakcí Adaptation Testu došlo vlivem cvičení spirální stabilizace páteře?*

### Hypotéza č. 3

**H<sub>03</sub>:** Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes up Adaptation Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

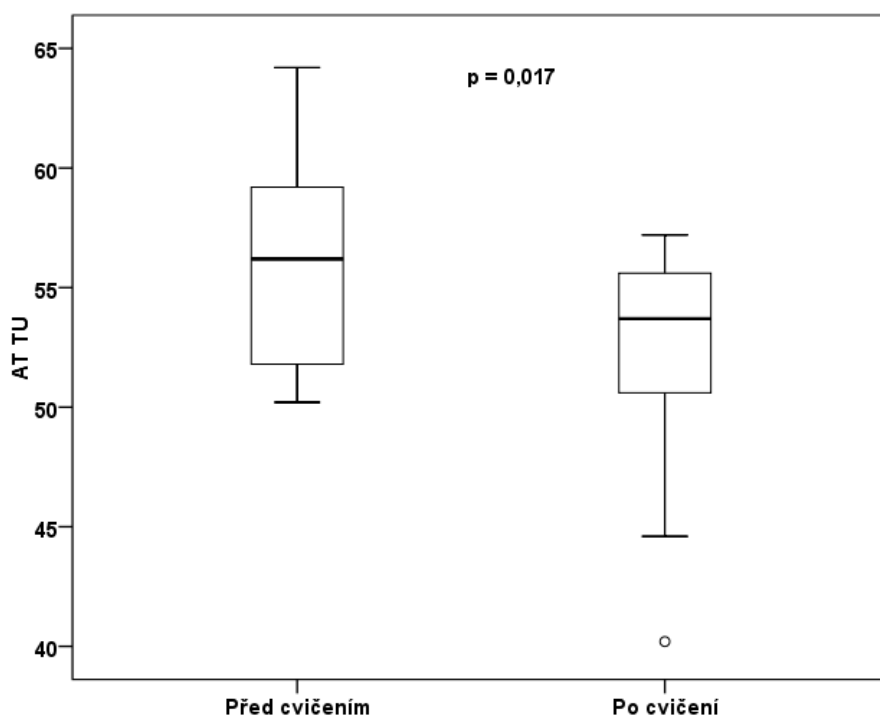
**H<sub>A3</sub>:** Je statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes up Adaptation Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**Tabulka 3 -** Popisná statistika parametru Toes Up v rámci Adaptation testu, před a po cvičení

Parametr	Vstupní (n =10)					Výstupní (n =10)					p
	Medián	Min	Max	Průměr	SD	Medián	Min	Max	Průměr	SD	
AT TU	56,2	50,2	64,2	56,2	4,6	53,7	40,2	57,2	51,8	5,6	0,017

**Legenda k tabulce 3 :** AT TU – Adaptation Test Toes Up

Wilcoxonovým testem byl prokázán statisticky významný pokles hodnot naměřených při testu Toes up po cvičení (medián = 53,7) ve srovnání s hodnotami naměřenými před cvičením (medián = 56,2),  $p = 0,017$ . Nulovou hypotézu  $H_{03}$  můžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy  $H_{A3}$ .



**Obrázek 5** - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Toes Up v rámci Adaptation testu před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.

**Hypotéza č. 4:**

**H<sub>0</sub>4:** Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes down Adaptation Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**H<sub>A</sub>4:** Je statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes down Adaptation Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**Tabulka 4** - Popisná statistika parametru Toes down v rámci Adaptation testu, porovnávající hodnoty před a po cvičení

Parametr	Vstupní (n =10)					Výstupní (n =10)					p
	Medián	Min	Max	Průměr	SD	Medián	Min	Max	Průměr	SD	
AT TD	41,2	32,4	45,4	40,3	4,5	39,1	25,2	50,0	38,8	7,3	0,508

**Legenda k tabulce 4 :** AT TD – Adaptation test toes down

Wilcoxonovým testem nebyl prokázán statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes down Adaptation Testu před a po cvičení spirální stabilizace páteře, nulovou hypotézu  $H_04$  nemůžeme zamítnout.

### 4.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

*K jakým změnám parametrů posturálních reakcí testu Limits of Stability došlo vlivem cvičení spirální stabilizace páteře?*

**Hypotéza č. 5:**

**$H_05$ :** Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Directional Control testu Limits of Stability před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**$H_A5$ :** Je statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot parametru Directional Control testu Limits of Stability před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**Tabulka 5 -** Popisná statistika parametru Directional control testu Limits of Stability, porovnávající hodnoty před a po cvičení

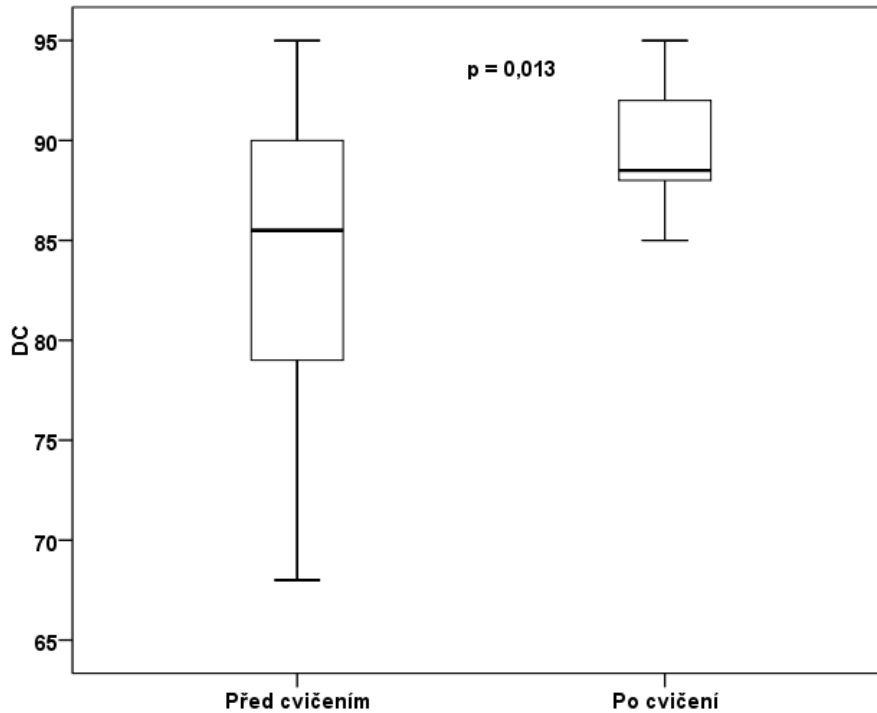
Parametr	Vstupní (n =10)					Výstupní (n =10)					p
	Medián	Min	Max	Průměr	SD	Medián	Min	Max	Průměr	SD	
DC 1	92,5	45,0	98,0	88,9	15,6	92,5	84,0	97,0	92,1	4,1	0,866
DC 2	89,0	66,0	94,0	86,0	8,0	86,5	63,0	93,0	83,7	10,0	0,219
DC 3	85,5	68,0	95,0	84,0	7,7	88,5	85,0	95,0	89,5	3,4	0,013
DC 4	80,5	44,0	89,0	74,9	16,7	82,0	66,0	93,0	80,3	9,1	0,838
DC 5	80,5	66,0	95,0	80,8	9,9	86,5	67,0	94,0	83,5	8,7	0,508
DC 6	71,5	33,0	80,0	66,8	15,2	68,5	42,0	86,0	66,3	14,7	0,959
DC 7	88,0	65,0	92,0	85,5	7,7	86,0	80,0	94,0	86,7	5,6	0,721
DC 8	82,0	54,0	93,0	77,4	12,1	83,0	58,0	91,0	79,5	10,8	0,859

**Legenda k tabulce 5:** DC – Directional Control, 1 – směr dopředu, 2 – dopředu doprava, 3 – doprava, 4 – dozadu doprava, 5 – dozadu, 6 – dozadu doleva, 7 – doleva, 8 – dopředu doleva

Wilcoxonovým testem bylo prokázáno, že hodnoty parametru Directional Control 3 (směr doprava) naměřené před cvičením jsou statisticky významně nižší (medián = 85,5) než hodnoty naměřené po cvičení (medián = 88,5),  $p = 0,013$ . Pro tento parametr můžeme nulovou hypotézu zamítnout  $H_05$  zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy  $H_A5$ .



U ostatních parametrů významné rozdíly mezi hodnotami naměřenými před a po cvičení prokázány nebyly,  $p > 0,05$ .



**Obrázek 6** - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru DC 3 [%] testu Limits of Stability před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.

#### 4. 4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4

*K jakým změnám parametrů posturálních reakcí testu Rhythmic Weight Shift došlo vlivem cvičení spirální stabilizace páteře?*

**Hypotéza č. 6:**

**H<sub>06</sub>:** Není rozdíl ve změnách hodnot parametru Directional Control testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

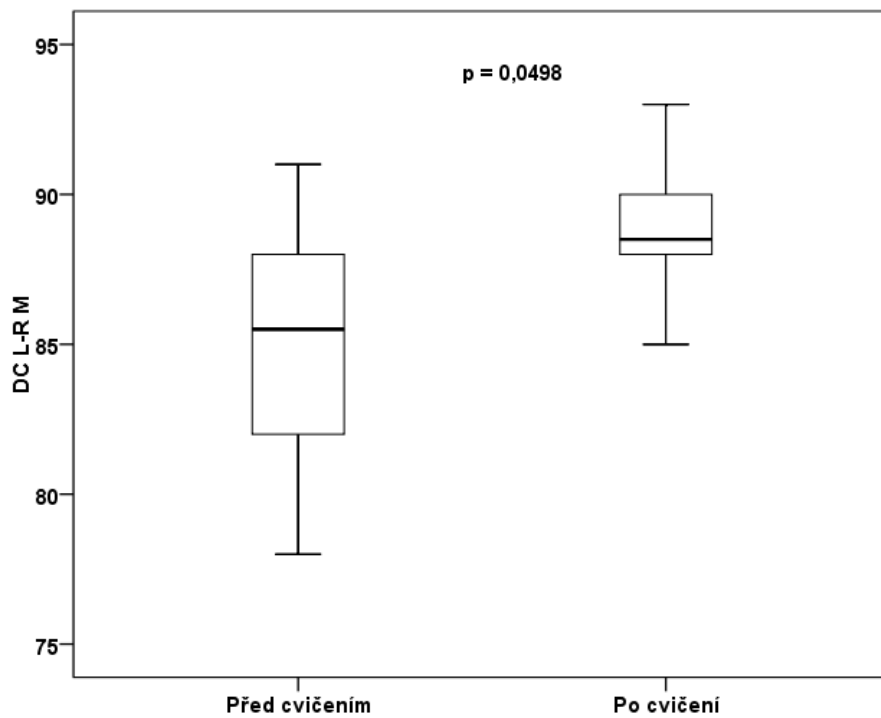
**H<sub>A6</sub>:** Je rozdíl ve změnách hodnot parametru Directional Control testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**Tabulka 6** - Popisná statistika parametru *Directional control testu Rhythmic Weight Shift*, porovnávací hodnoty před a po cvičení

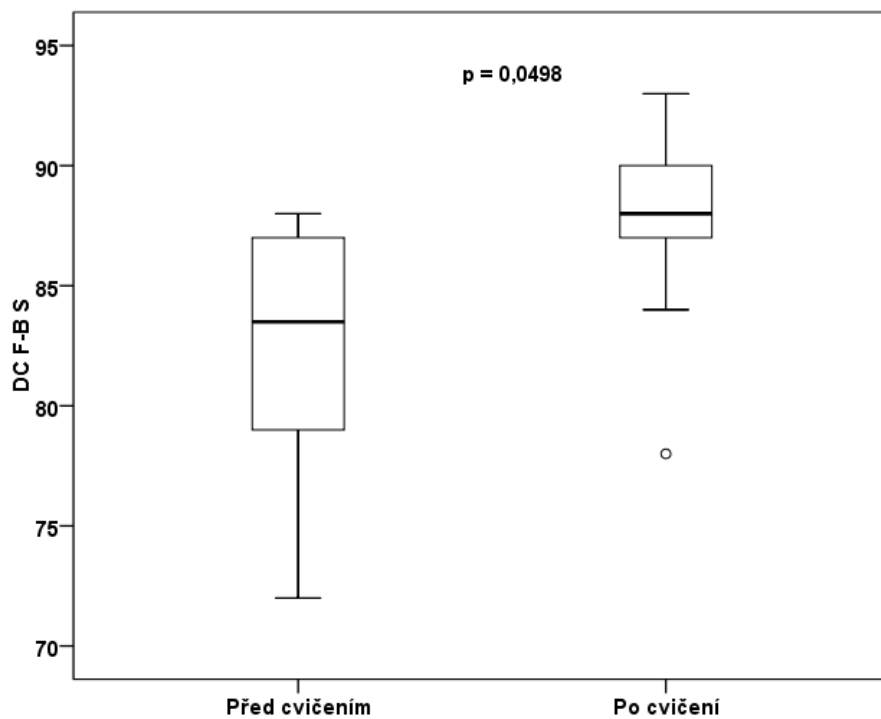
Parametr	Vstupní (n =10)					Výstupní (n =10)					p
	Medián	Min	Max	Průměr	SD	Medián	Min	Max	Průměr	SD	
DC L - R S	83,0	75,0	88,0	82,0	4,5	86,0	78,0	90,0	85,3	3,9	0,185
DC L- R M	85,5	78,0	91,0	85,0	3,9	88,5	85,0	93,0	88,8	2,2	0,0498
DC L - R F	90,0	81,0	94,0	89,5	3,5	92,0	86,0	94,0	90,9	2,5	0,234
DC L- R Comp	86,0	81,0	90,0	85,9	3,0	89,0	84,0	92,0	88,7	2,6	0,080
DC F -B S	83,5	72,0	88,0	82,7	5,3	88,0	78,0	93,0	87,5	4,1	0,0498
DC F -B M	86,0	79,0	89,0	85,0	3,0	89,5	84,0	93,0	89,0	3,0	0,008
DC F -B F	89,0	83,0	95,0	88,7	4,1	91,0	87,0	93,0	91,0	2,1	0,202
DC F - B Comp	86,0	82,0	91,0	85,4	2,8	89,0	84,0	92,0	89,2	2,5	0,008

**Legenda k tabulce 6:** DC – Directional Control, L-R – Left/Right (směr latero/laterální), F-B – Forwards/backwards (směr antero/posteriorní), S – Slow (pomalá rychlost), M – medium (střední rychlost), F - Fast (vysoká rychlost)

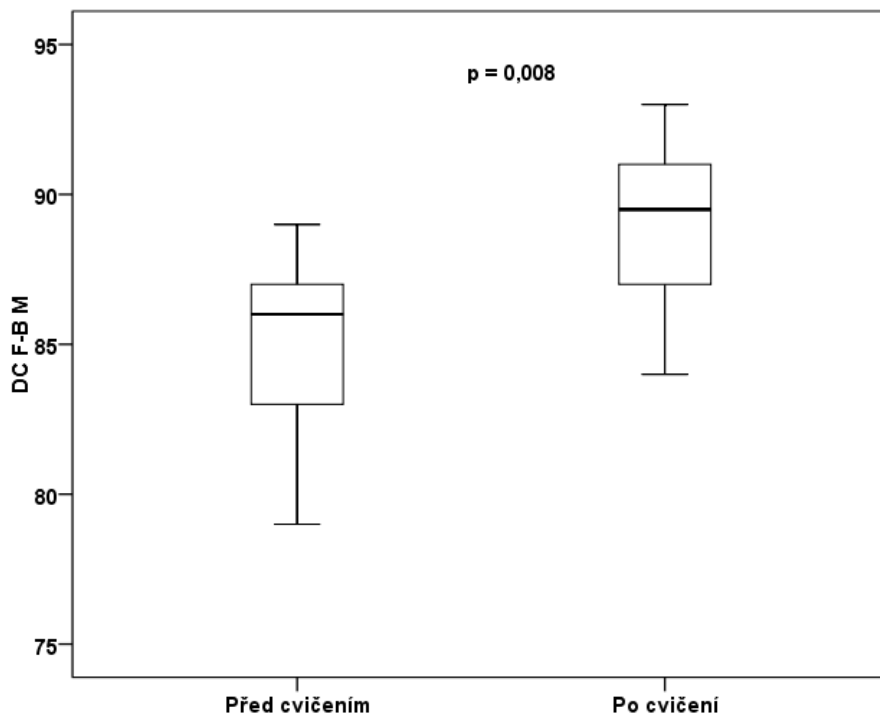
Wilcoxonovým testem bylo prokázáno statisticky významné zvýšení parametru DC L-R M, tedy kontroly přímosti pohybu ve směru latero/laterálním při střední rychlosti (před cvičením medián = 85,5; po cvičení medián = 88,5;  $p = 0,0498$ ). Dále parametrů DC F-B S, což je směr antero/posteriorní při malé rychlosti (před cvičením medián = 83,5; po cvičení medián = 88,0;  $p = 0,0498$ ), DC F-B M, který popisuje směr antero/posteriorní ve střední rychlosti (před cvičením medián = 86,0; po cvičení medián = 89,5;  $p = 0,008$ ) a DC F-B Comp, což je komplexní reakce kontroly pohybu na antero/posteriorní směr (před cvičením medián = 86,0; po cvičení medián = 89,0;  $p = 0,008$ ). Pro tyto parametry můžeme nulovou hypotézu  $H_0$  zamítnout. U ostatních parametrů statisticky významné změny prokázány nebyly,  $p > 0,05$ .



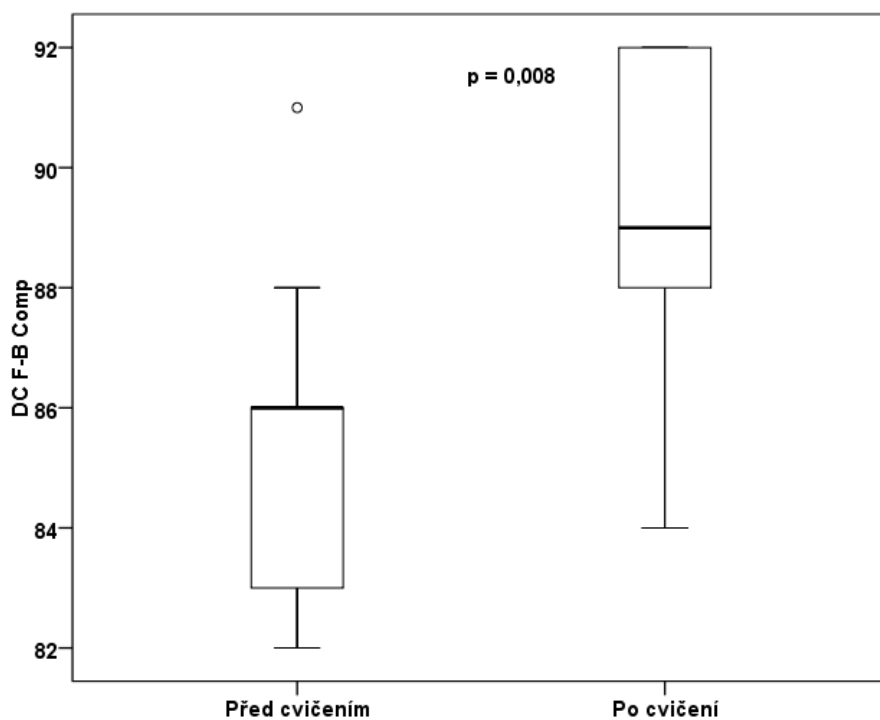
**Obrázek 7** - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru DC L-R M [%] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.



**Obrázek 8** - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru DC F-B S [%] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.



**Obrázek 9** - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru DC F-B M [%] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.



**Obrázek 10** - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru DC F-B Comp [%] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.

**Hypotéza č. 7:**

**H<sub>0</sub>7:** Není rozdíl ve změnách hodnot parametru On-Axis Velocity testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

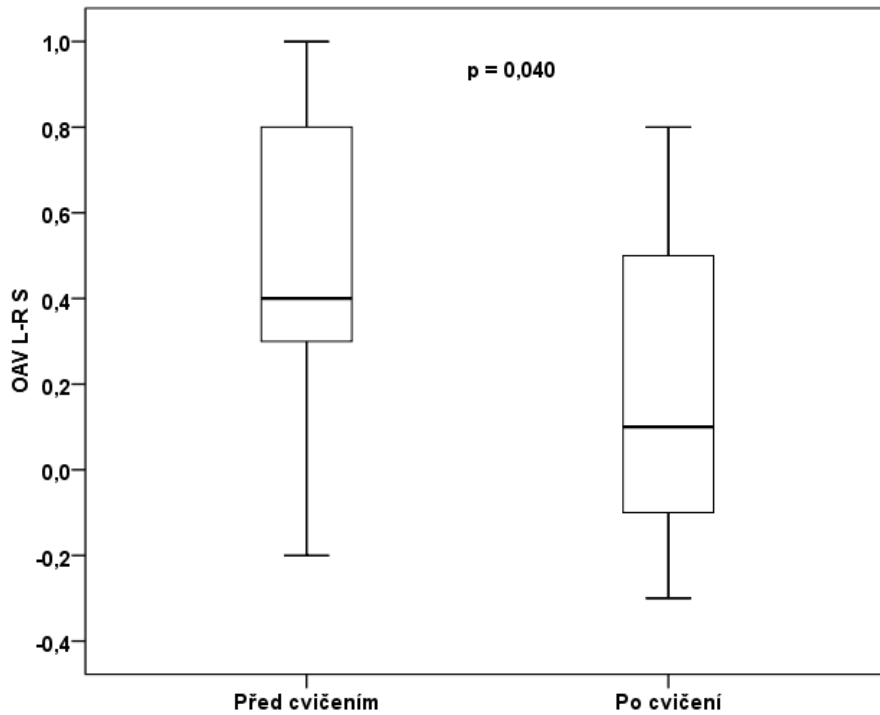
**H<sub>A</sub>7:** Je rozdíl ve změnách hodnot parametru On-Axis Velocity testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení spirální stabilizace páteře.

**Tabulka 7 -** Popisná statistika parametru On-Axis Velocity testu Rhythmic Weight Shift, porovnávající hodnoty před a po cvičení

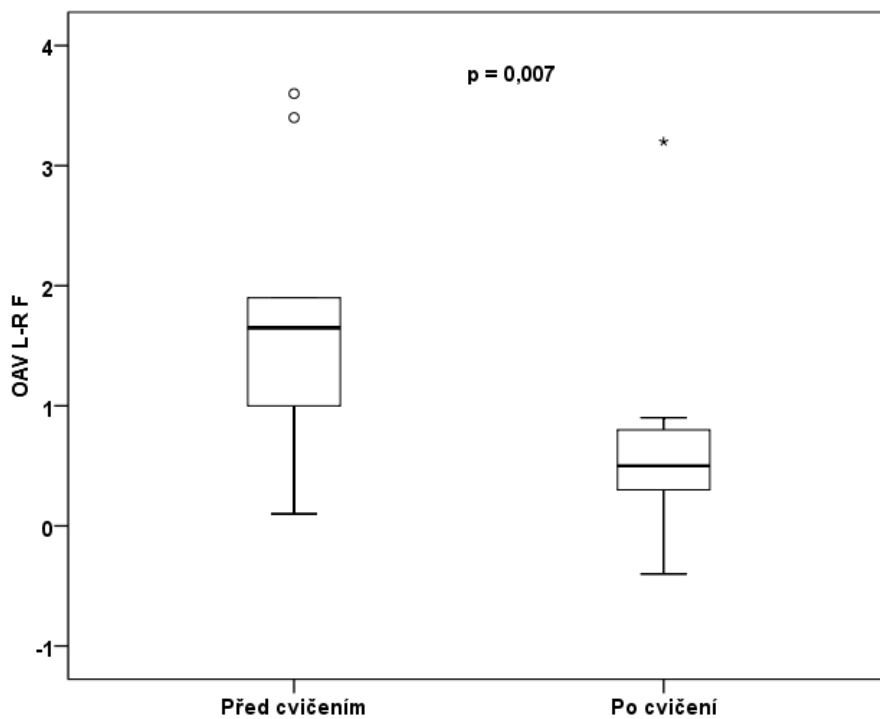
Parametr	Vstupní (n =10)					Výstupní (n =10)					p
	Medián	Min	Max	Průměr	SD	Medián	Min	Max	Průměr	SD	
OAV L-R S	0,4	-0,2	1,0	0,5	0,3	0,1	-0,3	0,8	0,2	0,3	0,040
OAV L-R M	0,8	-0,3	1,4	0,7	0,5	0,4	-0,1	1,4	0,5	0,5	0,407
OAV L-R F	1,7	0,1	3,6	1,7	1,1	0,5	-0,4	3,2	0,7	1,0	0,007
OAV L-R Comp	0,8	0,0	1,8	0,9	0,6	0,3	0,0	1,5	0,4	0,4	0,012
OAV F-B S	0,2	-0,1	0,8	0,2	0,3	0,3	0,0	0,6	0,3	0,2	0,397
OAV F-B M	0,7	0,0	1,7	0,7	0,5	0,5	0,0	0,9	0,5	0,3	0,126
OAV F-B F	0,9	-1,2	2,6	0,9	1,1	0,2	-0,6	1,7	0,3	0,8	0,035
OAV F-B Comp	0,5	-0,3	1,4	0,6	0,5	0,3	-0,2	1,0	0,4	0,4	0,024

**Legenda k tabulce 7:** OAV – On-Axis Velocity, L-R – Left/Right (směr latero/laterální), F-B – Forwards/backwards (směr antero/posteriorní), S – Slow (pomalá rychlost), M – medium (střední rychlost), F - Fast (vysoká rychlost)

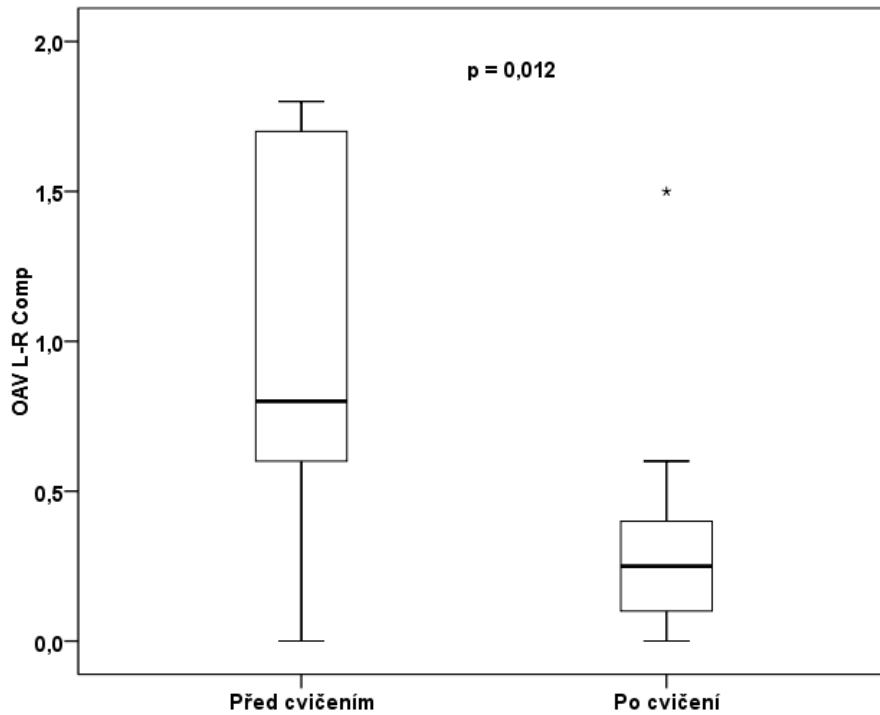
Wilcoxonovým testem bylo prokázáno statisticky významné snížení parametrů On-Axis Velocity Left-Right Slow (před cvičením medián = 0,4; po cvičení medián = 0,1; p = 0,040), OAV L-R F (před cvičením medián = 1,7; po cvičení medián = 0,5; p = 0,007), OAV L-R Comp (před cvičením medián = 0,8; po cvičení medián = 0,3; p = 0,012); OAV F-B F (před cvičením medián = 0,9; po cvičení medián = 0,2; p = 0,035), OAV F-B Comp (před cvičením medián = 0,5; po cvičení medián = 0,3; p = 0,024). Pro tyto parametr můžeme nulovou hypotézu H<sub>0</sub>7 zamítnout. U ostatních parametrů statisticky významné změny prokázány nebyly, p > 0,05.



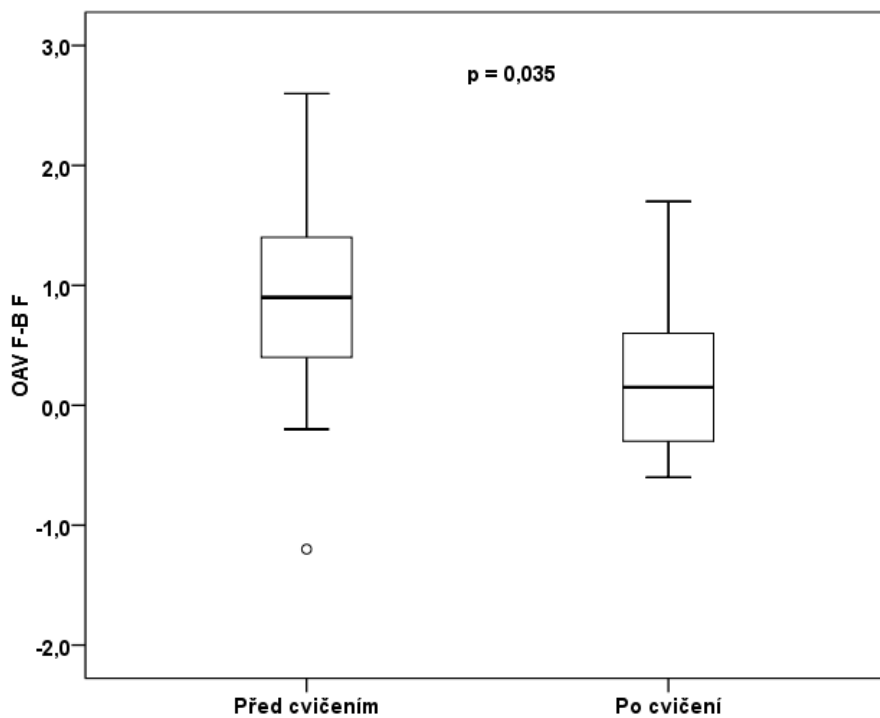
**Obrázek 11** - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru OAV L-R S [°/s] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.



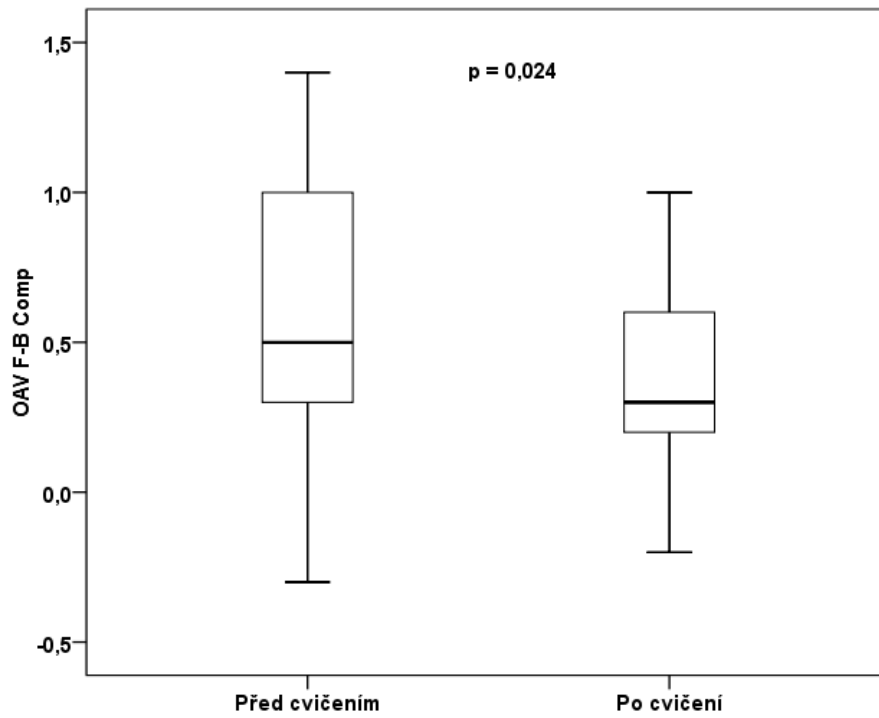
**Obrázek 12** - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru OAV L-R F [°/s] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.



**Obrázek 13** - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru OAV L-R Comp [ $^{\circ}/s$ ] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.



**Obrázek 14** - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru OAV F-B F [ $^{\circ}/s$ ] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.



**Obrázek 15** - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru OAV F-B Comp [°/s] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.



## 5 DISKUZE

### 5.1 Diskuze k výsledkům výzkumu

Cílem této práce bylo zjistit vliv spirální stabilizace páteře na efektivitu automatických a cílených posturálních reakcí. Pro objektivní zhodnocení tohoto cíle byla vybrána dynamická počítačová posturografie. Účastníci experimentu absolvovali na začátku a na konci tříměsíčního cvičebního programu měření, během kterých podstoupili celkem čtyři testy, vztahující se k cíli diplomové práce. Jednalo se o Motor Control Test, Adaptation Test, Limits of Stability a Rhythmic Weight Shift.

Motor Control Test a Adaptation Test posuzují efektivitu automatických posturálních reakcí. Test Limits of Stability zjišťuje schopnost volní kontroly COG, což hodnotí i test Rhythmic Weight Shift. Ten však hodnotí nejen schopnost ovlivnit směr, ale i adaptace na rychlost pohybu sledovaného podnětu.

U Motor Control Testu byly hodnoceny dva parametry. Prvním z nich byla efektivita reakce na zevní podnět. U tohoto parametru byla zamítnuta nulová hypotéza pro statisticky významný rozdíl u levé dolní končetiny v reakci na translaci plošiny vpřed, střední rychlostí (medián před cvičením = 130, medián po cvičení = 120, hodnota  $p = 0,021$ ). Ačkoli nebyly ostatní výsledky statisticky významné, můžeme shledat jistý rozdíl v efektivitě reakcí mezi pravou a levou dolní končetinou. Až na reakci na pomalý pohyb plošiny vzad, zareagovala vždy levá dolní končetina efektivněji. Rozdíly průměrů naměřených dat mezi vstupním a výstupním měřením byly vždy větší u levé dolní končetiny, než rozdíly naměřené u pravé dolní končetiny. Zároveň je hodnota  $p$  u dat vyhodnocujících levou dolní končetinu nižší, tedy se více blíží statistické významnosti. Studie, hodnotící posturální stabilitu u dospělých pod 30 let, zjistila, že je mnohem častěji nosnou dolní končetinou právě ona levá dolní končetina. Také prokázala vyšší tendenci ke stabilizování pozice u levé dolní končetiny. Tato skutečnost pravděpodobně souvisí lateralitou testovaných probandů, všichni byli praváci (Goliwas, Furmaniuk, Lewandowski, 2015, p. 86).

Druhým parametrem byla amplituda aktivní silové odpovědi na translaci plošiny. V tomto parametru nebyla nalezena žádná statisticky významná data, proto nemohla být nulová hypotéza zamítnuta.

Adaptation Test hodnotil adaptabilitu pohybového systému na neočekávaný rotační pohyb plošiny. Zde byla zjištěna statistická významnost pro rotaci posteriorní. Medián klesl z původních 56,2 u vstupního vyšetření, na 53,7 při výstupním, hodnota  $p = 0,017$ , nulovou

hypotézu jsme tedy mohli zamítnout. Pozitivní změna reakčních sil při anteriorní rotaci podložky sice byla prokázána, nicméně nebyla dostatečně výrazná k uznání statistické významnosti, nulová hypotéza zůstala platná.

Existuje pravděpodobnost, že je tento výsledek zapříčiněn větším zapojením dorsálních flexorů nohy včetně m. tibialis anterior při posteriorní rotaci, a naopak větším využitím kyčelní strategie při anteriorní rotaci podložky. V předozadním směru sice více využíváme kotníkovou strategii (zajištěnou plantárními a dorsálními flexory nohy), ale jen během klidného stoje bez výraznějšího působení zevních sil. Jakmile dojde k výraznějším výchylkám způsobeným zevními silami, zapojí se i svaly kyčle (Vařeka, 2002, s. 124). V setu cviků spirální stabilizace páteře se využívají obzvláště pozice, při kterých je aktivován m. tibialis anterior a posterior, které jsou také účastní při kotníkové vyrovnávací strategii. Proto bylo při posteriorní rotaci dosaženo statisticky významného rozdílu.

Při anteriorní rotaci bylo pravděpodobně více využito kyčelní strategie. Ve stoji se nachází COG před osami hlezenních kloubů, pokud se dostane za osu kloubu, nelze využít m. triceps surae k obnově stability, posledním záchranným článkem může být m. tibialis anterior, nicméně jeho kontrakční síla a nevýhoda kratší páky způsobuje jeho malou efektivitu. Řídící systém se snaží udržet COG stále v přední části nohy, a to z důvodu nebezpečí pádu dozadu (Vařeka, 2009, s. 121, 122).

Z testu Limits of Stability byl ke zhodnocení efektu cílených posturálních reakcí vybrán parametr kontrola přímosti pohybu. Výstupní hodnoty byly vyšší než vstupní, zejména ve směru doprava, kdy se medián zvýšil z 85,5 % na 88,5 %, s hodnotou  $p = 0,013$ . Nulovou hypotézu tedy pro tento parametr zamítáme.

Test Rhythmic Weight Shift přinesl nejvíce statisticky významných dat, proto u obou parametrů zamítáme nulovou hypotézu. U tohoto testu byl také hodnocen parametr kontroly přímosti pohybu. Statisticky významná data byla naměřena u latero/laterálního směru pohybu COG při střední rychlosti a ve směru antero/posteriorním při pomalé a střední rychlosti. Ve směru antero/posteriorním došlo i ke zlepšení komplexní reakce kontroly pohybu v daném směru.

Druhým parametrem tohoto testu byla schopnost adaptace na rychlost sledovaného podnětu a snaha o jeho co nejtěsnější sledování. V tomto zkoumaném hledisku, byla v latero/laterálním směru vyhodnocena statisticky významná data při kontrole pohybu během pomalé a vysoké rychlosti, a také v komplexní reakci kontroly pohybu. Ve směru

antero/posteriorním byly naměřeny statisticky významné hodnoty kontroly pohybu při velké rychlosti a v celkové reakci na antero/posteriorní směr.

Ve většině případů došlo ke zlepšení stavu probandů během cvičení spirální stabilizace páteře. Hodnota statistické významnosti dopomohla z hlediska automatických posturálních reakcí k zamítnutí nulové hypotézy pro parametr Amplitude Scaling Motor Control Testu a parametru Toes Up v rámci Adaptation Testu. Testy na cílené posturální reakce dopadly staticky významně pro všechny parametry, u všech jsme mohli zamítnout nulovou hypotézu.

Výsledky byly ovlivněny faktory, které mohly zkreslit výsledky výzkumu. Tyto faktory jsou blíže rozepsány v kapitole 5. 4 Limity práce (s. 61). Vzhledem k faktu, že ještě nikdo nezkoumal vliv spirální stabilizace páteře pomocí dynamické počítačové posturografie, nejsou zatím k dispozici žádná jiná data k porovnání s jednotlivými testy.

## **5. 2 Diskuze k vlivu spirální stabilizace páteře na posturální reakce a stabilitu**

Struhár a Dovrtělová (2014, s. 69) zkoumali pomocí elektrické balanční plošiny (EBP) vliv SM-systému na úroveň posturální stability. Výzkumu se zúčastnilo 29 zdravých probandů ve věku od 12 do 17 let, aktivně vykonávajících moderní gymnastiku. U experimentální skupiny byla po dobu 3 měsíců zařazena k běžným tréninkům ještě cvičební jednotka s elastickým lanem. Časově se jednalo o 2 hodiny cvičení týdně navíc v porovnání s kontrolní skupinou.

Probandi byli během kontrolních měření instruováni udržet rovnováhu na EBP v medio-laterálním směru, za pomoci zpětné vazby promítající se na obrazovce. Každý výkon byl ohodnocen na škále 0-100, přičemž 0 je hodnota nejlepší. Výsledkem bylo výrazné zlepšení experimentální skupiny. Párovým t-testem byla prokázána i statistická významnost dat ( $p=0,006578$ , hladina významnosti 95 %). Při úvodním měření byla naměřena průměrná hodnota 37, zatímco během závěrečné kontroly byl zaznamenán průměrný výsledek 23,8. U kontrolní skupiny došlo naopak ke zhoršení, průměrná hodnota se zvýšila z 38,8 na 39,3. Výsledky tedy potvrdily markantní přínos ve zlepšení úrovně posturální stability vlivem cvičení spirální stabilizace páteře (Struhár a Dovrtělová, 2014, s. 73-75).

Morávek (2010, s. 20-22) sledoval vliv spirální stabilizace páteře na posturu pomocí expertního a informačního systému Computer Kinesiology na diagnostiku a terapii funkčních

poruch pohybového systému. Také sledoval zatížení dolních končetin při vyrovnaném stoji pomocí měření na dvou vahách. Sledovaný soubor 21 probandů byl po vyšetření na vahách rozdělen do 3 skupin. V první skupině byli jedinci se stranovým rozdílem menším než 10 %, v druhé s rozdílem v rozmezí 10-15 % a v poslední třetí skupině byl stranový rozdíl větší jak 15 %. Před terapií se v první skupině nacházelo 76 %, v druhé 14 %, a ve třetí 10 % probandů. Po minimálně 2 měsících cvičení spirální stabilizace páteře se procentuální zastoupení skupin změnilo. V první skupině se nacházelo 90 % probandů a ve druhé zbylých 10 %.

Expertním a informačním systémem Computer Kinesiology byla hodnocena celková dysfunkce pohybového systému. Po vyšetření terapeutem a přístrojem byli probandi pomocí indexu celkové dysfunkce rozděleni do pásem. Pásmo ideálního zdraví (teoretický stav) obsahovalo index celkové dysfunkce s hodnotou 0-11, pásmo normy 12-29, pásmo nerovnováh 30-53, pásmo lehkých funkčních poruch 54-79 a pásmo těžkých funkčních poruch odpovídalo hodnotám indexu celkové dysfunkce 80-100. Po vstupním vyšetření se 33 % probandů nalézalo v pásmu nerovnováh a 67 % v pásmu lehkých funkčních poruch. Po terapeutickém programu došlo ke zdatnému zlepšení a 24 % probandů se dostalo do pásma normy a zbylých 76 % obsadilo pásmo nerovnováh. S přihlédnutím k faktu, že se v těchto 2 pásmech při vstupním vyšetření nalézalo jen 33 % a po výstupním plných 100 % probandů, domníváme se, že můžeme onačit terapii za úspěšnou v oblasti vyrovnání svalových dysbalancí a zlepšení funkce pohybového aparátu z pohledu biomechaniky (Morávek, 2010, s. 20-22).

Kubias (2010, s. 41-48) hodnotil účinek SM-systému na nožní klenbu pomocí digitálního baropodometru, který zhodnotil stav klenby nejen ve stoji, ale i při chůzi. Hodnocena byla podélná nožní klenba, kdy byla programem označena mediální část středonoží jako plochonoží. Zkoumaným jevem byla změna zatížení této části u experimentální a kontrolní skupiny. Změna měla být zapříčiněna činností spirálních svalových zřetězení, aktivujících svaly m. tibialis anterior a posterior, které mají za efekt zvýšení podélné klenby. Zároveň bylo prokázáno, že m. tibialis anterior je klíčovým svalem při udržování stability nohy. Úbytek více jak poloviny jeho běžného svalového výkonu značně zvyšuje riziko pádu, zejména během chůze vyšší rychlostí vyvolávající větší reakční síly s podložkou (Gefen, 2001, p. 337).

Porovnání experimentální skupiny (20 probandů) a kontrolní (8 probandů), přineslo pozitivní výsledek pouze při vyhodnocování zatížení mediálního segmentu během

dynamických testů. Zde se kontakt u experimentální skupiny značně zmenšil, rozdíl průměrných hodnot byl 1, 61 cm<sup>2</sup>. Autor popisuje výrazné rozdíly naměřených hodnot i mezi probandy experimentální skupiny. U probandů cvičících 5x a častěji za týden vznikl, v porovnání s cvičením méně častým, rozdíl v zatížení mediální plochy středonoží, a to o 1,86 cm<sup>2</sup>. U statických testů rozdíl mezi experimentální a kontrolní skupinou nenastal (Kubias, 2010, s. 46).

Mok a Hodges (2013, pp. 305-312) ve své studii potvrdili rozhodující roli pohybu v bederní páteři při opětovném ustanovení rovnováhy po neočekávaném pohybu opěrné plochy. Tento pohyb nemá vliv na reakční čas, ale jeho snížená spoluúčast při vyrovnávání stability (při zdravotních problémech), kompromituje kvalitu stabilizace. Pohyb v bederní páteři, ač je jeho amplituda velmi malá, napomáhá posturální stabilitě, zejména pokud je vyžadována kyčelní strategie jako odpověď na rychlé a výrazné perturbace. Dle této teorie by mělo dojít po cvičení spirální stabilizace páteře ke zlepšení, jelikož dochází ke zlepšení mobility celé páteře ve správném pohybovém stereotypu.

Hodges a Richardson (1998, pp. 49-53; 1996, pp. 2640-2650) zkoumali vzory zapojení svalů hlubokého stabilizačního systému (HSS) během pohybů horní a dolní končetiny, v rámci souvislosti funkce a pohybu končetin s úrazy. U kontrolní skupiny zdravých jedinců se ještě před spuštěním aktivity svalů končetin zapojil m. transversus abdominis, m. multifidus, m. obliquus externus a internus abdominis a i m. rectus abdominis. Tímto bylo potvrzeno, že svaly HSS zajišťují proximální stabilitu, díky které je možná distální mobilita. U zkoumané skupiny probandů s vertebrogenním algickým syndromem bederní páteře, se m. transversus abdominis naopak zapojoval až po aktivitě končetin ve všech směrech. M. gluteus maximus byl také opožděn ve své aktivitě, čímž nedocházelo k dostatečné stabilizaci sakroiliakálního kloubu a pánve, a tím nebyl dostatečně stabilizován ani pohyb dolní končetiny.

Nadler et al. (2002, pp. 9-16) sledovali atlety během celé závodní sezóny a zkoumali korelaci mezi stabilitou HSS, silou dolních končetin a sportovním úrazem. Atleti prováděli vlastní cvičení, které mělo ovlivnit kvalitu HSS. Posílení HSS stability nemělo u sportovců vliv na vertebrogenní obtíže. Nicméně, byl prokázán statisticky významný vliv cvičení na posílení svalů v okolí kyčelních kloubů (zejména extensory pravého kyčelního kloubu), které mělo za následek snížení pravděpodobnosti úrazu a náchylnosti k vertebrogenním obtížím.

Během spirální stabilizace páteře jsou pomocí svalových řetězců ovlivňovány všechny výše uvedené svaly, což by mělo teoreticky pozitivně ovlivnit jak posturální stabilitu, tak

posturální reakce. Dle studie Nadlera et al., by se mělo jednat zejména o zlepšení reakcí pomocí kyčelní strategie, tedy zejména testy Limits of Stability a Rhythmic Weight Shift. Parametr On-Axis Velocity testu Rhythmic Weight Shift, by tomuto faktu nasvědčoval. V latero/laterálním směru došlo ke zlepšení ve třech ze čtyř kritérií.

### **5.3 Limity práce**

Prvním a zároveň největším limitem této práce je závislost na poctivosti probandů ohledně pravidelnosti a délky samostatného cvičení. V této práci bylo pracováno se zdravými probandy, kteří nemají až takovou motivaci ke cvičení, jako lidé trpící bolestmi. Lidé, u kterých se projevuje diskomfort při pohybu, jako například u bolestivých syndromů páteře, se snaží bolest eliminovat a pravidelně cvičí. Navíc z důvodu rozdílného bydliště probandů nebylo možno zajistit pravidelná skupinová cvičení a proběhlo pouze sedm kontrol v průběhu tří měsíců, během kterých probandi cvičili.

Tímto problémem se zabýval Lacroix (2017, pp. 2359), který vypracoval studii zkoumající efekt tréninkových programů na zlepšení balance a svalové síly u dospělých jedinců. Hodnocení probíhalo dle toho, zda byli participanti v tréninkovém programu pravidelně kontrolováni či ne. U kontrolovaných jedinců, kteří byli pod dohledem v průměru ve dvou ze tří cvičebních jednotek, byl prokázán velký rozdíl v efektu terapie oproti skupině bez žádné kontroly. Nicméně pokud okolnosti nedovolují častou supervizi během cvičení (případ této diplomové práce), je lepší varianta alespoň částečných kontrol. Mezi skupinou častých kontrol a jen občasných nebyl tak propastný rozdíl v efektu v porovnání se skupinou bez supervize.

Dalším limitem je časový odstup měření na posturografu. Nikdy není možné zajistit úplně totožné podmínky měření, zejména po delší době, kterou tři měsíce bezpochyby jsou.

### **5.4 Celkové zhodnocení a doporučení pro další výzkum**

Ovlivnění posturálních reakcí a posturální stability obecně je velmi důležitým aspektem nejen u starší populace jako prevence pádů, ale zároveň i u sportovců, kdy může být ovlivněna výkonnost. Nastolením správného stereotypu pohybu bývá usnadněno i provedení sportovních výkonů. Výhodou SM-systému je, že jelikož se snaží navodit správný stereotyp chůze, tak nemá prakticky žádné kontraindikace. Zároveň, pokud se cvičí jen základní sestava, tak je fyzická náročnost nízká, čímž se stává vhodnou volbou cvičení i pro seniory.

Předchozí studie věnující se vlivu spirální stabilizace páteře na posturální stabilitu přinesly pozitivní výsledky. Tato diplomová práce přinesla také pozitivní výsledky v účinnosti SM-systému jak na automatické, ale zejména na cílené posturální reakce. Ač nebyly úplně všechny parametry vyhodnoceny jako statisticky významné, vždy docházelo alespoň k mírnému zlepšení. Výsledky mohly být také negativně ovlivněny výše popsánymi limity práce.

Vzhledem k výsledkům práce se domníváme, že k dosažení optimálního zhodnocení vlivu spirální stabilizace páteře, by bylo vhodné uskutečnit další studie, a to nejen na posturální reakce, ale na posturální stabilitu celkově. Studie by měly být uskutečněny na větším a genderově vyváženějším vzorku probandů, jelikož Ku et al. (2012, p. 1640-1641) zjistili rozdíly v posturálních výchylkách mezi mladými ženami a muži. Mladé ženy generují během klidného stoje větší posturální výchylky a to jak antero/posteriorním směrem, tak i medio/laterálním.

Je samozřejmé, že hlavní efekt spirální stabilizace páteře souvisí s problematikou onemocnění páteře a hlavní výzkum bude směřovat tímto směrem. Nicméně s rostoucím průměrným věkem populace je riziko pádů u starších jedinců velkým problémem, který by se mohl touto metodou, společně se snížením bolesti zad, alespoň z části eliminovat. Studie Abrahamové a Hlavačky (2007, str. 959), která sledovala výchylky COP klidového stoje ve čtyřech různých situacích (stoj na podložce - oči otevřené a zavřené, stoj na pěnové podložce – oči otevřené a zavřené) zjistila znatelné zhoršení posturální stability od šedesátého roku života. Stejný závěr uvedla již Woollacott (1993, pp. 56-57), když testovala jedince různých věkových kategorií a jejich reakce na neočekávaný pohyb podložky. U starších jedinců docházelo k pozdější svalové odpovědi na zevní podnět. Z tohoto důvodu by bylo zajímavé, kdyby se některý výzkum zabýval vlivem Spirální stabilizace na posturální stabilitu u osob starších šedesáti let.

V České republice je prozatím velmi málo vědeckých článků věnujících se vlivu spirální stabilizace páteře na posturální stabilitu. Bohužel, se zatím obecně nevěnuje příliš vědeckých studií metodě spirální stabilizace páteře. Přitom rozšíření této metody nejen v naší republice, ale například i na Slovensku, v Německu a v Anglii stále stoupá. Rešeršní činností byly nalezeny celkem čtyři knižní podklady, jen několik článků a zbytek tvořily bakalářské a diplomové práce.

Z celkově malého počtu zdrojů byly nalezeny pouze tři relevantní zdroje věnující se SM-systému a posturální stabilitě. Pouze jeden zdroj měl charakter vědecké studie, přičemž ale byl zaměřen pouze na medio-laterální směr posturální stability. Zbylé dva zdroje měly charakter bakalářské práce. První bakalářská práce se věnovala vlivu SM-systému na posturu a druhá na nožní klenbu. Žádná z prací se ovšem nevěnovala posturálním reakcím či posturální stabilitě v jiném než medio-laterálním směru. Proto si dovoluujeme tvrdit, že je tato diplomová práce prozatím jedinečná a bylo by dobré na ni navázat dalšími studii, rozsáhlejšího a podrobnějšího charakteru.



## ZÁVĚR

Hlavním cílem této diplomové práce bylo objektivně zhodnotit vliv spirální stabilizace páteře na efektivitu automatických a cílených posturálních reakcí.

Efektivita byla hodnocena pomocí čtyř vybraných testů na dynamické počítačové posturografii. Výsledná data, měřená po třech měsících cvičení základní sestavy cviků spirální stabilizace páteře, prokázala příznivý vliv na posturální reakce. Testy Limits of Stability a Rhythmic Weight Shift prokázaly statisticky významné zlepšení cílených posturálních reakcí. Motor Control Test a Adaptation test měřily efektivitu automatických posturálních reakcí. Pro parametry Amplitude Scaling u Motor Control Testu a Toes Down u Adaptation Testu, nedošlo k žádnému statisticky významnému zlepšení, a proto u nich nemůžeme zavrhnout nulovou hypotézu. Nicméně u všech ostatních parametrů bylo alespoň v jednom faktoru dosaženo statisticky významného zlepšení, tedy i u automatických posturálních reakcí můžeme pozorovat příznivý vliv cvičení.

Vzhledem k malému počtu probandů je celkový výsledek měření zatížen chybou malých čísel. Ale i přes tento nedostatek můžeme pozorovat pozitivní vliv spirální stabilizace páteře na efektivitu posturálních reakcí, zejména reakcí cílených.

I přes stoupající trend psaní kvalifikačních prací souvisejících se spirální stabilizací páteře, jen velmi málo z nich se věnuje vlivu této metody na posturální stabilitu. Žádná z dostupných dosavadních studií či kvalifikačních prací se nezabývala vlivem spirální stabilizace páteře na posturální reakce. Troufáme si říci, že se jedná o pilotní studii na toto téma.

V průběhu vypracovávání diplomové práce jsme narazili na několik limitů výzkumu. Jak z hlediska měření pomocí dynamické počítačové posturografie, tak i cvičení spirální stabilizace páteře. Tyto limity mohou být do budoucna brány v úvahu, jako doporučení pro další výzkumy.

Vzhledem k výsledkům této práce a velkému potenciálu využití SM-systému nejen jako léčebné metody při bolestech zad, ale i při poruchách stability, tak by bylo velmi přínosné uskutečnit další studie věnující se důkladněji této problematice.

## REFERENČNÍ SEZNAM

ALEXANDROV, A. V., FROLOV, A. A., HORAK, F. B., CARLSOM-KUHTA, P., PARK, S., 2005. Feedback equilibrium control during human standing. *Biological Cybernetics*. 2005, vol. 93, no. 5, pp. 309-322. DOI 10. 1007/s00422-005-0004-1. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00422-005-0004-1>

BELEN'KII, V., GURFINKEL, V., PAL'TSEV, Y., 1967. Elements of control of voluntary movements. *Biofizika*. 1967, Vol. 10, pp. 135–41.

BOUISSET, S., ZATTARA, M., 1987. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics*. 1987, vol. 20, no. 8, pp. 735–742. DOI: Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3654672>

GEFEN, A., 2001. Simulations of Foot Stability During Gait Characteristic of Ankle Dorsiflexor Weakness in the Elderly. *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2001, vol. 9, no. 4, pp. 333-337. DOI: 10.1109/7333.1000112. Dostupné z: [http://paloma.eng.tau.ac.il/~msbm/resources/IEEE-TNSRE\\_9\\_333-337.pdf](http://paloma.eng.tau.ac.il/~msbm/resources/IEEE-TNSRE_9_333-337.pdf)

GIROLAMI, G. L., SHIRATORI, T., ARUIN, A. S., 2010. Anticipatory postural adjustments in children with typical motor development. *Experimental Brain Research*. 2010, vol. 205, no. 2, pp. 153-165. DOI: 10.1007/s00221-010-2347-7. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20644921>

GOLIWAS, M., FURMANIUK, L., LEWANDOWSKI, J., 2015. Postural stability in adults under 30 years of age. *Trends in Sport Sciences*. 2015, vol. 2, no. 22, p. 83-88. ISSN 2299-9590.

GRANIT, R., 1970. The basis of motor control, London: Academic Press, 1970.

HODGES, P. W., RICHARDSON, C. A., 1996. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1996, vol. 21, no. 22, pp. 2640-2650. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8961451>

HODGES, P. W., RICHARDSON, C. A., 1998. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *Journal of Spinal Disorders*. 1998, vol. 11, no. 1, pp. 46-56. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9493770>

HORAK, F. B., 1987. Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*. 1987, vol. 67, no. 12, pp. 1881-1885. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article-abstract/67/12/1881/2728168?redirectedFrom=PDF>

HORAK, F. B., 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and Ageing* [online]. 2006, vol. 35, no 2, pp. ii7-ii11 [cit. 2018-04-31]. DOI: 10.1093/ageing/afl077. ISSN 1468-2834. Dostupné z: [http://academic.oup.com/ageing/article/35/suppl\\_2/ii7/15654/Postural-orientation-and-equilibrium-what-do-we](http://academic.oup.com/ageing/article/35/suppl_2/ii7/15654/Postural-orientation-and-equilibrium-what-do-we)

HORAK, F. B., HENRY, S. M., SHUMWAY-COOK, A., 1997. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *The Physical Therapy*. 1997, vol. 77, no. 5, pp. 517-533. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9149762>

HORAK, F. B., KUO, A., 2000. Postural Adaptation for Altered Environments, Tasks, and Intension. *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement*. 2000, pp. 267-281. DOI: 10.1007/978-1-4612-2104-3\_19. Dostupné z: [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4612-2104-3\\_19](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4612-2104-3_19)

CHENG, K., 2003. A systematic Perspective of Postural Control. *University of Toronto*. 2003, vol. 12, no. 1, pp. 1-4. ISSN: 15364-12548-2. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/d8eb/c041f67199db3f28ad5329619073322d7d3a.pdf>

KAVOUNOUDIAS, A., ROLL, R., ROLL, J-P., 2001. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of Physiology*. 2001, vol. 532, no. 3, pp. 869-878. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2001.0869e.x. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2278585/>

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L., 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-4266-2.

KU, P. X., ABU OSMAN, N. A., YUSOF, A., WAN ABAS, W. A. B., 2012. Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. *Journal of Biomechanics*. 2012, vol. 45, no. 9, pp. 1638-1642. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.03.029. Dostupné z: <http://repository.um.edu.my/19068/>

KUBIAS, V., 2010. *Objektivizace vlivu spirální stabilizace na nožní klenbu*. Praha, 2010. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Karlova v Praze, 3. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství, 1-6-2010.

KUO, A. D., 2005. An optimal state estimation model of sensory integration in human postural balance. *Journal of Neural Engineering*. 2005, vol. 2, pp. 235-249. DOI: 10.1088/1741-2560/2/3/S07. Dostupné z: [https://deepblue.lib.umich.edu/bitstream/handle/2027.42/49185/jne5\\_3\\_s07.pdf?sequence=2&isAllowed=y](https://deepblue.lib.umich.edu/bitstream/handle/2027.42/49185/jne5_3_s07.pdf?sequence=2&isAllowed=y)

LACROIX, A., HORTOBÁGYI, T., BEURSKENS, R., GRANACHER, U., 2017. Effects of Supervised vs. Unsupervised Training Programs on Balance and Muscle Strength in Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine* [online]. 2017, vol. 47 no. 11, pp. 2341-2361 [cit. 2018-05-10]. DOI: 10.1007/s40279-017-0747-6. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s40279-017-0747-6>

LATASH, M. L., *Neurophysiological Basis of Movement*. Pennsylvania: Human kinetics, 2nd Edition, p. 407. ISBN: 0-7360-6367-6

MAKI, B. E., EDMONDSTONE, M. A., MCILROY, W. E., 2000. Age-Related Differences in Laterally Directed Compensatory Stepping Behavior. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*. 2000, vol. 55A, no. 5, pp. M270-M277. DOI: 10.1093/gerona/55.5M270 Dostupné z: <https://academic.oup.com/biomedgerontology/article/55/5/M270/2948107>

MCCOLLUM, G., HORAK, F. B., NASHNER, L. M., 1984. Parsimony in Neural Calculations for Postural Movements. *Cerebellar Functions*. 1984 pp. 52-66. DOI: 10.1007/978-3-642-69980-1\_4. Dostupné z: [https://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-642-69980-1\\_4](https://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-642-69980-1_4)

MCILROY, W. E., MAKI B. E., 1996. Age-related Changes in Compensatory Stepping in Response to Unpredictable Perturbations. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*.

1996, vol. 51A, no. 6, M289-M296. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8914501>

MOK, N. W., HODGES, P. W., 2013. Movement of the lumbar spine is critical for maintenance of postural recovery following support surface perturbation. *Experimental Brain Research*. 2013, Vol. 231, no. 3, pp. 305-313. DOI: 10.1007/s00221-013-3692-0. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24036601>

MONSELL, E. M., FURMAN, J. M., HERDMAN, S. J., KONRAD, H. R., SHEPARD, N. T., 1997. Computerized Dynamic Platform Posturography. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery* [online]. 1997, vol. 117, no. 4, pp. 394-398 [cit. 2018. 04. 02]. DOI: 10.1016/S0194-5998(97)70132-3. ISSN 0194-5998. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1016/S0194-5998%2897%2970132-3>

MORÁVEK, M., 2010. *Ověření vlivu spirální stabilizace na posturu*. Praha, 2010. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Karlova v Praze, 3. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství, 1-6-2010.

NADLER, S. F., MALANGA, G. A., BARTOLI, L. A., FEINBERG, J. H., PRYBICIEN, M., DEPRINCE, M., 2002. Hip muscle imbalance and low back pain in athletes: influence of core strengthening. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2002, vol. 34, no. 1, pp. 9-16. ISSN: 0195-9131. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11782641>

NeuroCom International. 1998a. *Balance Master<sup>®</sup> system operator's manual (version 8)*. Clackamas, OR: NeuroCom; 1998.

NeuroCom International. 1998b. *Smart Equitest<sup>®</sup> system operator's manual (version 8)*. Clackamas, OR: NeuroCom; 1998.

NeuroCom<sup>®</sup> International, Inc. 2008. *NeuroCom Clinical Research System*. Clackamas, Oregon: NeuroCom International, Inc; 2008.

PETERKA, R. J., 2002. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *The American Physiological Society* [online]. 2002, vol. 88, pp. 1097–1118. [cit. 2018-02-03]. ISSN: 00605–2001. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/pdf/10.1152/jn.2002.88.3.1097>.

RAGNARSDOTTIR, M., 1996. The Concept of balance. *Physiotherapy*. 1996, vol. 82, no. 6, pp. 368-375. DOI: doi.org/10.1016/S0031-9406(05)66484-X. Dostupné z: [https://www.physiotherapyjournal.com/article/S0031-9406\(05\)66484-X/abstract](https://www.physiotherapyjournal.com/article/S0031-9406(05)66484-X/abstract)

SANTOS, M. J., KANEKAR, N., ARUIN, A. S., 2010. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010, vol. 20, no. 3, pp. 388–397. Doi: 10.1016/j.jelekin.2009.06.006. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641109000935>

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H., 2007. *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice*. 2007, Lippincott Williams & Wilkins. 612 str. ISBN: 0781766915

SHUPERT, CH. L., HORAK F. B., 1999. Adaptation of Postural Control in Normal and Pathologic Aging: Implications for Fall Prevention Programs. *Journal of applied biomechanics*. 1999, vol. 15, no. 1, pp. 64-74. Doi: 10.1123/jab.15.1.64. Dostupné z: <https://journals.humankinetics.com/doi/pdf/10.1123/jab.15.1.64>

SMÍŠEK, R., SMÍŠKOVÁ, K., SMÍŠKOVÁ, Z., 2014. *Spirální stabilizace páteře: léčba a prevence bolestí zad: metoda SPS - Spirální stabilizace páteře: stabilizace páteře a celého těla spirálními svalovými řetězci: systém výuky, léčby, regenerace, prevence, organizace rehabilitační péče*. 2014, 5., rozš. vyd. Praha: Richard Smíšek, 2014. ISBN 978-80-87568-42-2.

SMÍŠEK, R., SMÍŠKOVÁ, K., SMÍŠKOVÁ, Z., 2015. *Spirální stabilizace páteře: léčba výhřezu meziobratlového disku bez operace: metoda Spirální stabilizace páteře: Smíšek Systém*. 2. Vydání. Praha: Richard Smíšek, 2015. ISBN 978-80-87568-66-8.

Spirální stabilizace páteře, 2013. Metoda SPS. 2 – Svalové řetězce [online]. Praha: Spirální stabilizace páteře. [Cit. 18. 4. 2018]. Dostupné z: <http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/2-svalove-retezce>

STRUHÁR, I., DOVRTĚLOVÁ, L., 2014. Vliv SM-systému cvičení na úroveň posturální stability. *Studia sportiva*. 2014, vol. 8, no. 2, pp. 67-76. Dostupné z: <https://doi.org/10.5817/StS2014-2-7>

TROJAN, S., 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2 .

VAŘEKA, I., 2002. Posturální stabilita (1. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 115 – 121. ISSN 1211-2658.

VAŘEKA, I., 2002. Posturální stabilita (2. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 122-129. ISSN 1211-2658.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R., 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.

WESTCOTT, S. L., LOWES, L. P., RICHARDSON, P. K., 1997. Evaluation of postural stability in children: current theories and assessment tools. *Physical Therapy*. 1997, vol. 77, no. 6, pp. 629–645. [cit. 2018-03-02] Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/e906/a69bc312d89d559364709854b34f5e7a4704.pdf>

WINTER, D. A., 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995, vol. 3, no. 4, pp. 193-214. [cit. 2018-05-01] Dostupné z: [https://www.gaitposture.com/article/0966-6362\(96\)82849-9/fulltext](https://www.gaitposture.com/article/0966-6362(96)82849-9/fulltext)

WINTER, D. A., PATLA, A.E., RIETDYK, S., ISHAC, M.G. 2001. Ankle Muscle Stiffness in the Control of Balance During Quiet Standing. *Journal of Neurophysiologist*. 2001, vol. 85, pp. 2630–2633. ISSN: 11387407. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11387407>

WOOLLACOTT, M. H., 1993. Age-related changes in posture and movement. *The Journals of Gerontology*. 1993, vol. 48 (special Issue), pp. 56-60. [cit. 2018-05-01]. Dostupné z: [https://academic.oup.com/geronj/article-abstract/48/Special\\_Issue/56/562384](https://academic.oup.com/geronj/article-abstract/48/Special_Issue/56/562384)

## SEZNAM ZKRATEK

APA	Anticipující posturální reakce
ADT	Adaptation Test
AS	Opěrná plocha
BS	Opěrná báze
CNS	Centrální nervový systém
COG	Centre of Gravity
COM	Centre of Mass
COP	Centre of Pressure
CPA	Kompenzační posturální reakce
DK	Dolní končetina
EBP	Elektrická balanční plošina
H <sub>0</sub>	Nulová hypotéza
H <sub>A</sub>	Alterantivní hypotéza
HK	Horní končetina
HSS	Hluboký stabilizační systém
LD	Latissimuss dorsi
LOS	Limits of Stability
m.	Musculus
ms	Milisekunda
MCT	Motor Control Test
p	Hladina statistické významnosti
p.	Strana (v cizojazyčné literatuře)
PM	Pectoralis major
RWS	Rhythmic Weight Shift
s.	Strana (v české literatuře)
SA	Serratus anterior
SD	Směrodatná odchylka
SI	Sakroiliakální kloub



## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 – Schéma kontroly CNS, obecný model zpětné vazby. Povelý pro motorický systém (u) řídí dynamiku těla a vytváří pohyb a nastavují polohu těla (x). Senzory pohybu přenáší informace o poloze těla zpět do CNS pomocí senzoričkých výstupů (y), (Kuo, 2005, p. S236).....	- 13 -
Obrázek 2 - Prostředky potřebné k posturální stabilitě a orientaci. Uprostřed se nachází graf znázorňující zvyšující se riziko balančnich poruch a pádů s rostoucím věkem jedince (Horak, 2006, p. ii8).....	- 14 -
Obrázek 3 - Zvýšený tlak na bederní obratel x rovnoměrně zatížený (Smíšek Smíšková a Smíšková, 2014, s. 5) .....	- 24 -
Obrázek 4 - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Latency Left Medium Forwards [ms] Motor Control testu před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.....	- 44 -
Obrázek 5 - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Toes Up v rámci Adaptation testu před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.....	- 47 -
Obrázek 6 - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru DC 3 [%] testu Limits of Stability před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.....	- 49 -
Obrázek 7 - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru DC L-R M [%] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.....	- 51 -
Obrázek 8 - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru DC F-B S [%] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.....	- 51 -
Obrázek 9 - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru DC F-B M [%] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.....	- 52 -
Obrázek 10 - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru DC F-B Comp [%] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu.....	- 52 -

Obrázek 11 - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru OAV L-R S [ $^{\circ}$ /s] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu. ....	- 54 -
Obrázek 12 - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru OAV L-R F [ $^{\circ}$ /s] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu. ....	- 54 -
Obrázek 13 - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru OAV L-R Comp [ $^{\circ}$ /s] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu. ....	- 55 -
Obrázek 14 - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru OAV F-B F [ $^{\circ}$ /s] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu. ....	- 55 -
Obrázek 15 - Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru OAV F-B Comp [ $^{\circ}$ /s] testu Rhythmic Weight Shift před a po cvičení. Zobrazeno pomocí krabicového grafu. ....	- 56 -

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 - <i>Popisná statistika parametru Latency [ms] a hodnota p (statisticky významná veličina) porovnávající průměrné hodnoty MCT před a po cvičení.....</i>	- 43 -
Tabulka 2 - <i>Popisná statistika parametru Amplitude Scaling [°/s ], porovnávající výsledky MCT před a po cvičení .....</i>	- 45 -
Tabulka 3 - <i>Popisná statistika parametru Toes Up v rámci Adaptation testu, před a po cvičení.....</i>	- 46 -
Tabulka 4 - <i>Popisná statistika parametru Toes down v rámci Adaptation testu, porovnávající hodnoty před a po cvičení.....</i>	- 47 -
Tabulka 5 - <i>Popisná statistika parametru Directional control testu Limits of Stability, porovnávající hodnoty před a po cvičení .....</i>	- 48 -
Tabulka 6 - <i>Popisná statistika parametru Directional control testu Rhythmic Weight Shift, porovnávající hodnoty před a po cvičení .....</i>	- 50 -
Tabulka 7 - <i>Popisná statistika parametru On-Axis Velocity testu Rhythmic Weight Shift, porovnávající hodnoty před a po cvičení .....</i>	- 53 -

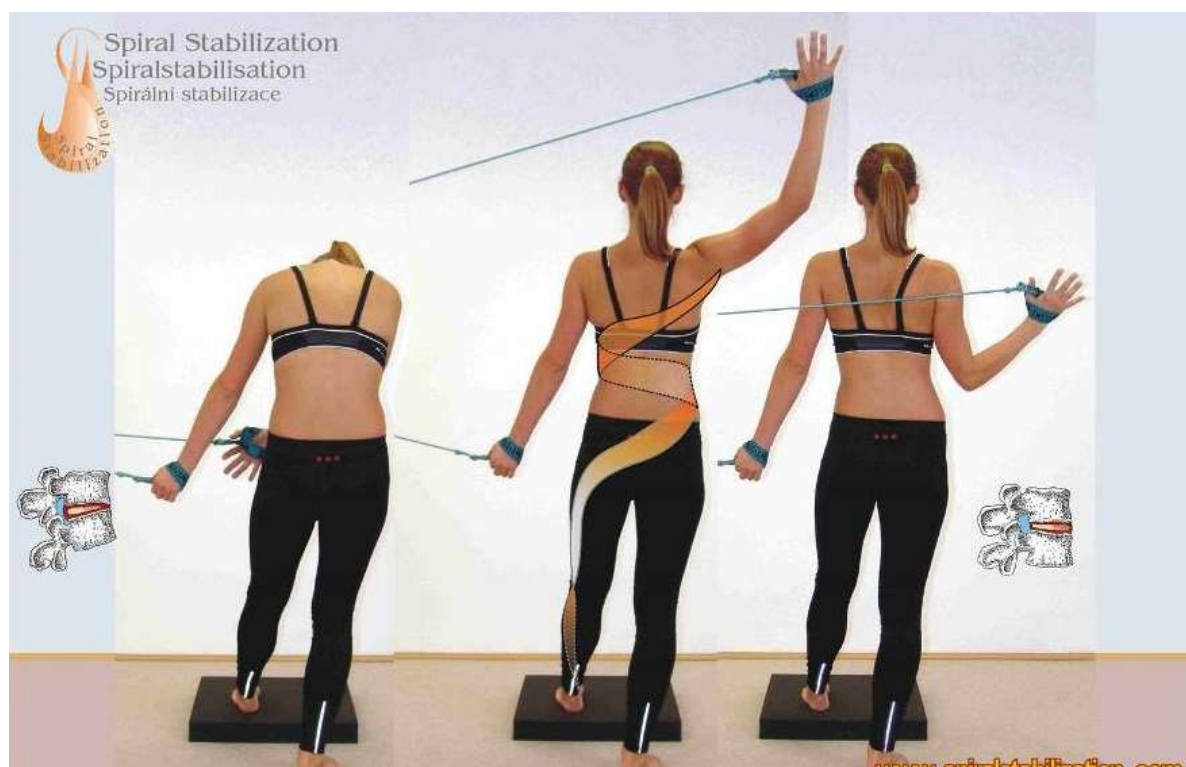
## SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 - cvik č. 1 (Spirální stabilizace páteře, 2013. Dostupné z: <a href="http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky">http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky</a> ).....	- 77 -
Příloha 2 - cvik č. 2 (Spirální stabilizace páteře, 2013. Dostupné z: <a href="http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky">http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky</a> ).....	- 77 -
Příloha 3 - Cvik č. 6 (Spirální stabilizace páteře, 2013. Dostupné z: <a href="http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky">http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky</a> ).....	- 78 -
Příloha 4 - cvik č. 7 (Spirální stabilizace páteře, 2013. Dostupné z: <a href="http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky">http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky</a> ).....	- 78 -
Příloha 5 - cvik č. 9 (Spirální stabilizace páteře, 2013. Dostupné z: <a href="http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky">http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky</a> ).....	- 79 -
Příloha 6 - cvik č. 11 (Spirální stabilizace páteře, 2013. Dostupné z: <a href="http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky">http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky</a> ).....	- 79 -

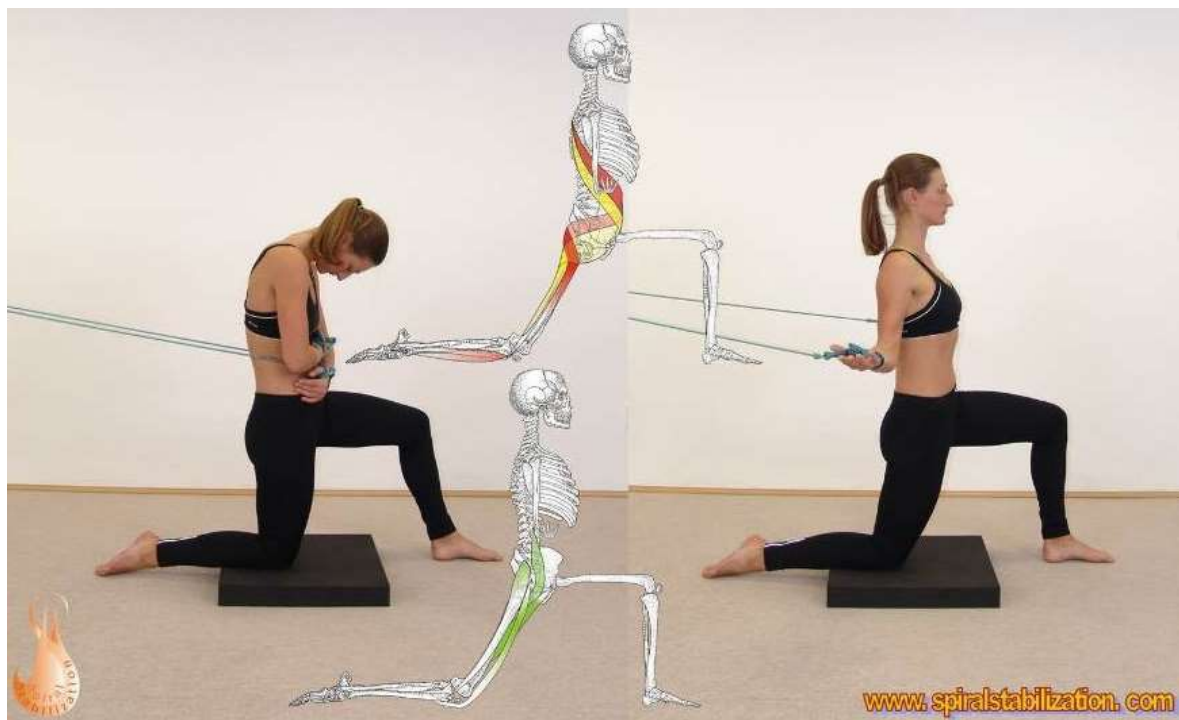
## PŘÍLOHY



**Příloha 1** - cvik č. 1 (Spirální stabilizace páteře, 2013. Dostupné z: <http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky>)



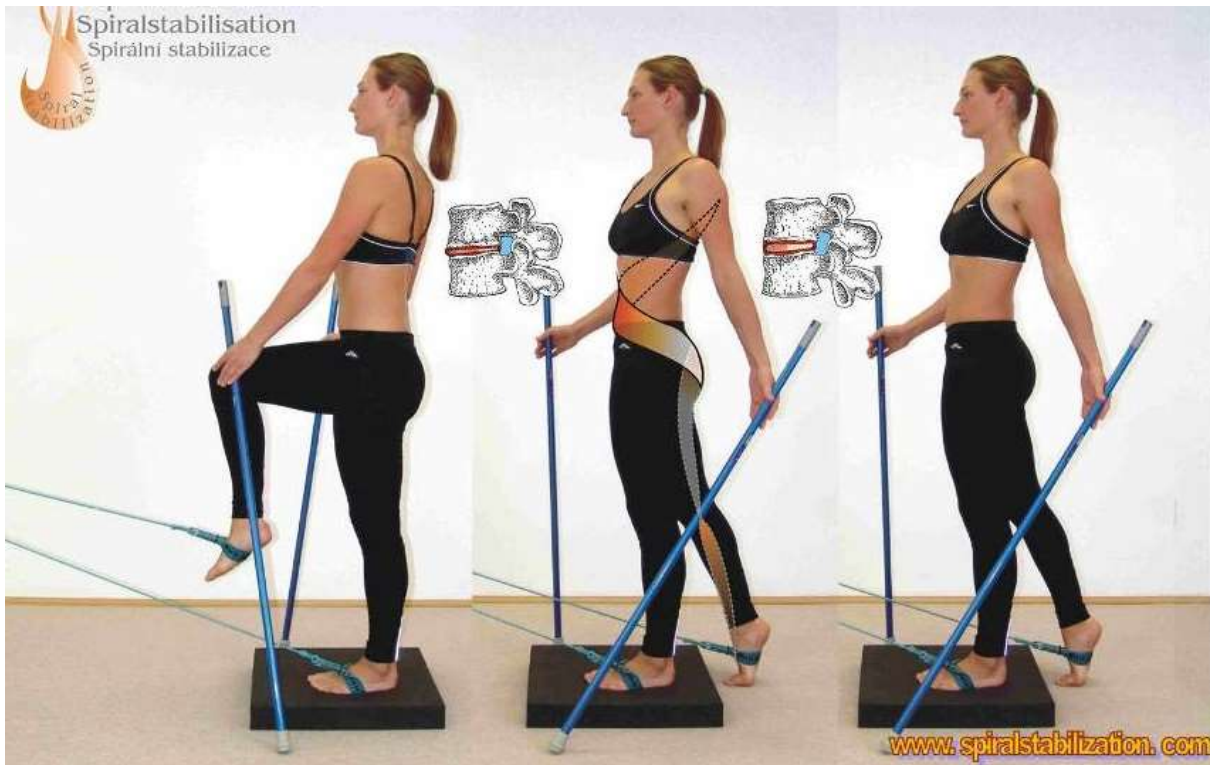
**Příloha 2** - cvik č. 2 (Spirální stabilizace páteře, 2013. Dostupné z: <http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky>)



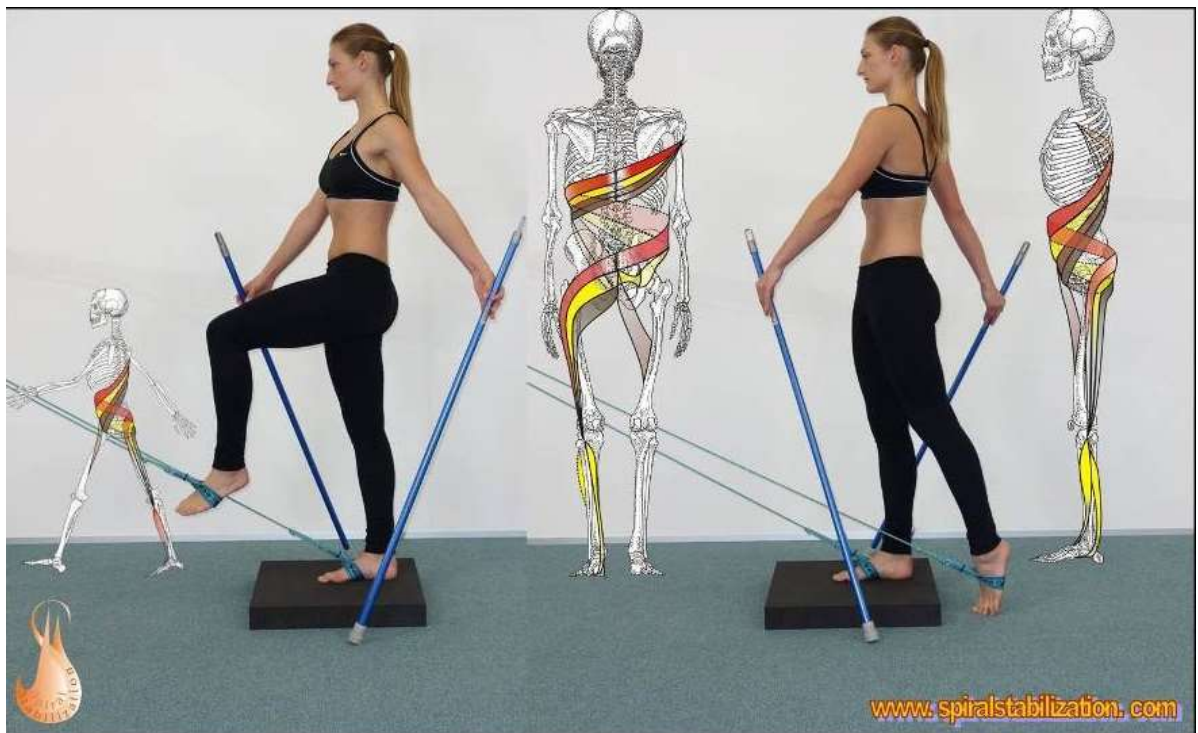
**Příloha 3 - Cvik č. 6 (Spirální stabilizace páteře, 2013. Dostupné z: <http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky>)**



**Příloha 4 - Cvik č. 7 (Spirální stabilizace páteře, 2013. Dostupné z: <http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky>)**



**Příloha 5** - cvik č. 9 (Spirální stabilizace páteře, 2013. Dostupné z: <http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky>)



**Příloha 6** - cvik č. 11 (Spirální stabilizace páteře, 2013. Dostupné z: <http://spiralstabilization.com/cz/a-metoda-ss/3-cviky>)

## Příloha č. 7 – Informovaný souhlas

### Informovaný souhlas

Pro realizaci výzkumného projektu k diplomové práci „VLIV METODY SPIRÁLNÍ STABILIZACE PÁTEŘE NA EFEKTIVITU AUTOMATICKÝCH A CÍLENÝCH POSTURÁLNÍCH REAKCÍ“  
období realizace: listopad 2017 – březen 2018

Na realizaci práce se podílejí: *Bc. Anna Šimonová, MUDr. Stanislav Horák, Ph.D., MBA*

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás s žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zhodnotit, zda má metoda Spirální stabilizace páteře vliv na posturální reaktivitu. Pro účely experimentu podstoupíte úvodní a cca po 3 měsících závěrečné měření na posturografu. V mezidobí budete po dobu 3 měsíců cvičit metodu Spirální stabilizace páteře dle pokynů řešitelky. Na posturografu bude provedena série testů, při které budete jištěn/a ochranným postrojem. V těchto testech budeme sledovat Vaše reakce při cíleném a náhodném vychýlení těžiště. Předpokládaná doba měření je 30 minut. Z účasti na projektu pro Vás nevyplývají možná zdravotní ani jiná rizika a v průběhu měření můžete kdykoliv vyjádřit nesouhlas s jeho průběhem a měření bude ukončeno. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

#### **Prohlášení**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Anna Šimonová mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:

\_\_\_\_\_

V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce):

\_\_\_\_\_

V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_