

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
ÚSTAV FYZIOTERAPIE

**Výsledky vybrané metodiky fyzioterapie u nestabilit bederní  
páteře**

Diplomová práce

Autor: Jana Lišková

Obor: fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Hana Měrková

Olomouc 2012

## **ANOTACE**

### **DIPLOMOVÁ PRÁCE**

#### **Název práce:**

Výsledky vybrané metodiky fyzioterapie u nestabilit bederní páteře.

#### **Název práce v AJ:**

Results of selected methods of physiotherapy for the lumbar spine instability.

**Datum zadání:** 31. 1. 2011

**Datum odevzdání:** 20. 7. 2012

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Jana Lišková

**Vedoucí práce:** Mgr. Hana Měrková

**Oponent práce:** Mgr. Tomáš Zemánek

#### **Abstrakt v ČJ:**

Instabilita bederní páteře znamená nadměrný rozsah pohybu bez kontroly svalů se ztrátou pevnosti okolních tkání. Rezistence tkáňových struktur páteře umožňuje pohyb již proti malým silám. Následkem instabilit dochází k rozvoji degenerativních procesů na páteři a bolesti. Nejčastěji je postižena bederní páteř v segmentu L5/S1. Diplomová práce se zabývá efektem kinezioterapie zaměřené na probandy s funkční instabilitou. Praktická část práce je zaměřena na terapii metodou spirální stabilizace. Cílem práce je zjistit, jaký efekt má terapie spirální stabilizací na držení těla, úlevu od bolesti a svalovou aktivitu vybraných svalů u pacientů s nestabilitou bederní páteře. Objektivizace je provedena pomocí povrchové elektromyografie a vybraných posturografických testů. V práci jsou porovnány výsledky jednotlivých měření, které proběhlo před začátkem terapie a po jejím ukončení.

#### **Abstrakt v AJ:**

Instability of the lumbar spine is excessive range of motion without checking with the loss of muscle strength of the surrounding tissues. Resistance tissue structures of the spine allows movement against the already small forces. As a result leads to the development of instabilities degenerative processes of the spine and pain. Most affected is the lumbar spine in the L5/S1 segment. This thesis deals with the effect kinesiotherapy focused on probands with functional instability. The practical part is

focused on the treatment method of spiral stabilization. What effect has the spiral stabilization of the skeletal muscle apparatus and to change the muscle activity of selected trunk muscles in exercises. Objectification is performed using surface electromyography and selected posturography tests. The paper compares the results of individual measurements, which took place before therapy and after its completion. The aim is to determine what effect therapy has on the stabilization of spiral posture, relief from pain and muscle activity of selected muscles in patients with instability of the lumbar spine.

**Klíčová slova v ČJ:**

Funkční instabilita páteře, low back pain, spirální stabilizace, SM systém, povrchové EMG, posturografie

**Klíčová slova v AJ:**

functional spine instability, low back pain, spiral stabilization, SM system, surface EMG, posturography

Místo zpracování: Olomouc

Rozsah: 114 stran, 21 stran příloh

Místo uložení: Ústav fyzioterapie – FZV UP – sekretariát/děkanát

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením  
Mgr. Hany Měrkové a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne: .....

podpis: .....

Děkuji Mgr. Haně Měrkové za trpělivost, cenné rady a odborné vedení při vypracovávání diplomové práce. Děkuji Mgr. Kateřině Langové, Ph.D. za pomoc při statistickém zpracování dat. Dále děkuji Ivě Kalbáčové za zapůjčení pomůcek pro terapii, Bc. Martinovi Morávkovi za poskytnutí rad a připomínek k metodě SM systém, Pavle Pluskalové a Karle Skácelové za pomoc při vybírání vhodných probandů. V neposlední řadě děkuji všem zúčastněným probandům, bez nichž by práce nebyla napsána.

# OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	TEORETICKÉ POZNATKY .....	11
2.1	Axiální systém .....	11
2.2	Kineziologie páteře .....	11
2.2.1	Skladba páteře.....	11
2.2.2	Bederní páteř.....	12
2.2.2.1	Lumbopelvicový rytmus .....	14
2.2.3	Stabilita páteře .....	14
2.2.3.1	Tři subsystémy.....	15
2.2.4	Instabilita páteře.....	16
2.3	Biomechanika páteře .....	17
2.3.1	Neutrální zóna páteře .....	17
2.3.2	Neutrální pozice .....	18
2.4	Posturální motorika .....	18
2.4.1	Propriocepce a posturální kontrola .....	20
2.4.2	Propriocepce a funkční nestabilita páteře.....	21
2.5	Svalové řetězce .....	23
2.6	SM systém – metoda spirální stabilizace.....	27
2.6.1	Teoretická východiska metody SM systém.....	28
2.6.2	Patologie při dysfunkcích spirálních svalových řetězců .....	31
2.6.3	Svalová řetězení aktivovaná SM systémem .....	32
2.6.4	Praktická část – popis cvičení.....	33
2.6.5	Klinické přednosti SMS .....	36
2.7	Kineziologická přístrojová vyšetření .....	36
2.7.1	Povrchová elektromyografie.....	36
2.7.2	Dynamická počítačová posturografie.....	37
3	CÍLE A HYPOTÉZY .....	39
3.1	Cíle práce .....	39
3.2	Vědecké otázky a hypotézy .....	39
3.2.1	Vědecká otázka č. 1.....	39
3.2.1.1	Hypotézy k vědecké otázce č. 1.....	39

3.2.2	Vědecká otázka č. 2.....	39
3.2.2.1	Hypotézy k vědecké otázce č. 2.....	40
4	METODY VÝZKUMU.....	41
4.1	Charakteristika souboru.....	41
4.2	Vyšetřovací metody.....	41
4.3	Postup měření.....	42
4.3.1	Čištění kůže a lepení elektrod.....	42
4.3.2	Průběh měření.....	42
4.3.3	Vyhodnocení a zpracování signálu.....	45
4.3.4	Terapie SM systémem.....	45
4.4	Statistické zpracování dat.....	46
5	VÝSLEDKY.....	47
5.1	Kineziologické vyšetření.....	47
5.1.1	Subjektivní hodnocení.....	47
5.1.2	Kineziologický rozbor.....	47
5.1.2.1	Porovnání klinických nálezů před a po terapii.....	47
5.1.2.2	Porovnání klinických nálezů před a po cvičební jednotce.....	49
5.2	Výsledky dílčích cílů naší práce.....	50
5.3	Výsledky k vědecké otázce č. 1.....	51
5.3.1	Výsledky k hypotéze H <sub>01</sub> .....	51
5.3.2	Výsledky k hypotéze H <sub>02</sub> .....	52
5.3.3	Výsledky k hypotéze H <sub>03</sub> .....	53
5.4	Výsledky k vědecké otázce č. 2.....	55
5.4.1	Výsledky k hypotéze H <sub>04</sub> .....	55
5.4.2	Výsledky k hypotéze H <sub>05</sub> .....	58
5.4.3	Výsledky k hypotéze H <sub>06</sub> .....	61
6	DISKUZE.....	63
	ZÁVĚR.....	76
	REFERENČÍ SEZNAM.....	78
	SEZNAM ZKRATEK.....	87
	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	89
	SEZNAM TABULEK.....	90
	SEZNAM GRAFŮ.....	91

SEZNAM PŘÍLOH .....	92
PŘÍLOHY .....	93



# 1 ÚVOD

Zakřivení páteře vzniklo v průběhu evoluce člověka jako důsledek jeho vzpřímení. Optimální tvar páteře má význam při kompenzaci vertikálních zátěží, kterým je axiální systém člověka vystaven během ontogeneze. Kromě genetických faktorů, které ovlivňují morfologii a funkci páteře je formování tvaru a funkce páteře v průběhu ontogeneze ovlivněné řadou vnějších zátěžových faktorů. V posledních letech, kdy stále více přibývá tzv. sedavých zaměstnání, se změnila struktura a objem zátěže páteře. Snížila se přirozená pohybová aktivita, která formovala základ motoriky a činnosti člověka v průběhu evoluce a zvýšila se jednostranná tělesná zátěž a čas, který člověk tráví v ergonomicky nevýhodných polohách. Kombinace hypokinézy a jednostranné tělesné zátěže se podílí na velkém výskytu vertebrogenních poruch v dospělosti (Kolísko, 2005, s. 5).

Bolesti zad postihnou 60-85% lidí aspoň jednou za život (Krismer & Tulder, 2007, s. 78). U 90% pacientů bolesti zad do dvou měsíců recidivují. U 20-40% nemocných dochází k opakujícím se akutním epizodám v průběhu 1 roku (Krismer & Tulder 2007, s. 78). Nejčastěji bývá postižena bederní páteř. Bolesti vyskytující se v bederní krajině se souborně nazývají low back pain. Low back pain jsou socioekonomickým problémem ve vyspělých zemích, protože dochází ke společenskému omezení jedince a jejich léčba je vysoce nákladná. LBP způsobují omezení pohybu, ovlivňují chování jedince, bolest omezuje člověka při běžných denních aktivitách, ovlivňuje pracovní schopnost a nezřídka jsou jedinci odkázáni na pomoc druhých.

Teoretická část předkládané diplomové práce shrnuje základní poznatky, které se týkají kineziologie a biomechaniky bederní páteře, dále je popisována instabilita bederní páteře. Významná pozornost je věnována rozpracované metodice MUDr. Richarda Smiška – SM systému, který je předmětem studie. Metoda byla zvolena jako hlavní konzervativní terapie při bolestech bederní páteře.

Hlavním cílem praktické části diplomové práce bylo zjistit, jaký vliv má terapie výše uvedenou metodou u pacientů s nestabilitami bederní páteře. K objektivizaci terapie byly použity posturografické testy a polyelektromyografické záznamy vybraných svalů.

K vyhledávání relevantních zdrojů jsem použila následující klíčová slova – stabilita bederní páteře, instabilita bederní páteře, biomechanika bederní páteře, řízení pohybu, propriocepce, konzervativní terapie u nestabilit bederní páteře, svalové řetězce. Slova jsem zadávala v různých kombinacích.

Vyhledávala jsem v databázích – ScienceDirect, SpringerLink, PubMed a EBSCO. V práci bylo použito 43 článků, z nichž všechny byly dostupné v plnohodnotných verzích. Dále bylo čerpáno především z prací autorů Panjabi M. W., Hodges P., Vleeming A. et al., Cailliet R., Norris Ch. M., Smíšek R., Véle F., Lewit K. a Dylevský I.

## **2 TEORETICKÉ POZNATKY**

### **2.1 Axiální systém**

Axiální systém (dále AS) člověka představuje složitý, členitý systém s rozmanitými materiálovými, tvarovými a vazebními charakteristikami. Zastává nosnou, protektivní a hybnou funkci. AS je základním prvkem všech pohybů. Jednotlivé pohyby organismu se promítají do AS a každý pohyb AS má dopad na ostatní struktury organismu (Dylevský, 2009, s. 125). AS je tvořen páteří, pánví a lebkou (Véle, 2006, s. 195). Někteří autoři považují za osový orgán páteř, pánev a kořenové klouby.

Dále je AS tvořen kloubními i vazivovými spoji na páteři, svaly kolem páteře, kostrou hrudníku a dýchacími svaly. Každá komponenta má svou funkci, jedna ovlivňuje druhou, jsou na sobě závislé a spolupracují a napomáhají posturální stabilitě. AS nám prozradí rozpoložení vnitřního prostředí (z hlediska viscerálních, neurálních, respiračních komponent). Páteř je dostatečně pevnou a zároveň pružnou a flexibilní oporou pro manipulaci a lokomoci (Hamill & Knutzen, 2009, s. 234). Zajišťuje propojení mezi horním a dolním trupem. Nesmíme také zapomenout na fakt, že spolu s pánví vytváří páteř jeden funkční celek. Správná funkce páteře je doprovázena dokonalou souhrou struktur, které pohyb páteře provázejí (Rychlíková, 1997, s. 27).

### **2.2 Kineziologie páteře**

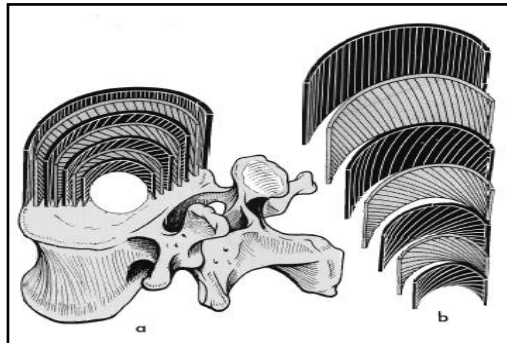
#### **2.2.1 Skladba páteře**

Z funkčního pohledu musí být jednotlivé složky AS popisovány samostatně. Za základní složku AS, jak už bylo výše zmíněno, se považuje páteř. Osový orgán dospělého člověka má typická zakřivení v rovině sagitální – lordóza, kyfóza. Dále můžeme pozorovat i lehká zakřivení v rovině frontální (Čihák, 2001, s. 112). Při analýze stavby páteře je dobré vycházet z koncepce „pohybový segment - functional spinal unit“. Pohybový segment je tvořen kaudální částí kraniálního a kraniální částí kaudálního těla obratlů, páru meziobratlových kloubů, meziobratlové destičky,

fixačního vaziva a svaly (Dylevský, 2009, s. 126). Z hlediska funkce dělíme segment na tři funkční části: nosnou, hydrodynamickou a kinetickou.

Za nosné, nebo také pasivně fixační, komponenty považujeme ligamenta podporující stabilitu páteře. Meziobratlová ploténky (obr. č. 1) je hydrodynamická funkční část segmentu. Ploténka není spojena s cévním ani nervovým systémem. Slouží jako „tlumič“. Funkce ploténky jsou rozklad síly působící na páteř, tlumí nárazy, které jsou přes dolní končetiny a pánev, přenášeny na páteř. Ploténka je velmi odolná ve smyslu vertikálního zatížení. Nejvíce zranitelná je při torzní rotaci jednotlivých segmentů (Dylevský, 2009, s. 128). Kinematickou komponentu AS tvoří svaly zádové, svaly břišní, svaly krku a nesmíme opomenout bránici, která také ovlivňuje pohyb a stabilitu systému. Bergmark (1989) rozdělil trupové svaly na globální a lokální svalový systém založen na architektonických vlastnostech (in Hodges, 2004, s. 17-18; in Kieffer, 1998, s. 472; Christophy et al, 2011, s. 20; O’Sullivan, 2000, s. 3).

**Obrázek 1:** Meziobratlová ploténka a) uspořádání nucleus pulposus a anulus fibrosus b) jednotlivé lamely anulu (převzato Kapandji, 1993, s. 26)



### 2.2.2 Bederní páteř

Přechod z kvadrupedální na bipedální lokomoci vedl k napřímení Lp. Zakřivení bylo zpočátku ventrokonkávní. Postupným vývojem se změnilo na ventrokonvexní. Pánev napřímení páteře zcela nepřijala, zůstala mírně nakloněna. Tento směr sklopení pánve způsobuje lordózu Lp. V deseti letech vývoje jedince by měla být zakřivení páteře zcela utvořena. Nesprávné, nebo neúplné zakřivení páteře přináší řadu problémů. Např. bolesti páteře, vznikají chybné stereotypy pohybů související se svalovými dysbalancemi. Často bývá i jiné zatížení končetin a s nimi spojené

potíže, např. bolesti nebo degenerace kloubů končetin. Na jednotlivé úseky jsou kladeny různé nároky a může docházet k přetěžování určitých segmentů. Přejít mezi pátým bederním obratlem (dále L5) a prvním sakrálním (dále S1) je Achillovou patou páteře. Tělo L5 je fixováno pouze vazy, horní okraj obratle S1 je skloněn mírně dopředu. Proto L5 má větší tendenci ke sklouznutí. Kromě toho, že je tento segment pod vlivem největší zátěže, jeho anatomické uspořádání jej vystavuje i značnému smykovému namáhání. Při takové zátěži může docházet k přetěžování ligament i příslušných svalů, pak je zde často vyvolávána bolest, nebo může dojít k degeneraci segmentu (Kolísko, 2005, s. 5).

Jak již bylo popsáno Lp nese z velké části váhu trupu, této funkci odpovídá tvar těl a kloubů obratlů. Klouby probíhají vertikálně a jejich větší část bývá v sagitální rovině, lumbosakrální skloubení probíhá více ve frontální rovině. Anomálie a asymetrie obratlových těl a kloubů bederní páteře bývají časté, konečný tvar dostávají až v průběhu ontogeneze jedince a na jejich tvarování se účastní zvýšená nebo jednostranná zátěž, zátěž dynamická nebo statická. L5, nazývaný také jako přechodný obratel, má mohutněji vyvinuté příčné výběžky, na nichž se upínají iliolumbální vazy, jimi je páteř „ukotvena“ k pánvi. Charakteristickými anatomickými vlastnostmi se L5 podílí na tlumení nárazů a přenášení impulzů z dolních končetin (dále DKK) a pánve na trup a z trupu na pánev a DKK (Lewit, 1996, s. 60; Vleeming et al., 1999, s. 3). V této části páteře se také nejčastěji setkáváme s anomáliemi jako je např. sakralizace L5, lumbalizace S1 nebo hypoplazie meziobratlové ploténky (Lewit, 1996, s. 61).

Zakřivení bederní páteře je určeno orientací jednotlivých obratlových těl, facetových kloubů a dorzálními ligamenty. Dále je zakřivení určeno různým průběhem a délkou svalů, v menší míře má vliv lokalizace úponů svalů. V neposlední řadě se na zakřivení Lp podílí i lumbodorsální fascie, protože prostřednictvím fascie všechny výše jmenované struktury vzájemně komunikují (Vleeming et al., 1999, s. 60-63). Velikost lordózy Lp závisí také na sklonu sakra, podle níž je určena schopnost zachování pružnosti celé páteře v sagitální rovině.

### **2.2.2.1 Lumbopelvický rytmus**

Při plné flexi trupu dochází k pohybu mezi bederní páteří a pánví. Pánev se sklápí anteriorně a trup flektuje přes pánev. Kombinace pohybů mezi Lp a pánví se nazývá lumbopelvický rytmus (dále LPR) (Norris, 2000, s. 33; Vleeming et al., 1999, s. 207-209; Cailliet, 1995, s. 54-55).

Pokud je Lp znehybněna a kolenní klouby uzamčeny, pánev se sklápí pouze do 90°, tento rozsah je ovlivněn tonem hamstringů. Dosáhne-li pánev 90° flexe, je uzamčena k pohybu a dochází k flexi v Lp, tento rozsah je 30°- 40°. Při flexi trupu ze vzpřímeného stoje se pánev i páteř pohybují stejným směrem. V otevřeném kinematickém řetězci dochází při flexi bederní páteře k anteverznímu sklápění pánve. V uzavřených kinematických řetězcích, kdy chodidla a paže jsou staticky drženy, dochází naopak k extenzi v Lp při anteverzním sklápění pánve (Norris, 2000, s. 33-35). Z počátku dochází pouze k pohybu v bederní páteři a pánev zůstává staticky držena izometrickou kontrakcí m. gluteus maximus a svaly zadní strany stehna. Flexe je „brzděna“ erectory páteře. Pokud je páteř plně flektovaná, aktivita svalů klesá a dochází k úplnému pasivnímu protažení fascií a ligament (Norris, 2000, s. 33-35; Cailliet 1995, s. 54-55).

Nelson et. al (1995, s. 199-204) popsal LPR u zdravých jedinců. Pohyb se uskutečňuje nejdříve v bederní páteři a je vykonán v rozmezí do 65% flexe. Dále dochází k pohybu v kyčelních kloubech, kdy přes hlavice femuru flektuje pánev a rozsah této fáze se pohybuje kolem 28%. Gajdosik et al. (1990, s. 23-29) charakterizují LPR u jedinců s low back pain (dále LBP). V první fázi měli tendenci k držení až prohloubení Lp lordózy. Lp se podílela pouze z 55% a na kyčelní klouby připadal pohyb z 37%, což je mnohem více než u zdravých jedinců (in Vleeming et al., 1999, s. 209). Vleeming et al. (1999, s. 209) tento jev popisují jako důsledek hypertonu hamstringů. Hypertonus charakterizují jako protektivní, ve snaze o udržení pánve v relativně neutrální pozici, aby se v případě hypotonie nebo dysfunkce břišních svalů, nezvětšovala lordóza Lp při anteverzním klopení pánve.

### **2.2.3 Stabilita páteře**

Stabilita osového systému značí schopnost fixovat konfiguraci páteře, jež je dána tvarem obratlů a zakřivením páteře jako celku. Jedná-li se o udržení klidové

konfigurace, hovoříme o stabilitě statické. Jedná-li se o fixování změn následkem pohybu, hovoříme o stabilitě dynamické (Dylevský, 2009, s. 91). O stabilní páteři mluvíme tehdy, je-li dostatečně pevná a pružná za statických (stoj, sed atd.) i dynamických podmínek. Stabilní páteř je provázená normotonií svalů, které s páteří korespondují, a dále dostatečnou pevností a elasticitou vlastních vazů páteře. Při pohybu je schopna napřímení s intersegmentální rotací (Noriis, 2000, s. 39-40).

### **2.2.3.1 Tři subsystémy**

Panjabi (1992) popsal stabilitu páteře pomocí třech různých, vzájemně se ovlivňujících subsystémů – aktivní (dále ASy), pasivní (dále PS) a nervový subsystém (dále NS) (in Alam, 2002, s. 49; in Panjabi, 2003, s. 372).

#### ➤ Aktivní subsystém

Dle Kapandjiho (1993, s. 24) označován také jako dynamická stabilita páteře. ASy se podílí na podpoře stability prostřednictvím svalů intersegmentálních i povrchových (Dylevský, 2009, s. 84; Alam, 2002, s. 49). Kromě toho, že zajišťují stabilizaci hybných segmentů, snižují také vertikální tlak na meziobratlové destičky a tím se podílejí na zabezpečení vzájemných poloh jednotlivých obratlů.

#### ➤ Pasivní subsystém

Kapandji (1993, s. 24) uvádí jako statickou stabilitu. Stabilita PS je zajištěna obratlovými těly, facetovými klouby a jejich kloubními pouzdry a spinálními ligamenty (Alam, 2002, s. 49; Dylevský, 2009, s. 84). Komplex z hustě uspořádaných pojivových tkání je pro stabilitu kostěných struktur důležitý, ačkoliv v běžných učebnicích anatomie jsou tyto struktury popisovány odděleně. Měkké tkáně a fibrózní struktury tvoří souvislý ligamentózní pás, který zajišťuje obratle a sacrum (Vleeming et al., 1999, s. 19). Kapandji dále popisuje statickou stabilitu pomocí 3 sloupců – pilířů. Kdy první pilíř - přední, je tvořen obratlovými těly, druhý a třetí je promítán do oblasti intervertebrálního skloubení (Kapandji, 1993, 18; Véle, 2006, s. 195).

#### ➤ Nervový subsystém

NS zajišťuje zpětnovazebnou kontrolu pro stabilitu páteře (viz kapitola 2.4.1.). NS propojuje pasivní a aktivní subsystém. Detekcí pohybu neutrální zóny, předává NS

informace AS o směru pohybu. NS zajišťuje přesnost pohybu a rychlost reakce na podnět.

Spolupráce jednotlivých systémů musí být v rovnováze, protože větší nebo menší aktivita či působení gravitace má vliv na zatížení páteře a vzniku bolesti. U posturálních poruch je snížena schopnost funkční plasticity při zvýšené statické i dynamické zátěži, jejímž vyústěním je vznik chronického přetěžování, které se projeví zrychleným nástupem únavy svalů a vznikem zátěžové a po zátěžové nocicepce. Při nevhodném lokálním ovlivnění svalového tonu v jedné části posturálního systému můžeme zhoršit funkci i funkční kvalitu v dalších částech posturálního systému a tím nepříznivě ovlivnit celé držení těla (Kolísko, 2005, s. 5). Pracují-li tedy všechny tři subsystémy v harmonii, zajistí stabilitu a neutrální postavení páteře.

#### **2.2.4 Instabilita páteře**

Instabilita páteře je výsledkem výpadku jednoho nebo dvou subsystémů, které zajišťují její stabilitu. Instabilita páteře je obecný pojem a lze pod ní řadit téměř všechny degenerativní změny páteře. Alam (2002, s. 49) uvádí např. degenerativní onemocnění páteře, stavy po operacích nebo traumatech páteře, rozvíjející se poruchy jako např. skolióza a další vrozené spinální léze, infekce a tumory. Instabilita vzniká v důsledku dysfunkce jednoho ze tří systémů. Segmenty L4/L5 a L5/S1 jsou nejcitlivější partie pro vznik nestabilit, degenerací, herniací disků apod. Okolní měkké tkáně jsou přetěžovány, bederní páteř a pánev neplní svou funkci „regulátoru“ a přenašeče zátěže. Páteř ztrácí svou pružnost. Objevuje se akutní bolest nejprve při pohybu a vyšší zátěži, později může přejít v chronickou a trvalou.

Definice instability páteře je téma do diskuze. Neexistuje jednotný názor na její přesnou formulaci.

White a Panjabi (1990, s. 349) považuje za instabilitu páteře ztrátu její schopnosti odolávat fyziologické zátěži, kdy nejsou přítomny neurologické potíže, větší deformity páteře nebo bolesti omezující pohyblivost (in O'Sullivan, 2000, s. 3; in Alam 2002, s. 49; in Panjabi, 2003, s. 371; in Demoulin et al., 2007, s. 678). McGill (2007, s. 113) definuje instabilitu jako ztrátu funkce kloubního spojení a vazivového aparátu následkem poranění, nebo mechanického opotřebení vazivově kloubních



struktur. Dle Norrise (2000, s. 39) je nestabilita nadměrný rozsah pohybu bez kontroly svalů se ztrátou pevnosti okolních tkání. Rezistence tkáňových struktur páteře umožňuje pohyb již proti malým silám (Norris, 2000, s. 25). Cook et al. (2006, s. 12) a Demoulin et al. (2007, s. 678) ve svých pracech rozlišují instabilitu páteře patrnou na RTG snímcích – instabilitu mechanickou/strukturální a instabilitu funkční. V prvním případě dochází v sagitální rovině k posunu jednoho obratle vůči druhému více jak o 3mm. V případě druhém nestabilita může být přítomna a způsobovat LBP, ačkoli nejsou anomálie na RTG přítomny. Klinicky se projevuje zvýšeným tonem svalů ve snaze zpevnit nestabilní segment, nečekanými trhavými pohyby, záškuby projevující se intersegmentálně atd. (Cook et al., 2006, s. 12).

Pro naši práci je nejužitečnější definice dle Cooka et al. (2006, s. 12) a McGilla (2007, s. 113).

## **2.3 Biomechanika páteře**

Zakřivení bederní páteře má za následek různé rozkládání tlaku, který působí na obratlová těla a tedy i různé směry sil, které na ně působí. Díky vertikálně orientované postuře je lidská páteř vystavena kompresním a tahovým silám během stoje, chůze nebo běhu (viz obr. 2). Každý segment má určitou mezní hranici, kterou na něj může síla působit. Repetitivní překračování této hranice, dává vzniknout nestabilitě daného segmentu. Správné vyvážení sil působících na páteř, má vliv na správnou funkci páteře jako celku (Norris, 2000, s. 25).

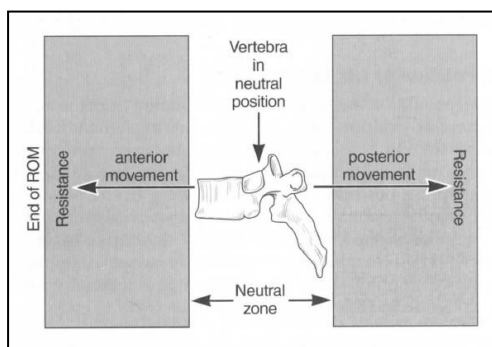
Odolnost namáhání ploténky ve smyku je menší než proti jejímu stlačování. Zvětšuje-li se  $L_p$  lordóza, zmenšuje se odolnost meziobratlové ploténky proti působení vnější zátěži. Za dynamické situace zátěž roste (Janura, 2008, s. 75).

### **2.3.1 Neutrální zóna páteře**

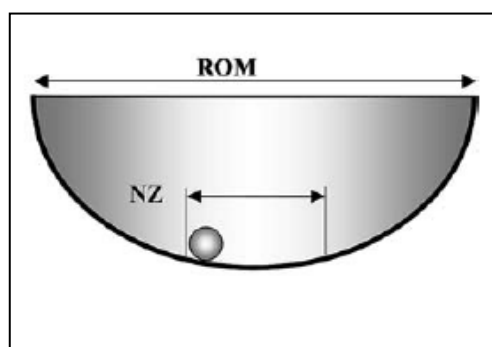
Pojem neutrální zóna páteře (dále NZ) se vztahuje na jednotlivé segmenty páteře, respektive jednotlivé obratle. NZ představuje malý rozsah pohybu jednoho obratle vůči druhému, před dosažením fyziologické bariéry. NZ (viz obr. 3) představuje rozsah pohybu bez omezení kostěnými, vazivovými a svalovými strukturami související se samotným obratlem (O'Sullivan, 2000, s. 3; Panjabi, 2003, s. 373; Norris, 2000, s. 9). Nestabilní segment má větší NZ než segment stabilní. O tomto pohybu

se přesvědčujeme palpačním vyšetřením joint play. Vnímáme buď odpor, nebo bolest segmentu při pohybu. Pasivní struktury redukuje pohyb v konečné fázi NZ. Terapií se snažíme zvyšovat aktivitu svalů, která by zajistila stabilitu dříve, než tuto funkci převezmou pasivní struktury. Rozdíl mezi rozsahem pohybu (dále ROM) a NZ popsal Panjabi (2003, s. 373) při zevní fixaci C páteře, pokles pohybu v NZ o 70% a pouze o 40% v ROM. Pro lepší pochopení přirovnal Panjabi NZ ke kuličce nacházející se v misce, ta znázorňuje ROM (viz obr. 4). Pohyb kuličky na dně mísy znázorňuje pohyb v rozmezí NZ a stěny mísy rozsah pohybu ROM. Hlubší a užší miska znamená stabilnější páteř, širší a mělká značí opak (Panjabi, 2003, s. 373). Zvětšuje-li se NZ, dochází k nestabilitě jednotlivých segmentů a úsek se stává více zranitelným.

**Obrázek 2:** ROM a NZ dle Norris (2000, s. 9)



**Obrázek 4:** ROM a NZ dle Panjabiho (2003, s. 373)



### 2.3.2 Neutrální pozice

Neutrální pozice (dále NP) bederní páteře je pohyb páteře jako celku. NP je někde na rozhraní mezi plnou flexí a plnou extenzí, v závislosti na předozadním klopení pánve. Minimalizuje zátěž struktur páteře (Norris, 2000, s. 9; Goertzen et al., 2004, s. 257). Obvykle bývá NP dobré výchozí nastavení, z kterého je zajištěna správná práce svalů.

## 2.4 Posturální motorika

Pohybový projev člověka je velmi organizovaná činnost, která zajišťuje vzpřímenou polohu těla a umožňuje pohyb. Kosterní svalstvo je ovládáno somatickou

složkou nervové soustavy (mozek, mícha a z nich vycházející mozkové a míšní nervy). Na řízení motoriky se podílejí všechny oddíly centrální nervové soustavy (dále CNS).

Informace důležité pro posouzení okamžité polohy těla se integrují na úrovni mozkového kmene, především v jádrech retikulární formace. Z retikulární formace vycházejí dráhy, které řídí mimovolní pohyby nutné k zaujmutí vzpřímené polohy a udržení svalového napětí, které jsou předpokladem pro iniciaci chtěného pohybu. Činnost retikulární formace je koordinována mozečkem a podřízena mozkové kůře. Mozeček se uplatňuje při řízení mimovolných pohybů tak, že z velkého množství informací, které přicházejí do mozkového, vybírá jen ty nejvýznamnější a ostatní potlačí. Mícha zpětně dostává povely, které v dané situaci vedou k neoptimálnějšímu pohybu. Mozeček tak upřesňuje a koordinuje mimovolné pohyby a významně se podílí na udržení rovnováhy při chůzi a pohybu (Trojan et al., 1991, s. 170)

Na udržení postury se podílí svalová aktivita, která je řízena nervovým systémem (Vařeka, 2002, s. 119). „Posturální a lokomoční motorika zajišťuje pohyb tak, aby byl bezpečný, aby kloubní plochy byly zatěžovány při pohybu rovnoměrně po celé ploše a nedocházelo k přetížení a tím k předčasnému opotřebení. Zároveň zabezpečuje i stabilitu polohy segmentů v klidu i v pohybu a v potřebném rozsahu“ (Véle, 2006, s. 97).

Posturální motorika stabilizuje nastavenou polohu segmentů těla stálým vyvažováním, stálou svalovou aktivitou, spoluprací agonistů a antagonistů. Udržování polohy je naprogramováno, probíhá podvědomě, ale dokáže se rychle přizpůsobit dané situaci a při neočekávané změně vstupuje ihned do vědomí. Pro udržení postury je důležitá svalová koordinace, bez té by se naše kostra zhroutila (Kolář et al., 2009, s. 39).

„Fakt, že člověk v gravitačním poli země udržuje vzpřímenou posturu lze z jeho strany považovat za zázrak.“ (Latash., 1998, s. 163). Při analýze pohybu a řízení k udržení vertikální polohy je člověk přirovnán k obrácenému kyvadlu. Není jednoduché jej udržet v rovnovážné poloze především, je-li vystaven výchylkám a změnám orientace v gravitačním poli Země. Aby bylo těleso v gravitačním poli Země stabilní, musí dojít k promítnutí těžiště do opěrné baze a ta u člověka není velká,

jen asi kolem 30 cm<sup>2</sup> (Latash, 1998, s. 163). Udržení vzpřímeného stoje představuje složitou pohybovou funkci. Reflexní mechanismy zpětnovazebně regulují velikost svalového tonu, tak aby se těžiště neustále promítalo do opěrné baze. CNS přijímá informace především z propioceptivního, vestibulárního a zrakového systému (Králíček, 2004, s. 138; Wilder et al., 2011, s. 162; Mientjes & Frank, 1999, s. 711).

Úmyslný pohyb je základním předpokladem existence člověka. Nezbytným předpokladem úmyslného, cíleného pohybu je zabezpečení reflexních mimovolných pohybů, kterými je zajištěna vzpřímená poloha, svalové napětí a rovnováha těla. Receptory vestibulárního aparátu informují především o poloze a pohybech hlavy. Svalová vřeténka a šlachová tělíska vysílají údaje o poloze končetin, trupu, napětí ve svalech a pohybech svalových skupin. Informace o poloze trupu v prostoru přicházejí z receptorů paravertebrálních struktur - svalů, kloubů a kůže (Strimpakos, 2011, s. 118)

#### **2.4.1 Propriocepce a posturální kontrola**

Propriocepce je klíčovou komponentou senzomotorického systému. Je zodpovědná za zprostředkování aferentních informací CNS pro neuromuskulární řízení při dynamické stabilitě segmentů (Learman et al., 2009, s. 118, Chaitow & DeLany, 2002, s. 13-14). Propriocepce je považována v rámci muskuloskeletárního systému za „primární stroj života“ (Chaitow & DeLany, 2002, s. 13-14). Propriocepce odpovídá za stabilitu segmentu a posturální kontrolu (Learman et al., 2009, s. 118).

Zdrojem propriocepce jsou šlachosvalové receptory (svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíska), receptory nacházející se ve fasciích svalů, v kůži (Vater-pacciniho tělíska, Rufiniho tělíska) a kloubních pouzdech (Strimpakos, 2011, s. 118; Chaitow & DeLany, 2002, s. 13-16, Richter & Hebgen, 2008, s. 8). Jednotlivé receptory poskytují stálý zdroj zpětnovazebných informací o tonu svalů, aktuálním svalovém napětí či o pohybu segmentů, které jsou vysílány do CNS. Receptory jsou jakýmsi převodníky zajišťující přeměnu mechanické energie deformace na elektrickou energii akčního potenciálu nervu (Strimpakos, 2011, s. 118).

Je nutné si uvědomit, že přenos informací probíhá jak z periferie do centra, tak z centra na periferii. Změny na periferii při běžných denních činnostech vedou

ke spuštění adaptačního mechanismu, který je spouštěn z CNS (Chaitow & DeLany, 2002, s. 13-16). Výsledkem propioceptivních informací jsou:

- úprava svalové aktivity a reflexní korekce pohybových vzorů, ke kterým dochází téměř okamžitě v závislosti na vnějších i vnitřních podmínkách,
- vědomé vnímání pozice těla a jeho částí v prostoru,
- změna naučených procesů v závislosti na změně propioceptivních informací. Nové pohybové vzory se lze přeučit a uložit v CNS a využít pro jiné činnosti (Chaitow & DeLany, 2002, s. 13-16).

Porucha propiocepce způsobuje rychlejší degeneraci kloubně vazivových struktur s následnou atrofií okolních svalů. Pohybový systém ztratí zpětnovazebné informace o přesném pohybu a poloze segmentu, což je provázené zvýšenými nároky svalově kloubního aparátu. Mechanismy, které ovlivňují propiocepci mohou být ischemického či zánětlivého rázu na straně receptorů, dále to mohou být přímá mechanická poškození receptorů anebo svalové atrofie následkem poškození eferentních drah. Přímé trauma vede k denervaci receptorů, strukturální změny následkem ischemie nebo zánětu vedou k hyposenzitivitě až atrofií receptorů (Chaitow & DeLany, 2002, s. 13-16).

Aby svaly mohly optimálně vzdorovat gravitaci, musí být stále v mírném protažení a předpětí. Pro vzpřímený stoj je protažení svalů důležité (Trojan et al., 1991, s. 208). Šlachová tělíska nás informují o přetížení segmentu, mají vyšší práh dráždivosti než svalová vřeténka. Protaháním svalu dostáváme důležitý zdroj facilitace (Trojan et al., 1991 s. 208; Králíček, 1995, s. 131).

#### **2.4.2 Propriocepce a funkční nestabilita páteře**

Nejvýznamějším zdrojem propiocepce v oblasti Lp je torakoumbální fascie. Nachází se v ní hodně mechanoceptorů, které se podílejí prostřednictvím senzomotoriky na řízení Lp (Page et al., s. 36).

Pacienti s instabilitou Lp mají zhoršenou propiocepci z oblasti bederní páteře a snížené psychomotorické tempo (Vacek et al., 2011, s. 111-112; Hodges & Moseley, 2003, s. 362). Nacházíme u nich zvýšené napětí trupového svalstva, s tím souvisí zhoršená aferentace z dané oblasti a roli přebírají více propioceptory ze svalů lýtky

(Willigenburg et al. 2012, s. 1-2). To vede k opožděné a programově zhoršené posturální reakci na náhlou destabilizaci postury v sedě i ve stoje a výrazně se tento deficit zvyšuje při vyřazení zraku. Za zhoršením lze hledat vliv opakovaných mikrotraumat, dysfunkci stabilizačních svalů a změnu citlivosti receptorů ve svalech vlivem chronického přetěžování. S deficitem posturální kontroly vzrůstá pravděpodobnost další traumatizace struktur Lp (Vacek et al., 2011, s. 111-112). Při nečekaných úkonech, které vyžadují rychlou reakci a akci je odpověď na vnější podnět u pacientů s LBP pomalejší a menší než u zdravých jedinců.

Proprioceptivní výstupy ze svalů DKK a trupu hrají důležitou roli při udržování posturální stability. Brumagne (2004, s. 63-66) testoval posturální stabilitu u lidí s LBP a zdravých jedinců. Mechanicky dráždil svaly DKK a trupu. Zdraví jedinci po ukončení dráždění získali zpět stabilitu rychleji než jedinci s LBP. Předpokládá, že zmíněné změny jsou následkem snížené citlivosti svalových vřetének paraspinálních svalů, nebo změny při zpracovávání aferentních informací. Senzorický deficit může být vyvolán imobilizací určitého segmentu ze strachu z poranění nebo vyvolání bolesti. Změna propriocepce může být důvod opakovaných remisí bolestí (Brumagne, 2004, s. 63-66).

Senzorimotorická kůra má prostřednictvím různých receptorů různé zastoupení v kůře. Dále jsou rozlišovány úseky dle zastoupení jednotlivých částí těla – mapy zobrazující části těla v kůře - homunkuly. Homunkuly rozdělujeme dle motorické a senzitivní inervace. Velikost jednotlivých oblastí se v závislosti na změně aferentaci může měnit (Enoka 2002, s. 234-236; Lephart & Fu, 2000, s. xvii). Bederní páteř je homunkulem prezentovaná menší plochou, než jak je tomu u např. u DKK (Oaklay, 2006, s. S61; Wand et al., 2011, s. 16). Schmidt-Wilcke et al. (2005, s. 89) popisují funkční reorganizaci šedé kůry mozkové na základě vnímání bolesti a to nejen u pacientů s amputovanou částí těla (uváděných jako fantomové bolesti), ale také u pacientů s chronickými bolestmi páteře. Projekce páteře a trupu do kůry se v případě bolesti rozšiřuje na úkor projikované plochy náležící dolním končetinám a chodidlům. V důsledku chronické bolesti páteře může docházet v místech její projekce do somatosenzorické kůry až k atrofii buněk této oblasti (Apkarian et al., 2004, s. 10410). Herta (2003, s. 67-68) udává, že vlivem chronické bolesti dochází k reorganizaci somatosenzorické kůry, projekční oblast se zvětšuje a zároveň se

snižuje práh dráždivosti. I když podnět nemá atributy nociceptivního dráždění je díky sníženému prahu vnímán jako podnět nociceptivní.

Změny v reprezentaci primárního motorického kortexu byly také nalezeny u chronické LBP. Primární motorická kůra je organizována v závislosti na pohybech, ne na jednotlivých svalech (Wand et al., 2011, s. 16). Lidé s chronickými LBP také vykazují rozšíření korové oblasti u přípravy pohybu paží a pokles specifických korových odpovědí, který souvisí s vypozerovaným pomalejším nábořem hlubokých svalů břicha. Navíc byl zaznamenán zvýšený práh motorických jednotek u svalů Lp, což naznačuje snížení kortikospinální aktivace těchto svalů (Wand et al., 2011, s. 16).

Vlivem dlouhodobě používaného chybného pohybového stereotypu, jednostranné zátěže, nebo chronické bolesti dochází k naučení a fixace chybného pohybového programu, z kterého dále vzniká automatismus. Fixací hybného stereotypu vede k jejich snadnějšímu vyvolání. K přeučení a nápravě takového programu dochází vlivem terapie až po delším časovém úseku. Úkolem terapeuta je od počátku terapie vypracovávat nejlepší stereotypy v rámci možností jedince. K přeučení dochází dlouhodobým tréninkem a učením se za neustálé kontroly a oprav daného stereotypu. (Janda, 1984, s. 15-28).

Neuromuskulární řízení závisí na propriocepci. Aby u pacientů s LBP docházelo ke správnému neuromuskulárnímu řízení, je třeba volit a správně dávkovat terapii (Learman et al., 2008, s. 118).

## **2.5 Svalové řetězce**

Pohybový řetězec je popisován jako současné zapojení více kloubů do komplexního pohybu. (Steidler 1955 - in Krobot, 1997, s. 4; in Dvořák, 2005, s. 12). „Svalový řetězec vzniká vzájemnou fyzikální i funkční vazbou několika svalů nebo smyček propojených mezi sebou fasciálními, šlachovými i kostními strukturami do řetězce tvořícího samostatný složitý útvar, jehož funkce je programově řízena z CNS“ (Véle, 2006, s. 314).

Svaly propojující pohybový segment se dvěma pevnými strukturami tvoří svalovou smyčku. Svalová smyčka zajišťuje pohyb vůči dalšímu segmentu nebo fixaci,

která umožní pohyb v jiném segmentu. Spojení svalů do jednoduchých smyček nebo složitějších řetězců integruje jejich funkci. Díky segmentálnímu uspořádání svalů je oslovitelný každý segment páteře od hlavy až po pánev (Balatka, 2002, s 12, 29; Véle, 2006, s. 44-45). Svalové řetězce lze rozdělit dle jednotlivých typů na:

- synergie,
- svalové smyčky,
- myofasciální řetězce (Page et al, 2010, s. 30).

### *Synergie*

Synergisté jsou svaly spolupracující s antagonisty v průběhu pohybu nebo zajištění stabilizace segmentu (Page et al, 2010, s. 30; Véle, 2006, s. 44-45). Např. při zevní rotaci paže jsou aktivní svaly rotátorové manžety, mm. rhomboidei, m. trapezius a m. serratus anterior pracují jako stabilizátory lopatky, aby zajistili pevný podklad pro začátek svalů rotátorové manžety. Synergisté také vzájemně spolupracují na izolovaném pohybu segmentu (Page et al, 2010, s. 30).

### *Svalové smyčky*

Oproti synergiím, které pracují, na izolovaném pohybu segmentu, zajišťují svalové smyčky (dále SS) pohyb a stabilizaci přes více segmentů. SS dále pracují při reciproční inhibici a zkřížených pohybech jako např. chůze. SS slouží k usnadnění rotace trupu a přenosu síly z dolních partií těla na partie horní (Vleeming et al, 1999, s. 106). Svaly ve SS na sebe navazují, tam kde se jeden sval upíná, druhý začíná. Tyto místa jsou fixačním bodem a díky nim mohou svaly SS pracovat jako stabilizátory segmentů. Myers (2009, s. 4) nazval smyčky „anatomickým vlaky“ na základě propojení svalů prostřednictvím fascií. Svaly SS pracují společně a utvářejí spíše funkční pohyb nežli izolovanou kontrakci.

SS pro končetiny jsou uspořádány tak, aby nedocházelo k izolovaným pohybům segmentů, ale k funkčnímu pohybu celé končetiny. Rozlišujeme např. flexorovou SS DK- m. iliopsoas, hamstringy a m. tikalis anterior; extenzorovou SS DK - m. gluteus maximus, m. rectus femoris a mm. gastrocnemii.

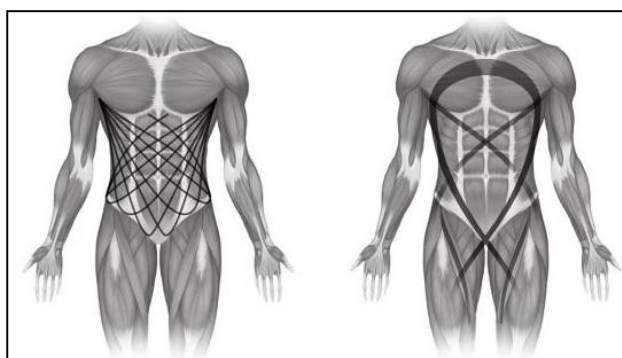


SS trupu jsou důležité pro facilitaci recipročních pohybů dolní a horní části těla stejně jako pro stabilizaci trupu v průběhu rotace. SS trupu zajišťují stabilizaci sakroiliakálního skloubení, zajišťují stabilizaci trupu při pohybu např. chůze, běh.

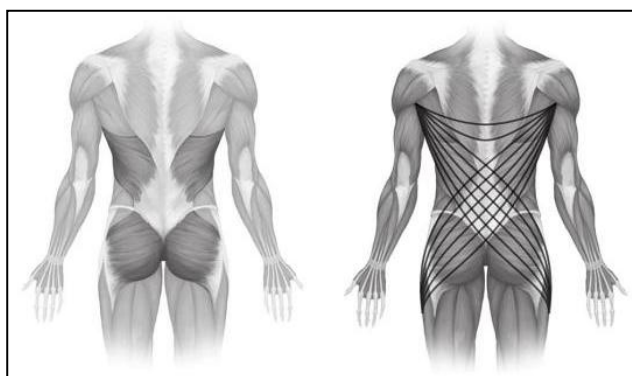
Na trupu rozlišujeme:

- *anteriorní SS* – m. biceps humeri, m. pectorali major, m. obliquus abdominis externus, kontralaterální abduktory kyčle, m. sartorius (viz obr. 5);
- *spirální SS* – propojuje anteriorní a posteriorní SS prostřednictvím m. rhomboideus, m. stratus anterior, m. obliquus abdominis externus, kontralaterální m. obliquus abdominis internus, kontralaterální adduktory kyčle (viz obr. 5) a
- *posteriorní SS* – M. latissimus dorsi, thorakolumbální fascie, m. gluteus maximus a hamstringy (viz obr. 6) (Page et al, 2010, s. 37).

**Obrázek 5:** Svalová smyčka trupu (Page et al.,2010, s. 33)



**Obrázek 6:** Svalová smyčka trupu (Page et al., 2010, s. 33)



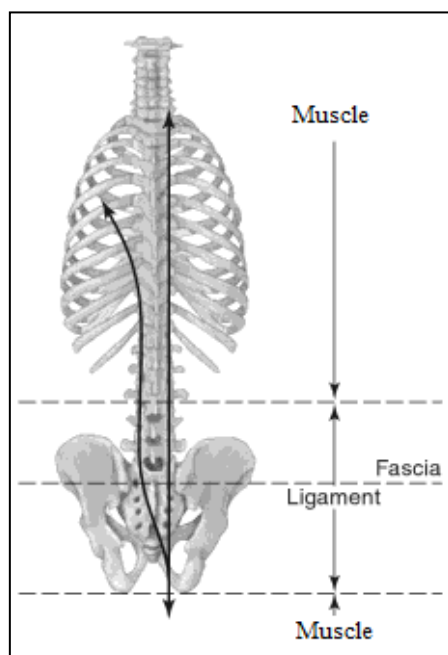
SS trupu zajišťují funkční propojení mezi končetinami a trupem. Posteriorní SS trupu úzce souvisí s DKK. Komunikují spolu skrze ligamenta pánve (viz obr. 7).

Nejvýznamějším ligamentem v této spolupráci je ligamentum sacrotuberale (dále lig. ST) . Smyčky skrze lig. ST mohou pokračovat kontralaterálně nebo ipsilaterálně. Je-li oslaben m. gluteus maximus lig. ST částečně nahradí jeho funkci a spolu s erectory páteře kompenzuje funkční nedostatečnost svalu (Page et al, 2010, s. 37).

Stabilizace osového orgánu svalovými řetězci:

- 1) Pružná vnitřní segmentová stabilizace – stabilizace segmentů páteře při zachování dynamické flexibility.
- 2) Pružná zevní celková stabilizace těla – stabilizace celého osového orgánu při udržování polohy i při pohybu (Véle, 2006, s. 314, Page et al., 2010, s. 37).

**Obrázek7:** *Facilitace ipsilaterální nebo kontralaterální smyčky prostřednictvím ligamntum sacrotuberale* (Page et al., 2010, s. 35)



### *Myofasciální řetězce*

Fascie zajišťují propojení a komunikaci mezi jednotlivými svaly. Spojují svaly při jejich aktivitě za účelem pohybu a zajišťují funkční propojení svalů mezi jednotlivými segmenty trupu a horními končetinami (dále HKK) či DKK. V tomto smyslu nejvíce hovoříme o fascii thorakoumbální a abdominální. Fasciální linie probíhají celým tělem. Myer (in Richter & Hebge, 2008, s. 15) popisuje „myofasciální meridiány“ mající stejný směr. Rozdělil je podle povrchových svalů a svalů

hlubokých. Použití „myofasciálních meridiánů“ může pomoci při vyšetření celkového držení těla a následně i při terapii, protože fascie bývají potenciálním zdrojem dysfunkcí SS a svalových dysbalancí (Page et al, 2010, s. 37).

„Existence funkčních smyček a řetězců umožňuje vznik vzdálené přenesené motorické poruchy.“(Véle, 2006, s. 327). Např. funkční poruchy z hrudní oblasti se mohou přenášet do oblasti pletenců ramenních i pánevních a skrze ně na dolní nebo horní končetiny - zkřížený dlouhý řetězec trupu, který začíná úponem m. latissimus dorsi na humeru ipsilaterálně přes thorakolumbální fascii, gluteální fascii, dále pokračuje velkým gluteálním svalem a prostřednictvím m. tensor fasciae latae končí na kontralaterálním kolenu. Vliv řetězců se překrývá, nerovnováha v jedné oblasti vede k nerovnováze v oblasti druhé (Véle, 2006, s. 318, Page et al, 2010, s. 37).

Nemusí pracovat vždy jen jeden řetězec, svalových řetězců pracuje vždy několik najednou. Spoluprací několika řetězců se zvyšuje adaptabilita a flexibilita pohybové soustavy. CNS umožňuje postupné zapojování jednotlivých svalů řetězce podle předem programovaného časového rozvrhu, kterým se pohyb svalů koordinuje. Tím je dosaženo přesnosti pohybu (Véle, 2006, s. 318).

## **2.6 SM systém – metoda spirální stabilizace**

Konzervativní terapií u funkčních nestabilit bederní páteře, která je předmětem studie, je metoda spirální stabilizace páteře - SM systém MUDr. Richarda Smíška (dále SMS). Rostoucí počet pacientů s bolestmi zad jej vedl k rozvoji metody zabývající se obnovením fyziologické svalové aktivity k zajištění stabilní páteře při pohybu. Při vývoji se MUDr. Smíšek opíral o své více jak 30-ti leté klinické zkušenosti. Metoda je nadále rozvíjena a rozpracovávána nejen MUDr. Smíškem, ale i řadou terapeutů, kteří prošli školením a kombinují metodu SM systém s prvky jiných metod a konceptů (např. proprioceptivní neuromuskulární facilitace).

Cílem terapie je obnova a fixace správných pohybových programů. Takové pohybové programy podle MUDr. Smíška umožňují stabilitu páteře při její mobilní zátěži. Dílčími cíly jsou úleva od bolesti, úprava svalových dysbalancí, fixace fyziologických pohybových vzorců.

## 2.6.1 Teoretická východiska metody SM systém

MUDr. Smíšek rozděluje stabilizaci páteře do 4 stupňů. Při terapii SMS si přejeme zapůsobit právě na 3. stupeň – vertikální zřetězení a 4. stupeň – spirální zřetězení, a tím zajistit výše zmíněné cíle.

Stupně stability dle MUDr. Smiška:

### 1. stupeň – „*Ohebná tyč*“

Tento stupeň zajišťují vazy, klouby, kloubní pouzdra a vazivová stěna meziobratlové ploténky.

### 2. stupeň – „*Pevná tyč*“

Je dána krátkými hlubokými svaly páteře, jakoby uzamykají obratle k sobě. Svaly určují postavení obratlů vůči sobě. Jsou schopné páteř zpevnit a utvořit z ní jeden pevný celek. Svaly stlačují obratle k sobě, uzamykají je. Tento stupeň je pasivní stabilizací.

### 3. stupeň – „*Kotevní lana stožáru*“

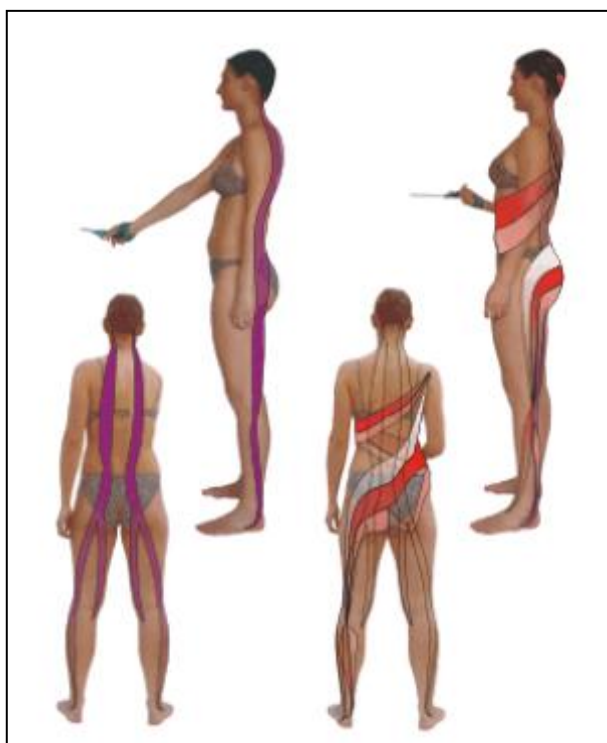
Tato stabilizace je realizována dlouhými vertikálními svalovými zřetězeními, která dělíme na přední, boční a zadní. Tato zřetězení „ukotvují“ páteř ze stran k pánvi a stabilizují ji při předklonu, záklonu a úklonu. Stabilizace vertikálními řetězci se uplatňuje převážně při klidném stoji. Na vertikální stabilizaci páteře se podílejí svaly, jejichž vlákna směřují vertikálně, např. m. erectores spinae, m. iliopsoas, m. quadratus lumborum, m. rectus femoris aj.

### 4. stupeň – „*Flexibilní stabilní válec*“

Do tohoto stupně stability řadíme spirální svalové řetězce, které stabilizují páteř při pohybu a zajišťují její spirální stabilizaci. 4. stupeň je považován za jediný svalový systém, který chrání páteř a podporuje její napřímení. Je nazýván aktivní stabilizací páteře. Spirální řetězení stabilizuje páteř hlavně při pohybu. Zjednodušeně si lze spirální zřetězení představit jako pružinu, která obíhá kolem těla. Při aktivaci svalových řetězců dochází k natahování a tím i k zúžení pružiny (zmenšení obvodu těla), vyvine se síla směřující vzhůru, jejímž následkem dochází k napřímení páteře. Při relaxaci se pružina vrací zpět a nastává opět její rozšíření (zvětšení obvodu těla).

Tento stav lze přirovnat k chabému držení těla, kdy je na jednotlivé komponenty páteře vyvinuta větší síla, směřující dolů, a roste riziko degenerace a vzniku bolesti jednoho či více segmentů páteře. Spirální stabilizace je zajištěna zvýšeným tonem svalů, jejichž vlákna probíhají šikmo dolů. Jednotlivé svaly jsou uspořádány do sestupných spirál, řadíme sem např. m. latissimus dorsi, mm. obliqui abdominis externi et interni, m. glutes maximus, m. glutes medius aj. Jednotlivé řetězce budou popsány níže.

**Obrázek 8:** Vertikální svalový řetězec (relaxovaný stoj). Spirální svalový řetězec (aktivní napřímení). (Smíšek, 2009, s. 41).



Svalový řetězec (dále SŘ) není pevný, neměnný anatomický útvar, ale momentální přechodné nastavení anatomických jednotek, které vzniká za účelem provést pohyb a stabilizovat tělo při pohybu. Metoda využívá několik svalových zřetězení. MUDr. Smíšek jednotlivá zřetězení (spirály/vertikály) pojmenoval podle svalů, které považuje v dané smyčce za nejvíce aktivní a zároveň aktivující dané zřetězení. Pohyb bývá často prováděn a stabilizován několika SŘ zároveň. Tudíž při cvičení vždy pracujeme nejenom na cíleném svalovém řetězci, ale zapojujeme i stabilizační spirální svalové řetězce.

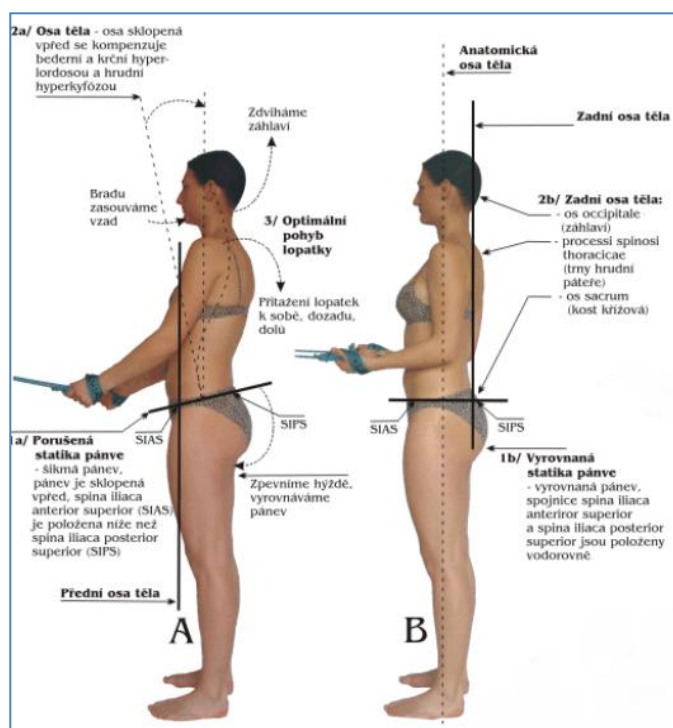
### Jednotlivé svaly jsou článkem různých SŘ

Jednotlivé svaly se v rámci svalových řetězců ovlivňují. Pokud jsou určité svaly málo aktivní, ovlivňují směrem k nižší aktivitě také další svaly daného řetězce. Proto se nikdy nemůžeme bavit pouze o dysfunkci jednoho svalu, ale vždy o dysfunkci celého řetězce. Poté lze upřesnit, v které jeho části je nejvíce vyjádřena. Na druhou stranu, je tohoto principu možno využít pozitivně v terapii. Aktivita jednoho svalu podporuje neurofyziologickou cestou aktivitu dalších svalů řetězce. Pokud se nám například nějaký sval v řetězci nedaří optimálně zapojit, pomůžeme si zvýšenou aktivitou ostatních svalů. V klinické praxi například zvýšíme zapojení m. gluteus maximus a tím podpoříme funkci břišní stěny. Díky tomuto fenoménu dochází zcela spontánně k tomu, že při práci na krční páteři zároveň ovlivňujeme plochonoží, napětí pánevního dna atd.

Při aktivním pohybu jedince by měla převládat složka spirálních SŘ. Zejména by se tak mělo dít při chůzi. Vlivem střídavé stranové aktivity SŘ by mělo docházet k fyziologickému střídání prodloužení a zkrácení páteře. Při každém kroku dojde k aktivaci spirálního SŘ - ke stažení „pružiny“ a to vyvolá napřímení. Následně dojde k relaxaci SŘ a systém se při uvolnění „pružiny“ zkrátí a roztáhne do šířky.

Pokud nefungují fyziologicky spirální svalové řetězce, jejich funkci přejímají vertikální svalové řetězce. Tyto nejsou pro tuto zátěž uzpůsobeny a trpí nadměrnou aktivitou. V praxi jsou často bolestivé a zkrácené. Jedná se o svaly, které jsou v klinické praxi nejčastěji postižené bolestivým hypertonelem či zkrácením. Léčbou těchto svalů není jejich uvolnění, ale aktivizace spirálních svalových řetězců. Pokud znovu převezmou svou fyziologickou funkci, vertikální svalové řetězce automaticky relaxují.

**Obrázek 9: Aktivní a pasivní držení těla (Smíšek, 2009, s. 11).**



## 2.6.2 Patologie při dysfunkcích spirálních svalových řetězců

### 1. Degenerace kloubů obratlů

Degenerace kloubních ploch obratlů je dle MUDr. Smíška způsobena zkrácením páteře při chabém držení těla. Klouby nemají fyziologické kloubní štěrby, ale svými kloubními plochami doléhají na sebe. Neplní poté pouze fyziologickou funkci kloubu, ale stávají se nosným systémem páteře, na což nejsou uzpůsobeny.

### 2. Degenerace meziobratlových plotének

Degenerace meziobratlových plotének je způsobena tím, že při nefunkčních spirálních SŘ nedochází při chůzi k fyziologickému napřímení a zkrácení páteře. Proto není ploténka vystavena „ždíčovému pohybu“, který je předpokladem k pumpovému mechanismu její výživy. Namísto střídání odlehčení a tlaku je vystavena neustálé zátěži a je mechanicky přetěžována a s tím souvisí i zhoršená výživa ploténky.

### 2.6.3 Svalová řetězení aktivovaná SM systémem

- Spirála latissimus dorsi (dále LD)

Tato spirála je aktivována tahem paže vzad nebo bočním tahem paže od osy těla. M. latissimus dorsi ipsilaterální (dále IL) → mm. rotatores IL → mm. levatores costarum IL → mm. intercostales externi IL → m. obliquus externus abdominis kontralaterální (dále KL) → m. obliquus internus abdominis IL → svaly pánevního dna → m. gluteus maximus IL, KL → m. tensor fascie latae KL → m. sartorius KL → mm. abductores KL → m. soleus KL → m. tibialis anterior et posterior KL. (viz příloha 1)

- Spirála serratus anterior (dále SA)

Na této spirále se podílí i spirála LD. Řetězec je aktivován tahem rukou vpřed a přitažením hrudníku směrem k pánvi nebo bočním tahem ruky směrem k ose těla. Spirála začíná u svalů hlavy a to m. splenius capitis IL → mm. rhomboidei IL → m. serratus anterior IL → m. transversus thoracis → m. obliquus externus abdominis IL → mm. intercostales interni KL → m. serratus posterior inferior KL → m. obliquus internus abdominis KL → m. transversus abdominis KL → m. gluteus maximus KL; svaly pánevního dna → m. tensor fascie latae IL → mm. adductores IL → m. soleus IL → m. tibialis anterior et posterior IL. (viz příloha 2)

- Spirála pectoralis major (dále PM)

Spirála se aktivuje bočním tahem HK těsně před hrudníkem směrem k ose těla. Na této spirále se podílí m. pectoralis major IL → m. obliquus externus IL → m. obliquus internus abdominis KL → mm. intercostales interni KL → m. serratus posterior inferior KL → m. transversus abdominis IL → svaly pánevního dna; m. gluteus maximus IL → mm. tibialis anterior et posterior IL. (viz příloha 3)

- Spirála trapezius

Spirála je aktivována dolními snopci m. trapezius a dále má stejné řetězení jako spirála LD. (viz příloha 4)

- Vertikála rectus abdominis

Do této vertikály patří vždy IL m. sternocleidomastoideus, m. scalenus anterior, m. pectoralis minor, mm. intercostales interni, m. sternalis, m. rectus abdominis,



m. gracilis a m. flexor digitorum longus. Jak je výše popsáno, podílí se spolu s dalšími vertikálami na klidném stoji. (viz příloha 5)

- Vertikála semispinales - scaleni

Zde se uplatňují IL m. rectus capitis posterior major, m. semispinalis cervicis, m. scalenus medius, m. scalenus posterior, mm. levatores costarum, mm. intercostales externi, m. quadratus lumborum m. obliquus externus abdominis, mm. multifidi, m. psoas major, m. gluteus medius, mm. ischiocrurales, m. soleus, mm. fibulares. (viz příloha 6)

- Vertikála erector spinae

Na této vertikále se účastní IL mm. erectores spinae, přechází přes pánev a os sacrum na ligamentum sacrotuberale a pokračuje svaly m. biceps femoris, m. semimembranosus a m. semitendinosus až k mm. fibulares. (viz příloha 7)

- Vertikála quadratus lumborum

Počátek této vertikály je m. trapezius pars descendens IL a ascendens IL pokračuje přes mm. rotatores IL → mm. levatores costarum IL → m. quadratus lumborum KL → m. psoas major KL → mm. multifidi KL → mm. ischiocrurales KL → m. rectus femoris KL → m. vastus lateralis KL → m. soleus KL → mm. fibulares KL. (viz příloha 8)

## 2.6.4 Praktická část – popis cvičení

### 1. Příprava na cvičení

Každý pacient podstoupí před cvičením terapii měkkými technikami SMS. Tyto měkké techniky praktikuje MUDr. Smíšek za účelem uvolnění a protažení nejvíce postižených svalů vertikálních svalových řetězců. Jedná se o manuální ošetření svalů, které brání provedení optimálního pohybu při cvičení. V oblasti pletence ramenního takto pracujeme převážně s prsními svaly a horními vlákny svalu trapézového. V oblasti pletence pánevního oslovujeme zejména m. iliopsoas a m. piriformis. Dále provádíme techniky připomínající manuální trakci. Pacient leží na boku, terapeut přiloží plošně dlaně nad a pod místo, které chce oslovit a protáhne paravertebrální svaly kраниokaudálním směrem. (viz příloha 2)

### 2. Poloha těla

Terapie SMS se provádí ve vzpřímeném stoji. Prvním důvodem je působení vektorů gravitace. MUDr. Smíšek učí, že cílem terapie je stabilita ve stoji a při chůzi a musíme v mozku obnovit vzorce relevantní těmto situacím. Ve stoji působí gravitace a váha vnitřních orgánů rovnoměrným tlakem na celý obvod těla. Např. vleže při provádění cviku „leh-sed“ působí vektory gravitační síly spíše na zadní část těla. Navíc se při takovém cvičení tělo neučí vzpřimování, ale flexi trupu. Proto aktivace svalů vleže na zádech prováděním cviků „lehy-sedy“ není pro terapii stoje a chůze dle MUDr. Smíška adekvátní. Druhým důvodem je využití plného rozsahu svalových řetězců – až k chodidlům. Třetím důvodem je využití propriocepce pro stimulaci CNS z chodidel. Cvičení vsedě je ochuzeno o plnou stimulaci propriocepce i o plné zapojení svalových řetězců, stejně jako jakékoliv cvičení vleže. Pro výraznou stimulaci propriocepce chodidel Smíšek dokonce používá stoj na jedné noze a labilní podložku. Výjimkou, při které pacienti nestojí, jsou počáteční fáze cvičení, kdy pacient není schopen zkoordinovat celý pohyb, nebo také výrazně bolestivý stoj pacienta. V takových případech MUDr. Smíšek volí sed na terapeutické židli (bez opěradla pro volný pohyb končetin).

### 3. Využití práce s dechem

Při terapii SMS je důležitá práce s dechem. Ve fázi aktivace spirálních svalových řetězců (zatažení za gumu) vyžadujeme aktivní výdech. I když fyziologicky probíhá výdech pasivně, MUDr. Smíšek jej zde v aktivní verzi využívá pro facilitaci břišního svalstva.

### 4. Charakteristiky pohybu při cvičení

Pohyb při cvičení má být pomalý kvůli možnosti opravdu kvalitního provedení a dostatku času pro zpětnovazebnou korekci. Každé cvičení obsahuje posilovací a protahovací fázi. Proto je nutno jej provádět v maximálním, aktuálně možném, nebolestivém rozsahu.

### 5. Cvičební sestava

Terapie začíná 12 hlavními cviky, které lze modifikovat a přizpůsobovat aktuálnímu stavu pacienta, než terapií dosáhneme plných rozsahů. Je MUDr. Smíškem navržena tak, aby harmonicky protahovala a posilovala celé tělo. Z počátku terapie volíme cviky symetrické. Cvičíme oběma horníma končetinami současně. Po postupu

a zlepšení pacienta volíme asymetrické cviky jednou horní končetinou (dále HK) či jednou dolní končetinou (dále DK), které umožňují rotaci páteře a větší rozsahy pohybů. Důležité je střídání aktivně vyrovnaného a napřímeného držení těla s pasivně relaxovaným chabým držením těla po celou dobu cvičení. Pro naši studii byly použity prvních sedm cviků základní sestavy. (viz příloha 1)

#### 6. Postup rehabilitačního plánu při terapii

Terapii začíná pacient vždy pasivně – měkkými technikami u svého terapeuta. Poté přistupují k nácviku autoterapie. Základem terapie jsou první 4 cviky sestavy. Teprve po jejich dokonalém zvládnutí, pacient postupuje k dalším cvikům sestavy. Ideálem dle MUDr. Smíška je 1 návštěva týdně u terapeuta a denní autoterapie pacienta v domácím prostředí. Pokud jsou v okolí dostupné veřejné lekce SMS, doporučuje je navštěvovat „s radostí“ a vnímat je jako zábavnou aktivitu.

#### 7. Použití metody SMS

Metoda SMS má za cíl obnovit fyziologickou funkci spirálních svalových řetězců. MUDr. Smíšek vyvinul teorii vzniku degenerativních procesů páteře, kyčelních kloubů, ramenních kloubů, dysfunkcí pánevního dna a mnoha dalších diagnóz na podkladě dysfunkce těchto řetězců. Tato teorie není předmětem diplomové práce, je však nutné se o ní zmínit. MUDr. Smíšek totiž užívá metodu na obrovské množství diagnóz patologie pohybové soustavy a to pokaždé, když jako možnou příčinu stanoví dysfunkci spirálních svalových řetězců. Jedná se zejména o lumbalgie, skoliózy, coxartrózy, gonartrózy, omartrózy, hypermobility kloubů, bolesti hlavy, plochá chodidla atd.

#### 8. Kontraindikace

Klasickými kontraindikacemi jsou stavy bránící cvičení pacienta – horečnaté stavy, stavy vyčerpání apod. Terapie by se dále měla adekvátně přizpůsobovat aktuálnímu stavu pacienta a jeho reálným pohybovým možnostem. Pokud se aplikuje po zákrocích na páteři, kloubech nebo jiných operacích, dodržujeme nařízení operátora a vyhýbáme se kontraindikovaným pohybům a rozsahům. Nesprávný efekt a možnost poškození může nastat, cvičí-li se nárazově nepřiměřenou silou, rychle, trhaně a nekoordinovaně.

(Čerpáno Smíšek, 2005, 2009; [www.smsystem.cz](http://www.smsystem.cz))

## **2.6.5 Klinické přednosti SMS**

SMS díky své propracované metodologii nabízí terapeutovi velice jednoduchou a efektivní cestu, jak s pacientem pracovat na několika úrovních najednou. Můžeme zcela fyziologicky a záměrně využívat svalová zřetězení těla a neurofyziologickou vzájemnou aktivizaci svalů. Během jednoho cvičení můžeme pracovat na vadném držení krční páteře spojeném s hypoaktivitou břišního svalstva a plochonožím zároveň. MUDr. Smíšek uchopil problematiku pohybového aparátu celostně a je schopen vysvětlit vzájemnou souvislost mezi jednotlivými patologiemi. V tom je jeho metoda hodnotná stejně jako ostatní metody, které se zabývají pohybovým aparátem komplexně (např. metoda Jarmily Čápové, Ludmily Mojžíšové, fyzioterapie funkce Clary-Marii Heleny Lewitové apod.).

## **2.7 Kineziologická přístrojová vyšetření**

### **2.7.1 Povrchová elektromyografie**

Elektromyografie je označení pro vyšetření periferního nervového systému a kosterního svalstva na základě elektrofyziologických vlastností struktur (Dufek, 1995, s. 9). Elektromyografie je založená na snímání povrchové nebo intramuskulární svalové aktivity. Zaznamenává změnu elektrického potenciálu, ke které dochází při svalové aktivaci. Motorická jednotka (dále MU) je funkční jednotkou nervosvalového aparátu. MU je tvořena alfa motoneurony a příslušnými svalovými vlákny. Kontrakce MU je spouštěna akčním potenciálem (dále AP) jdoucím z těla motoneuronu po axonech až ke konečným větvím nervového vlákna (Dufek, 1995, s. 28; Staudenmann, 2010, s. 376). AP je na vlákno přenesen zhruba v polovině délky a pak se rozbíhá opačnými směry, šíří se podél svalového vlákna (Krobot & Kolářová, 2011, s. 12; Staudenmann, 2010, s. 376). Depolarizace způsobí transmembránový elektrický tok, který vyvolá v extracelulární tekutině změny, které jsou zaznamenány intramuskulárními nebo povrchovými elektrodami.

AP svalu je snímán povrchovými nebo jehlovými elektrodami. Povrchová elektromyografie (dále pEMG) snímá z povrchu kůže více navrstvených akčních potenciálů z několika motorických jednotek měřeného svalu (Krobot & Kolářová, 2011, s. 18).

PEMG se v rehabilitaci využívá k vyšetření svalové funkce, koordinace pohybu, efektu terapie atd. Pro snímání svalové aktivity se využívají samoadhezivní povrchové elektrody, které jsou lepeny paralelně se svalovými vlákny na svalové břicho, kde je svalová aktivita nejintenzivnější. Elektrody klademe blízko vedle sebe, pokud možno na stále stejná místa. Dnes se používají Ag nebo AgCl gelové kulaté elektrody s poloměrem 10mm. Zemnicí (referenční) elektroda se klade na místo s minimální svalovou, elektrickou aktivitou (Krobot & Kolářová, 2011, s. 22; Staudenmann, 2010, s. 378).

Před zahájením měření je nutné eliminovat artefakty, které by mohly výsledný záznam zkreslovat. Jedná se především o pohybové vlivy. Fixace zesilovačů na tělo probanda pomocí leukoplastu rušivým vlivům předchází. Dále by se mělo při měření eliminovat elektromagnetické vlnění externích zdrojů (Kolářová, 2012, s. 15).

### **2.7.2 Dynamická počítačová posturografie**

Dynamická počítačová posturografie kvantitativně hodnotí aspekty posturální kontroly simulací reálných situací běžného života. Posturografické testy jsou stylizovány tak, aby izolovaly jednotlivé složky podílející se na zachování stability. Posturograf na Rehabilitačním oddělení FN Olomouc využívá dva moduly testů – Smart Equitest System a Balance Master System.

Smart Equitest System (dále SETS) hodnotí posturální stabilizaci ve vzpřímeném postoji za předem definovaných podmínek. U jednotlivých testů je hodnocena např. schopnost adaptace na alterované senzorní vstupy, efektivita automatických posturálních reakcí nebo schopnost volní kontroly pohybu těžiště předem určeným směrem. Modul SETS probíhá v posturografické kabině na pohyblivé silové plošině, která obsahuje 5 silových senzorů. Sensory snímají vertikální složku reakční síly. Při testování dochází k translaci plošiny nebo pohybu kabiny. Jednotlivé testy se liší testovanými podmínkami. Do modulu SETS řadíme Sensory Organization test, Motor Control Test, Adaptation Test, Weight Bearing Squat, Unilateral Stance, Limits of stability, Rhythmic Weight Shift (Kolářová, 2012, s. 7-8).

Balance Master System (dále BMS) kvantifikuje aspekty posturální kontroly během volných pohybů. Při testování každé DK zvlášť, ve výsledném reportu se zobrazí procentuální porovnání mezi PDK a LDK. Hlavní komponentami BMS je také

tenzometrická plošina (1,5m x 0,5m) umístěná ve dřevěném rámu. Do BMS řadíme testy Sit to stand, Walk Across, Tandem Walk, Step/Quick Turn, Step Up/Over a Forward Lunge (Kolářová, 2012, s. 12).

Podrobné vyvětlení jednotlivých testů je nad rámec této práce. V kap. 4.3.2. *Průběh měření* jsou popsány posturografické testy použité pro vypracování DP.

Výstupní parametry testů jsou počítačově zpracovány, vyhodnocuje se především amplituda, rychlost a směr exkurzí center of pressure (průměr všech tlaků působících na podložku; dále COP), trajektorie pohybů COP, velikost silových impulzů nebo rychlost automatických i volných reakcí. Výsledné hodnoty jsou vyjádřeny relativně vzhledem k pacientově výšce, věku a hmotnosti a jsou porovnávány normativními hodnotami zdravých jedinců příslušné věkové kategorii. Výsledek každého měření je graficky znázorněn v protokolu generovaném počítačem. Pro klinickou interpretaci jsou výsledky zobrazeny a poukazují, zdali jsou v mezích normy nebo pod normu (Kolářová, 2012, s. 7).

## **3 CÍLE A HYPOTÉZY**

### **3.1 Cíle práce**

Cílem práce je pomocí snímání svalové aktivity povrchovou elektromyografií a posturografických testů zhodnotit vliv terapie metodou SM systém. A dále zjistit, jak se změní vzájemná svalová aktivita vybraných svalů před a po terapii metodou SM systém. Dílčími cíly práce bylo porovnat klasifikaci bolesti probandy v průběhu terapie a klinické nálezy před a po terapii.

### **3.2 Vědecké otázky a hypotézy**

#### **3.2.1 Vědecká otázka č. 1**

Jak se změní parametry posturografických testů stoj na jedné DK, přechod přes schod a výpad vpřed před a po terapii SM systémem?

##### **3.2.1.1 Hypotézy k vědecké otázce č. 1**

*H<sub>01</sub>*

Není statisticky významný rozdíl mezi parametry posturografického testu stoj na jedné DK před a po terapii.

*H<sub>02</sub>*

Není statisticky významný rozdíl mezi parametry posturografického testu přechodu přes schod před a po terapii.

*H<sub>03</sub>*

Není statisticky významný rozdíl mezi parametry posturografického testu výpad vpřed před a po terapii.

#### **3.2.2 Vědecká otázka č. 2**

Má terapie SM systém vliv na změnu svalové aktivity při posturografických testech stoj na jedné (dominantní) DK, přechod přes schod a výpad vpřed?

### 3.2.2.1 Hypotézy k vědecké otázce č. 2

*H<sub>04</sub>*

Není statisticky významný rozdíl mezi vzájemnou aktivitou mm. erectores spinae Lp a mm. erectores spinae Th/Lp - m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus při přechodu přes schod před a po terapii.

*H<sub>05</sub>*

Není statisticky významný rozdíl mezi vzájemnou aktivitou mm. erectores spinae Lp a mm. erectores spinae Th/Lp - m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus při výpadu vpřed před a po terapii.

*H<sub>06</sub>*

Není statisticky významný rozdíl ve velikosti vzájemné aktivity mm. erectores spinae Lp a mm. erectores spinae Th/Lp - m. gluteus medius při stožení na dominantní DK před a po terapii.



## 4 METODY VÝZKUMU

### 4.1 Charakteristika souboru

Experimentální soubor osob s funkční nestabilitou L páteře tvořilo 10 probandů (věk  $\bar{x}$  44 let, hmotnost  $69 \pm 10$  kg, výška  $168 \pm 10$  cm). Ve skupině probandů bylo 9 žen a 1 muž. Zúčastnění probandi měli degenerativní změny v oblasti Lp. U všech probandů se objevovala chronická bolest v oblasti Lp se střídavou intenzitou. Z toho 3 měli radikulární příznaky a 1 klaudikační bolesti. Všechny vyšetřované osoby byly předem seznámeny s průběhem měření, terapie a souhlasily s použitím získaných dat pro účely výzkumu.

### 4.2 Vyšetřovací metody

Každý proband podepsal informovaný souhlas o provedení studie a vyšetření v kineziologické laboratoři Rehabilitačního oddělení FN Olomouc. (viz příloha 11) U každého probanda byl proveden kineziologický rozbor dle mustru. (viz příloha 12) Kineziologické vyšetření bylo provedeno před začátkem terapie a po jednoměsíčním absolvování terapie. Pomocí povrchové elektromyografie a dynamické počítačové posturografie byla provedena dvě měření. První měření proběhlo před začátkem terapie a druhé po měsíčním absolvování terapie.

Dále byl u každého probanda proveden test dominance DK. Byla zvolena aktivita - kopnutí do míče. Pro výpočet indexu laterality jsme použili Cuffův vzorec (Drnková & Syllabová, 1991, s. 13).

$$Li = \frac{P - L}{P + L} * 100$$

Písmeno P je počet úkonů, které proband vykonal PDK, L značí počet úkonů vykonaných LDK. Podle tohoto vzorce se určuje stupeň praváctví a leváctví (Drnková & Syllabová, 1991, s. 13):

- praváctví odpovídá kladným hodnotám 0 – 100
- leváctví odpovídá záporným hodnotám 0 – 100

U 3 probandů byla dominantní LDK a 7 dominantní PDK.

Při návštěvě terapeuta ohodnotil každý proband svou bolest, dle visual analog scale (dále VAS) číselnou hodnotou od 0 – 10, kdy č. 10 znamená největší bolest a č. 0 znamená stav bez bolesti. (viz příloha 13)

### **4.3 Postup měření**

Měření se uskutečnilo v kineziologické laboratoři Rehabilitačního oddělení FN Olomouc. Za současného snímání svalové aktivity vybranných svalů byly využity posturografické testy. Každý proband absolvoval dvě měření. První před začátkem terapie a druhé po jednoměsíční terapii. Testování probíhalo bez přestávky a proband měl možnost, si jednotlivé testy předem vyzkoušet.

#### **4.3.1 Čištění kůže a lepení elektrod**

Na vypalovaná a předem očištěná a odmaštěná místa nad svalovými bříšky byly těsně vedle sebe, přilepeny samoadhezivní elektrody. Elektrody byly umístěny v průběhu svalových vláken. Na očištění míst byla použita abrazivní pasta, po jejímž setření byla místa vyčištěna a utřena do sucha. Na spinu iliacu anterior superior byla umístěna referenční elektroda.

Svaly byly snímány bilaterálně a použili jsme 16-ti kanálový povrchový elektromyograf firmy MyoResearch XP Master Edition 1.07.01 s programovým systémem MyoVideo. Vybrali jsme tyto svaly:

- m. obliquus abdominis externus
- m. rectus abdominis dolní čás
- m. rectus abdominis horní čás
- m. gluteus medius
- mm. erectores spinae Lp
- mm. erectores spinae Th/Lp

#### **4.3.2 Průběh měření**

Před měřením byl proband obeznámen s jeho průběhem. Měření probíhalo ve spodním prádle a na bosu. Pro snímání klidové svalové aktivity stál proband

v kabině posturografu ve vzpřímeném klidném stoji, plosky nohou měl umístěné na vyznačených místech plošiny kabiny posturografu rovnoběžně vedle sebe. Poté byl instruován, aby klidně stál s HKK volně spuštěnými podél těla a díval se před sebe, aby bylo zajištěno standartní postavení hlavy.

Dále byla snímána aktivita vybraných svalů za těchto situací:

- stoj na levé DK (dále LDK) a poté na pravé DK (dále PDK)
- přechod přes schod se zaměřením na stojnou fázi testované DK, od iniciálního kontaktu paty testované DK až po iniciální kontak špičky druhé DK
- výpad vpřed, kde jsme se zaměřili na iniciální kontakt palce nebo paty testované DK a odraz paty testované DK. Jednotlivé iniciální kontakty se lišily u každého probanda. Někteří měli iniciální kontakt špičkou nohy, někteří patou testované DK.

Pomocí posturografu firmy Neurocom® byly testovány podmínky z modulu Smart Equitest System stoj na jedné DK (dále SDK) a z modulu Balance Master System přechod přes schod (dále PPS) a výpad vpřed (dále VP).

### 1) **Modul Smart Equitest System**

Hodnotí efektivitu posturální stabilizace ve vzpřímeném bipedálním stoji za předem definovaných podmínek. Z tohoto modulu byl vybrán jediný test.

#### **Stoj na jedné DK**

Hodnotí posturální stabilitu během stoje na jedné DK. Nejdříve byl testován stoj na levé DK (dále LDK) při otevřených očích a následně byl testován stoj na pravé DK (dále PDK). Každý pokus byl proveden 3x a trval 10 sekund. Proband byl instruován, aby se postavil na jednu DK, tak aby druhá DK byla v 90°flexi v kyčelním i kolenním kloubu.

U testu jsme hodnotili:

- *Sway velocity* - průměrná rychlost posturálních výchylek tří dílčích pokusů každé testované situace uvedená ve stupních za sekundu (°/s)

## 2) Modul Balance Master System

Kvantifikuje aspekty posturální kontroly během volných funkčních pohybů, vyžadujících pohyb v prostoru (chůze, chůze v tandemu, přechod přes schod, výpad vpřed a další). Pokud jsou testy prováděny pro každou DK zvlášť, software provede procentuální porovnání mezi LDK a PDK. Modul se skládá z tenzometrické plošiny o velikosti 1,5 x 0,5m, umístěné v dřevěném rámu.

Z modulu BMS byly použity testy:

### a) Přechod přes schod

Vyhodnocuje pohybové dovednosti během přechodu přes schod. U probanda je potřeba adekvátní síla, balance a koordinace. Test se provádí 3x pro každou DK a začíná se LDK. Výška schodu pro test byla zvolena 20 cm a byl umístěn doprostřed tenzometrické plošiny podle značení plošiny. Každý proband byl instruován, aby na povel vyšel LDK na schod do vzpřímené pozice a PDK schod překročil, levou přinožil a zůstal stát.

U testu jsme hodnotili:

- *Lift up index* - procentuální vyjádření průměrné maximální síly (relativní vzhledem k tělesné hmotnosti) DK v momentě výstupu na schod
- *Movement Time* - celková doba, v sekundách (s), přechodu přes schod
- *Impact Index* - procentuální vyjádření síly (relativní vzhledem k tělesné hmotnosti) produkované DK v momentě došlapu ze schodu na podložku

### b) Výpad vpřed

Kvantifikuje aspekty pohybové kontroly během výpadu vpřed. Stejně jako u PPS je zapotřebí k provedení testu adekvátní síla, balance, koordinace a potřebný rozsah pohybu. Test se opakuje 3x na každou DK, testování začínalo LDK. Proband byl instruován, aby na povel vyšetřujícího udělal co možná nejdelší krok a co nejrychleji se vrátil do výchozí polohy.

U testu jsme hodnotili:

- *Distance* - procentuálně vyjádřená průměrná délka kroku (vzhledem k tělesné výšce) během výpadu.

- *Impact index* - procentuální vyjádření síly (relativní vzhledem k tělesné hmotnosti) produkované výpadovou DK (dále VDK) v momentě došlapu na podložku.
- *Contact Time* - hodnotí průměrně dobu kontaktu VDK do doby odrazu od podložky, hodnota je uváděna v s.
- *Force Impulse* – průměrná síla VDK produkovaná v momentě odrazu od podložky zpět do výchozí polohy, hodnota je vyjádřena jako poměr procentuálního vyjádření síly vzhledem k tělesné hmotnosti a času (%.s<sup>-1</sup>).

Výsledné hodnoty byly přeneseny a dále zpracovávány v Microsoft Office Excel. Hodnoty jednotlivých testů byly zprůměrovány a dále předány ke statistickému zpracování. Při posturografických testech byla současně snímána svalová aktivita vybraných svalů.

### 4.3.3 Vyhodnocení a zpracování signálu

K vyhodnocení a zpracování signálů byl použit přístroj MyoResearch XP Master Edition 1.07.01. Každý signál byl zrektifikován (RMS 50) a vyhlazen. Jednotlivé signály byly vyhodnoceny reportem Average Activation a převedeny v číselné podobě do MS Excel. Z klidové hodnoty svalu jsme vypočetli směrodatnou odchylku (dále SMODCH) a aktivační hodnotu (dále AH).

$$AH = \text{průměrná klidová svalová aktivita} + (2 * SMODCH)$$

Analyzovali jsme průměrné amplitudy signálu určitých fází vybraných aktivit. Data jsme dále zpracovávali v Microsoft Office Excel, kde jsme převedená data dělili AH. V této podobě byla předána ke statistickému zpracování.

### 4.3.4 Terapie SM systémem

Po dobu dvou týdnů - 3x týdně, absolvovali probandni řízenou terapii. Každá cvičební jednotka trvala 30 - 45 min. Poté následovaly dva týdny domácí autoterapie. V průběhu domácí autoterapie docházeli probandi 1x týdně na kontrolu a konzultaci, v této návštěvě probíhlo opakování cviků a oprava chyb při jejich provádění.

Pět probandů docházelo na jednotlivé terapie do FN Olomouc na Rehabilitační oddělení. Tito byly pod vedením fyzioterapeutky, autorky práce. Druhá část docházela

na terapie do soukromé rehabilitační ambulance. V obou případech vedli terapii certifikované terapeutky, které absolvovali kurz SM systém. Náplň a průběh terapie byl u všech probandů stejný a předem daný, lišil se pouze v závislosti na aktuálním stavu probandů.

Před samotným cvičením byly ošetřeny manuálními technikami měkké tkáně. Dle aktuálního stavu probandů byly provedeny mobilizace lopatek, myofasciální ošetření hrudní a zádové fascie, manuálně trakční techniky páteře a postizometrická relaxace pelvitrochanterických svalů. Následovala instruktáž nových cviků, v případě pokročilé lekce opakování cviků předešlých. Proband byl slovně veden, do náviku jednotlivých prvků terapeut vstupoval, opravoval chyby a dbal na správnost provedené cviků. Každý proband začínal cviky 1 a 2 (viz příloha 9). Po zvládnutí těchto cviků následovaly cviky 3 a 4 (viz příloha 9). V některých případech se set cviků rozšířil o cviky 5, 6 a 7 (viz příloha 9).

#### **4.4 Statistické zpracování dat**

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software SPSS verze 15. Všechny testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05. Data byla popsána ukazateli popisné statistiky (N – počet naměřených hodnot, Minimum – nejmenší naměřená hodnota, Maximum – největší naměřená hodnota, Median – hodnota mediánu, Mean – hodnota aritmetického průměru, Std. Deviation – směrodatná odchylka). Data naměřená „před“ a „po“ byla porovnána neparametrickým párovým Wilcoxonovým testem. Tento test byl zvolen vzhledem k poměrně malému počtu naměřených hodnot, který byl ve všech případech deset.

Vzájemná korelace rozdílů aktivit vybraných svalů byla ověřena výpočtem Spearmanových korelačních koeficientů. V korelační matici byly uvedeny hodnoty korelačních koeficientů pro všechny možné dvojice sledovaných veličin. Pod hodnotami korelačních koeficientů byly uvedeny hodnoty statistické významnosti  $p < 0,05$ . Kladné hodnoty korelačních koeficientů znamenají pozitivní závislost mezi sledovanými veličinami.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Kineziologické vyšetření

#### 5.1.1 Subjektivní hodnocení

Terapii hodnotilo všech 10 zúčastněných probandů.

Neprodleně cca 30 min po terapii subjektivně udávali zlepšení dechových funkcí a úpravu koordinace pohybů, např. při chůzi, jistější a delší krok. U dvou probandů se zlepšila kvalita spánku, před terapií se budili v noci bolestí v bedrech. Snížení bolesti, které dosáhli terapií SM systém, nepůsobilo takový diskomfort jako před terapií. Všichni probandi zkusili opět praktikovat odložené zájmové aktivity, např. jízdu na kole, turistické výlety, aerobic, pilates, inline brusle aj. I když kvalitativně i kvantitativně činnosti neodpovídali dobře před atakou, byli schopni se k nim vrátit. Jeden proband uvedl, vymizení ostré bolesti v bedrech, která mu téměř ihned po začátku jízdy dříve znemožňovala cyklistiku.

#### 5.1.2 Kineziologický rozbor

Kineziologický rozbor byl vypracován podle mustru. Ve výsledcích uvádíme shrnutí poznatků před a po terapii u všech probandů. Terapie mezi jednotlivými vyšetřeními trvala 1 měsíc. Dále srovnáváme změny před a po odcvičené jednotce.

##### 5.1.2.1 Porovnání klinických nálezů před a po terapii.

###### Vyšetření aspektů:

Vyšetření stoje:

- ve většině případů došlo k napřímení celé páteře,
- změnilo se postavení hlavy a ramen ve smyslu retrakce a napřímení krční páteře (dále Cp),
- abdominální svaly ve srovnání před terapií jevíly větší aktivitu při stoji,
- pánev stále v anteverzním postavení,
- stále prominence paravertebrálních svalů, výraznější Th/Lp a Lp,
- gluteální svaly ve srovnání před terapií jevíly větší aktivitu,
- postavení v kyčelním kloubu (dále KYK) beze změny, u většiny probandů ve vnitřní rotaci (dále VR),

- kolení kloub (dále KOK) beze změny, u většiny varózní postavení.

Vyšetření chůze:

- chůze jistá, stabilnější, rychlejší,
- u většiny probandů došlo k vyrovnání délky kroků; u probandů, kteří měli propagaci bolesti do DK, se s ústupem bolesti prodloužila stojná fáze; došlo ke zlepšení po iniciálním kontaktu paty stojné DK, ve smyslu plynulejšího došlapu a odvalu chodidla,
- omezená extenze KYK stále trvala.

Vyšetření palpací:

- mm. erectores Th/Lp a Lp – tonus zvýšen, ale palce nebyla bolestivá nebo nepříjemná,
- m. piriformis – u většiny zmizely trigger pointy (dále TrP's), zmizela ostrá palpační bolest,
- m. biceps femoris – u většiny zmizely TrP's,
- hlavička fibuly – před terapií byla palpačně bolestivá jen u dvou probandů, po terapii bolestivost zmizela,
- SI skloubení – před terapií u všech asymetrické, blok na straně bolesti po terapii nález pouze u dvou probandů.

Vyšetření rozsahů pohybů:

- KYK před terapií omezena ve většině případů VR; po terapii omezení jen u dvou probandů, ostatní pohyby volné, v plném rozsahu,
- KOK bez omezení před i po terapii,
- hlezení kloub (dále HLK) bez omezení.

Svalová síla:

- na DKK bez propagace bolesti a u probandů, jež propagace neudávali, byla síla flexorů a extenzorů KYK, KOK i HLK  $\varnothing$  4 – 5 před i po terapii,
- probandů, kteří udávali propagaci bolesti do DK, měli na zdravé DK sílu flexorů a extenzorů KYK, KOK i HLK  $\varnothing$  4, na bolestivé DK se síla pohybovala od 3 – 4 před i po terapii.



### Neurologické vyšetření:

- reflex patelární – bilaterálně výbavný u všech probandů
- reflex Achillovy šlachy – bilaterálně výbavný
- interdigitální řasy – u jednoho probanda bolestivá a v tenzi řasa mezi II a III prstcem DK
- Lasséqův manévr – před terapií pozitivní (20°- 30°) u tří probandů; po terapii negativní u všech
- Mennelův příznak – před i po terapii negativní

### Pohyblivost páteře:

- Schoberova vzdálenost - před terapií  $\varnothing$  11 cm; po terapii  $\varnothing$  12 cm
- Stiborova vzdálenost – před terapií  $\varnothing$  8 cm; po terapii  $\varnothing$  10 cm

## **5.1.2.2 Porovnání klinických nálezů před a po cvičební jednotce**

### Vyšetření aspekci: (viz příloha 14)

- zjevné napřímení jedince
- stále převládala stranová asymetrie – u většiny probandů bylo asymetrické postavení ramen, jedno rameno výš ve srovnání s druhým; v některých případech větší prominence jedné lopatky ve srovnání s druhou; dále se vyskytovala větší jednostraná prominence paravertebrálních svalů ThLp/Lp a Lp; u probandů s bolestmi propagujícími do DK byla asymetrie postavení DKK, bolestivá DK byla odlehčená a v nároku
- u jednoho probanda došlo ke změně chůze pro ústup bolestí

#### **před terapií:**

- pro bolest LDK byl u probanda změněný krokový cyklus
- ve srovnání s PDK byla stojná fáze LDK kratší
- po iniciálním kontaktu paty LDK chyběl plynulý došlap a plynulý odval chodidla
- u LDK byla omezená extenze kyčelního kloubu
- u LDK byla asymetrická délka kroku ve srovnání s PDK

#### **po terapii:**

- stojná fáze téměř symetrická ve srovnání s PDK

- po iniciálním kontaktu paty LDK již plynulejší došlap i odval chodidla
- extenze kyčelního kloubu se zvětšila
- délka kroku asymetrická, ale došlo ke zlepšení ve smyslu prodloužení délky kroku LDK

## 5.2 Výsledky dílčích cílů naší práce

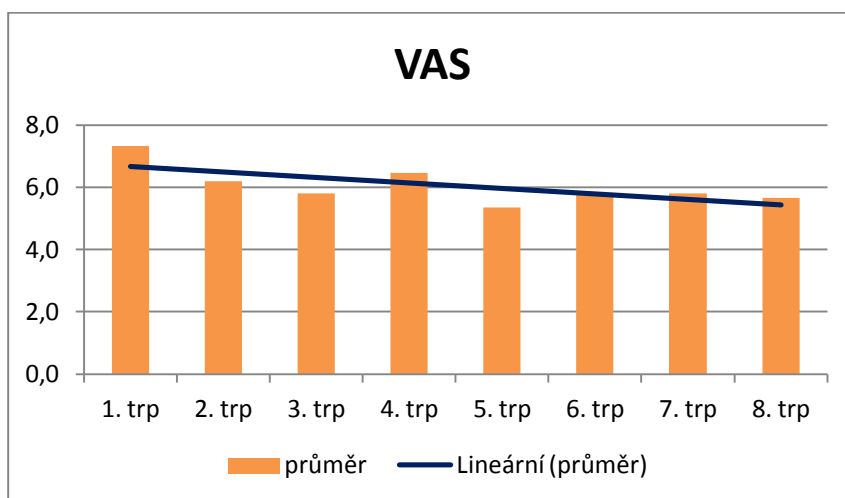
Dílčím cílem bylo zjistit, zdali se změnily hodnoty klasifikace bolesti dle VAS před a po terapii.

**Tabulka 1:** Výsledky podle subjektivně vnímané bolesti dle VAS.

Proband	1. trp	2. trp	3. trp	4. trp	5. trp	6. trp	7. trp	8. trp
1	7	7	5	5	5	4	4	5
2	8	7	6	6	5	6	6	6
3	8	6	6	5	6	6	6	6
4	6	6	5	7	6	6	6	5
5	7	7	6	6	5	7	7	6
6	7	5	5	6	5	6	6	5
7	8	7	7	7	6	6	6	6
8	7	6	6	5	5	4	4	5
9	9	7	6	8	6	6	6	7
10	6	5	5	7	5	6	6	5
<b>Průměr</b>	<b>7,3</b>	<b>6,3</b>	<b>5,7</b>	<b>6,2</b>	<b>5,4</b>	<b>5,7</b>	<b>5,7</b>	<b>5,6</b>

**Legenda k tab. č. 1:** Trp – terapie; VAS – visual analogue scale (subjektivně vnímaná bolest).

**Graf 1:** Průměrné hodnoty subjektivně vnímané bolesti dle VAS.



**Legenda ke grafu č. 1:** trp – terapie; VAS – visual analogue scale (subjektivně vnímaná bolest).

Tabulka č. 1 a graf č. 1 ukazují snížení hodnoty bolesti. U jednotlivých probandů můžeme vidět, že nedocházelo k plynulému snižování bolesti, ale hodnoty kolísaly. Snížení hodnoty nenastalo po každé terapii. Z průměrných hodnot vyplývá, že bolest se před začátkem terapie a po ní snížila o 2 stupně. I přes kolísavý průběh změn lze pozorovat určitou lineární souvislost mezi dobou terapie a snížením bolesti.

### 5.3 Výsledky k vědecké otázce č. 1

**Vědecká otázka č. 1 zněla:** „Jak se změní parametry posturografických testů stoj na jedné DK, přechod přes schod a výpad vpřed před a po terapii?“

Vědecká otázka č. 1 byla řešena hypotézami H<sub>01</sub> - H<sub>03</sub>. Ve výsledcích byly zpracovány posturografické parametry testů přechod přes schod a výpad vpřed. Jsou hodnoceny průměrné hodnoty tří pokusů. U přechodu přes schod je hodnocen lift up index, movement time, impact index. U výpadu vpřed je hodnocena distance, impact index, contact time a force impuls. Výsledná data jsou zpracovávána na **hladině statistické významnosti p < 0,05**. A jsou zpracována do tabulek č. 2 a č. 4 a graficky znázorněna grafy č. 2 a č. 5.

#### 5.3.1 Výsledky k hypotéze H<sub>01</sub>

**Hypotéza H<sub>01</sub> zněla:** „Není statisticky významný rozdíl mezi parametry posturografického testu stoj na jedné DK před a po terapii.“

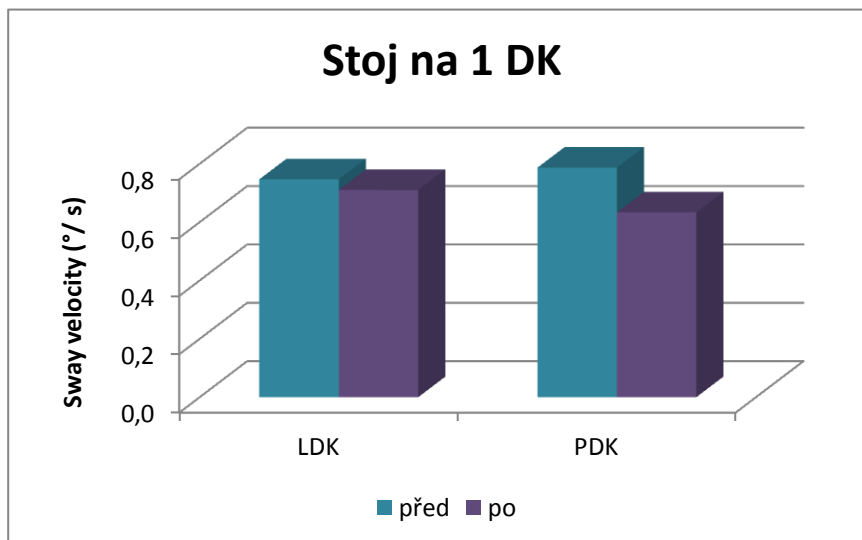
Získaná data jsou průměrem třech po sobě následujících měření na každé DK.

**Tabulka 2:** Statistické znázornění parametrů testu stoj na jedné DK.

SDK	LDK sway velocity před/po		PDK sway velocity před/po	
průměr	0,75	0,71	0,79	0,63
p	0,96		0,06	

**Legenda k tab. č. 2:** SDK – stoj na jedné dolní končetině; LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; průměr udávaný v % k tělesné hmotnosti; p – hladina statistické významnosti.

**Graf 2:** Grafické znázornění statistických výsledků testu stoj na jedné DK.



**Legenda ke grafu 2:** °/s – stupeň za sekundu; DK – dolní končetina.

Z tabulky č. 2 vyplívá, že parametry testu stoj na jedné DK se po terapii snížili.

**Hypotézu H<sub>01</sub> nezamítáme na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .**

### 5.3.2 Výsledky k hypotéze H<sub>02</sub>

**Hypotéza H<sub>02</sub> zněla:** „Není statisticky významný rozdíl mezi parametry posturografického testu přechodu přes schod před a po terapii.“

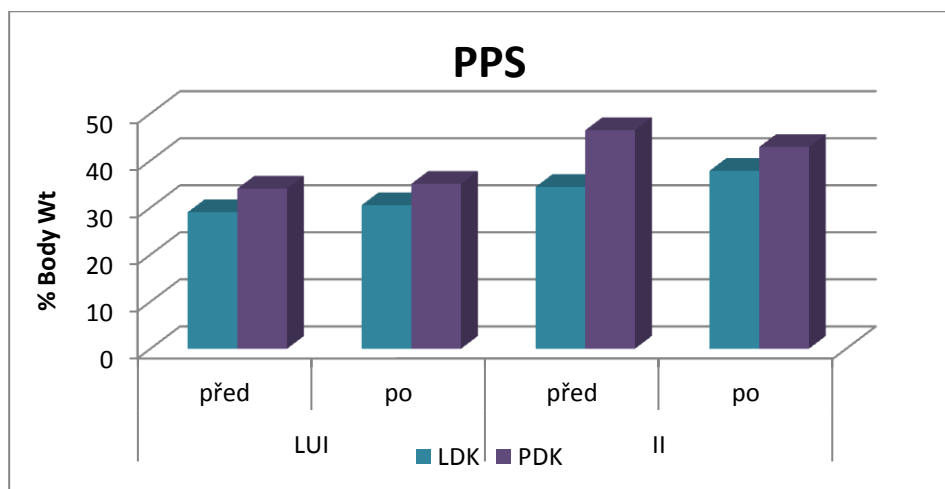
Získaná data byla hodnocena pro všechny tři pokusy.

**Tabulka 3:** Statistické znázornění parametrů testu přechod přes schod před a po terapii.

PPS LDK	LUI před/po		MT před/po		II před/po	
průměr	29,1	30,5	2,2	1,8	34,4	37,8
p	0,507		0,093		0,445	
PPS PDK	LUI před/po		MT před/po		II před/po	
průměr	34,1	35,1	1,8	1,6	46,5	42,9
p	0,515		0,26		0,477	

**Legenda k tab. č. 3:** PPS - přechod přes schod; LUI – lift up index; MT – movement time; II – impact index; průměr udávaný v % k tělesné hmotnosti; p – hladina statistické významnosti.

**Graf 3:** Grafické znázornění statistických výsledků testu přechod přes schod před a po terapii.



**Legenda ke grafu č. 3:** PPS – přechod přes schod; % Body Wt – procenta k tělesné hmotnosti; LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; LUI – lift up index; II – impact index.

Tabulka č. 3 ukazuje, že se lift up index po terapii u obou DKK mírně zvýšil. Doba přechodu přes schod se u obou DKK snížila. Síla produkovaná v momentě došlapu se u LDK zvýšila a u PDK snížila, jak je patrné i z grafu č. 3.

**Hypotézu H<sub>02</sub> nezamítáme na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .**

### 5.3.3 Výsledky k hypotéze H<sub>03</sub>

**Hypotéza H<sub>03</sub> zněla:** „Není statisticky významný rozdíl mezi parametry posturografického testu výpad vpřed.“

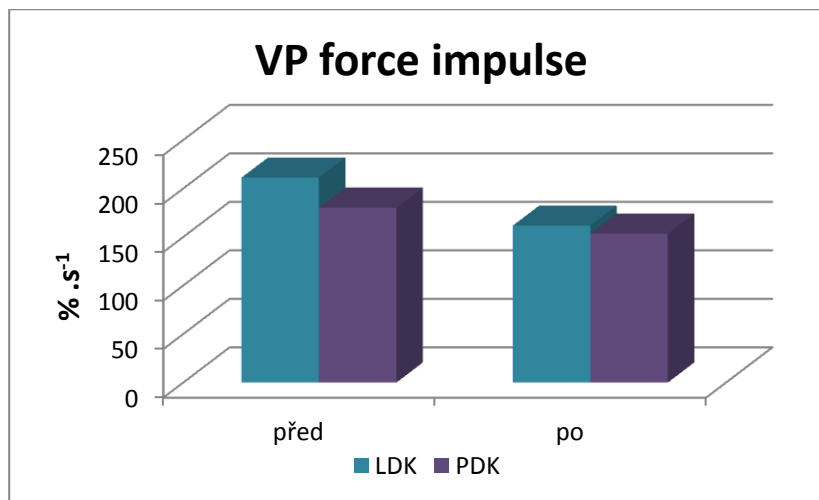
Získaná data byla hodnocena pro všechny tři pokusy.

**Tabulka 4:** Statistické znázornění parametrů testu výpad vpřed před a po terapii.

VP LDK	D před/po		II před/po		CT před/po		FI před/po	
	průměr	42,8	48,1	26,1	31,7	2,1	1,5	211,1
p	0,059		0,059		<b>0,005</b>		<b>0,005</b>	
VP PDK	D před/po		II před/po		CT před/po		FI před/po	
	průměr	44,2	48,6	22,9	34,2	1,7	1,4	180,2
p	0,262		<b>0,007</b>		0,74		0,203	

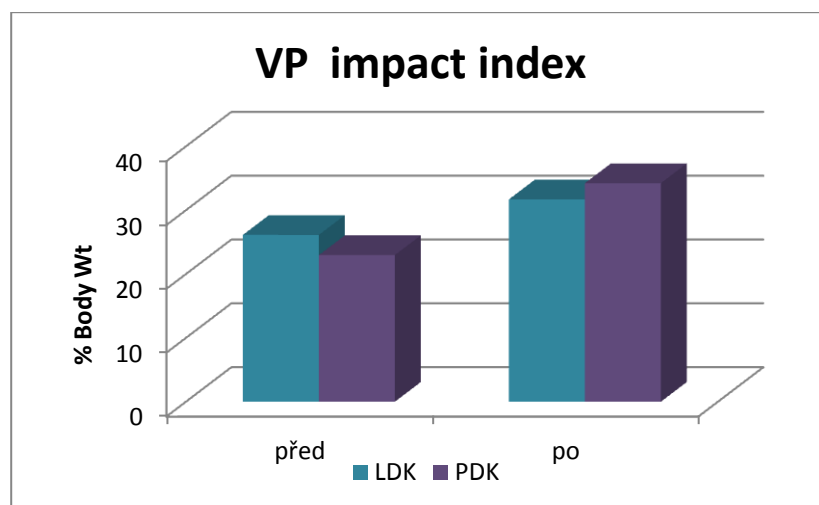
**Legenda k tab. č. 4:** VP- výpad vpřed; D - distance; II – impact index; CT – contact time; FI – force impulse; p – hladina statistické významnosti.

**Graf 4:** Grafické znázornění statistických výsledků testu výpad vpřed před a po terapii.



**Legenda ke grafu č. 4:** VP – výpad vpřed;  $\% \cdot s^{-1}$  - procentuální vyjádření síly vzhledem k hmotnosti a času; LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina.

**Graf 5:** Grafické znázornění statistických výsledku testu výpad vpřed – Impact Index před a po terapii.



**Legenda ke grafu č. 5:** VP – výpad vpřed; % Body Wt – procenta k tělesné hmotnosti; FL – výpad vpřed (forward lunge); II – impact index, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina.

Z tabulky č. 4 vyplývá, že u výpadu vpřed došlo ke zvětšení délky kroku u obou DKK. Síla odrazu se u LDK zvětšila, zvětšení není statisticky významné.

**Hypotézu  $H_03$  pro tyto parametry nezamítáme.**

Průměrná doba potřebná k odrazu LDK se snížila. Síla generovaná LDK při odrazu se také snížila. Oba tyto parametry u LDK dosáhli hladiny statistické významnosti  $p < 0,05$ .

**Pro tyto parametry hypotézu H<sub>03</sub> zamítáme.**

U PDK se síla při odrazu zvýšila a **dosáhla hladiny statistické významnosti  $p < 0,05$ .**

**Pro tyto parametry hypotézu H<sub>03</sub> zamítáme.**

Poslední dva parametry PDK **nedosáhly hladiny statistické významnosti  $p < 0,05$ .**

**Pro tyto parametry H<sub>03</sub> hypotézu nezamítáme.**

## **5.4 Výsledky k vědecké otázce č. 2**

**Vědecká otázka č. 2 zněla:** „Má terapie SM systém vliv na změnu svalové aktivity při posturografických testech stoj na jedné DK, přechod přes schod a výpad vpřed?“

Vědecká otázka č. 2 byla řešena hypotézami H<sub>04</sub> - H<sub>06</sub>. Sledovaným parametrem byla hodnota svalové aktivity, která je průměrem všech tří pokusů. Výsledná data jsou zpracovávána na **hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .** Výsledky jednotlivých měření před a po terapii jsou zaznamenány do tabulek č. 5 - č. 11 a graficky znázorněny grafy č. 6 - č. 10. Grafy uvedené v této kapitole znázorňují nejsilnější korelační vztahy svalů, které nastali při testech SUO a FL. Grafy č. 11 - č. 18 znázorňují méně silné korelace svalů a jsou uvedeny v příloze (viz příloha 15).

Interpretace hodnot korelačních koeficientů:

- hodnoty mezi 0,4 - 0,6 znamenají středně silnou korelaci sledovaných veličin
- hodnoty mezi 0,7 - 0,8 představují silnou závislost sledovaných veličin
- hodnoty nad 0,9 charakterizují velmi silnou korelaci sledovaných veličin.

### **5.4.1 Výsledky k hypotéze H<sub>04</sub>**

**Hypotéza H<sub>04</sub> zněla:** „Není statisticky významný rozdíl mezi vzájemnou aktivitou mm. erectores spinae Lp a mm. erectores spinae Th/Lp - m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus při přechodu přes schod před a po terapii.“

**Tabulka 5:** Korelace mezi m. rectus abdominis horní část a mm.erectores spinae Th/Lp a Lp při přechodu přes schod.

Přechod přes schod	LDK		PDK	
	korel. koef.	p	korel. koef.	p
LRAup - LELp	0,62	0,054	<b>0,65</b>	<b>0,043</b>
PRAup - LELp	<b>0,94</b>	<b>0,000</b>	<b>0,81</b>	<b>0,005</b>
LRAup - PELp	0,43	0,214	0,48	0,16
PRAup - PELp	<b>0,69</b>	<b>0,029</b>	0,58	0,08
LRAup - LETH/Lp	0,44	0,2	0,54	0,108
PRAup - LETH/Lp	<b>0,83</b>	<b>0,003</b>	<b>0,62</b>	<b>0,054</b>
LRAup - PETH/Lp	0,54	0,108	0,55	0,998
PRAup - PETH/Lp	<b>0,84</b>	<b>0,002</b>	<b>0,66</b>	<b>0,038</b>

**Legenda k tabulce 5:** LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; korel. koef. – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LRAup – m. rectus abdominis horní část v levo; PRAup – m. rectus abdominis horní část v pravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp v pravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v pravo.

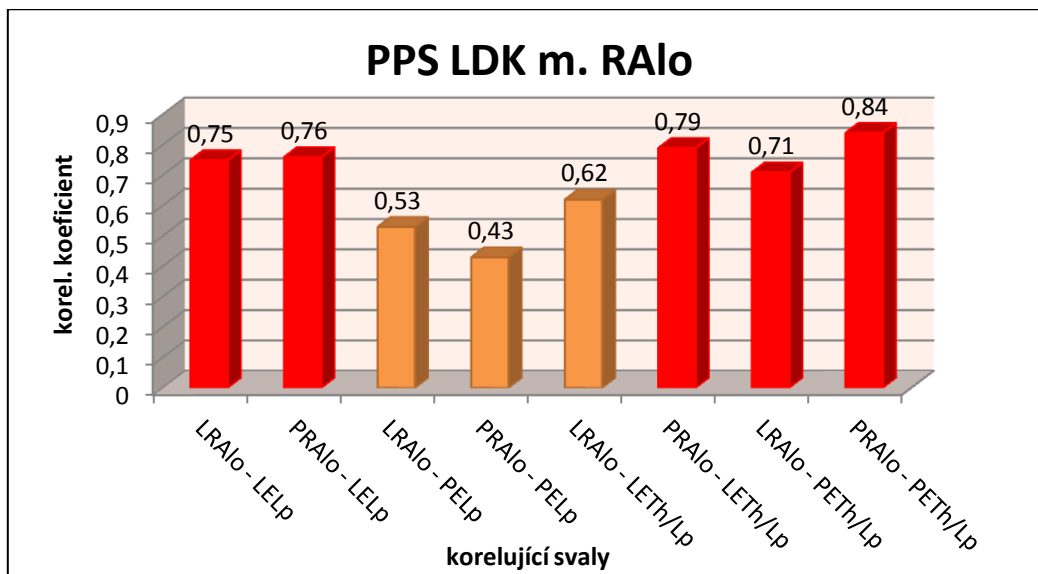
**Tabulka 6:** Korelace mezi m. rectus abdominis dolní část a mm.erectores spinae Th/Lp a Lp při přechodu přes schod.

Přechod přes schod	LDK		PDK	
	korel. koef.	p	korel. koef.	p
LRAlo - LELp	<b>0,75</b>	<b>0,013</b>	<b>0,79</b>	<b>0,006</b>
PRAlo - LELp	<b>0,76</b>	<b>0,011</b>	<b>0,75</b>	<b>0,013</b>
LRAlo - PELp	0,53	0,117	0,44	0,39
PRAlo - PELp	0,43	0,214	0,21	0,266
LRAlo - LETH/Lp	0,62	0,054	<b>0,65</b>	<b>0,043</b>
PRAlo - LETH/Lp	<b>0,79</b>	<b>0,006</b>	<b>0,70</b>	<b>0,025</b>
LRAlo - PETH/Lp	<b>0,71</b>	<b>0,022</b>	<b>0,70</b>	<b>0,025</b>
PRAlo - PETH/Lp	<b>0,84</b>	<b>0,002</b>	<b>0,75</b>	<b>0,013</b>

**Legenda k tabulce 6:** LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; korel. koef. – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LRAlo – m. rectus abdominis dolní část v levo; PRAlo – m. rectus abdominis dolní část v pravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp v pravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v pravo.

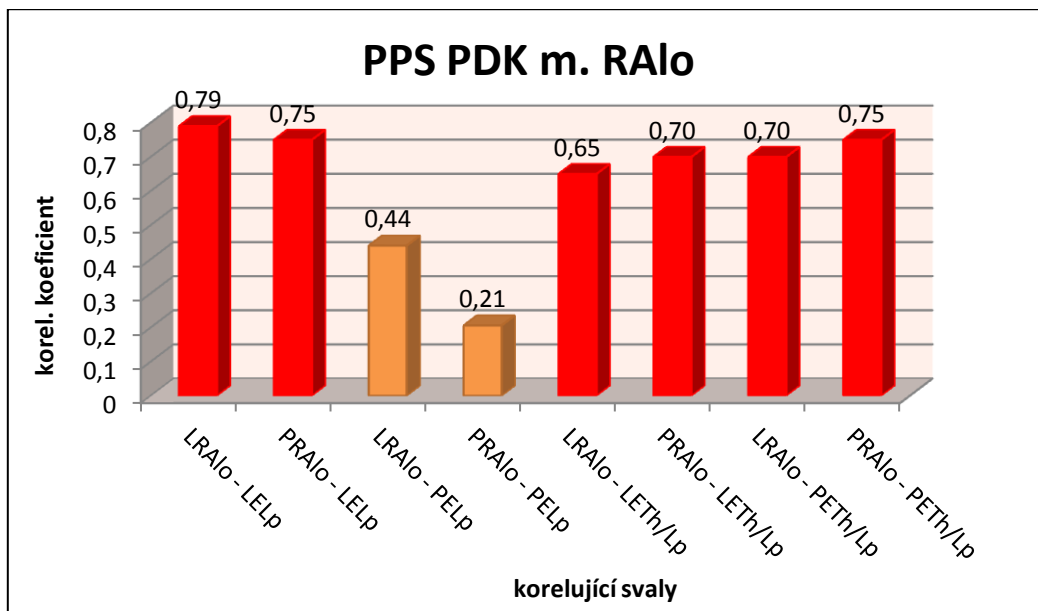


**Graf 6:** Nejsilnější korelace při přechodu přes schod.



**Legenda ke grafu 6:** PPS – přechod přes schod; LDK – levá dolní končetina; LRAlo – m. rectus abdominis dolní část v levo; PRAlo – m. rectus abdominis dolní část v pravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp v pravo; LETh/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v pravo; červeně – silné a statisticky významné korelace.

**Graf 7:** Nejsilnější korelace při přechodu přes schod.



**Legenda ke grafu 7:** PPS – přechod přes schod; PDK – pravá dolní končetina; LRAlo – m. rectus abdominis dolní část v levo; PRAlo – m. rectus abdominis dolní část v pravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp v pravo; LETh/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v pravo; červeně – silné a statisticky významné korelace.

**Tabulka 7:** Korelace mezi m. obliquus abdominis externus a mm.erectores spinae Th/L a Lp při přechodu přes schod.

Přechod přes schod	LDK		PDK	
	korel. koef.	p	korel. koef.	p
LOAE - LELp	0,82	0,004	0,7	0,025
POAE - LELp	0,49	0,150	0,58	0,620
LOAE - PELp	0,58	0,082	0,33	0,354
POAE - PELp	0,36	0,310	0,44	0,206
LOAE - LETH/Lp	0,59	0,074	0,48	0,162
POAE - LETH/Lp	0,59	0,074	0,6	0,067
LOAE - PETH/Lp	0,61	0,060	0,49	0,150
POAE - PETH/Lp	0,62	0,054	0,55	0,098

**Legenda k tabulce 7:** LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; korel. koef. – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LOAE – m. obliquus abdominis externus v levo; POAE – m. obliquus abdominis externus v pravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp v pravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v pravo.

Tabulka č. 5 – č. 7 ukazuje vzájemné korelace mezi mm. erectores spinae Th/Lp a Lp a břišními svaly. Silné korelace jsou zvýrazněny červeně. U žádné dvojice není korelační koeficient záporný.

**Hypotézu  $H_04$  v některých případech sledovaných dvojic svalů zamítáme na hladině statické významnosti  $p < 0,05$ .**

#### 5.4.2 Výsledky k hypotéze $H_05$

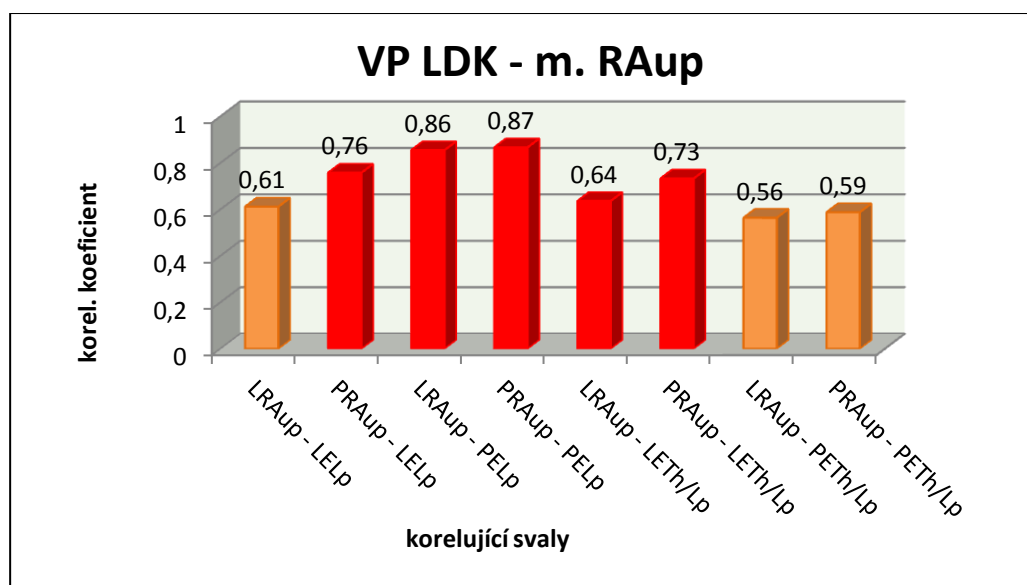
**Hypotéza  $H_05$  zněla:** „Není statisticky významný rozdíl mezi vzájemnou aktivitou mm. erectores spinae Lp a mm. erectores spinae Th/Lp - m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus při výpadu vpřed před a po terapii.“

**Tabulka 8:** Korelace mezi m. rectus abdominis horní část a mm. erectores spinea Th/Lp a Lp při výpadu vpřed.

Výpad vpřed	LDK		PDK	
	korel. koef.	p	korel. koef.	P
LRAup - LELp	0,61	0,060	0,72	0,019
PRAup - LELp	0,76	0,011	0,87	0,002
LRAup - PELp	0,86	0,002	0,47	0,174
PRAup - PELp	0,87	0,001	0,86	0,005
LRAup - LETH/Lp	0,64	0,048	0,67	0,033
PRAup - LETH/Lp	0,73	0,016	0,77	0,009
LRAup - PETH/Lp	0,56	0,090	0,47	0,174
PRAup - PETH/Lp	0,59	0,074	0,49	0,150

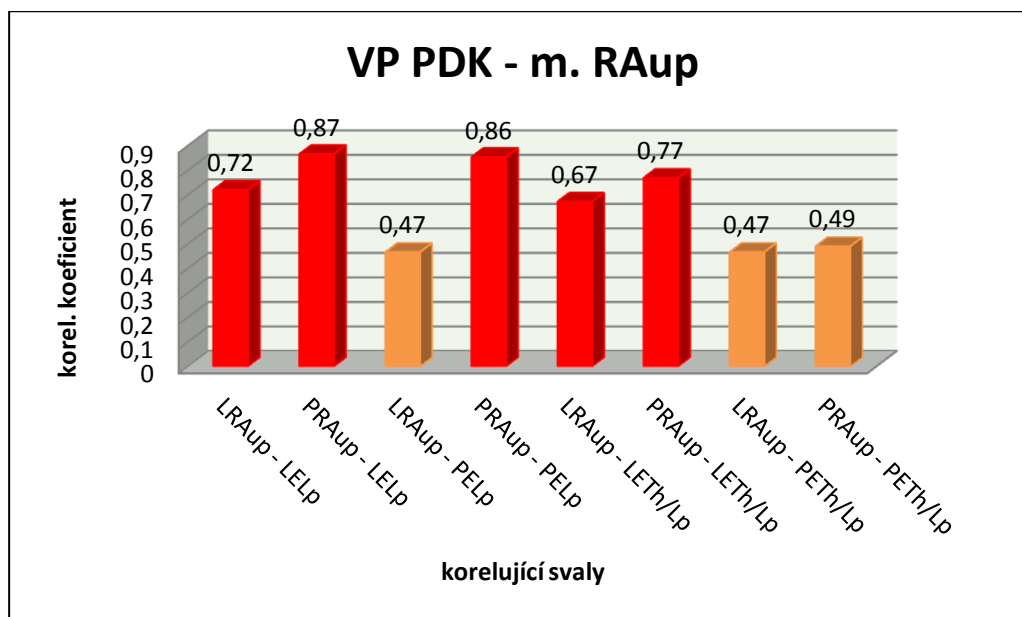
**Legenda k tabulce 8:** LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; korel. koef. – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LRAup – m. rectus abdominis horní část v levo; PRAup – m. rectus abdominis horní část v pravo; LELp – m. erectores spinea Lp v levo; PELp – m. erectores spinea Lp v pravo; LETH/Lp – m. erectores spinea Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinea Th/Lp v pravo.

**Graf 8:** Nejsilnější korelace při výpadu vpřed.



**Legenda ke grafu 8:** VP - výpad vpřed; LDK – pravá dolní končetina; KK – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LRAup – m. rectus abdominis horní část v levo; PRAup – m. rectus abdominis horní část v pravo; LELp – m. erectores spinea Lp v levo; PELp – m. erectores spinea Lp v pravo; LETH/Lp – m. erectores spinea Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinea Th/Lp v pravo; červeně – silné a statisticky významné korelace.

**Graf 9:** Nejsilnější korelace při výpadu vpřed.



**Legenda ke grafu 9:** VP - výpad vpřed; PDK – pravá dolní končetina; KK – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LRAup – m. rectus abdominis horní část v levo; PRAup – m. rectus abdominis horní část v pravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp v pravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v pravo; červeně – silné a statisticky významné korelace.

**Tabulka 9:** Korelace mezi m. rectus abdominis dolní část a mm. erectores spinae Th/L a L při výpadu vpřed.

Výpad vpřed	LDK		PDK	
	korel. koef.	p	korel. koef.	p
LRAlo - LELp	0,55	0,098	0,48	0,162
PRAlo - LELp	<b>0,69</b>	<b>0,029</b>	<b>0,64</b>	<b>0,048</b>
LRAlo - PELp	0,54	0,108	0,43	0,214
PRAlo - PELp	0,46	0,187	<b>0,66</b>	<b>0,038</b>
LRAlo - LETH/Lp	0,21	0,556	0,24	0,511
PRAlo - LETH/Lp	0,21	0,556	0,52	0,128
LRAlo - PETH/Lp	0,27	0,446	0,26	0,467
PRAlo - PETH/Lp	0,08	0,829	0,48	0,162

**Legenda k tabulce 9:** LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; korel. koef. – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LRAlo – m. rectus abdominis dolní část v levo; PRAlo – m. rectus abdominis dolní část v pravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp v pravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v pravo.

**Tabulka 10:** Korelace mezi m. obliquus abdominis externus a mm. erectores spinae Th/L a L při výpadu vpřed.

Výpad vpřed	LDK		PDK	
	korel. koef.	p	korel. koef.	p
LOAE - LELp	0,55	0,098	<b>0,82</b>	<b>0,004</b>
POAE - LELp	0,36	0,310	0,27	0,446
LOAE - PELp	<b>0,71</b>	<b>0,022</b>	<b>0,66</b>	<b>0,038</b>
POAE - PELp	0,62	0,054	0,38	0,276
LOAE - LETH/Lp	<b>0,69</b>	<b>0,029</b>	<b>0,87</b>	<b>0,001</b>
POAE - LETH/Lp	0,48	0,162	0,10	0,777
LOAE - PETH/Lp	<b>0,56</b>	<b>0,090</b>	0,55	0,098
POAE - PETH/Lp	0,44	0,200	0,27	0,446

**Legenda k tabulce 10:** LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; korel. koef. – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LOAE – m. obliquus abdominis externus v levo; POAE – m. obliquus abdominis externus v pravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp v pravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v pravo.

Z tabulek č. 8 – č. 10 je patrné, že mezi vzájemnou aktivitou m. erectores Th/Lp a Lp a m. OAE existuje silná korelace. Všechny korelační koeficienty jsou v kladných hodnotách. Tzn., že zvýšení aktivity jednoho svalu s sebou nese zvýšení aktivity svalu druhého.

**Hypotézu H<sub>05</sub> v některých případech sledovaných dvojic svalů zamítáme na hladině statické významnosti  $p < 0,05$  (viz tab č. 7 – 9).**

### 5.4.3 Výsledky k hypotéze H<sub>06</sub>

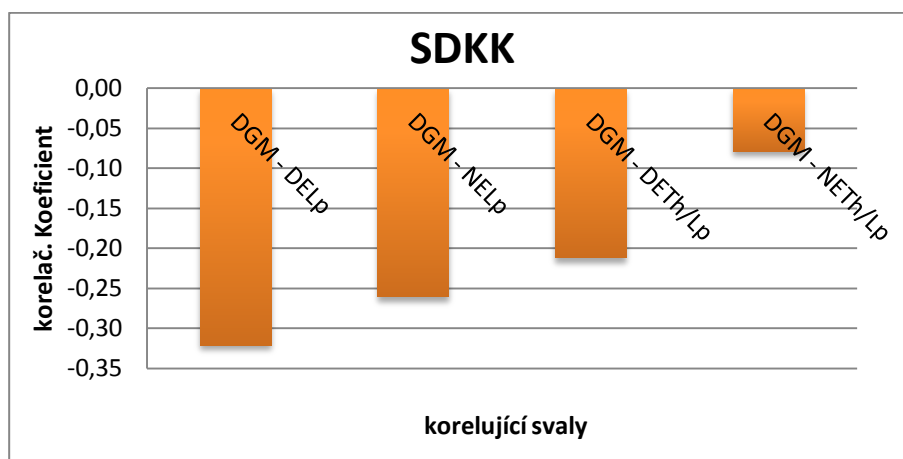
**Hypotéza H<sub>06</sub> zněla:** „Není statisticky významný rozdíl ve velikosti vzájemné aktivity mm. erectores spinae Lp a mm. erectores spinae Th/Lp a m. gluteus medius při stoji na dominantní DK před a po terapii.“

**Tabulka 11:** Korelace mezi m. gluteus medius a mm. erectores spinae Th/L a L při stoji na dominantní DK.

Stoj na DDK	dominantní DK	
	koeficient	p
DGM - DELp	-0,32	0,365
DGM - NELp	-0,26	0,467
DGM - DETH/Lp	-0,21	0,556
DGM - NETH/Lp	-0,08	0,828

**Legenda k tabulce 11:** DDK – dominantní dolní končetina; korel. koef. – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; DGM – m. gluteus medius dominantní dolní končetiny; DELp – m. erectores spinae Lp dominantní strany; NELp – m. erectores spinae Lp nedominantní strany; DETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp dominantní strany; NETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp nedominantní strany.

**Graf 10:** Korelace při stoji na dominantní dolní končetině.



**Legenda ke grafu 10:** SDDK - stoj na dominantní dolní končetina; DGM – m. gluteus medius dominantní dolní končetiny; DELp – m. erectores spinae Lp dominantní strany; NELp – m. erectores spinae Lp nedominantní strany; DETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp dominantní strany; NETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp nedominantní strany.

Z tabulky č. 10 vyplývá, že mezi jmenovanými svaly nastaly záporné korelace. Výsledky se statisticky nepotvrdily.

**Hypotézu  $H_06$  nezamítáme na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .**

## 6 DISKUZE

Bolesti zad u pacientů s nestabilitou Lp mohou vznikat vlivem mnoha faktorů, ať už jsou to strukturální nebo funkční změny pohybové soustavy. Bolest zad omezuje jedince jak v soukromém tak i v profesním životě. Bolest páteře je multifaktoriální proces. V současné době se mluví o termínu low back pain jako o multifaktoriálním procesu. Příčiny bolestí jsou různé a velmi obsáhlé. Původem bolestí jsou degenerativní nebo zánětlivé procesy páteře, metabolické poruchy kostí, psychogenní bolest, bolest po traumatu skeletu nebo vrozené vývojové anomálie. Jiné příčiny nemusí mít jasný patologický podklad. V takovém případě se většinou jedná o vadné držení těla a dysfunkci posturálních svalů. Bolesti zad, nejen degenerativního původu, představují socio-ekonomický problém pro postiženého jedince i pro společnost. Kdy státem jsou vydávány vysoké náklady na léčbu, a jen mírná bolest může být příčinou k neschopnosti pracovního výkonu. Což jedince může omezovat v jeho každodenních aktivitách a většinou následkem těchto faktorů se z bolesti stává problém psycho-sociální.

Metoda SMS je jednou z možností terapie LBP jakékoli etiologie. Cílem metody je stabilizovat páteř v průběhu pohybu. Ačkoliv je metoda MUDr. Smíškem rozpracovávána již 30 let, do podvědomí terapeutů se dostává až v současné době. Je to metoda založená na zkušenostech z klinické praxe. Není podložena žádnými studiemi. Terapie je velice náročná z hlediska zpětné vazby klienta a jeho koncentrace. Je na terapeutovi, aby klientům objasnil dávkování síly v průběhu tahu pružným lanem. Vynaložení menší síly tahu lana při pohybu je efektivnější a méně náročné z hlediska kontroly pohybu.

Naše studie byla zaměřena na vliv metody SMS u pacientů s funkční nestabilitou Lp. Pro studii bylo použito deset probandů. Všichni probandi se účastnili jednoměsíční terapie, kdy první dva týdny docházeli na cvičení třikrát v týdnu a druhé dva týdny se věnovali autoterapii. V této části docházeli jednou týdně na konzultaci a kontrolu prováděných cviků. Porovnávali jsme data získaná ze dvou měření a to před začátkem terapie a po jejím ukončení. Deset probandů je malý počet pro statistické zpracování. Tudíž nemůžeme statisticky významné hodnoty brát jako stěžejní. Kdyby se studie

zúčastnilo více probandů, měly by výsledky lepší výpovědní hodnotu. Přesto ale lze z výsledků odvodit závěry, trendy, které s sebou terapie SMS nese.

Práce byla z části limitována relativní homogenitou souboru. U všech probandů byly prostřednictvím RTG zjištěny degenerativní procesy bederní páteře. U některých byla diagnostikována hernie disku, morbus Scheurmann, mechanická nestabilita byla zjištěna u jednoho probanda. U všech se vyskytovali bolesti Lp a jen u třech kořenové syndromy a u jednoho probanda i klaudikace. Dalším úskalím byla doba terapie, která se odvíjela od ochoty spolupráce pacientů s bolestmi páteře.

### **Konzervativní terapie u funkčních nestabilit Lp**

Bolest je varovným signálem, že v našem těle není něco v pořádku. Měli bychom ji vnímat a neopomíjet ji. Než bolesti dosáhnou fáze, kdy nás omezují v našich aktivitách, měli bychom se snažit ji ovlivnit. A to včasnou terapií, jejímž výsledkem by mělo být odstranění, zmírnění nebo zabránění opakovaným recidivám bolesti. Terapií v raných stádiích rozvíjení bolesti, značící postupnou degeneraci segmentů, jsme schopni preventivně zasáhnout do patologických procesů a zmírnit nebo zpomalit rozvoj příznaků.

Po odeznění akutní bolesti u jedinců s funkční nestabilitou Lp, je volena konzervativní terapie. Cílem terapie je upravit svalové dysbalance, ovlivnit reflexně změněný tonus svalů a zábránit recidivám bolesti i příčin jejich vzniku. Většina terapií pracuje na úpravě svalových koordinací, svalových dysbalancí, jsou zaměřeny na posílení a funkční zapojení svalů podílejících se na zajištění stability páteře. Příkladem jsou dynamická neuromuskulární stabilizace dle Koláře, terapie využívající vývojovou kineziologii jako např. bazální programy a podprogramy Jarmily Čákové, Vojtova reflexní lokomce atd. Profesor Janda (in Vacek et al., 2011, s. 113) poukazoval na to, že izolované posilování jednotlivých stabilizačních svalů nevede ke zlepšení funkce stabilizačního systému. Proto je důležité soustředit se na fyziologickou aktivaci celého stabilizačního svalového systému pro zlepšení jeho koordinace. A to terapií, kdy jsou jednotlivé svaly ve správném pořadí fyziologicky aktivovány. (Vacek et al., 2011, s. 113).

V rámci terapie by měl jedinec s poruchou hybného systému (v našem případě nestabilita Lp) dostatečně vnímat postavení segmentů, aby sám na sobě rozeznal



vzpřímené držení vlastního těla. Teprve vnímání polohy a pohybu jednotlivých kloubů vede k pochopení jejich funkce (Véle, 2006, s. 118). Je-li učení se vnímání pohybu a provádění pohybu samotného provázeno pozitivně emočním prožitkem, je dosažení cíle snazší a následky takto získaných vjemů trvalejší.

Základní pohybové programy jsou vrozené. V průběhu života jsou do jisté míry dotvářeny, měněny a přizpůsobují se aktuálním stavům vnitřního i vnějšího prostředí. V procesu motorického učení se pohybové vzory doplňují a obohacují. Potřeba uskutečnit pohybový záměr je u jedince silná, a pokud je to jen trochu možné, je pohyb vykonán. Pohyb se ale může odehrávat náhradním pohybovým vzorem (Čápková, 2008, s. 19).

Bolest, jako faktor vnitřního prostředí, do pohybových vzorů zasahuje, příkladem je antalgické držení těla při bolesti svalové, neurologické nebo bolesti interního původu. Při téměř každé bolesti máme tendenci se vracet do novorozenecké „schoulené“ pozice, jak popisuje Lewit (1996, s. 37). Vývojově starší, flexorový mechanismus vytváří pro známé pohyby jiné výchozí postavení segmentů. Následkem bolesti dochází k imobilizaci postiženého segmentu. Je-li bolest dlouhodobá a dostatečné intenzity, podílí se na změně pohybového vzoru i programu. Dojde-li k odstranění bolesti, neznamena to, že dojde i k nápravě pohybového programu, který se mohl zafixovat. Naším cílem je tyto chybné pohybové programy terapií oslovit, pracovat s nimi, změnit a ovlivnit. „Nemocný se totiž musí naučit oslabený sval vnímat, po určité době se učí jedinec ovládat sval vědomě, dokud se nestane správná funkce automatickou“ (Lewit, 1996, s. 151). Podaří-li se zásahem do řídicí úrovně CNS změnit nebo upravit zabudované pohybové programy jedince, získáme trvalý úspěch a zabráníme recidivám bolesti.

Richardson et al. (2004, s. 223) popisuje vliv otevřených kinematických řetězců na zvýšení stability a pevnosti páteře. Udává, že pohyby mohou být prováděny v jakékoli pozici, mohou být provázeny různými pohyby DKK, do abdukce, addukce nebo flexe s extenzí. Pokud chceme aplikovat terapii prostřednictvím otevřených kinematických řetězců, je zapotřebí nejdříve jedince naučit, aby při provádění cviků byla zajištěna stabilizace lumbopelvicke oblasti. Měli bychom si dát čas a do náviku pohybu jedinci vstupovat a opravovat chyby. Pokud uspějeme, mohli bychom očekávat pozitivní vliv terapie, protože dojde k dobrému „stavebnímu základu“ pro další vrstvení nápravy svalových dysbalancí.

Norris (1995, s. 138-146) ve své práci zaměřil terapii na zlepšení stabilizace Lp pomocí senzomotorické stimulace, zaměřil se na zlepšení propriocepce přesně vedenými a kontrolovanými pohyby a dále využil cviky na velkém balónu. Pracoval s jedinci s herniací disku a s jedinci u nichž se vyskytly LBP následkem poranění páteře. Výsledkem terapie bylo zlepšení stability Lp a odeznění bolesti.

Vacek et al. (2011, s. 111-119) využil konzervativní terapii u jedinců s funkční i mechanickou instabilitou Lp. Jedinci byli podrobena intenzivní třítydenní terapii. Výsledky ukázaly, že došlo ke snížení bolesti Lp, zvýšení hybnosti jedinců.

Není předmětem tohoto textu vyjmenovat všechny studie, které se zabývaly konzervativní terapií u nestabilit Lp, jsou jen ukázkou, že neinvazivní terapie může mít pozitivní vliv na vznik, vývoj a průběh dysfunkce hybného systému. Cílem práce není vyzdvihnout SM systém jako terapii volby, ale poukázat na to, že ji lze využít jako další možnou volbu terapie nestabilit Lp.

Ucelený koncept léčby nestability Lp by měl přinášet úlevu u léčby chronických i akutních bolestí páteře a konzervativní cestou vést k znovuzískání fyziologické stability (Vacek et al., 2011, s. 111-112).

### **Diskuze k dílčím cílům práce**

U kineziologických rozborů se jednotlivé nálezy měnily. Co určitě můžeme tvrdit, je fakt, že terapie SMS má vliv na napřímení jedince. Jak je patrné z rozboru neprodleně po cvičení a rozboru po jednoměsíční terapii.

Ve změnách svalových dysbalancí ve smyslu úpravy zvýšeného tonu, je možné sledovat určitý trend. Po jednoměsíční terapii došlo ke snížení tonu v oblasti paravertebrálních svalů a i pelvitrochanterických svalů. Hodnocení svalového tonu je subjektivní, ale za pozitivní změnu lze považovat zmírnění palpační bolestivosti hypertonického svalu.

Dalším pozitivním poznatkem rozborů byla změna stereotypu chůze. Subjektivně ji probandi popisovali stabilnější a jistější. Jak je ve výsledcích popsáno, nejdůležitějším faktorem bylo prodloužení délky kroku. Je možné, že toto je následkem terapie SMS, který ve svých řetězcích aktivuje ochablé gluteální svaly. Správná aktivace gluteálních svalů vede k reciproční inhibici m. iliopsoas. Bolest Lp se snížila, probandi, kteří uváděli propagaci bolesti do DK, udávali po terapii její

snížení anebo odeznění. Nutno také poznamenat, že k úpravám hybného stereotypu dochází postupně, proto je zapotřebí delší časový úsek než pouze jeden měsíc.

Zajímavé bylo, že nedošlo k výraznému zvýšení rozsahu páteře v jednotlivých segmentech (Stiborova vzdálenost, Schoberova vzdálenost), ale došlo ke zvýšení celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině do předklonu (Thomayerova vzdálenost). Ischiokrurální svaly jsou limitujícím faktorem pro vykonání předklonu. Lze předpokládat, že ovlivněním reflexních změn v ischiokrurálních svalech mělo vliv na zvětšení rozsahu pohybu při předklonu. Z tohoto důvodu je dobré mít na paměti, že měřené vzdálenosti v podstatě nemusí mít klinickou vypovídající hodnotu.

## **Diskuze k vědecké otázce č. 1**

### **Hypotéza H<sub>0</sub>1**

Na posturální stabilitu stoje ať už na jedné DK nebo na obou DKK má vliv více faktorů, nejen svalová aktivita a koordinace svalů. U jedinců s LBP bývá deficit posturální stability a rovnováhy kompenzován různými balančními a posturálními strategiemi a bývají využívány náhradní pohybové vzory (Ham et al., 2010, s. 1134). Lidé s LBP mají rozdílnou proprioceptivní, vizuální a vestibulární zpětnou vazbu pro kontrolu statického nebo dynamického držení těla. U jedinců s funkční nestabilitou dochází ve většině případů ke změně převážně proprioceptivních vstupů, to může být následkem degenerace nebo mikrotraumat struktur páteře anebo jiného zranění ať už v oblasti páteře nebo DKK, odkud jsou proprioceptivní informace kvalitativním regulátorem stability při stoji či chůzi (Page et al., 2010, s. 15-16). Mnoho autorů popisovalo posturální nestabilitu při statické (stoj) či dynamické (chůze) činnosti na základě biomechanických poznatků. Profesor Janda (in Ham et al., 2010, s. 1134) jako první poukázal na to, že posturální nestabilita stoje na jedné DK nebo obou DKK u jedinců s LBP může být způsobena svalovými dysbalancemi.

Důkazem vlivu propriocepce na stoj na jedné DK i na stoj bipedální dokazuje řada studií.

Ham et al. (2010, s. 1134-38) porovnávali jedince s LBP a zdravé při stoji na jedné DK. Stoj testovali i při vyřazení zraku, aby bylo testování více zaměřené na proprioceptivní vstupy. Závěrem bylo, že jedinci s LBP mají zhoršenou stabilitu, která může být vlivem svalových dysbalancí a dlouhotrvající bolesti Lp.

Podobnou situaci můžeme vidět i u jiných segmentů páteře. McPartland et al. (1997, s. 24-29) porovnávali u zdravých jedinců a jedinců s chronickými bolestmi krční páteře (dále Cp) stoj na jedné DK. Horší balanci vykazovali jedinci s bolestmi Cp. Proprioceptivní informace může být z postižených segmentů změněná nebo zpomalená.

Volpe et al. (2006, s. 349-355) porovnávali stabilitu stoje jedinců s chronickými LBP (dále chLBP) a zdravých jedinců pomocí posturografického testu zaměřeného na efekt stabilizace stoje v závislosti na změně senzoryckých vjemů. U jedinců s chLBP se prokázala horší stabilita stoje. Předpokládali, že bolest snižuje jak citlivost periferních segmentů, tak i flexibilitu přenosu informací do CNS, následkem čehož, dochází ke změně strategie posturální kontroly.

Za dynamických podmínek je situace jiná. Popa et al. (2007, s. 411-417) zjistili, že schopnost stabilizace je u zdravých jedinců a u jedinců s LBP při translaci plošiny stejná. Zároveň dochází k prodloužení doby pro znovuzískání stability. Svou práci porovnávali s pracemi Simoneua et. al. (2006, s. 576-582), který zaznamenal u jedinců s idiopatickou skoliózou podobné výsledky. Při stoji, kdy se jedná o statickou záležitost, pro jedince relativně nenáročnou, je stabilita v pořádku. Jakmile se podmínky změní, nároky na stabilitu jsou větší a posturální reakce je zpomalená.

V naší práci byla testována pouze statická situace - stoj na PDK a LDK. Testovaný soubor probandů tvořili, kromě přítomných známek funkční nestability Lp, téměř zdraví jedinci. U žádného probanda nebyl narušen zrakový či vestibulární aparát. I když výsledky testu stoj na jedné DK nedosáhly statisticky významných hodnot, ze získaných dat můžeme usuzovat, že se stabilita stoje na LDK i PDK zlepšila. Můžeme tedy tvrdit, že terapie zaměřená na úpravu svalových dysbalancí má vliv na stabilitu stoje na jedné DK. Protože stoj na jedné DK je ztížená podmínka, můžeme se domnívat, že došlo ke zlepšení i stoje bipedálního.

### **Hypotéza H<sub>02</sub>**

Přechod přes schod je méně dynamická záležitost, při které je zapotřebí síly a pohyblivosti DKK. Pokud jsou DKK dostatečně silné, pohyb může být vykonán i přesto že dochází k náhradám stereotypů pohybu nebo jejich chybnému provedení.

U testu PPS se u obou DDK zkrátila doba vykonání testu, dále u obou DKK vzrostl lift up index. Což vypovídá o zlepšení odrazu testované DK. Impact index se zvýšil u LDK a u PDK klesl. Tuto rozdílnost výsledků připisujeme stranové asymetrii.

Předpokládáme, že dojde-li k posílení svalového korzetu a postupnému vyrovnávání svalových dysbalancí, spolu s odezněním bolestí, může dojít ke zlepšení provedení pohybu. Jedinec může lépe ovládat jednotlivé části těla, protože není kladena překážka ve smyslu bolesti a s ní související omezení pohybu atd. V našem případě získává zpět lepší koordinaci pohybů DKK při chůzi. Myslíme si, že následkem výše uvedených vlivů došlo také ke snížení parametru impact index u PDK. Pro došlap je potřeba excentrické kontroly pohybu. Snížení síly produkované při došlapu je způsobeno brzděním testované DK před došlapem. Probandi po terapii dokázali více hlídat došlap a nepouštěli „ledabyly“ PDK k podložce. Domníváme se, že přítomnost bolesti v Lp nebo propagace bolesti do DK má vliv na provedení přechodu přes schod.

Zhoršená propiocepce z periferie svědčí o zhoršení stability ve smyslu nejistoty, ale i pohybu jako takového. Lze předpokládat, že při zlepšení výsledků testu PPS mohlo dojít ke zlepšení aferentace z periferie a pohyb byl vykonán stabilněji a ladněji. Probandi sami udávali, že se cítí jistěji a lépe chodí. I přes statisticky nevypovídající hodnotu z důvodu malého sledovaného souboru probandů, bychom mohli očekávat pozitivní vliv na zvýšení stability při chůzi. U testu PPS došlo ke zlepšení jednotlivých parametrů (viz tab. č. 3). Výsledné rozdíly parametrů nejsou znatelné, ale můžeme sledovat jistý trend.

### **Hypotéza H<sub>03</sub>**

U testu VP došlo ke zlepšení všech parametrů u obou DKK (viz tab. č. 4). Zvětšila se distance výpadové DK a impact index. Dále došlo ke zkrácení contact time potřebného k odrazu zpět do výchozí pozice a snížila se hodnota parametru force impuls.

Na zlepšení jednotlivých parametrů testu VP může mít vliv zmírnění bolesti Lp a získání větší jistoty při pohybu. Např. u parametru force impuls má-li jedinec bolesti v Lp nebo propagaci bolesti do testované DK, nedochází k adekvátnímu odrazu a force impuls výpadové DK je nižší. VP vpřed je na dynamiku náročný pohyb a vyžaduje

větší sílu, svalovou i pohybovou koordinaci než jak je tomu u předchozích dvou testů. VP je pohyb, který není úplně přirozený a jedinec si jej potřebuje nejdříve osvojit. Stoj na jedné DK i přechod přes schod jsou pohyby člověku bližší a častěji používané.

Srovnáme-li postupně získané výsledky - stoj na jedné DK, PPS a VP, můžeme pozorovat spolu se zvyšováním náročnosti dynamiky pohybu testů i znatelnější změnu výsledků po terapii. Na zlepšení výsledků se může podílet fakt, že probandí už testy znali a podvědomě se více soustředili. Nelze opomíjet, že po čtyřtýdenní terapii došlo k částečné úpravě postury a s tím možná i ke zlepšení propriocepce. Uvědomujeme si, že čtyři týdny není dostatečně dlouhá doba, aby došlo k úpravám dybalancí a zlepšení proprioceptivní zpětné vazby. Je ale možné, že proces úpravy byl započat, a kdyby proběhlo měření po delším časovém úseku, měly by výsledky větší vypovídající hodnotu.

Do dalších studií by bylo vhodné použít více probandů, hodnotit více posturografických testů, např. test posuzující automatické posturální reakce nebo test posuzující stabilitu bipedálního stoje v závislosti na senzoričných vjemech atd., které by ukázaly vliv SMS na změnu propriocepce u jedinců s funkční nestabilitou Lp.

## **Diskuze k vědecké otázce č. 2**

### **Diskuze k hypotézám H<sub>04</sub> a H<sub>05</sub>**

Předpokládali jsme, že po terapii dojde ke zvýšení aktivity abdominálních svalů za současného snížení aktivity erectorů páteře. Cílem terapie SMS je podpořit spirální složku stabilizace při pohybu a tedy utlumit vertikální, do nichž jsou erectors Th/Lp a Lp zařazeny. Palpujeme-li v průběhu terapie erectors Th/Lp a Lp nacházíme nižší tonus svalů, na rozdíl od klidové situace bez terapie. Dále pozorujeme snížení prominence paravertebrálních valů v místech, kde bývají přetěžované. U pacientů s nestabilitami bederní páteře břišní muskulatura neplní svou funkci posturálního svalstva a aktivitu přebírá muskulatura zádová.

Richardson et al. (2004, s. 39-42) a Christophy et al. (2011, s. 21) uvádějí, že na stabilizaci trupu se podílejí břišní svaly i svaly zádové. Ze studií prováděných jehlovou EMG zjistili, že největší podíl na stabilizaci má m. transversus abdominis (dále m. TrA) a mm. multifidi (dále m. MM). PEMG snímá povrchově jdoucí svaly, nemůžeme

tedy zjistit, zdali v našem případě to tak bylo. Ve většině našich výsledků je zřejmá závislost mezi aktivací břišních svalů a erectorů páteře. Při zvýšení aktivity m. RA a m. OAE se zvýšila aktivita erectorů Th/Lp a Lp. Z pEMG křivky bylo patrné, že při měření před terapií, byla aktivita m. RA a m. OAE velmi nízká, zatím co aktivita erectorů byla vyšší. Při zhlédnutí záznamu po terapii došlo ke zvýšení aktivity m. RA a m. OAE a křivka erectorů Th/Lp a Lp se jevila stejná nebo jen mírně zvýšená.

U testu PPS u obou DKK můžeme pozorovat vzájemné korelace abdominálních svalů s erectory páteře. Při zvýšení aktivity horní části m. RA došlo zároveň ke zvýšení aktivity erectorů Th/Lp a Lp. Zvýšení aktivity dolní části m. RA následovalo zvýšení aktivity převážně erectorů Lp. Tato svalová spolupráce může souviset se segmentovým uspořádáním svalů. K podobnému závěru došli i Richardson et. al. (2004, s. 39-42), jejichž práce byla změřená na hluboké svaly páteře a břicha. Podíváme – li se však na vzájemnou aktivitu erectorů Th/Lp a Lp a m. OAE u testu PPS, nenacházíme žádnou významnou korelaci.

V průběhu měření jsme zjistili stranovou asymetrii, pravostranný m. RA více koreloval s erectory páteře než jak tomu bylo u levostranného m. RA. Levá část m. RA vykazovala nižší aktivitu, tento poznatek by mohl napovídat jeho snížené funkci a tudíž pravá část m. RA převzala iniciativu. Při stožení na DK při PPS je trup na straně stojné DK relativně zajištěn vůči nestabilitě. Proto je aktivnější druhostranný. Stranový rozdíl mezi jednotlivými testovanými situacemi – LDK a PDK je velký. Aby LDK mohla projít švihovou fází, musí být vynaložena velká aktivita pravé části m. RA. Další z možností by mohlo být, že levostranný m. GM byl pro úkon příliš slabý. Aby se PDK dostala přes schod, tak musel být iniciativnější pravostranný m. RA.

Zvýšená aktivita pravé části m. RA provázela pohyb i při sestupu ze schodu. Mohlo by se jednat o brzdící mechanismus, aby nebyla LDK volně „spuštěna“ a tudíž pohyb vedla pravá polovina těla.

U většiny probandů byl výstup na schod PDK jistější a stabilnější. Od tohoto poznatku můžeme odvodit větší aktivitu pravostranných svalů. Fakt, že při testu docházelo spíše k pravostranné aktivitě, může být ovlivněn větším počtem probandů s dominancí PDK. Stranová asymetrie může být výsledkem dominancí DK a nebo propagací bolesti do DK. Domněnka, že se budou svaly aktivovat v závislosti na testované DK, se nám nepotvrdila.

U testu VP se vzájemná aktivita abdominálních svalů a erectorů Th/Lp a Lp lišila. Při testování LDK můžeme pozorovat zkřížený vzor. Při zvýšené aktivitě horní části levostranného m. RA došlo současně ke zvýšení aktivity pravostranných erectorů Lp. Pravostranný m. RA následovala zvýšená aktivita levostranných erectorů Lp. Tento zkřížený vzor pravděpodobně vychází z ontogenetického vývoje. Při iniciaci pohybu jednou končetinou dochází k aktivaci diagonálního řetězce a tedy k iniciaci pohybu kontralaterální končetinou. Princip aktivace diagonálních řetězců můžeme aplikovat i v naší práci. Při výpadu LDK došlo k aktivaci šikmého břišního řetězce tj. levý m. OAE, který dopředný pohyb těla brzdí. Dále se přidala zvýšená aktivita pravého m. RA a aktivita se šířila na kontralaterální stranu zádových svalů, tedy na levostranné erectors. Dalším možným vysvětlením zkříženého vzoru aktivity svalů je vyšší aktivita povrchových erectorů páteře při destabilizaci. Erectory musí vyvinout velkou sílu, aby nedošlo k pádu, jak uvádí Véle (2006, s. 217).

Pokud se podíváme na výsledky komplexně, tedy na souvislost břišních a zádových svalů, zjišťujeme, že horní porce m. RA souvisí s aktivitou erectorů Lp. Domníváme se, že aktivita horní části m. RA je spojena s excentrickým brzděním trupu při pohybu. A aktivita erectorů Lp pravděpodobně spojena se vznikem hyperlordózy pro zvýšení rozsahu pohybu výpadové DK.

Tak jako u testu PPS tak i při testu VP můžeme pozorovat stranové asymetrie.

Z výsledků naší práce je zřejmé, že dochází k vzájemné aktivitě ventrodorzální muskulatury. Ukázalo se, že u všech pohybů docházelo k vzájemné korelaci mezi m. RA a mm. erectores Th/L a Lp. Vzájemná významná aktivita m. OAE a mm. erectores Th/Lp a Lp se projevila až u pohybu dynamicky náročnějšího, myslíme tím VP.

Jak už jsme se výše zmínili Richardson et al. (2004, s. 39-42) popisují vzájemnou aktivitu m. TrA a m. MM. Aktivita intersegmentálních vzpřimovačů koreluje s břišními svaly zejména m. TrA. Na základě těchto poznatků můžeme říci, že došlo k vzájemným kladným korelacím mezi abdominálními svaly a erectors Th/Lp a Lp. Tento vztah hodnotíme kladně, protože pro stabilizaci trupu je vzájemná spolupráce erectorů páteře a břišních svalů důležitá.

Při testech PPS a VP byly provedeny testy u PDK i LDK zvlášť. Pro tyto testy jsme neurčili dominanci DK. Očekávali jsme, že se aktivita svalů bude lišit v závislosti



na testované DK. To se nám nepotvrdilo. Pravděpodobně záleží na motorickém stereotypu jednice, výsledky se mohou různit i dle preferované DK jedincem.

Naším předpokladem bylo, že dojde ke snížení aktivity erectorů páteře při zvýšení aktivity abdominálních svalů. To se nám ale nepotvrdilo. Spolu s aktivitou abdominálních svalů se zvyšovala i aktivita erectorů páteře. Larsen et al. (2008, s. 568-580) připisuje vyšší svalovou aktivitu kompenzačnímu mechanismu, který podporuje stabilitu segmentu. Antagonistická kontrakce, může být důležitá při rozložení sil zatěžující kloubní plochy. Tímto mechanismem dojde ke snížení intraartikulárního tlaku a sníží se bolestivost v kloubu, která následně umožní lepší pohyblivost.

Navzdory k tomu, že aktivita erectorů Th/Lp a Lp narůstala, mnohem vyšší byl nárůst aktivity svalů abdominálních. Přetrvávající aktivitu erectorů připisujeme chronické bolesti Lp. K úpravě by pravděpodobně mohlo dojít po delší době terapie.

### **Diskuze k hypotéze H<sub>06</sub>**

Při testu stoj na jedné DK jsme preferovali stoj na dominantní DK. U tohoto testu, ačkoliv nebyly výsledky statisticky významné, nastaly záporné korelace. Došlo ke zvýšení aktivity m. GM na dominantní straně a zároveň se snižovala aktivita erectorů páteře.

Domníváme se, že záporné korelace nastaly v důsledku zlepšení stoje na dané končetině. Nejsilnější korelace můžeme pozorovat u dvojice svalů m. GM dominantní DK a mm. erectores spinae Lp. Cioni et al. (2010, s. 138-140) popisují, že pro stojnou fázi chůze/kroku je zásadní aktivita m. GM a mm. erectores spinae Lp. My jsme netestovali chůzi, ale můžeme z poznatků Coini et al. usoudit, že se po terapii m. GM do stoje na jedné DK více zapojil.

Je-li dysfunkce m. GM dochází k úhybu pánve do strany, vzniká nestabilita segmentu lumbopelvického přechodu a je kladen vyšší nárok na okolní svaly k zajištění stability, převážně na mm. erectores spinae Lp (Lamoth et al., 2006, s. 230-239). Zlepšení koordinace mezi m. GM dominantní DK a erctory Lp pravděpodobně povede ke zvýšení stability Lp a lumbopelvického přechodu, jak při chůzi tak i při stoji na jedné DK a nebude docházet k prohlubování degenerace a dalšímu přetěžování segmentu.

## **Závěrem k diskuzi**

Cílem naší studie bylo porovnat aktivitu svalů před a po terapii. V průběhu měření a zpracovávání studie jsme zjistili, že objektivizace povrchovou elektromyografií není optimální, z důvodu obtížného zpracování.

Změna ve výsledcích byla zaznamenána hlavně posturografickými testy. Můžeme tento fakt považovat za návrh na další rozpracování metody pomocí rozšířenější baterií testů posturální stability.

Aby se hodnoty získané měřením projevíli ať v pozitivním nebo negativním směru, bylo by za potřebí, provádět měření s delším časovým odstupem, aby došlo k úpravě patologických pohybových vzorů. Víme, že pohybové vzory jsou vrozené. V průběhu vývoje jsou kvantitativně i kvalitativně měněny a nahrazovány, a proto by záznamy z pEMG bylo možné posuzovat až v době, kdy došlo k úpravě.

MUDr. Smíšek popisuje, že vlivem aktivace spirálních řetězců dochází k vyvinutí síly směrem kranálnímu a tudíž ke zvětšení meziobratlového prostoru a tedy k lepší regeneraci meziobratlové ploténky. Tento názor na regeneraci meziobratlové ploténky ve smyslu trakce = zvýšení meziobratlových prostor = nasátí tekutiny a zvýšení výživy je diskutabilní. Avšak nelze říci, že je špatný. Nejen MUDr. Smíšek (2009, s. 3-4) ale i Čápková (2008, s. 26) popisuje vliv rotability páteře na napřímení a tedy prodloužení páteře. Pokud svalový systém je schopný napřímení udržet je možné očekávat i oddálení jednotlivých obratlů od sebe. Ferguson (2004, s. 213-221) uvádí, že ploténka jako hydraulická komponenta páteře tlumí nárazy a vliv vertikálních sil, které na páteř působí. Domnívá se, že při vertikálním namáhání ploténky jako je chůze, dochází k repetitivní kompresi a dekompresi a tím k nasávání tekutiny a zvýšení výživy. Úprava a zafixování pohybového stereotypu chůze je dobrou léčebnou pomůckou pro znovu obnovení funkce páteře a zlepšení kvality a stability pohybu.

Deursen et al. (2001, s. 405-408) zjistil, že axiální rotace segmentu do 2° má vliv na výživu ploténky. Při rotaci došlo ke zvýšení disku a intradiskální tlak se snížil. Na základě poznatků předpokládá, že odlehčení ploténky umožní reabsorpci tekutiny, což může mít efekt na snížení bolesti. Dalším efektem při odlehčení ploténky udává snížení síly vzájemně na sebe působících facetových kloubů, tím dojde k normalizaci

tlaku vyvíjeného na disk. Lze předpokládat zvýšení avaskulární výživy a tím i zpomalení degenerace disku.

Bylo by zajímavé rozpracovat studie, které by tento poznatek potvrdili a zároveň zjistili, zdali stejný efekt může mít na páteř pravidelné cvičení SMS. SMS by byl možná volbou preventivní terapie a „hygieny“ osového orgánu.

## ZÁVĚR

Bolesti páteře, specifických i nespecifických původů, je možno v naší pokročilé době považovat za civilizační problém. Příčin vzniku bolestí lze najít celou řadu od degenerace muskuloskeletárních struktur přes traumatická postižení až po psychosomatické obtíže. Bolesti páteře jsou multioborovou problematikou, na jejímž řešení by se měl podílet lékař, fyzioterapeut i psycholog dohromady. U jedinců různých věkových kategorií lze příčinu vzniku bolesti hledat nejen v degeneraci struktur páteře ale i v hloubi mysli. Názor, že farmakologická nebo operační léčba je jediným možným řešením, je velkou částí laické populace stále přijímán.

Naše práce se zabývala vlivem metody SMS na pohybový aparát jedinců s bolestí páteře způsobené degenerací kloubně vazivových struktur. Nebyla zatím vypracována žádná, objektivními metodami doložená, studie zabývající se vlivem SMS v průběhu terapie nestabilit Lp. Metoda je výsledkem klinických zkušeností terapeutů a lékařů. Do povědomí odborné i laické veřejnosti se ale dostává až v posledních letech. SMS může pomoci v akutních i chronických fázích bolesti zad, ale může být využita i k prevenci bolestí a degenerace páteře.

V naší práci jsme využili posturografických testů a současně snímali svalovou aktivitu vybraných svalů pomocí povrchové elektromyografie. Využili jsme testy náročnější na pohybovou koordinaci a na dynamiku pohybu. Volili jsme stoj na 1DK, přechod přes schod a výpad vpřed.

Zaznamenali jsme zlepšení výsledků posturografických testů. Při stoji na 1DK došlo ke snížení posturálních vychylek. U testů přechod přes schod a výpad vpřed došlo ke zlepšení parametrů udávající sílu při odrazu a dopadu DKK a snížila se doba potřebná pro vykonání testů. Na základě získaných dat můžeme tvrdit, že SMS má vliv na zlepšení pohybové koordinace a stability při pohybu. Domníváme se, že zlepšení pohybové koordinace bylo následkem zlepšení vlivu propiocepce při pohybu u jedinců s funkční nestabilitou Lp.

Naším předpokladem bylo, že se rozdíl svalové aktivity za těchto podmínek více projeví. Vzhledem ke krátké době terapie a tedy menší možnosti úprav svalových dysbalancí a pohybových programů se naše domněnka nepotvrdila. Na základě korelačních vztahů z výsledků pEMG můžeme popsat zlepšení spolupráce erectorů

páteře a abdominálních svalů. Spolupráce těchto svalových skupin je potřebná a pro stabilizaci páteře důležitá. Po delším časovém úseku by se možná rozdíl v aktivitě projevil více a my bychom mohli jasněji určit vliv SMS na změnu vzájemné aktivity abdominálních svalů a erectorů Th/Lp a Lp páteře. To že se některé korelační vztahy porojevily by mohlo být důsledkem počínající úpravy svalových dysbalancí.

Probandi hodnotili terapii pozitivně. Udávali zlepšení pocitu při pohybu. Pomocí visual analogue scale (10-ti stupňové škály bolesti) klasifikovali míru bolesti, jejíž hodnoty se postupně s terapií snižovaly. Ze subjektivních pocitů probandů lze stanovit závěr, že SMS je metoda mající pozitivní vliv při léčbě bolesti páteře.

Současný životní styl přispívá k omezení pohybu populace, spoustu záležitostí můžeme řešit z pohodlí domova. Dále na nás farmakologické firmy, prostřednictvím reklam, billboardů, novin a časopisů útočí a nabádají: „Je vám něco? Vezměte si pilulku, nebo použijte gel a budete bez bolesti, nebo třeba opět zdraví atd.“ Propagace pohybu a zdravého životního stylu je stále lživou ideou reklam přebíjena.

SM systém není jedinou metodou a nemusí být terapií volby při léčbě bolesti páteře. Předkládaná diplomová práce je důkazem, že máme k dispozici další možnou terapii, kterou můžeme klientům a pacientům nabídnout. Je tedy další možností, která může poskytnout autoterapii, regeneraci a úlevu při léčbě bolesti páteře.

## REFERENČÍ SEZNAM

- ALAM, A. Wg Cdr. *Radiological evaluation of lumbar intervertebral instability*. Methods in Aerospace Medicine. Volume 46, Issue 2, 2002, pg 48-53.  
Dostupné na <http://medind.nic.in/iab/t02/i2/iabt02i2p48.pdf>.
- APKARIAN, Vania A. et al. *Chronic Back Pain Is Associated with Decreased Prefrontal And Thalamic Gray Matter Density*. The journal of neuroscience. Volume 46, Issue 24, 2004, pg. 10 410-10 415. Dostupné na <http://www.jneurosci.org/content/24/46/10410.full.pdf+html>.
- BALATKA, Jan. *Kineziologie pro posluchače tělesné výchovy*. 1. vyd. Gaudeamus, Hradec králové, 2002, str. 181. ISBN 8070419288.
- BRUMANGE, Simon et al. *Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing*. Neuroscience Letters. Volume 366, Issue 1, 2004, pg 63-66. ISSN 0304-3940.  
Dostupné na [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394004005828](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394004005828).
- CAILET, Rene. *Low Back Pain Syndrom*. F.A. Davis Company, Philadelphia 1995, ISBN 0 8036 1607 4.
- CIONI, Matteo et al. *Physiological Electromyographic Activation Patterns of Trunk Muscles During Walking*. The Open Rehabilitation Journal, Volume 3, 2010, pg. 136-142.  
Dostupné na <http://www.benthamscience.com/open/torehj/articles/V003/SI0083TOREHJ/136TOREHJ.pdf>
- ČÁPOVÁ, J. *Terapeutický koncept – „Bazální programy a podprogramy“*. Repronis s.r.o. Ostrava, 2008, poč. str. 119. ISBN 978 80n7329 180 8.
- ČÍHÁK, Radomír. *Anatomie I*. Grada Publishing, Praha 2001, poč. str. 516. ISBN 80 7169 970 5.
- COOK, Chad et al. *Subjective and objective descriptors of clinical lumbar spine instability: A Delphi study*. Manual Therapy. Volume 11, Issue 6, 2006, pg. 11-21. ISSN 1356-689x.

Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X05000226>.

DEMOULLIN, C. *Lumbar functional instability: a critical appraisal of the literature*. Annales de réadaptation et de médecine physique. Volume 50, Issue 8, 2007, pg. 677-684. ISSN 0168-6054.

Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168605407001808>.

DEURSEN D. L. van et al. *The effect of passive vertebral station on pressure in the nucleus pulposus*. Journal of Biomechanics. Volume 34, Issue 3, 2001, pg 405-408. ISSN 0021-9290.

Dostupné na [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929000002104](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929000002104).

DRNKOVÁ, Z. SYLLABOVÁ, R. *Záhada leváctví a praváctví*. 2. dopl. vydání, Avicentrum, Praha 1991, poč. str. 88. ISBN 80-201-0113-6.

DUFEK Jan., *Elektromyografie, institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví*, Brno 1995, poč. str. 102, ISBN 807 013 20 86.

DVOŘÁK, Radmil. *Některé teoretické poznatky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců*. Rehabilitace a fyzikální lékařství č. 1, 2005, s. 12-17, ISSN 1211-2658.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*, 1. vyd, Grada publishing, Praha 2009. Str. 532. ISBN 9788024732404.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Grada publishing a.s., Praha 2009. Str. 171. ISBN 978-80-247-1648-0.

ENOKA, Roger M. *Neuromechanics of human movement*. 3. vyd, Human Kinetics, Champaign 2002, poč. str. 556. ISBN 0 7360 0251 0.

FERGUSION et al. *Fluid flow and connective transport of solutes within the intervertebral disc*. Journal of biomechanics. Volume 37, Issue 2, 2004, pg 213-221. ISSN 0021 - 9290.

Dostupné na [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929003002501](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929003002501).

- GOERTZEN, Darrel J. *Neutral zone and range of motion in the spine are greater with stepwise loading than with a continuous loading protokol. An in vitro porcine investigation.* Journal of Biomechanics. Volume 37, Issue 2, 2004, pg. 257-261. ISSN 0021-9290.  
Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929003003075>.
- HAM, Yong W. et al. *Kinematics analyses of trunk stability in one leg standing for individuals with recurrent low back pain.* Journal of Electromyography and Kinesiology. Volume 20, Issue 6, 2010, pg. 1134-1140. Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641110000908>.
- HAMILL K., KNUTZEN K. M. *Biomechanical basis of human movement.* Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia 2009, poč str. 491, ISBN 978-07-8179-12-81.
- HODGES, Paul W., MOSELEY, Lorimer G. *Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms.* Journal of Electromyography and Kinesiology. Volume 13, Issue 4, 2003, pg. 361-370. ISSN 1050 – 6411.  
Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641103000427>.
- CHAITOW, Leon, DeLANY, Judith W. *Clinical application of Neuromuscular Techniques: The Lower body.* Churchill Livingstone, 2002, pg. 640, ISBN 0443 06284 6.
- CHRISTOPHY, Miguel et al. *A musculoskeletal model for the lumbar spine.* Biomech Model Mechanobiol, Nr 11, 2012, pg 19-34. Dostupné na [www.springerlink.com/content/1v49407253274351/fulltext.pdf](http://www.springerlink.com/content/1v49407253274351/fulltext.pdf).
- JANDA, Vladimír. *Základy kliniky funkčních (naparetických) hybných poruch: určeno pro rehabilitační pracovníky.* Ústav pro další vzdělávání Brno 1984, poč. str. 139, ISBN 57-855-84.
- JANURA, Miroslav. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka.* Univerzita Palackého v Olomouci. Olomouc 2008, poč. str. 84. ISBN 80 244 0644 6.



- KAPANDJI , Ibrahim A., *The Physiology of the Joints*. 2nd edition. Churchill Livingstone, Edinburgh, 1993.pg 251. ISBN 0-443-01209-1.
- KIEFER, A. et al. *Synergy of the human spine in neutral postures*. European Spine Journal. Nr 7, 1998.  
Dostupné na [www.springerlink.com/content/kcd62antbjnh2bf2/fulltext.pdf](http://www.springerlink.com/content/kcd62antbjnh2bf2/fulltext.pdf).
- KOLÁŘ, Pavel et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén, Praha 2009, poč. str. 713, ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOLÁŘ, Pavel. *Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. č.4. 2006, str. 155-170.
- KOLÁŘOVÁ, Barbora. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. EZ centrum s.r.o., Olomouc 2012, ISBN 978-80-260-1645-8.
- KOLÍSKO, Petr. *Hodnocení tvaru a funkce páteře s využitím diagnostického systému DTP - 1, 2*. 1. vyd., vydavatelství Univerzity Palackého, v Olomouci 2005, str. 101, ISBN 80 2440 95 93.
- KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyzologie*, Nakladatelství Karolinum, Praha 2004, ISBN 80-246-0350-0.
- KRISMER, M., TULDER, M. van. *Low back pain (non-specific)*. Best Practise & Research Clinical Rheumatology. Volume 21, Issue 1, 2007, pg 77 – 91. ISSN 1521 – 6942.  
Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1521694206001082>.
- KROBOT, Alois. *Pohybové řetězce v klinické praxi*. Rehabilitácia, (30)1 1997, str. 4-8
- KROBOT, Alois, KOLÁŘOVÁ, Barbora. *Povrchová elektromyografie v klinické praxi*. Univerzita Palackého Olomouc, Olomouc 2011, ISBN 978-80-244-2762-1
- LAMOTH, Claoudine J. H. et al. *How do person with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis co-ordination and lumbar erector spinae activity during gait*. Gait & Posture. Volume 23, Issue 2, 2006, pg. 230-239. Dostupné na <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16399520>.

- LATASH, Mark. Neurophysiological basis of movement, Human Kinetics, USA 1998, ISBN 0 88011-756-7.
- LARSEN, A. H. et al. *Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing*. Journal of Electromyography and Kinesiology. Volume 18, Issue 4, 2008, pg 568 – 580. ISSN 1050 – 6411. Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641107000053>.
- LEARMAN, Kenneth E. et al. *Effects of spinal manipulation on trunk proprioception in subjects with chronic low back pain during symptom remission*. Journal of manipulative. Volume 32, Issue 2, pg. 118.126, 2009. Dostupné na <http://www.jmptonline.org/article/S0161-4754%2808%2900354-0/abstract>.
- LEPHART, Scott M. & FU Freddie H., *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Human Kinetics, Champaign 2000 [online]. Poč str. 439. Dostupné na <http://books.google.cz/books?id=yT25tBsZbbYC&printsec=frontcover&dq=neuromuscular+control&hl=cs&sa=X&ei=kLIFUNyEKcTGswa4oripBg&ved=0CDMQ6AEwAA#v=onepage&q=neuromuscular%20control&f=false>.
- LEWIT, Karel. *Manipulační léčba v myoskeletární medicíně*. Nakl. Sdělovací technika spol. s.r.o., Praha 2006, ISBN 80-86645-04-5.
- MASSION, Jean. *Postural Control system*. Current Opinion in Neurobiology. Volume 4, Issue 6, 1994, pg 877-887. ISSN 0959 – 4388. Dostupné na [www.sciencedirect.com/science/article/pii/0959438894901376](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0959438894901376).
- McGILL, Stuart. *Low back disorders: evidence-based preventiv and rehabilitation*. 2nd edition. Human Kinetics, Champaign 2007, poč. str. 312. ISBN 9780736066921.
- McPARTLANT, J.M., *Chronic neck pain, standing balance, and suboccipital muscle atrophy – a pilot study*. Journal of manipulative and Physiological Therapeutics. Volume 20, Issue 1, 1997, pg. 24-29. ISSN 0161-4754. Dostupné na <http://hal.bim.msu.edu/CV/Publications/Chronic%20Neck%20Pain%20and%20Standing%20Balance.pdf>.

MIENTJES, M. I. V., FRANK J.S. *Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under variol conditions in upright standing*. Clinical Biomechanics. Volume 14, Issue 10, 1999, pg 710-716. ISSN 0268 – 0033.

Dostupné na [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S026800339900025X](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S026800339900025X).

MYERS, Thomas W. *Anatomy trans: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists*. 2<sup>nd</sup> edition, Churchill Livingstone 2009, poč. str. 295.[online] ISBN 978 0 443 10283 7.

Dostupné na [http://books.google.cz/books?id=4oGgDcuNnvUC&printsec=frontcover&dq=anatomical+trasin&source=bl&ots=gdZzgVy4fE&sig=PgRe144QaMJ4QmV2P6BtpD\\_XwpM&hl=cs&sa=X&ei=M8sGUJv7OefE4gTTuYGkCQ&redir\\_esc=y#v=onepage&q=anatomical%20trasin&f=false](http://books.google.cz/books?id=4oGgDcuNnvUC&printsec=frontcover&dq=anatomical+trasin&source=bl&ots=gdZzgVy4fE&sig=PgRe144QaMJ4QmV2P6BtpD_XwpM&hl=cs&sa=X&ei=M8sGUJv7OefE4gTTuYGkCQ&redir_esc=y#v=onepage&q=anatomical%20trasin&f=false).

NORRIS, Christopher M. *Back Stability*. Human Kinetics, 2000. ISBN 0 7360 00081X.

OAKLAY, John C. *Spinal Cord Stimulation in Axial Low Back Pain: Solving the Dilema*. Pain Medicine. Volume 7, Number 21, 2006, pg. S58-S63. Dostupné na <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1526-4637.2006.00123.x/pdf>.

O'SULLIVAN, P. B. *Lumbar segmental instability: clinical presentation and specific stabilizing exercise management*. Manual Therapy. Volume 5, Issue 1, 2000, pg 2-12. ISSN 1356–689X.

Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X99902138>.

PANJABI, Mahomar M., WHITE III, Augustus A. *Clinical biomechanics of the spine*. J.B. Lippincott Company, Philadelphia 1990, poč. str. 722, ISBN 0-397-50720-8

PANJABI, Manohar M. *Clinical spinal instability and low back pain*. Journal of Electromyography and Kinesiology. Volume 13, Issue 4, 2003, ISSN 1050 – 6411.

Dostupné na [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641103000440](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641103000440).

- PAGE, Phillip et al. *Assessment and treatment of muscle imbalance. The janda Approach*. [online] Human Kinetics, 2010, poč. str. 291, ISBN: 0 7360 7400 7. Dostupné na [http://books.google.cz/books?id=TkMyMb\\_z6HkC&pg=PA35&dq=diagonal+muscle+chain&hl=cs&sa=X&ei=SI7-T\\_QjrdrhBMDMpMQG&ved=0CEAQ6AEwAg#v=onepage&q=diagonal%20muscle%20chain&f=false](http://books.google.cz/books?id=TkMyMb_z6HkC&pg=PA35&dq=diagonal+muscle+chain&hl=cs&sa=X&ei=SI7-T_QjrdrhBMDMpMQG&ved=0CEAQ6AEwAg#v=onepage&q=diagonal%20muscle%20chain&f=false).
- POPA T. et al. *Adaptive ganges in postural strategy selection in chronic low back pain*. Experience of Brain research, Vol. 177, Nr 3, 2007, pg. 411 – 418. Dostupné na <http://www.springerlink.com/content/b276661334741w41/>.
- RICHARDSON, Carolyn, HODGES Paul, HIDES, Julie. *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization – A Motor Control Approach for the treatment and preventive of Low Back Pain*. 2<sup>nd</sup> edition. Churchill Livingstone (Elsevier Limited 1989), London 2004, pg 271, ISBN 0 443 072930.
- RICHTER, Philipp, HEBGEN, Eric. *Trigger Points and Muscle Chains in Osteopathy*. Georg Thieme Verlag, Viernheim 2009, poč. str. 240, [online] ISBN 978 3 13 145051 7. Dostupné na [http://books.google.cz/books?id=NHDVdVrM6woC&printsec=frontcover&dq=Muscle+chain&hl=cs&sa=X&ei=cvf\\_T7KODMPetAb-orW3Bg&redir\\_esc=y#v=onepage&q=Muscle%20chain&f=false](http://books.google.cz/books?id=NHDVdVrM6woC&printsec=frontcover&dq=Muscle+chain&hl=cs&sa=X&ei=cvf_T7KODMPetAb-orW3Bg&redir_esc=y#v=onepage&q=Muscle%20chain&f=false).
- RYCHLÍKOVÁ, Eva. *Manuální medicína: průvodce diagnostikou a léčbou vertebrogenních poruch*. 3. rozš. vyd. Maxdorf, Praha 2004, poč. str. 530. ISBN 8073450100.
- SCHMIDT-WILCKE, T. et al. *Affective components and intensity of pain correlate with structural differences in gray matter in chronic back pain patients*. Pain. Volume 25, Issue 1-2, 2006, pg. 89-97. Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304395906002557>.
- SMÍŠEK, Richard. *SM systém 40 cviků pro léčbu a regeneraci páteře*. Vydal MUDr Richard Smíšek, Praha 2005. ISBN 80-239-4688-9.
- SMÍŠEK, Richard. *Spirální stabilizace páteře. Léčba a prevence bolesti zad*. Vydal MUDr. Richard Smíšek, Praha 2009. ISBN 978-80-904292-0-8.

- STAUDENMANN, D. et al. *Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – A tutorial review*. Journal of Electromyography and Kinesiology. Volume 20, Issue 3, 2010, pg 375-387. ISSN 1050-6411.  
Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641109001229>.
- STRIMPAKOS, Nikoas. *The assessment of the cervical spine. Part 1: Range of motion and proprioception*. Journal of Bodywork & Movement Therapies. Volume 15, Issue 1, 2011.  
Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1360859209000783>.
- SYMONEAU, M. *Sensory deprivation and balance control in idiopathic scoliosis adolescent*. Experimental Brain research. Vol. 170, Nr 4, 2006, pg. 576 – 582.  
Dostupné na <http://www.springerlink.com/content/f46u70234118285j/>.
- TROJAN, Stanislav et al. *Centrální mechanismy řízení motoriky – teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. 2. dopl. vyd., Avicenum, Praha 1991, str. 255. ISBN 8020100547.
- TSAO, H. et al. *Reorganization of the motor cortex is associated with postural control deficits in recurrent low back pain*. Brain. Journal of Neurology. 2008, Volume 131, Issue 8, pg. 2161-2171.  
Dostupné na <http://brain.oxfordjournals.org/content/early/2008/07/18/brain.awn154>.
- VACEK, Jan et al. *Statistické hodnocení efektivity léčby bolestivých stavů lumbosakrální páteře*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. č. 3, 2011, str. 111-119.
- VÁŘEKA, Ivan. *Posturální stabilita (I. část)*. Terminologie a biomechanické principy. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2002a, roč. 9, č. 4, s. 115–121. ISSN 1211 – 2658.
- VÉLE František. *Přehled klinické kineziologie*. Triton, Praha 2006, poč. str. 375, ISBN 80-7254-837-9.
- VÉLE, František. *Kineziologie posturálního systému. 1. vyd. Karolinum Praha, 1995, str 85. ISBN 8071841005.*

VLEEMING, Abdry et al. *Movement stability & low back pain. The essentials role of the pelvis*, Churchill Livingstone, London 1999, poč. str. 611, ISBN 0443055742.

VOLPE R. v. et al. *Changes in coordination of postural control during dynamic Standing chronic low back pain patients*. Gait & Posture. Volume 24, Issue 3, 2006, pg 349 – 355. ISSN 0966 – 6362.

Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636205002286>.

WAND, Benedict M. et al. *Cortical ganges in chronic low back pain: Current state of the art and implications for clinical practise*. Manual Therapy. 2011, Volume 16, Issue 1, pg. 15-20.

Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X10001116>.

WILDER, David et al. *Effect of spinal manipulation on sensorimotor functions in back pain patients: study protokol for a randomised controlled trial*. Trial Journals, 2011, Volume 12, Issue 1, pg. 161 – 176.

Dostupné na <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1745-6215-12-161.pdf>

WILIGENBURG, Nienke W. et al. *Precision control of an upright trunk posture in low back pain patients*. Clinical Biomechanics. 2012. Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003312001271>

Internetové zdroje:

VISUAL ANOLUGE SCALE

[www.smallincisionsbigresults.com/~about/your\\_visit.php](http://www.smallincisionsbigresults.com/~about/your_visit.php)

SM system

[www.smsystem.cz](http://www.smsystem.cz)

## SEZNAM ZKRATEK

<b>AH</b>	aktivační hodnota
<b>AP</b>	akční potenciál
<b>AS</b>	axiální systém
<b>ASy</b>	aktivní subsystém
<b>atd.</b>	a tak dále
<b>BMS</b>	Balance Master System
<b>COP</b>	center of pressure
<b>Cp</b>	krční páteř
<b>DK</b>	dolní končetina
<b>DKK</b>	dolní končetiny
<b>GM</b>	m. gluteus mediu
<b>HKK</b>	horní končetiny
<b>HLK</b>	hlezení kloub
<b>chLBP</b>	chronické low back pain
<b>KOK</b>	kolení kloub
<b>KYK</b>	kyčelní kloub
<b>L5</b>	pátý bederní obratel
<b>LBP</b>	low back pain
<b>LDK</b>	levá dolní končetina
<b>LGM</b>	levý m. gluteus medius
<b>Lig. ST</b>	ligamentum sacrotuberale
<b>Lp</b>	bederní páteř
<b>LPR</b>	lumbopelvicový rytmus
<b>LRA</b>	levý m. rectus abdominis
<b>m.</b>	musculus
<b>mm.</b>	musculi
<b>max</b>	maximálně
<b>MM</b>	mm. multifidi
<b>MU</b>	motorická jednotka
<b>např.</b>	například
<b>NP</b>	neutrální pozice

<b>NS</b>	nervový subsystém
<b>NZ</b>	neutrální zóna
<b>OAE</b>	m. obliquus abdominis externus
<b>pEMG</b>	povrchová elektromyografie
<b>PDK</b>	pravá dolní končetina
<b>PPS</b>	přechod přes schod
<b>PRA</b>	pravý m. rectus abdominis
<b>PS</b>	pasivní subsystém
<b>RA</b>	m. rectus abdominis
<b>ROM</b>	range of movement – rozsah pohybu
<b>S1</b>	první křížový obratel
<b>SETS</b>	Smart Equitest System
<b>SMODCH</b>	směrodatná odchylna
<b>SOT</b>	sensory organization test
<b>SS</b>	svalová smyčka
<b>SUO</b>	step up over
<b>Th/Lp</b>	přechod hrudní a bederní páteře
<b>TrA</b>	m. transversus abdominis
<b>US</b>	unilateral stance
<b>VDK</b>	výpadová dolní končetina
<b>VP</b>	výpad vpřed
<b>viz</b>	



## SEZNAM OBRÁZKŮ

**Obrázek 1:** Meziobratlová ploténka a) uspořádání nucleus pulposus a anulus fibrosus b) jednotlivé lamely anulu (převzato KAPANDJI, 1993)

**Obrázek 2:** Působící síly na meziobratlovou ploténku při vzpřímeném stoji (převzato JANURA, 2008, str. 75).

**Obrázek 3:** ROM a NZ dle Norrise (2000, str. 9)

**Obrázek 4:** ROM a NZ dle Panjabiho (2003, str. 373)

**Obrázek 5:** Svalová smyčka trupu (Page et al., 2010, s. 33)

**Obrázek 6:** Svalová smyčka trupu (Page et al., 2010, s. 33)

**Obrázek 7:** Facilitace ipsilaterální nebo kontralaterální smyčky prostřednictvím ligamntum sacrotuberale (Page et al., 2010, s. 35)

**Obrázek 8:** Vertikální svalový řetězec (relaxovaný stoj). Spirální svalový řetězec (aktivní napřímení). (SMÍŠEK, 2009, str. 41)

**Obrázek 9:** Aktivní a pasivní držení těla (SMÍŠEK, 2009, str. 11).

## SEZNAM TABULEK

**Tabulka 1:** Výsledky podle subjektivně vnímané bolesti dle VAS.

**Tabulka 2:** Statistické znázornění parametrů testu stoj na jedné DK.

**Tabulka 3:** Statistické parametry PPS před a po terapii.

**Tabulka 4:** Statistické parametry VP před a po terapii.

**Tabulka 5:** Korelace mezi m. rectus abdominis horní část a mm.erectores spinae Th/Lp a Lp při přechodu přes schod.

**Tabulka 6:** Korelace mezi m. rectus abdominis dolní část a mm.erectores spinae Th/Lp a Lp při přechodu přes schod.

**Tabulka 7:** Korelace mezi m. obliquus abdominis externus a mm.erectores spinae Th/Lp a Lp při přechodu přes schod.

**Tabulka 8:** Korelace mezi m. rectus abdominis horní část a mm. erectores spinae Th/Lp a Lp při výpadu vpřed.

**Tabulka 9:** Korelace mezi m. rectus abdominis dolní část a mm. erectores spinae Th/Lp a Lp při výpadu vpřed.

**Tabulka 10:** Korelace mezi m. obliquus abdominis externus a mm. erectores spinae Th/Lp a Lp při výpadu vpřed.

**Tabulka 11:** Korelace mezi m. gluteus medius a mm. erectores spinae Th/Lp a Lp při stojí na dominantní DK.

## SEZNAM GRAFŮ

**Graf 1:** Průměrné hodnoty subjektivně vnímané bolesti dle VAS.

**Graf 2:** Grafické znázornění statistických výsledků testu stoj na jedné DK.

**Graf 3:** Grafické znázornění statistických výsledků testu přechod přes schod před a po terapii.

**Graf 4:** Grafické znázornění statistických výsledků testu výpad vpřed – force impulse před a po terapii.

**Graf 2:** Grafické znázornění statistických výsledků testu výpad vpřed – Impact Index před a po terapii.

**Graf 6:** Nejsilnější korelace při přechodu přes schod.

**Graf 7:** Nejsilnější korelace při výpadu vpřed.

**Graf 8:** Nejsilnější korelace při výpadu vpřed.

**Graf 9:** Nejsilnější korelace při výpadu vpřed.

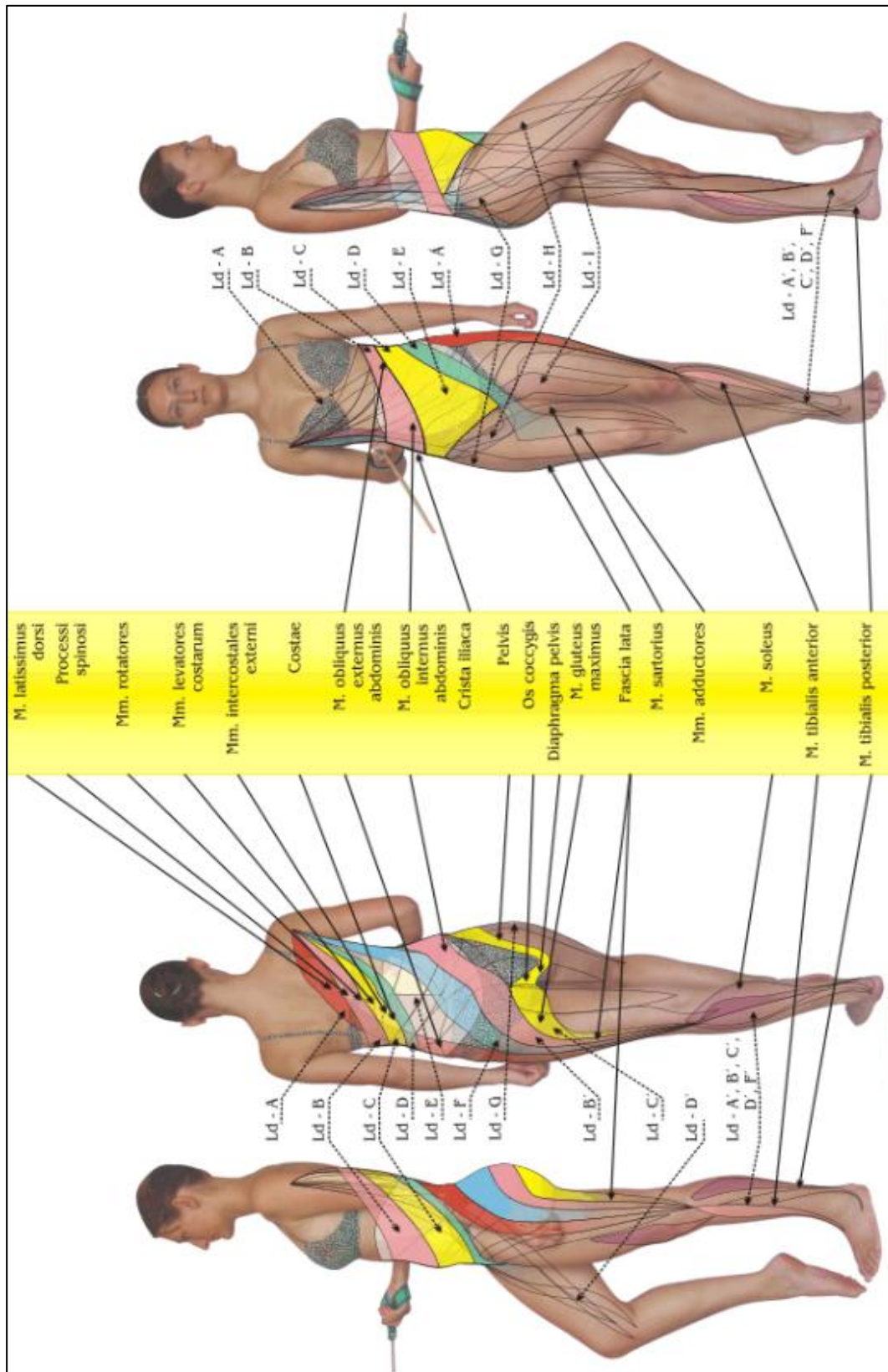
**Graf 10:** Korelace při stoji na dominantí dolní končetině.

## SEZNAM PŘÍLOH

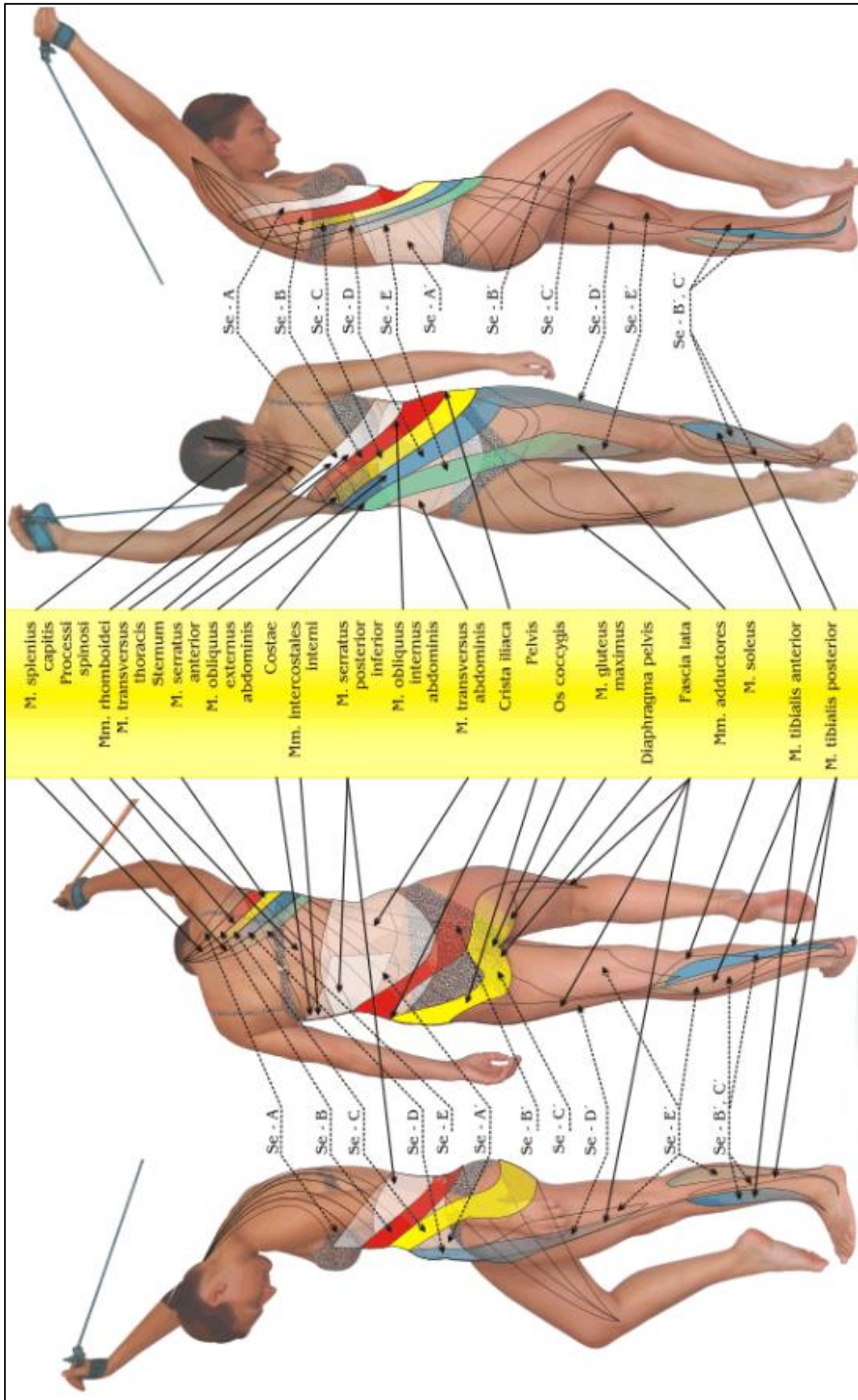
- Příloha 1:** Spirála latissimus dorsi (SMÍŠEK, 2009, str. 42).
- Příloha 2:** Spirála stratus anterior (SMÍŠEK, 2009, str. 46).
- Příloha 3:** Spirála pectoralis major (SMÍŠEK, 2009, str. 50).
- Příloha 4:** Spirála trapezius (SMÍŠEK, 2009, str. 52).
- Příloha 5:** Vertikála rectus abdominis (SMÍŠEK, 2009, str. 55).
- Příloha 6:** Vertikála semispinales – scaleni (SMÍŠEK, 2009, str. 57).
- Příloha 7:** Vertikála erector spinae (SMÍŠEK, 2009, str. 54).
- Příloha 8:** Vertikála quadratus lumborum (SMÍŠEK, 2009, str. 56).
- Příloha 9:** Vybrané cviky SM systém, použité pro DP
- Příloha 10:** Manuální techniky
- Příloha 11:** Informovaný souhlas probanda
- Příloha 12:** Kineziologický rozbor
- Příloha 13:** Visual Analogue Scale
- Příloha 14:** Ukázka vlivu terapie před a po cvičební jednotce.
- Příloha 15:** Grafy k jednotlivým testům

# PŘÍLOHY

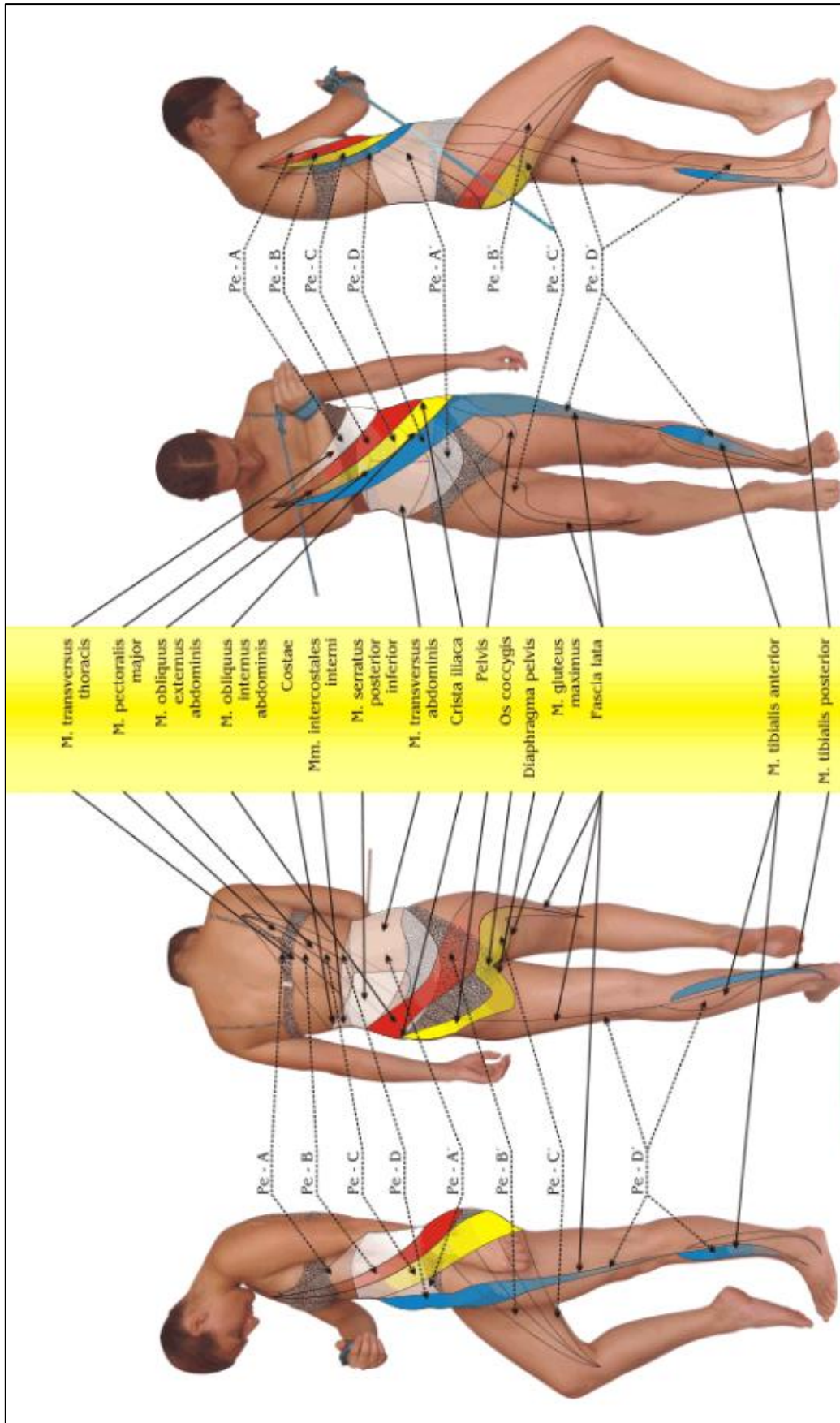
Příloha 1: *Spirála latissimus dorsi* (Smíšek, 2009, s. 42)



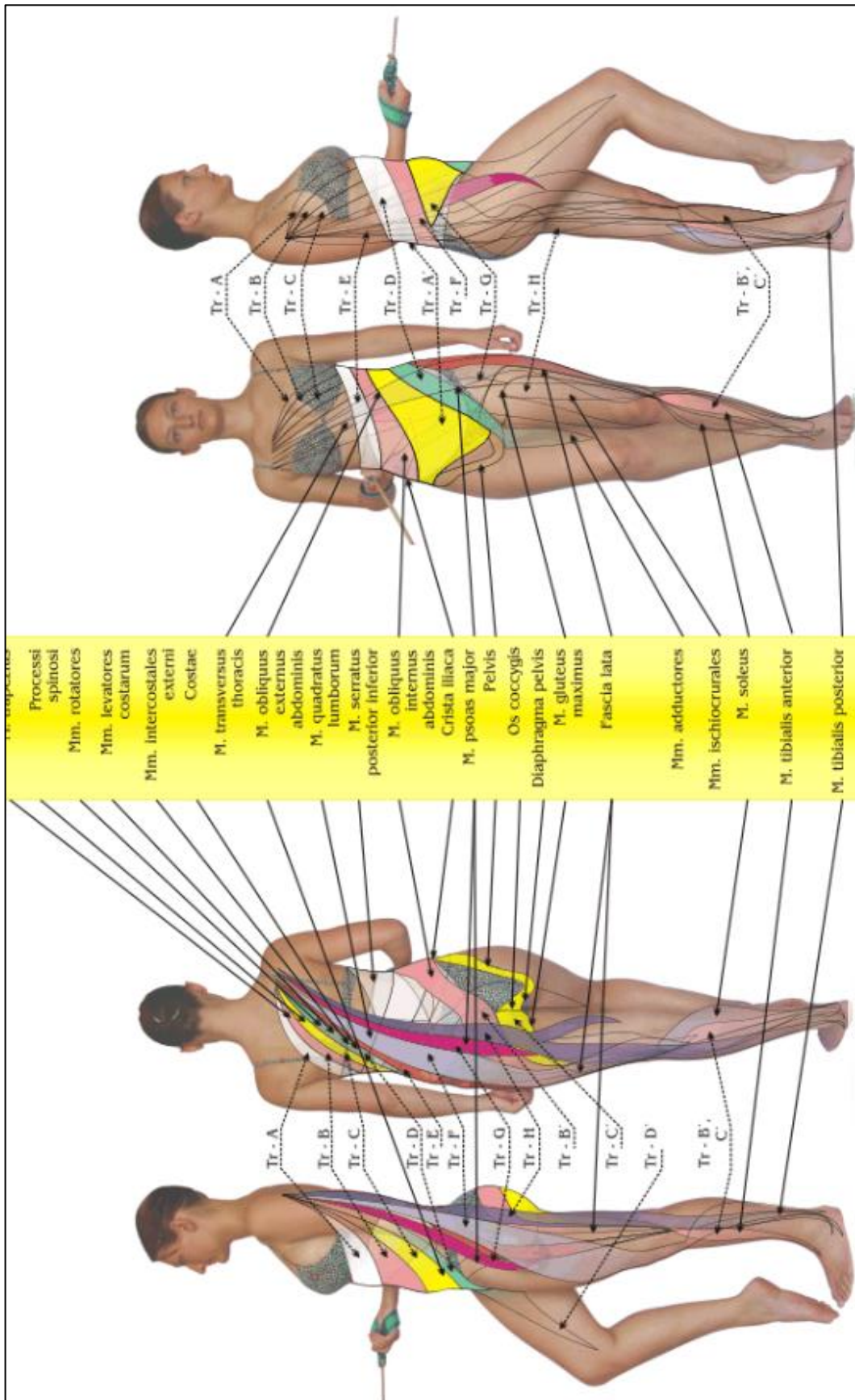
**Příloha 2: Spirála serratus anterior** (Smíšek, 2009, s. 46)



**Příloha 3: Spirála pectoralis major (Smíšek, 2009, s. 50)**

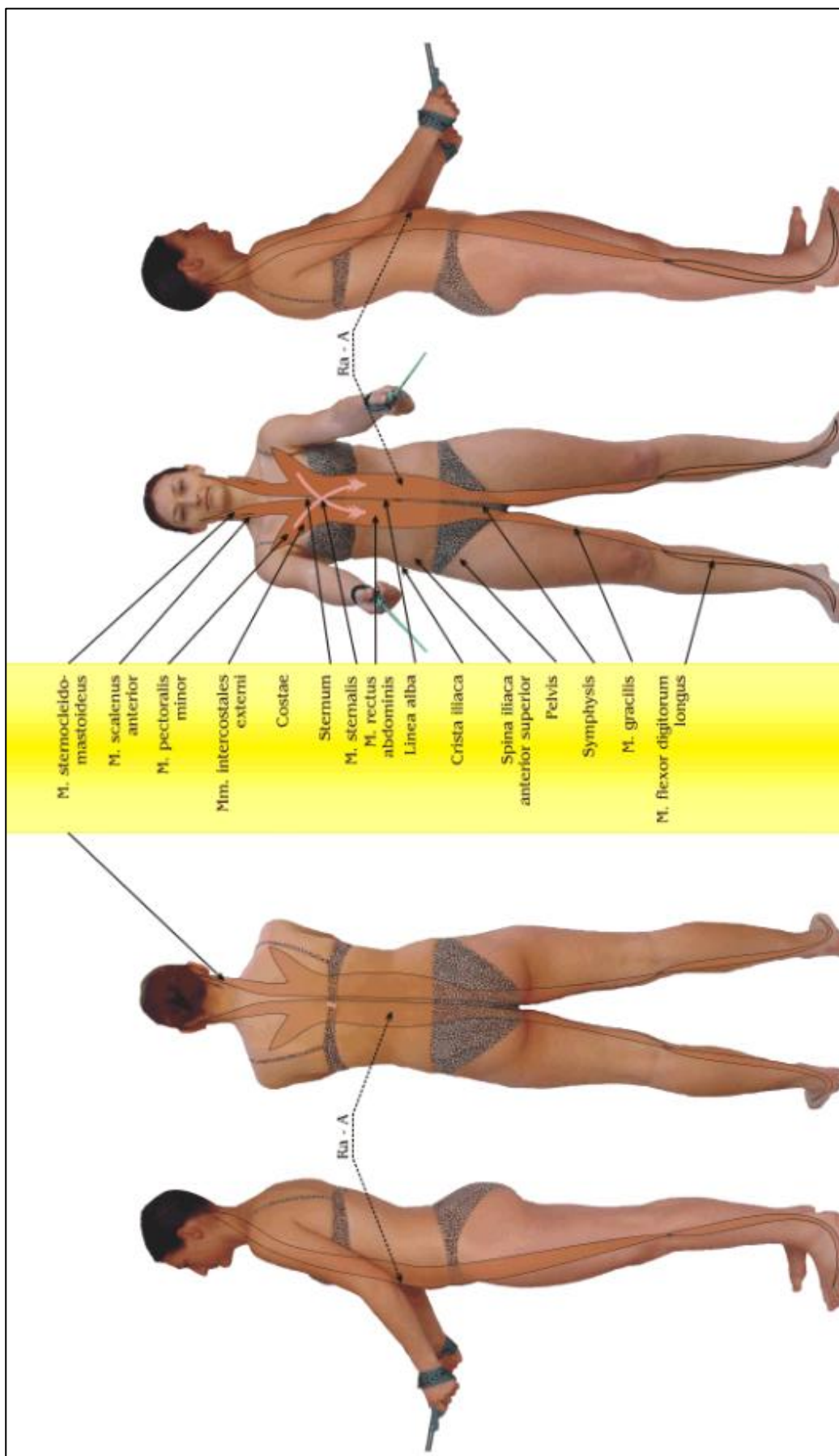


**Příloha 4:** *Spirála trapezius* (Smíšek, 2009, s. 52)

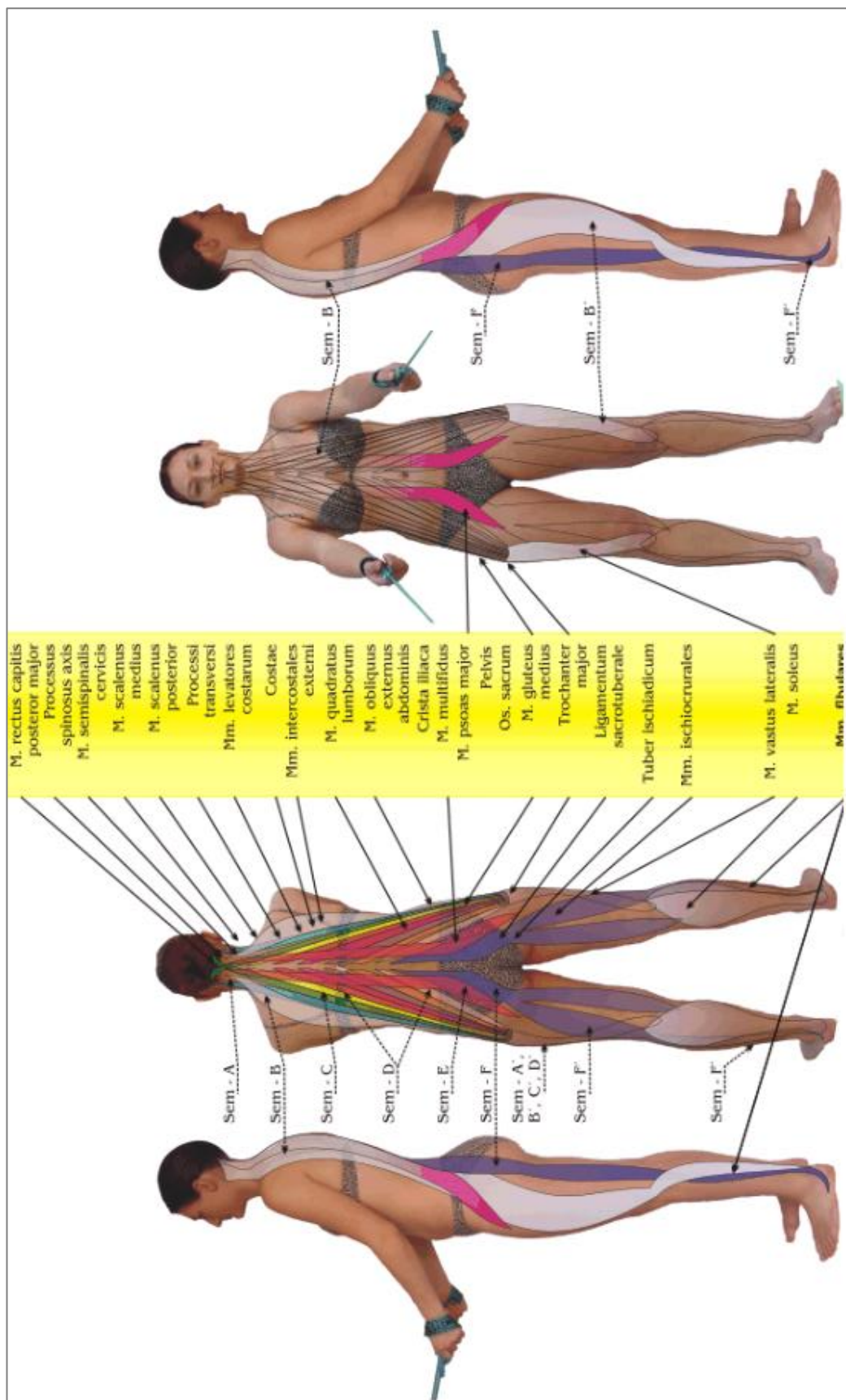




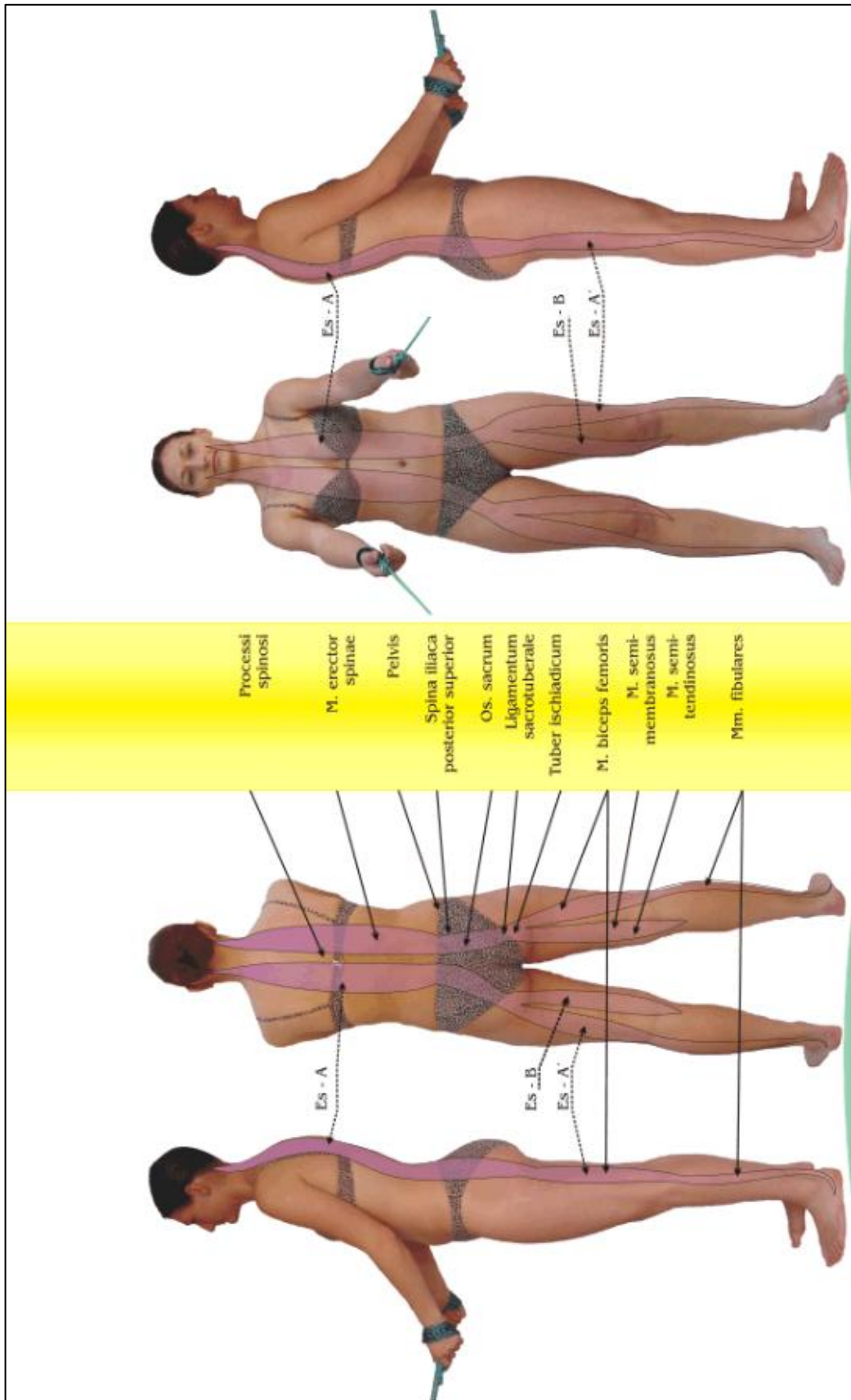
**Příloha 5:** *Vertikála semispinales - scaleni* (Smíšek, 2009, s. 57)



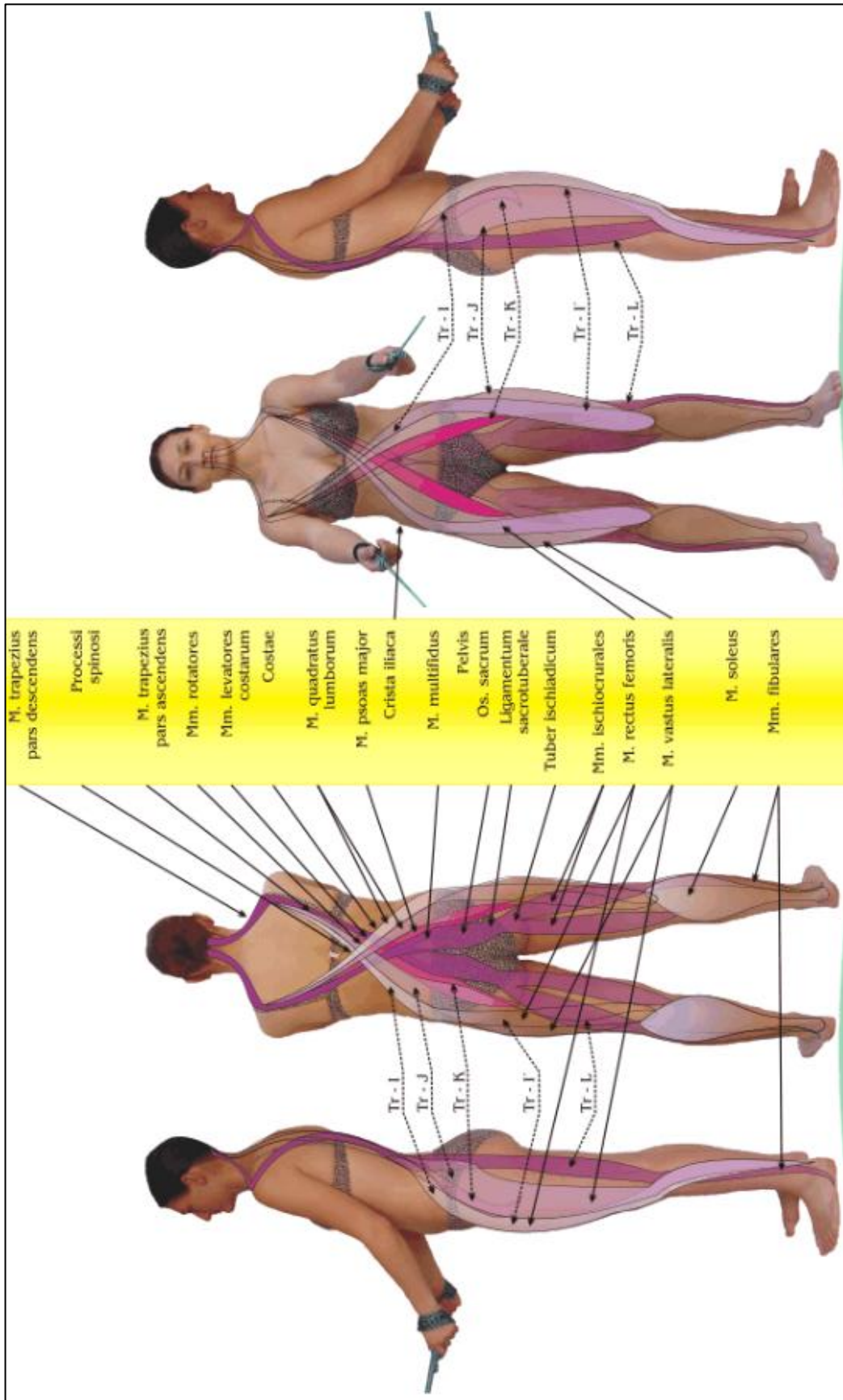
**Příloha 6: *Vertikála erector spinae* (Smíšek, 2009, s. 54)**



**Příloha 7: Vertikála rectus abdominis (Smíšel, 2009, s. 55)**



**Příloha 8:** *Vertikála quadratus lumborum* (Smíšek, 2009, s. 56)



## ***Příloha č. 9***

Cviky, které byly nejvíce využívány v terapii při vypracování DP.

A) **Cvik č. 1** – tah oběma pažemi vzad s flektovaným předloktím.



*Spirála:* LD

*Výchozí poloha:* pasivní stoj čelem k upevnění lana, paže jsou samovolně taženy gumou vpřed.

*Pohyb:* začíná od pánve – zpevníme hýždě, dále zdviháme záhlaví, bradu suneme dorzálně a pohybujeme lopatkami mediokaudálně a dorzálně, paže jsou uvolněné, následují pohyb lopatek a předloktí supinuje. Páteř se vyrovnává a napřimuje.

Při tomto cviku dochází k protažení m. pectoralis major et minor, m. subclavius a m. deltoidem pars clavicularis. Dále můžeme pozorovat snížený tonus m. trapezius pars ascendens. Při aktivaci řetězce LD dochází k posílení svalů břišních, hýžd'ových a mezilopatkových.

B) **Cvik č. 2** – tah oběma pažemi vzad s rotací v ramenních kloubech.



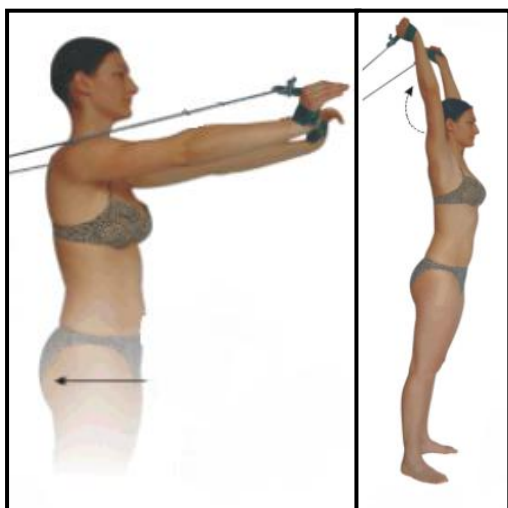
Spirála: LD

Výchozí poloha: relaxovaný stoj, hlava je v předklonu a uvolněná, paže zkřížené před tělem

Pohyb: zpevníme hýždě, lopatkami pohybujeme meidokaudálně a dorzálně, zdviháme záhlaví a bradu suneme dorzálně, paže rotují zevně a předloktí supinuje. Páteř se vyrovnává a napřimuje.

Při tomto cviku dochází k protažení a posílení stejných svalů jako u cviku č. 1, navíc zde dochází k protažení m. subscapularis.

C) **Cvik č. 3** – z aktivního předpažení pomalý tah oběma pažemi vzad

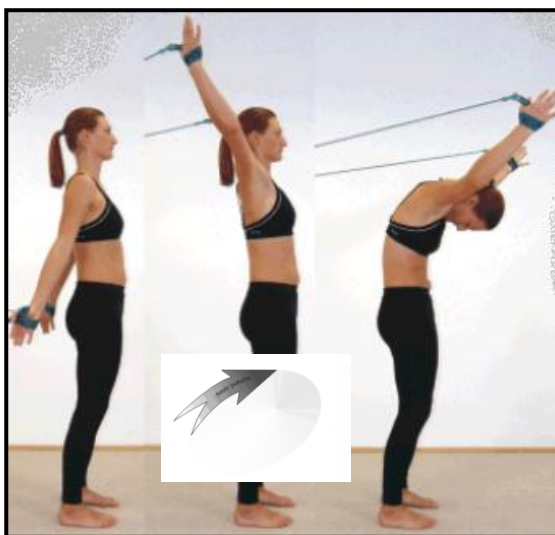


Spirála: LD

Výchozí poloha: zpevněné hýždě, aktivní předpažení,

Pohyb: z předpažení se paže pohybují pomalu směrem dorzálním, zdvihneme záhlaví, bradu suneme dorzálně, lopatky se pohybují mediokaudálně a dorzálně, na konci pohyb ještě zpomalíme. U tohoto cviku dochází k protažení m. pectoralis major et minor a m. subclavius. Při pohybu využíváme všechny směry svalových vláken m. pectoralis.

D) Cvik č. 4 – „kruhy“ oběma pažemi, přiblížení hrudníku a pánve



Spirála: SA

Výchozí pozice: relaxovaný stoj, paže voně podél těla, dlaně směřují dopředu.

Pohyb: zpevníme hýždě, paže zdvihneme a co nejdále se snažíme udržet lopatky mediokaudálně a dorzálně, stejně tak paže a předloktí, paže vzpažíme, klopíme bradu k hrudníku, hrudník přitahujeme za současného výdechu k pánvi a paže zatím zůstávají ve vzpažení. Ke konci pohybu hrudníku následuje pohyb paží do flexe až do výchozího postavení. Při tomto pohybu se snažíme pacienta navést k pohybu, tak aby neflektoval trup, ale aby došlo k aktivaci břišních svalů.

**E) Cvik č. 5 – boční tah jednou paží**



*Spirála:* LD

*Výchozí pozice:* relaxovaný stoj, cvičíme např. PHK, levá strana těla směřuje k úchytu gum, HKK volně tažené gumami.

*Pohyb:* zpevníme hýždě, zdviháme záhlaví, bradou pohybujeme dorzálně, PHK táhneme stranou a vzhůru; dlaň směřuje dopředu, lopatky se pohybují mediokaudálně. Dochází k napřímení páteře. Pohyb lze vykonávat ve třech úrovních, jak je ukázáno na obrázku.

**F) Cvik č. 6: tah oběma pažemi vzad s rotací v ramenních kloubech**





*Spirála:* LD

Výchozí pozice: zády k úchytu gum, klečíme na 1 DK, trup, hrudní a krční páteř v relaxované poloze, HKK volně překřížené před tělem.

Pohyb: zpevníme hýždě, rotujeme pažemi s flektovanými lokty zevně, zdvihneme záhlaví, bradu suneme dorzálně, lopatky se pohybují mediokaudálně, páteř se napřimuje, posun pánve v ose těla. Dále dochází k protažení mm. pectorales, m. iliopsoas a m. rectus femoris. Podle pozice přední DK lze protažení zaměřit i na svaly vnitřní nebo zevní strany stehna. Pokud „stojná“ DK směřuje laterálně, je protažení zaměřeno na adduktory, pokud mediálně zaměřujeme se více na abduktory stehna.

**G) Cvik č. 7:** modifikace cviku 6



*Spirála:* LD

Výchozí pozice: čelem k úchytu gum, klečíme na 1 DK, trup, hrudní a krční páteř v relaxované poloze, mírná flexe a lateroflexe směrem k natažené noze. HKK volně spuštěné před nebo podél těla.

Pohyb: zpevníme hýždě, rotujeme pažemi s flektovanými lokty zevně, zdvihneme záhlaví, bradu suneme dorzálně, lopatky se pohybují mediokaudálně, páteř se napřimuje, posun pánve v ose těla. Dochází k protažení mm. pectorales, m. iliopsoas a m. rectus femoris a adduktorů stehna. Při výchozí pozici protahujeme dorzální stranu natažené DK a kontralaterálně erectory páteře.

Při terapii terapeut palpací a aspekci zmíněných svalů ověřuje správnost provedení. Pozoruje napřímení a vyrovnávání páteře, snížení prominence paravertebrálních svalů, na DKK sleduje pohyby pately a aktivaci chodidla.

Obrázky převzaty [www.smsystem.cz](http://www.smsystem.cz)

## ***Příloha 10***

Příklady manuálních technik SMS

Manuální technika – protažení paravertebrálních svalů.



Manuální technika – protažení m. trapezius sestupná vlákna



Obrázky převzaty [www.smsystem.cz](http://www.smsystem.cz)

## ***Příloha 11***

### **Informovaný souhlas probanda:**

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Tř. Svobody 8

Olomouc

Proband souhlasí s provedením diagnostických vyšetření pomocí povrchové elektromyografie a posturografických testů v Kineziologické laboratoři Rehabilitačního oddělení FN Olomouc. Dále souhlasí se zpracováním naměřených dat a s provedením kineziologického vyšetření pro studijní účely jako podklad diplomové práce na téma **VÝSLEDKY VYBRANÉ METODIKY FYZIOTERAPIE U NESTABILIT BEDERNÍ PÁTEŘE** vypracované Bc. Janou Liškovou.

Byl/a jsem srozumitelně a podrobně seznámen/a s průběhem a podmínkami vyšetření. Souhlasím s jeho provedením, nahlédnutí do mě zdravotní dokumentace a zařazením do studie pro tuto diplomovou práci a s anonymním použitím získaných údajů s respektováním pravidel ochrany osobních dat.

V Olomouci dne:.....

Podpis.....

## ***Příloha 12***

### KINEZIOLOGICKÝ ROZBOR:

#### *Vyšetření aspektů:*

Stoj z boku  
ze předu  
ze zadu  
Trendelenbug  
na vahách  
Chůze

#### *Vyšetření palpací:*

mm. erectores spinae  
m. piriformis  
m. biceps femoris  
hlavička fibuly  
SI skloubení

#### *Vyšetření rozsahů pohybů DKK (SFTR):*

KYK LDK /PDK  
KOK LDK/PDK  
HLK LDK/PDK

#### *Vyšetření zkrácených svalů:*

m. iliopsoas  
m. quadriceps femoris  
m. biceps femoris  
m. triceps surae

#### *Svalová síla:*

svalů DKK  
abdominálních svalů  
gluteálních svalů

#### *Neurologické vyšetření:*

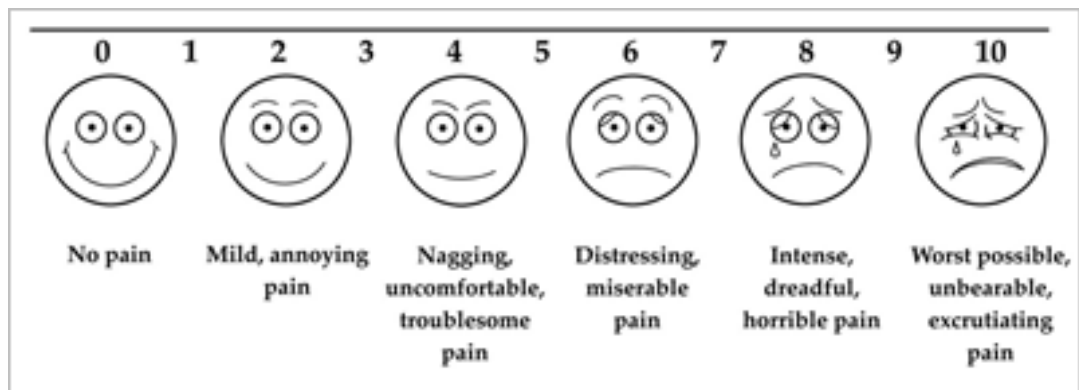
reflex patelární  
reflex Achillovy šlachy  
interdigitální řasy  
Lasséqův manévr  
Mennelův příznak

#### *Pohyblivost páteře:*

Schoberova vzdálenost  
Stiborova vzdálenost  
Thomayerova vzdálenost

### ***Příloha 13***

Visual analogue scale



### ***Příloha č. 14***

Fotodokumentace ke cvičební jednotce SMS.

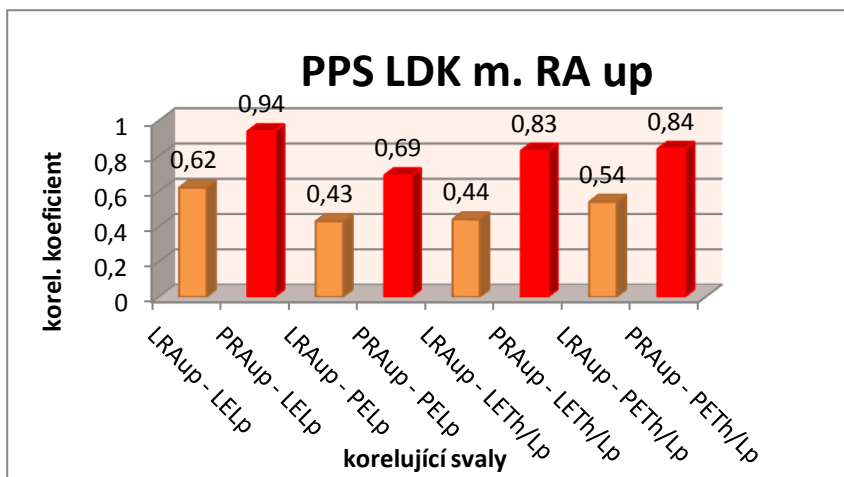




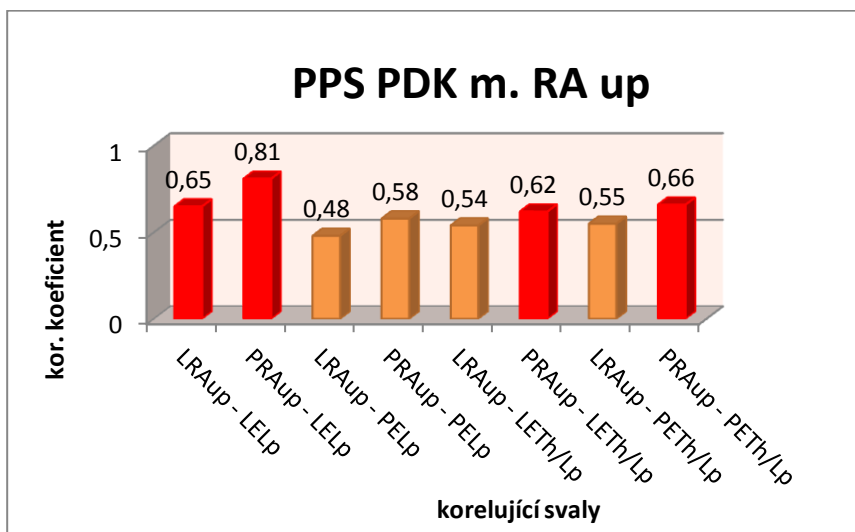
## Příloha č. 15

Grafy korelačních vztahů zbylých dvojic svalů u testu PPS a VP.

**Graf 11:** Korelace mezi m. rectus abdominis a mm. erectores spinae Th/Lp a Lp při přechodu přes schod před a po terapii.

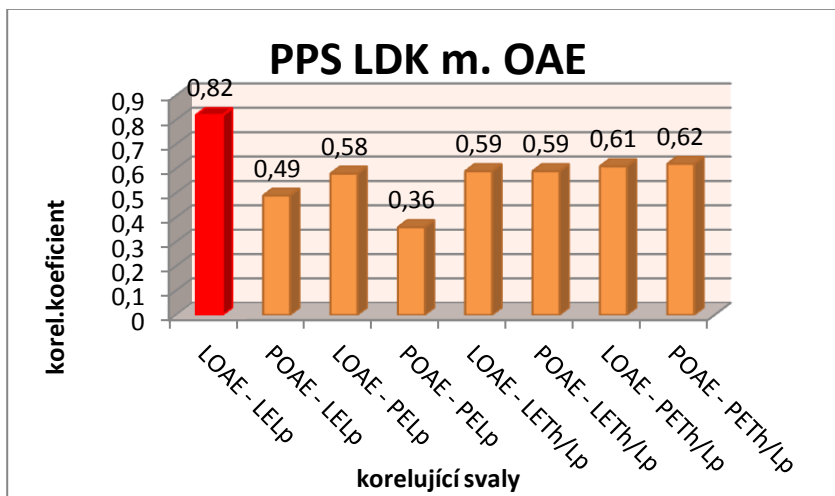


**Graf 12:** Korelace mezi m. rectus abdominis a mm. erectores spinae Th/Lp a Lp při přechodu přes schod před a po terapii.

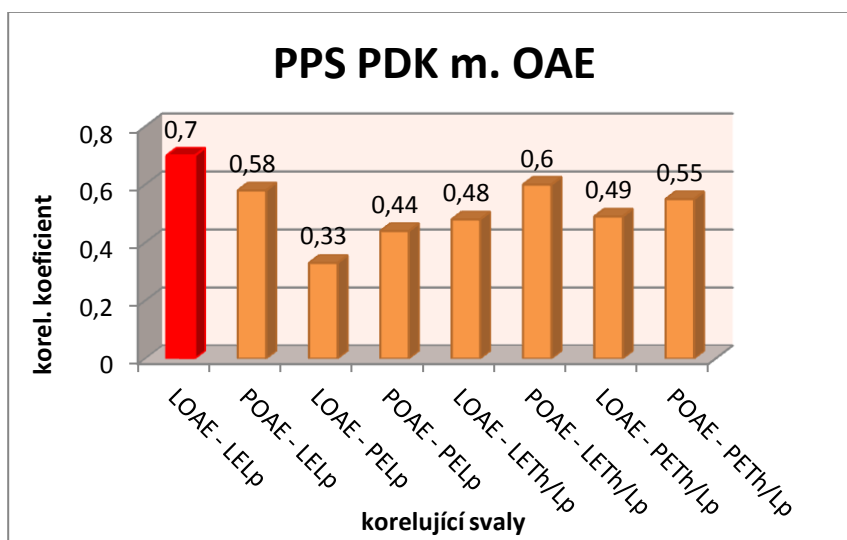


**Legenda ke grafu 11 a 12:** PPS - přechod přes schod; LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; LRAup – m. rectus abdominis horní část v levo; PRAup – m. rectus abdominis horní část v pravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp v pravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v pravo; červeně – silné a statisticky významné korelace.

**Graf 13:** Korelace mezi m. obliquus abdominis externus a mm. erectores spinae Th/L a Lp při přechodu přes schod před a po terapii.



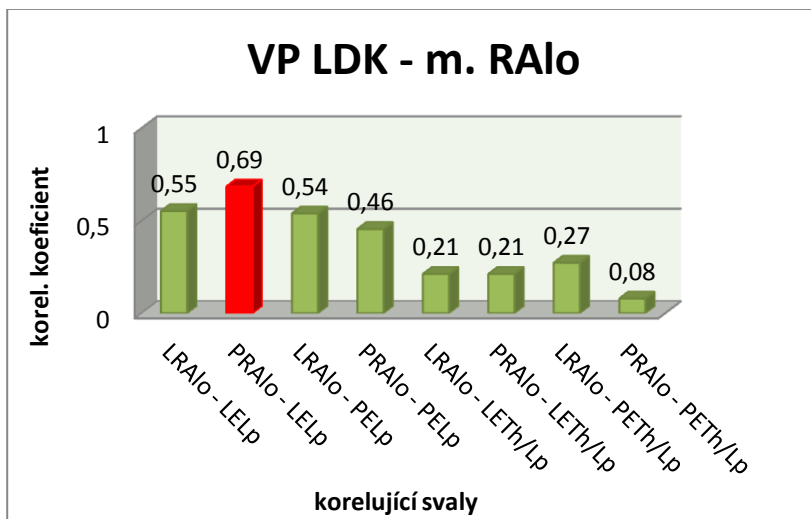
**Graf 14:** Korelace mezi m. obliquus abdominis externus a mm. erectores spinae Th/L a Lp při přechodu přes schod před a po terapii.



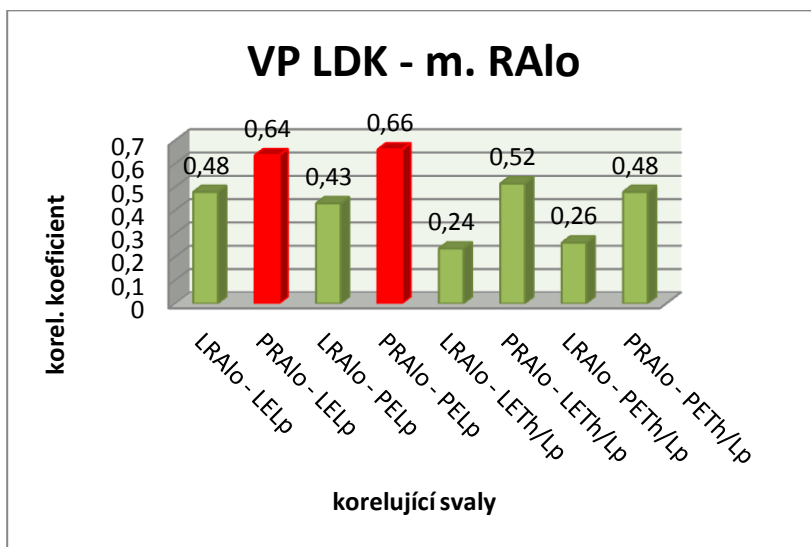
**Legenda ke grafu 13 a 14:** PPS - přechod přes schod; LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; LOAE – m. obliquus abdominis externus v levo; POAE – m. obliquus abdominis externus v pravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp v pravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v pravo; červeně – silné a statisticky významné korelace.



**Graf 15:** Korelace mezi m. rectus abdominis a mm. erectores Th/Lp a Lp při výpadu vpřed před a po terapii.

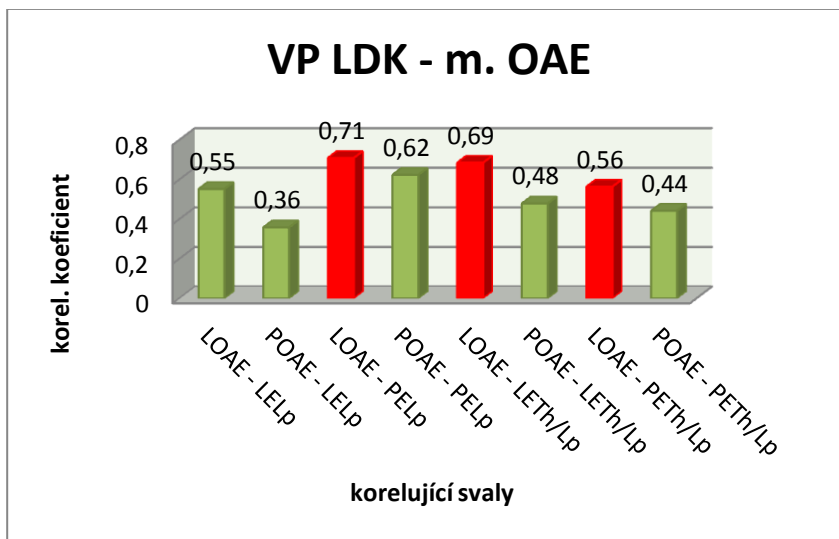


**Graf 16:** Korelace mezi m. rectus abdominis a mm. erectores Th/Lp a Lp při výpadu vpřed před a po terapii.

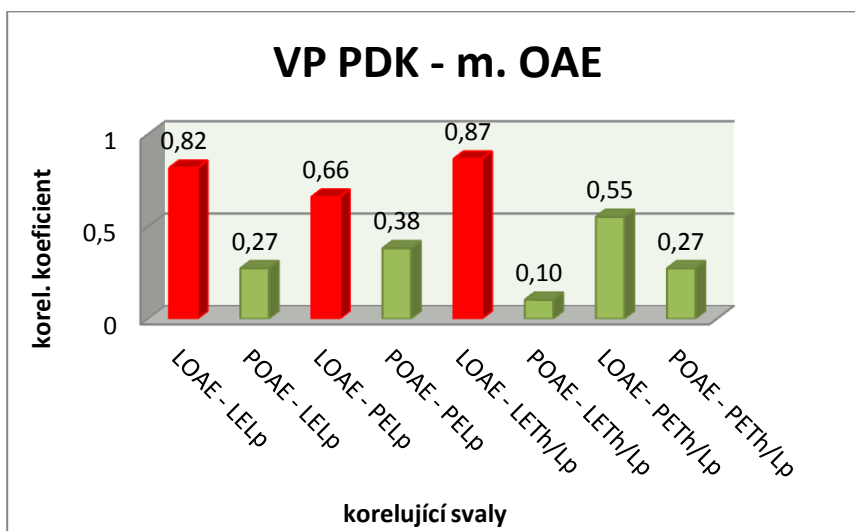


**Legenda ke grafu 15 a 16:** VP – výpad vpřed; PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina; LRAlo – m. rectus abdominis dolní část v levo; PRAlo – m. rectus abdominis dolní část v pravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp v pravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v pravo; červeně - statisticky významné korelace.

**Graf 16:** Korelace mezi m. obliquus abdominis externus a mm. erectores spinae Th/Lp a Lp při výpadu vpřed před a po terapii.



**Graf 17:** Korelace mezi m. obliquus abdominis externus a mm. erectores spinae Th/Lp a Lp při výpadu vpřed před a po terapii.



**Legenda ke grafu 16 a 17:** VP – výpad vpřed; LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; LOAE – m. obliquus abdominis externus v levo; POAE – m. obliquus abdominis externus v pravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores Lp v pravo; LETh/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v pravo; červeně – významné korelace.