

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
ÚSTAV FYZIOTERAPIE

## **Výsledky vybrané metodiky 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:** 2011-01-31

**Datum odevzdání:** 2012-05-28

**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. Jaký účinek má spirální stabilizace na kosterně svalový aparát a na změnu svalové aktivity trupového svalstva u vybraných cviků. 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. Cílem práce je zjistit, jaký efekt má terapie spirální stabilizací na držení těla, úlevu od bolestí a svalovou aktivitu vybraných svalů u pacientů s nestabilitou bederní páteře.

#### **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: 101 stran, 15 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, Pavlíně Pluskalové a Karle Skácelové za pomoc při shánění 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	Základní pohyby .....	12
2.2.3	Bederní páteř a pánev .....	14
2.2.3.1	Lumbopelvický rytmus .....	15
2.2.4	Stabilita páteře .....	16
2.2.4.1	Tři subsystémy .....	16
2.2.5	Instabilita páteře.....	18
2.3	Biomechanika páteře.....	19
2.3.1	Neutrální zóna páteře .....	20
2.3.2	Neutrální pozice .....	20
2.4	Posturální motorika.....	21
2.4.1	Propriocepce a posturální kontrola .....	22
2.5	Svalové řetězce .....	23
2.6	SM systém – metoda spirální stabilizace .....	24
2.6.1	Teoretická východiska metody SM systém .....	25
2.6.2	Patologie při dysfunkcích spirálních svalových řetězců.....	29
2.6.3	Svalová řetězení aktivovaná SM systémem.....	30
2.6.4	Praktická část – popis cvičení.....	45
2.6.5	Klinické přednosti SMS.....	47
2.7	Kineziologická přístrojová vyšetření .....	49
2.7.1	Povrchová elektromyografie.....	49
2.7.2	Dynamická počítačová posturografie .....	50
3	CÍLE A HYPOTÉZY .....	52
3.1	Cíle práce .....	52
3.2	Vědecké otázky a hypotézy .....	52
3.2.1	Vědecká otázka č. 1 .....	52
3.2.1.1	Hypotézy k vědecké otázce č. 1 .....	52

3.2.2	Vědecká otázka č. 2 .....	52
3.2.2.1	Hypotézy k vědecké otázce č. 2.....	53
4	METODY VÝZKUMU.....	54
4.1	Charakteristika souboru .....	54
4.2	Vyšetřovací metody .....	54
4.3	Postup měření .....	55
4.3.1	Čištění kůže a lepení elektrod .....	55
4.3.2	Průběh měření .....	55
4.3.3	Vyhodnocení a zpracování signálu .....	58
4.3.4	Terapie SM systémem .....	58
4.4	Statistické zpracování dat .....	59
5	VÝSLEDKY.....	60
5.1	Kineziologické vyšetření .....	60
5.1.1	Subjektivní hodnocení .....	60
5.1.2	Kineziologický rozbor .....	60
5.1.2.1	Porovnání před a po jednoměsíční terapii.....	60
5.1.2.2	Porovnání hned po cvičební jednotce .....	62
5.2	Výsledky dílčích cílů naší práce .....	63
5.3	Výsledky k vědecké otázce č. 1 .....	64
5.3.1	Výsledky k hypotéze H <sub>01</sub> .....	65
5.3.2	Výsledky k hypotéze H <sub>02</sub> .....	66
5.4	Výsledky k vědecké otázce č. 2 .....	67
5.4.1	Výsledky k hypotéze H <sub>03</sub> .....	68
5.4.2	Výsledky k hypotéze H <sub>04</sub> .....	71
5.4.3	Výsledky k hypotéze H <sub>05</sub> .....	74
5.5	Shrnutí vědeckých otázek .....	75
5.5.1	Vědecká otázka č. 1 .....	75
5.5.2	Vědecká otázka č. 2 .....	75
6	DISKUZE.....	76
	ZÁVĚR .....	87
	REFERENČÍ SEZNAM .....	89
	SEZNAM ZKRATEK .....	96
	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	98

SEZNAM TABULEK .....	99
SEZNAM GRAFŮ .....	100
SEZNAM PŘÍLOH.....	101
PŘÍLOHY .....	102



# 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 s převažujícím rostoucím sedavým zaměstnáním 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).

Bolesti zad postihnou 60-85% lidí aspoň jednou za život (Kriamer & Tulder 2007). U 90% bolesti do dvou měsíců recidivují. U 20-40% nemocných dochází k opakujícím se akutním epizodám v průběhu jednoho roku (Kriamer & Tulder 2007). 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 jsou vydávány náklady na léčbu a dochází ke společenskému omezení jedince. LBP způsobují omezení pohybu, ovlivňuje 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 Smíška – SM systém. Jenž je předmětem studie, metoda byla volena jako hlavní konzervativní terapie při bolestech bederní páteře.

Hlavním cílem praktické části 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 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. Celkem bylo vyhledáno 22 článků, z nichž všechny byly dostupné v plnohodnotných verzích. V práci 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). AS je tvořen páteří, pánví a lebkou (Véle, 2006). 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). Zajišťuje propojení mezi horním a dolním trupem. Nesmíme také zapomínat 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).

### **2.2 Kineziologie páteře**

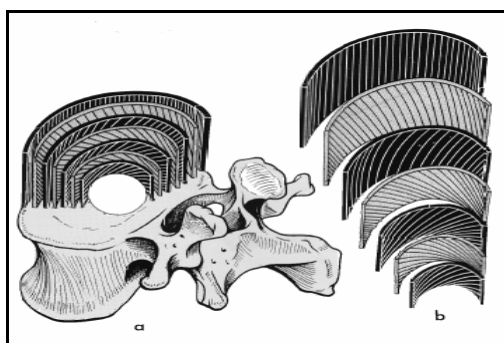
#### **2.2.1 Skladba páteře**

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, můžeme pozorovat i lehká zakřivení v rovině frontální (Čihák, 2001). Zakřivení v předozadní rovině může být dvojí, lordóza a kyfóza. 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; Matějka,

2008). Z hlediska funkce dělíme segment na tři funkční části: nosnou, hydrodynamickou a kinetickou.

Nosné, nebo také pasivně fixační komponenty považujeme ligamenta podporující stabilitu páteře. Meziobratlová ploténka (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). Kinematickou komponentu AS tvoří svaly zádové, svaly břišní, svaly krku a nesmíme opomenout bránici, která také ovlivňuje pohyb a stabilitu systému. Z hlediska funkční anatomie řadíme do kinematických komponent i svaly související s pánví. Bergmark (1989) rozdělil trupové svaly na globální a lokální svalový systém založen na architektonických vlastnostech (in Hodges, 2004; in Kieffer, 1998, Christophy et al, 2011; O’Sullivan, 2000).

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



### 2.2.2 Základní pohyby

Pohyblivost páteře je dána součtem pohyblivostí mezi dílčími pohyby jednotlivých obratlů. Pohyby mezi obratli jsou dány tuhostí a pohyblivostí svalově vazivových struktur (Kolář, 2009; Véle, 1995). Pohyby jednotlivých segmentů jsou doprovázeny stlačováním meziobratlových destiček (Čihák, 2001). Pohyb páteře lze rozdělit dle rovin, ve kterých pohyby probíhají. V rovině sagitální se jedná o pohyb ante a retroflexe, v rovině frontální lateroflexe, v transverzální rovině rotace. V propojení všech rovin dochází k cirkumdukce, nejvíce patrná v krční a bederní

páteři. Hybnost je omezována a zastavována pnutím vazů, dotykem kloubních ploch a trnů.

- Anteflexe a retroflexe

Předklon a úklon je největší v úseku krční páteře. Zde se účastní také atlantookcipitální skloubení. Pohyb v hrudní páteři je omezen skloubením s žebry. Největší pohyblivost tohoto úseku proto připadá na dolní část hrudních obratlů, které jsou spojené s volnými žebry. Předklon je omezen pnutím zadních vazů páteře. Při záklonu dotykem kostěných struktur. Kloubní plošky po sobě nejdříve kloužou, pak pevně nalehnou a pohyb je zastaven. Při záklonu největší zátěž připadá na oblasti dolní krční páteře, Th11-Th12 a oblast L4-L5 (Čihák, 2001). Velká pohyblivost bederního úseku je zajištěna vazivovým aparátem a poměrně vysokými a velikými meziobratlovými ploténkami (Rychlíková, 2004). Dle Kapandjiho (1993) je rozsah anteflexe 35° a retroflexe 60°.

- Lateroflexe

I tento pohyb nejvíce připadá na krční páteř. Rozsahově se velmi podobá i bederní páteři. Pohyb v krční páteři je provázen rotací obratlů, protože kloubní plochy jsou šikmé. Kdyby hrudní páteř nebyla spojena s žebry, byla by nejvíce pohyblivým úsekem páteře ve smyslu lateroflexe (Čihák, 2001). U Lp Kapandji (1993) udává maximální (dále max.) rozsah lateroflexe 20°.

- Rotace páteře

Opět nejvíce stabilní je páteř krční, přičemž většina pohybu se děje mezi C1 a C2. Bederní páteř (dále Lp) má kloubní plošky téměř ve frontální rovině, to omezuje rotaci v bederním úseku. Meziobratlové klouby mají dvojí postavení, které umožní rotaci. Záleží na postavení osy otáčení. V prvním případě stojí osa vpředu, před tělem obratle, rotace probíhá normálně. V případě druhém stojí osa vzadu za trnem obratle. Takto orientovanou osu nacházíme spíše v kyfotické části páteře. V této orientaci osy dochází při rotaci spíše skluzáváním než samotnou rotací a pohyb je omezen vazy. Platí pro lordotické části páteře (Čihák, 2001). Dle Kapandjiho (1974) je max. rozsah rotace Lp 5°.

### 2.2.3 Bederní páteř a pánev

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. Přechod 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.

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; Vleeming et al., 1999). V této části páteře se také nejčastěji setkáváme s anomáliemi jako je např. sakralizace L5, lumbalizace S1 nebo hypoplazie meziobratlové ploténky (Lewit, 1996).

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). Velikost lordózy Lp závisí také na sklonu sakra, podle níž je určena schopnost zachování pružnosti celé páteře v sagitální rovině.

Pánev představuje základ trupu. Má zásadní význam jak pro statiku tak i dynamiku těla. Její držení je důležité pro stabilitu páteře. Na postavení pánve závisí postavení celé páteře. Strukturální vlastnosti pánve určují postavení a tvar bederní lordózy. Gutmann (1965) určil podle tvaru pánve a lokalizace promontoria několik druhů pánve. Rozlišují pánev asimilační, normální a pánev se sklonem k přetěžování. U asimilační pánve nalézáme plochou bederní páteř a u přetěžované pánve nacházíme zvýšené zakřivení Lp.

### **2.2.3.1 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; Vleeming et al., 1999; Cailliet, 1995).

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). 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; Cailliet 1995).

Nelson (1995) 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) charakterizuje 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). Vleeming et al. (1999) 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.

## **2.2.4 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). 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.

### **2.2.4.1 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 Norris, 2000, in Alam, 2002; in Panjabi, 2003;).

#### **➤ Aktivní subsystém**

Dle Kapandjiho (1993) označován také jako dynamická stabilita páteře. ASy se podílí na podpoře stability prostřednictvím svalů intersegmentálních i povrchových (Kapandji, 1993; Dylevský, 2009; Alam, 2002). Kromě toho, že zajišťují stabilizaci hybných segmentů, snižují také vertikální tlak na meziobratlové destičky, a tím se podílejí na zabezpečení vzájemných poloh jednotlivých obratlů. Podle Vleeminga (1999) jsou pro pohyb páteře primárně stěžejní mm. multifidi, m. gluteus maximus a m. biceps femoris. Oproti tomu Christophy et al. (2011) uvádějí erectory páteře a abdominální svaly, zejména m. rectus abdominis. Panjabi (1990) uvádí svaly podílející se na stabilitě bederní páteře, kam patří vzpřimovače trupu, břišní svaly a m. psoas



major et minor. Velkou měrou přispívají ke zmenšení tlaku, kterému je Lp vystavena (Panjabi, 1990). Břišní dutina se chová jako viskózně-elastický sloupec, který tvoří oporu bederní páteři, pokud jsou jeho stěny pevné (Kolář, 2006; Lewit, 1996). Pokud je špatná aktivita břišních svalů, bránice nemá dostatečnou oporu a dochází k přetížení svalů, kostěných i kloubních struktur. Koordinovaná aktivita břišních svalů, bránice a svalů pánevního dna vytvářejí a korigují nitrobřišní tlak. Chybný dechový stereotyp, špatné postavení hrudního koše a s tím spojená nestabilita páteře bývá většinou ruku v ruce provázena i chybnou funkcí břišních svalů projevujících se diastázou.

#### ➤ Pasivní subsystém

Kapandji (1993) uvádí jako statickou stabilitu. Stabilita PS je zajištěna obratlovými těly, facetovými klouby a jejich kloubními pouzdry a spinálními ligamenty (Alam, 2002; Dylevský, 2009). 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). 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; Věle, 2006).

#### ➤ Nervový subsystém

NS zajišťuje zpětnovazebnou kontrolu pro stabilní 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 pozátěžové 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). Pracují-li tedy všechny tři subsystémy v harmonii, zajistí stabilitu a neutrální postavení páteře.

### **2.2.5 Instabilita páteře**

Instabilita páteře je obecný pojem a lze pod ní řadit téměř všechny degenerativní změny páteře. Alam (2002) 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, hernií 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.

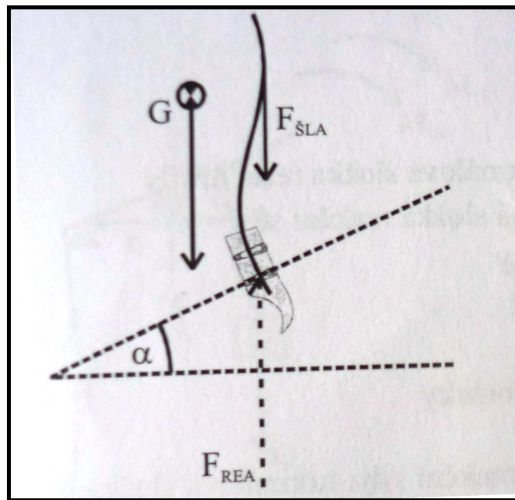
White a Panjabi považují za instabilitu páteře ztrátu její schopnosti odolávat fyziologické zátěži, kdy nejsou přítomny neurologické potíže, větší deformity páteře nebo bolesti omezující pohyblivost (O'Sullivan, 2000; Alam 2002; Panjabi, 2003; Demoulin et al., 2007). Nigemann (2011) popisuje instabilitu páteře deformitami obratlů, skloubení a vazivového aparátu. McGill (2007) definuje instabilitu jako ztrátu funkce kloubního spojení a vazivového aparátu následkem poranění nebo mechanického opotřebení vazivově kloubních struktur. Dle Norris (2000) 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). Cook et al. (2006) a Demoulin et al. (2007) ve svých pracích rozlišují instabilitu páteře patrnou na RTG snímcích a instabilitu funkční. V prvním případě dochází v sagitální rovině k posunu jednoho obratle vůči druhému o více jak 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).

Pro naši práci je nejvýstižnější definice dle McGilla (2007) a Norrise (2000).

### 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. Během stoje působí z 15-20% na páteř síly, které jsou přenášeny mezi přilehlé obratle prostřednictvím facetových kloubů, zbytek zátěže absorbují intervertebrální disky. Váha kolem 100kg může snížit ploténku až o 1,4 mm (Norrise, 2000).

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



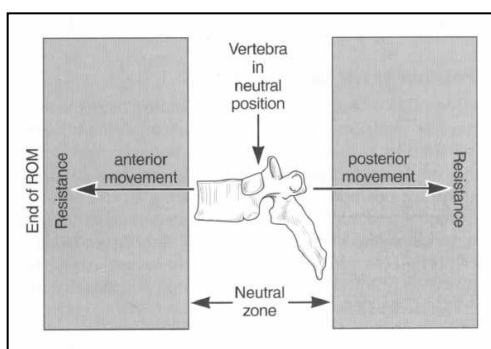
**Legenda k obrázku 2:**  $F_{SLA}$  – tahová (šlachová) síla vzpřimovačů;  $G$  – tíhová síla;  $\alpha$  – úhel sklonu ploténky;  $F_{REA}$  – velikost reakční síly, která určuje namáhání ploténky.

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).

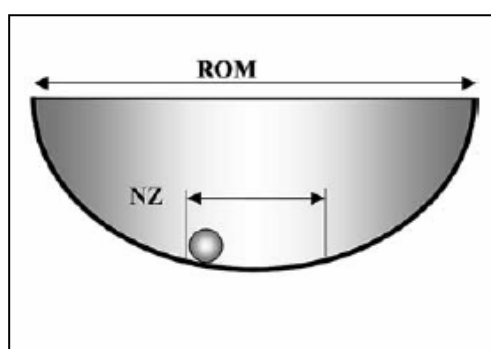
### 2.3.1 Neutrální zóna páteře

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; Panjabi, 2003; Norris, 2000 a jiní). 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 (1992) při zevní fixaci C páteře, pokles pohybu v NZ o 70% a pouze o 40% v ROM. Pro lepší pochopení přirovnal Panjabi (1992) 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 misky rozsah pohybu ROM. Hlubší a užší miska znamená stabilnější páteř, širší a mělká značí opak (Panjabi, 2003). Zvětšuje-li se NZ, dochází k nestabilitě jednotlivých segmentů a úsek se stává více zranitelným.

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



**Obrázek 4:** ROM a NZ dle Panjahiho (2003, str. 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; Goertzen et al., 2004). 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 scházejí na úrovni mozkového kmene, především v jádrech retikulární formace. Z retikulární formace vycházejí dráhy, které řídí mimovolné pohyby nutné k zaujmutí vzpřímené polohy a udržení svalového napětí, které je předpokladem pro „start“ chtěného pohybu. Činnost retikulární formace je koordinována mozečkem a podřízena mozkové kůře. Mozeček uplatňuje při řízení mimovolných pohybů tak, že ze spousty informací, které přicházejí do mozkového, vybírá ty nejvýznamnější a ostatní potlačí, utlumí. 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).

Na udržení postury se podílí svalová aktivita, která je řízena nervovým systémem (Vařeka, 2002). „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, str. 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).

„Fakt, že člověk v gravitačním poli země udržuje vzpřímenou posturu, lze z jeho strany považovat za zázrak.“ (Latash., 1998, str. 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 výchytkám

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). 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; Wilder, 2011; Mientjes & Frank, 1999).

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

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.

Svaly musí být stále protaženy, aby vzdorovaly gravitaci. Pro vzpřímený stoj je protažení svalů důležité. Šlachová tělíska nás informují o přetížení segmentu, mají vyšší práh dráždivosti než svalová vřeténka. Protaháním svalu dostáváme důležitý zdroj facilitace (Trojan et al., 1991; Králíček, 1995).

Proprioceptivní reflexy mají význam při zajištění a řízení svalového tonu, potřebného pro udržení vzpřímené polohy a konání pohybů. Změny délky a napětí svalů dráždí šlachové i svalové receptory. Svalová vřeténka a šlachová tělíska zpětně ovlivňují svalový tonus. Když se sval zkracuje, klesá dráždivost svalových vřetének, gama systém zajišťuje současné zkrácení vřetének intarfuzálních vláken, a tím zachování dráždivosti při nové délce svalů. Gama systém zajišťuje přiměřené svalové napětí (Trojan et al., 1991).

Pacienti s instabilitou Lp mají zhoršenou propriocepci z této oblasti a snížené psychomotorické tempo (Vacek et al., 2011; Hodges & Moseley, 2003). To vede k opožděné a programově zhoršené posturální reakci na náhlou destabilizaci postury v sedě i ve stoje a výrazně se tento deficit snižuje při vyřazení zraku. Jedinci mají zhoršenou propriocepci s bilaterální asymetrií. Za zhoršením lze hledat vliv

opakovaných mikrotraumat centrálně nedokonale naprogramovaných stabilizačních svalů, změnu citlivosti receptorů ve svalecth vlivem chronického přetěžování. S deficitem posturální kontroly vzrůstá pravděpodobnost další traumatizace struktur Lp (Vacek et al., 2011). 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.

McPartland et al. (1997) porovnávali u zdravých jedinců a jedinců s chronickými bolestmi krční páteře (dále Cp) stoj na 1 DK po dobu 30s. Horší balanci vykazovali jedinci s bolestmi Cp. Mientjes and Frank (1999) popisují u jedinců s LBP větší titubace, posun COP dorzálně a zhoršenou schopnost stoje na 1 DK.

Proprioceptivní vstupy ze svalů DKK a trupu hrají důležitou roli při udržování posturální stability. Brumagne (2004) zkoušel 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. Sensorický deficit může být vyvolán deficitem určitého segmentu např. jeho znehybněním ze strachu z poranění nebo vyvolané bolesti. Posturální řetězení je důležité pro posturální stabilitu převážně v lumbopelvicke oblasti. Změna propriocepce může být důvod opakovaných remisí bolestí (Brumagne, 2004).

## **2.5 Svalové řetězce**

Vazivovými nebo kostními strukturami jsou jednotlivé svaly propojeny do funkčních celků. Svaly propojující pohybový segment se dvěma pevnými strukturami tvoří svalovou smyčku. 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).

Steidler popisoval pohybový řetězec současným zapojením více kloubů do komplexního pohybu (Krobot, 1997). „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, str. 314).

Nemusí pracovat vždy jen jeden, 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.

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; Kapandji, 1993).

„Existence funkčních smyček a řetězců umožňuje vznik vzdálené přenesené motorické poruchy.“ (Véle, 2006, str. 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 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).

Protože jsou svalová řetězení předmětem naší studie, budeme se k jednotlivým řetězením více věnovat v následující kapitole.

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

Příčin LBP je mnoho, podoby sekundárně změněného svalového aparátu jsou rozličné a vnímání bolesti je také u každého jedince jiné. Některé školy učí cílenou aktivaci převážně břišních svalů jako prevenci a terapii. „Celá vlna zaručeného



posilování hlubokého stabilizačního systému byla občas vytržena z konceptu. Byl to profesor Janda, který poukazoval na potřebu hledat ne izolované posilování hlubokých stabilizačních svalů, ale soustředit se na fyziologickou aktivaci celého stabilizačního svalového systému. Takovou, kdy jsou jednotlivé svaly ve správném pořadí a ve správném vzájemném poměru síly fyziologicky aktivovány.“ (Vacek et al., 2011, str. 113). 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).

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. propioceptivní neuromuskulární facilitace).

Cílem terapie je obnova a fixace správných pohybových programů. Takové pohybové programy podle 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**

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 Smíška:

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.

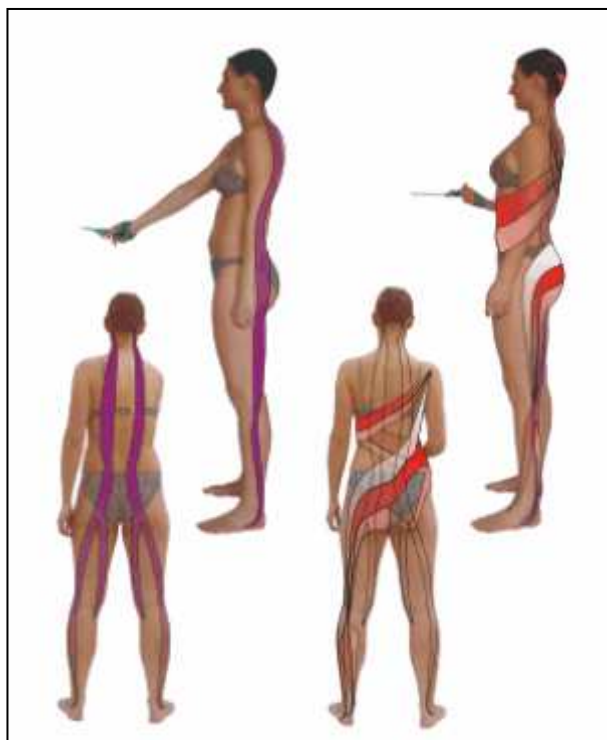
## 3. stupeň – „Kotvní lana stožáru“

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. *mm. 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 napřímění. 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 napřímění 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 5:** Vertikální svalový řetězec (relaxovaný stoj). Spirální svalový řetězec (aktivní napřímení). (SMÍŠEK, 2009, str. 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. 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

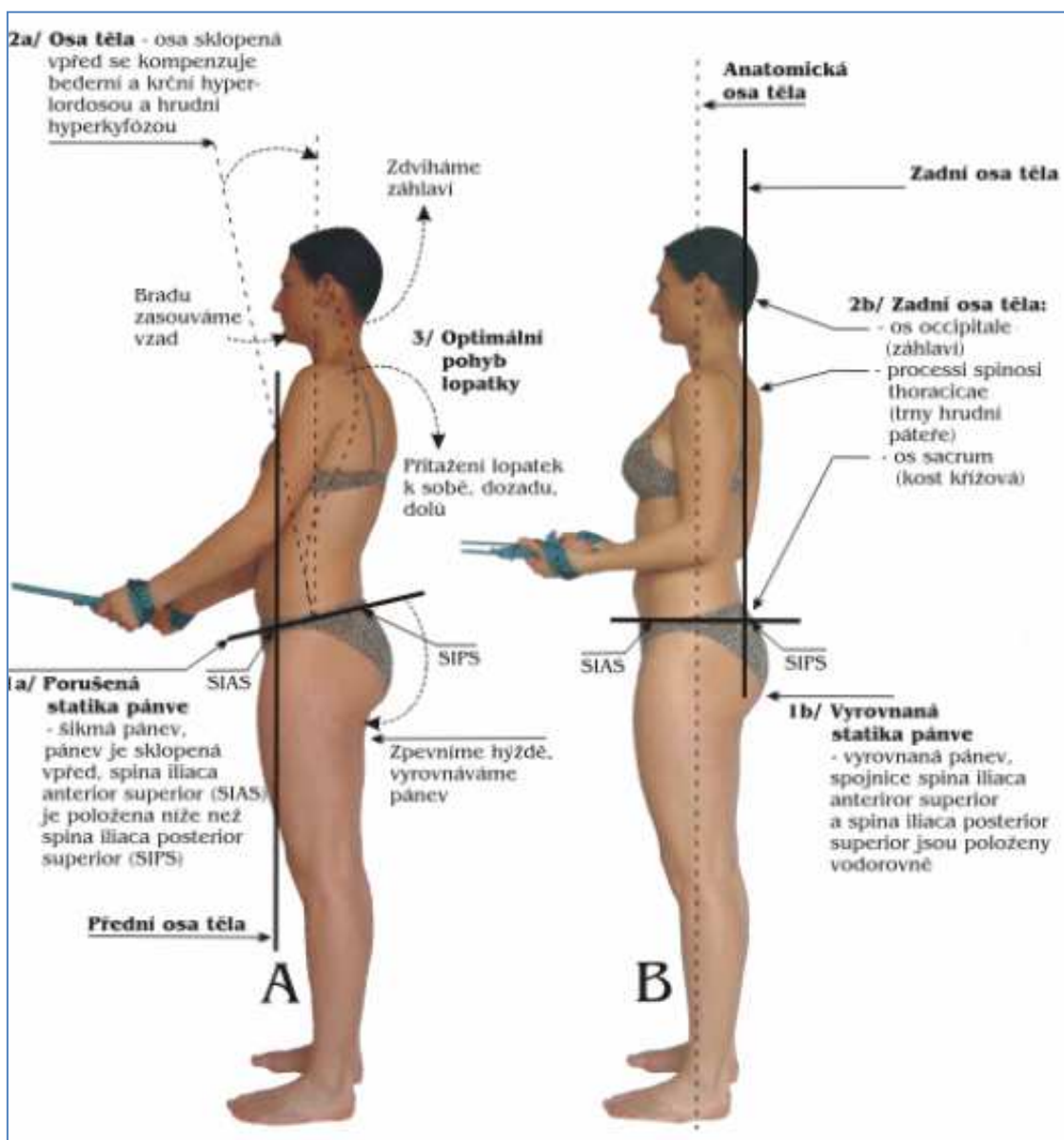
Jednotlivé svaly se v rámci svalových řetězců ovlivňují. Pokud jsou určité svaly málo aktivní, ovlivňují směrem k nižší aktivitě také další svaly daného řetězce. Proto se nikdy nemůžeme bavit pouze o dysfunkci jednoho svalu, ale vždy o dysfunkci celého řetězce. Poté lze upřesnit, v které jeho části je 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 hypertonem 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 6: Aktivní a pasivní držení těla (SMÍŠEK, 2009, str. 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

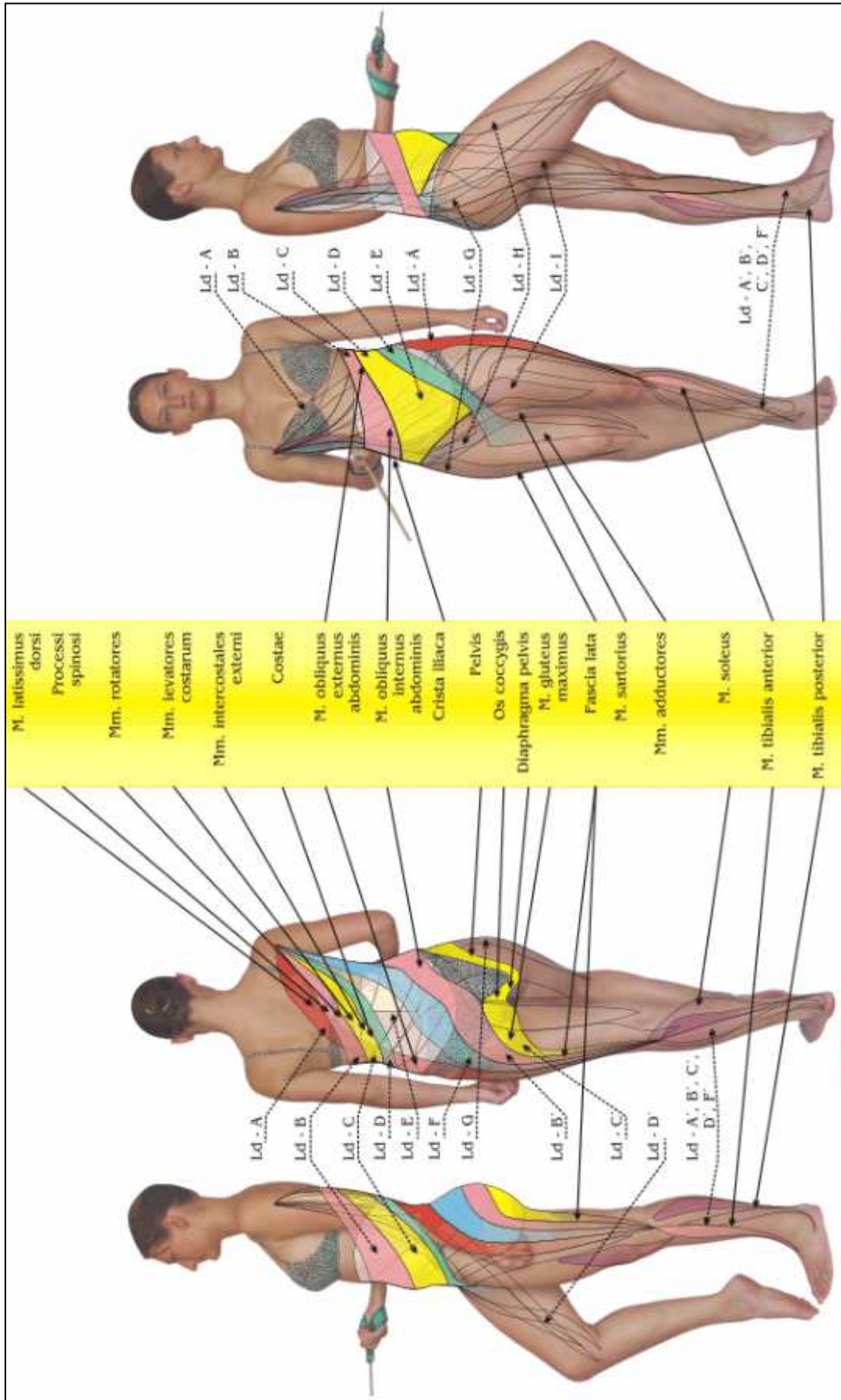
Degenerace meziobratlových plotének je způsobena tím, že při nefunkčních spirálních SŘ nedochází při chůzi k fyziologickému napřímení a zkrácení páteře. Proto není ploténka vystavena „ždímacímu pohybu“, který je předpokladem k pumpovému mechanismu její výživy. Namísto střídání odlehčení a tlaku je vystavena 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 fasciae latae KL → m. sartorius KL → mm. abductores KL → m. soleus KL → m. tibialis anterior et posterior KL. (viz obr. 7)

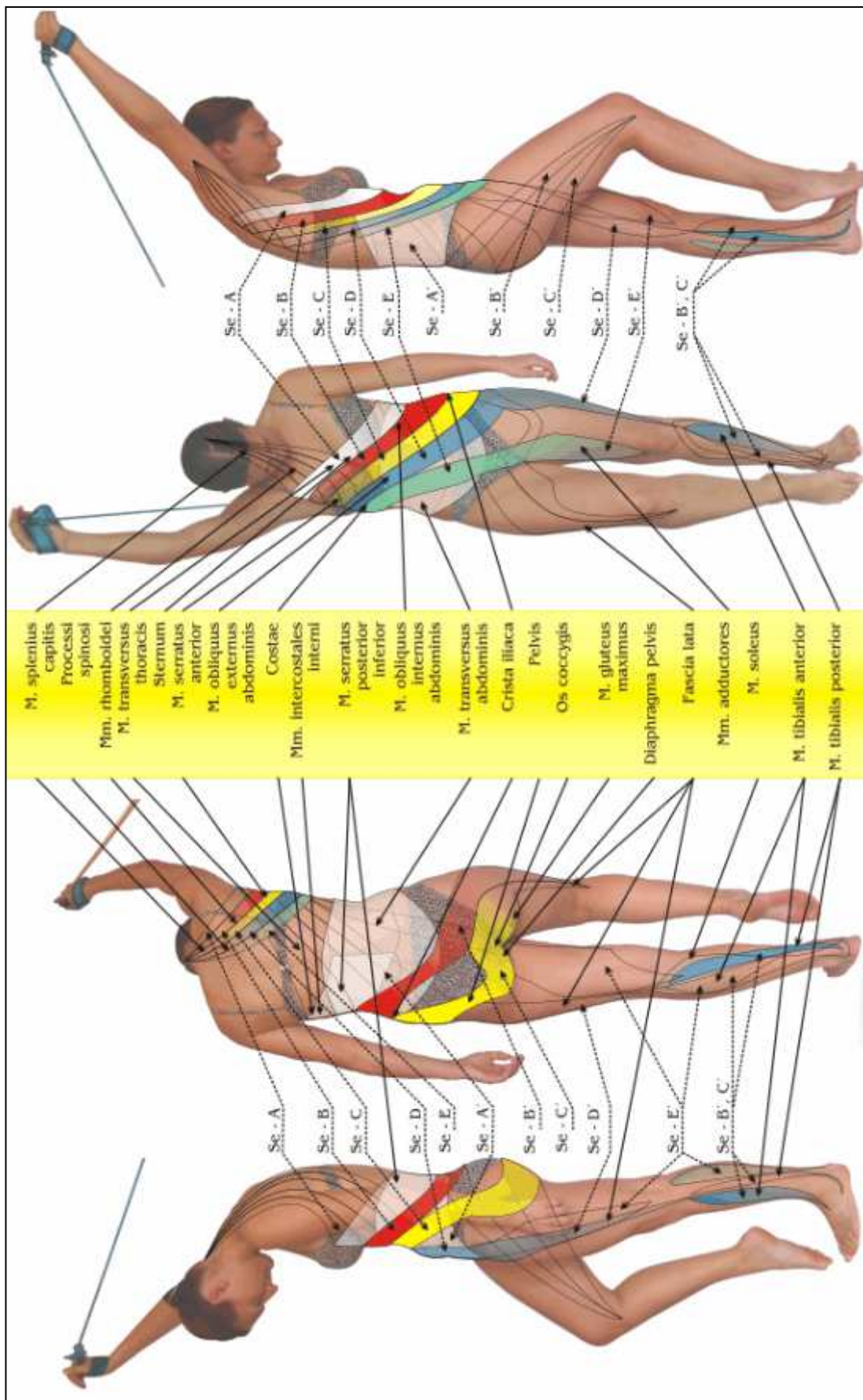


Obrázek 7: Spirála latissimus dorsi

- 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 fasciae latae IL → mm. adductores IL → m. soleus IL → m. tibialis anterior et posterior IL. (viz obr. 8)

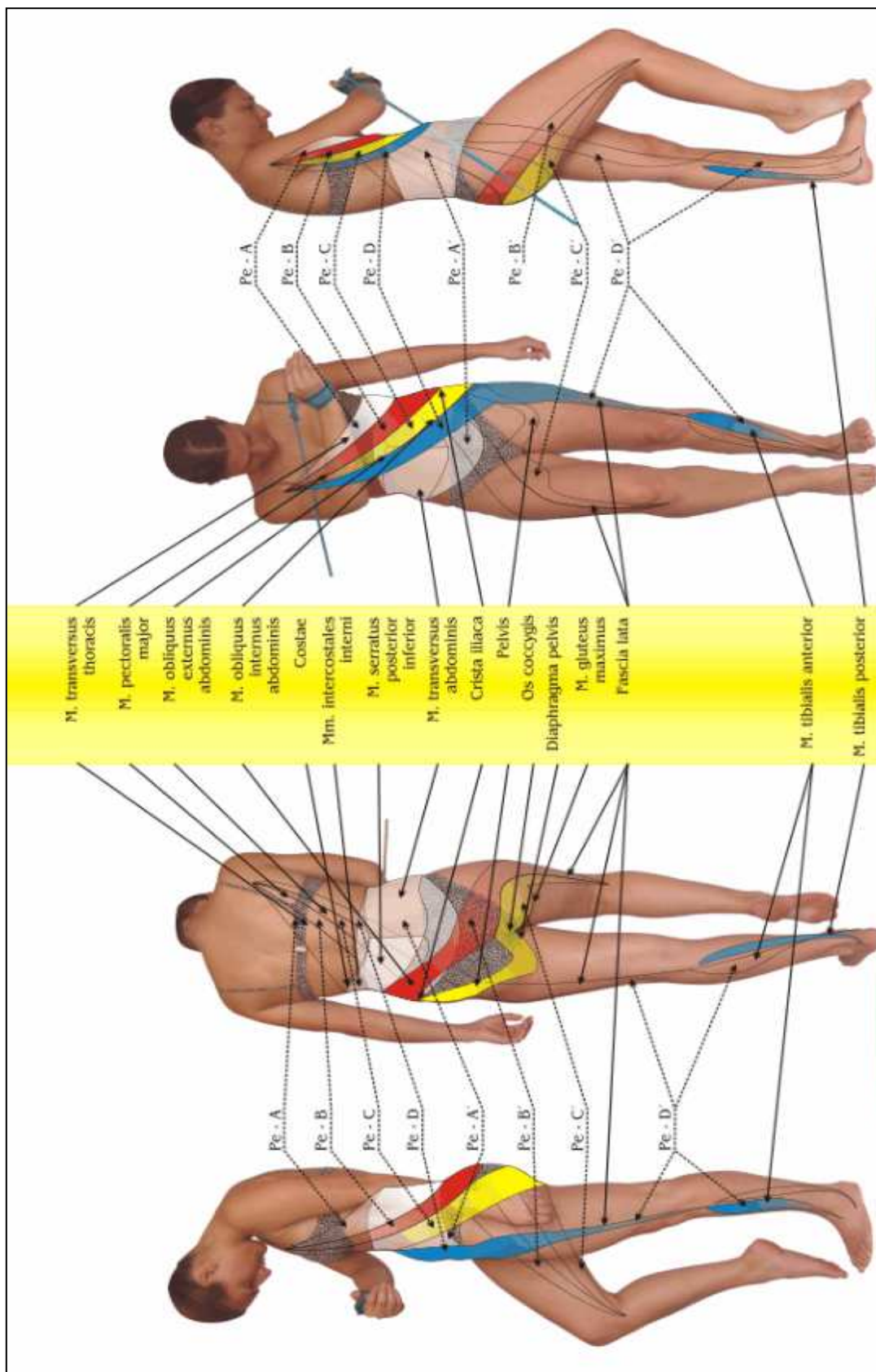




Obrázek 8: Spirála serratus anterior (SMÍŠEK, 2009, str. 46)

- Spirála pectoralis major (dále PM)

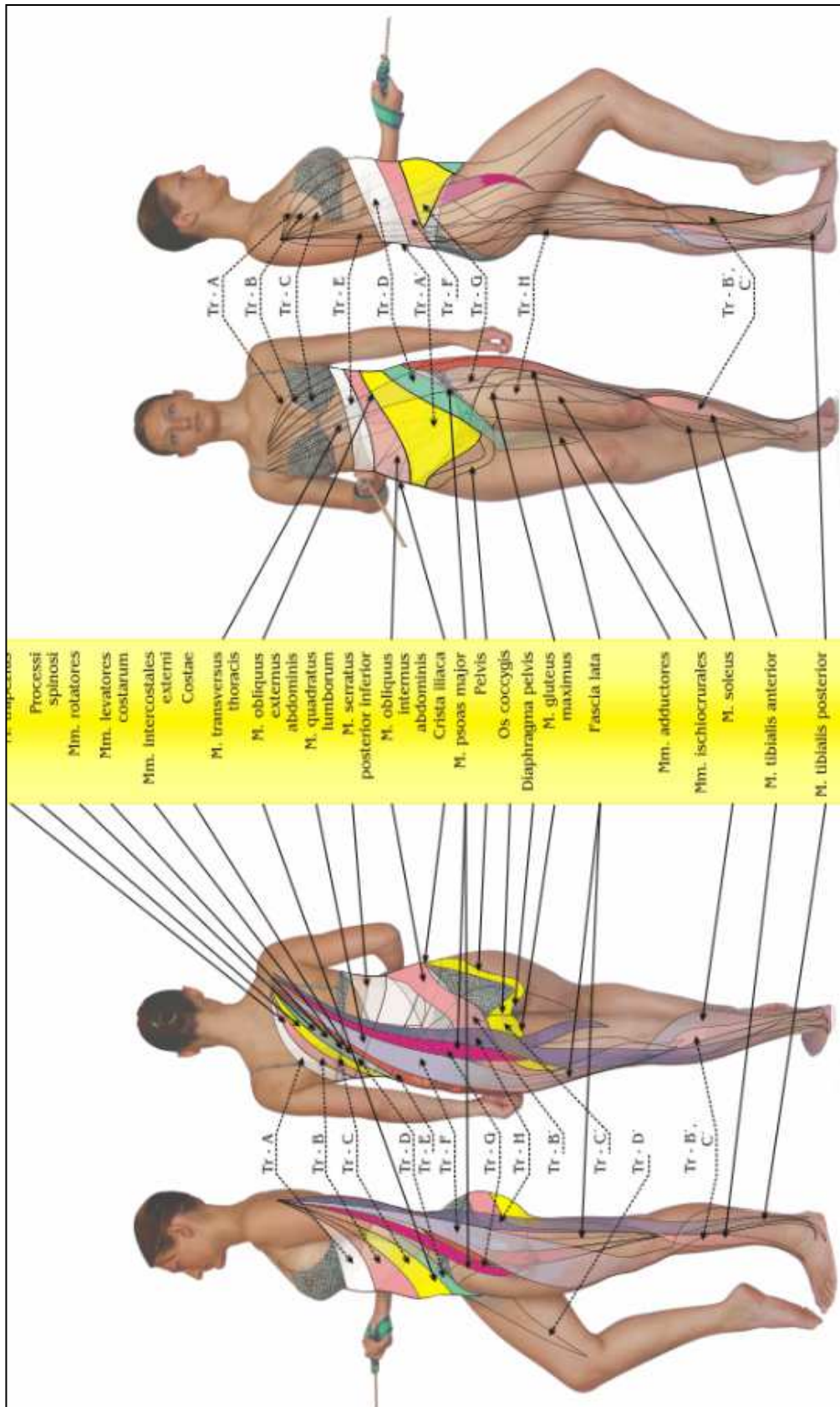
Spirála se aktivuje bočním tahem HK těsně před hrudníkem směrem k ose těla. Na této spirále se podílí m. pectoralis major IL → m. obliquus externus IL → m. obliquus internus abdominis KL → mm. intercostales interni KL → m. serratus posterior inferior KL → m. transversus abdominis IL → svaly pánevního dna; m. gluteus maximus IL → mm. tibialis anterior et posterior IL. (viz obr. 9)



**Obrazek 9:** *Spirála pectoralis major* (SMÍŠEK, 2009, str. 50)

- Spirála trapezius

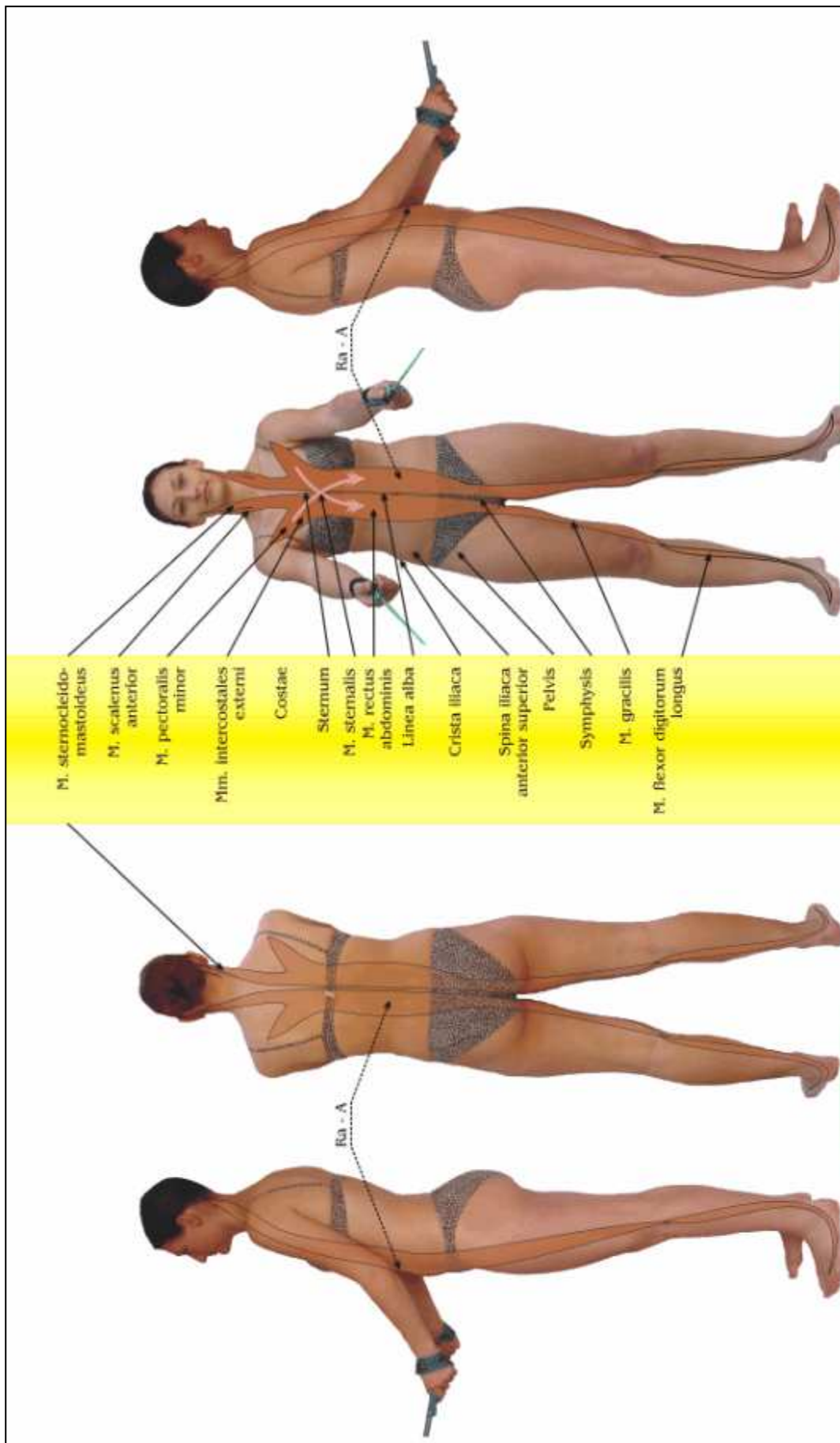
Spirála je aktivována dolními snopci m. trapezius a dále má stejné řetězení jako spirála LD. (viz obr. 10)



Obrázek 10: Spirála trapezius (SMÍŠEK, 2009, str. 52)

- Vertikála rectus abdominis

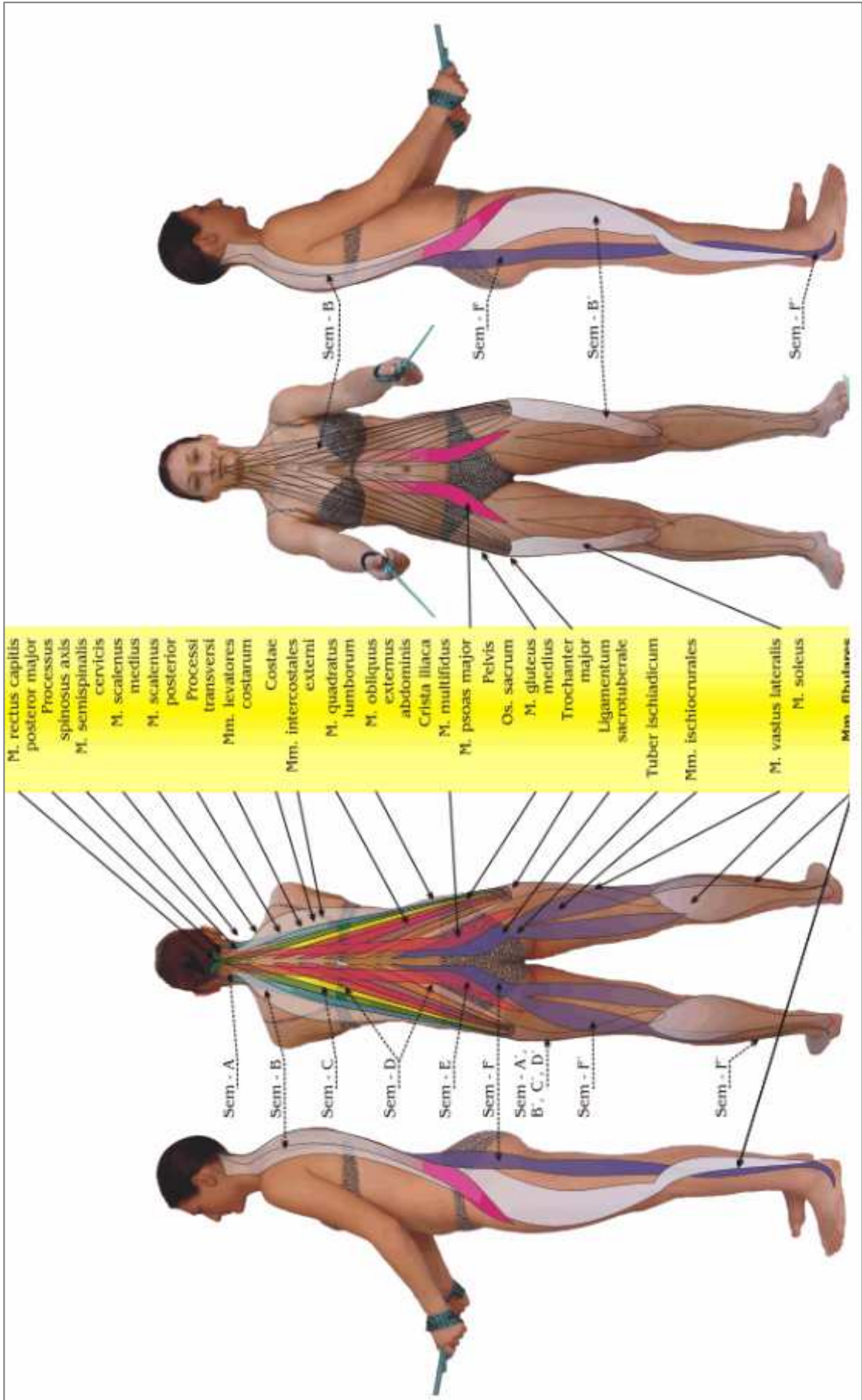
Do této vertikály patří vždy IL m. sternocleidomastoideus, m. scalenus anterior, m. pectoralis minor, mm. intercostales interni, m. sternalis, m. rectus abdominis, m. gracilis a m. flexor digitorum longus. Jak je výše popsáno, podílí se spolu s dalšími vertikálami na klidném stoji. (viz obr. 11)



**Obrázek 11:** Vertikála rectus abdominis (SMÍŠEK, 2009, str. 55)

- Vertikála semispinales - sceleni

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 obr. 12)

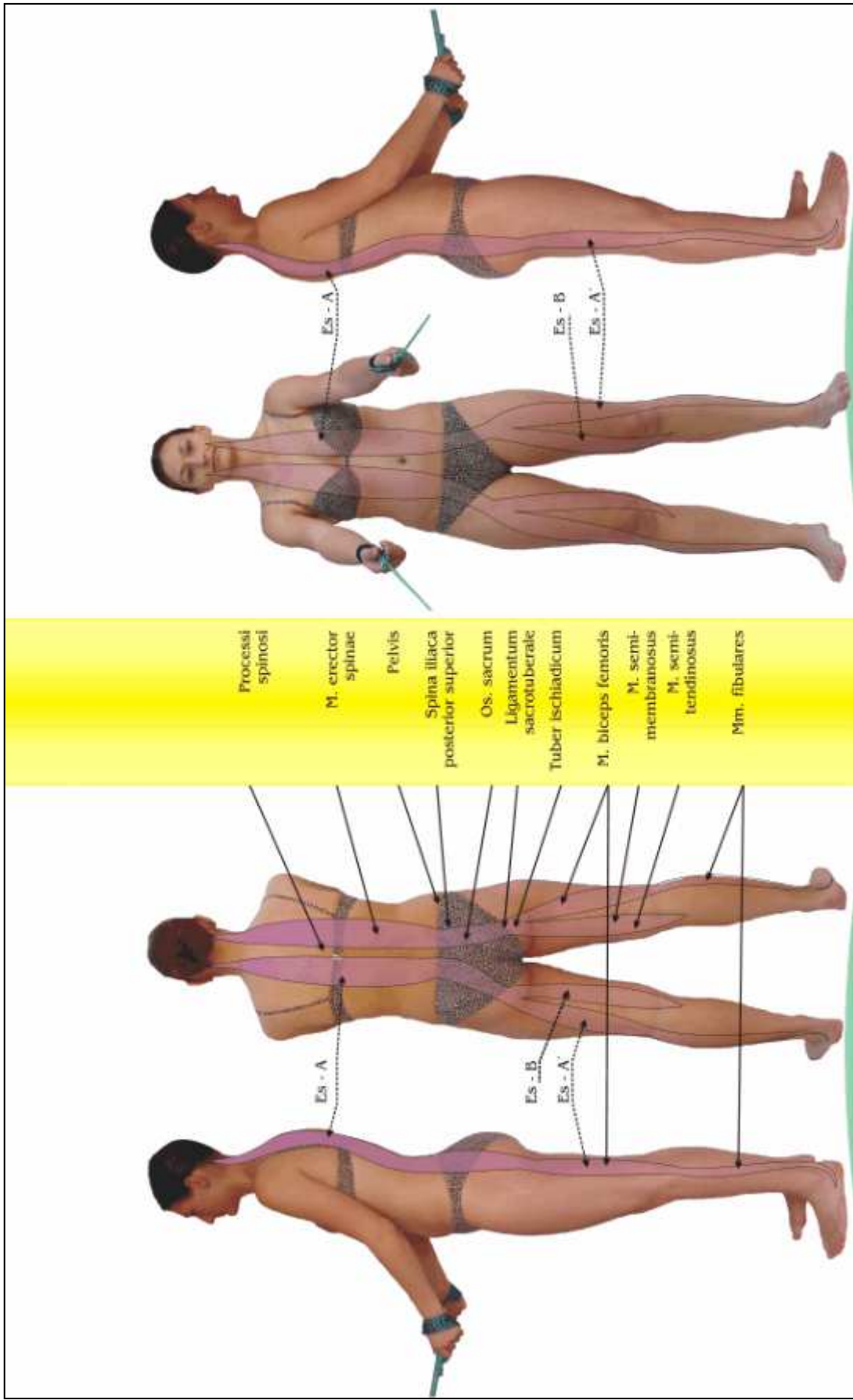


Obrázek 12: Vertikála semispinales - scaleni (SMÍŠEK, 2009, str. 57)



- Vertikála erector spinae

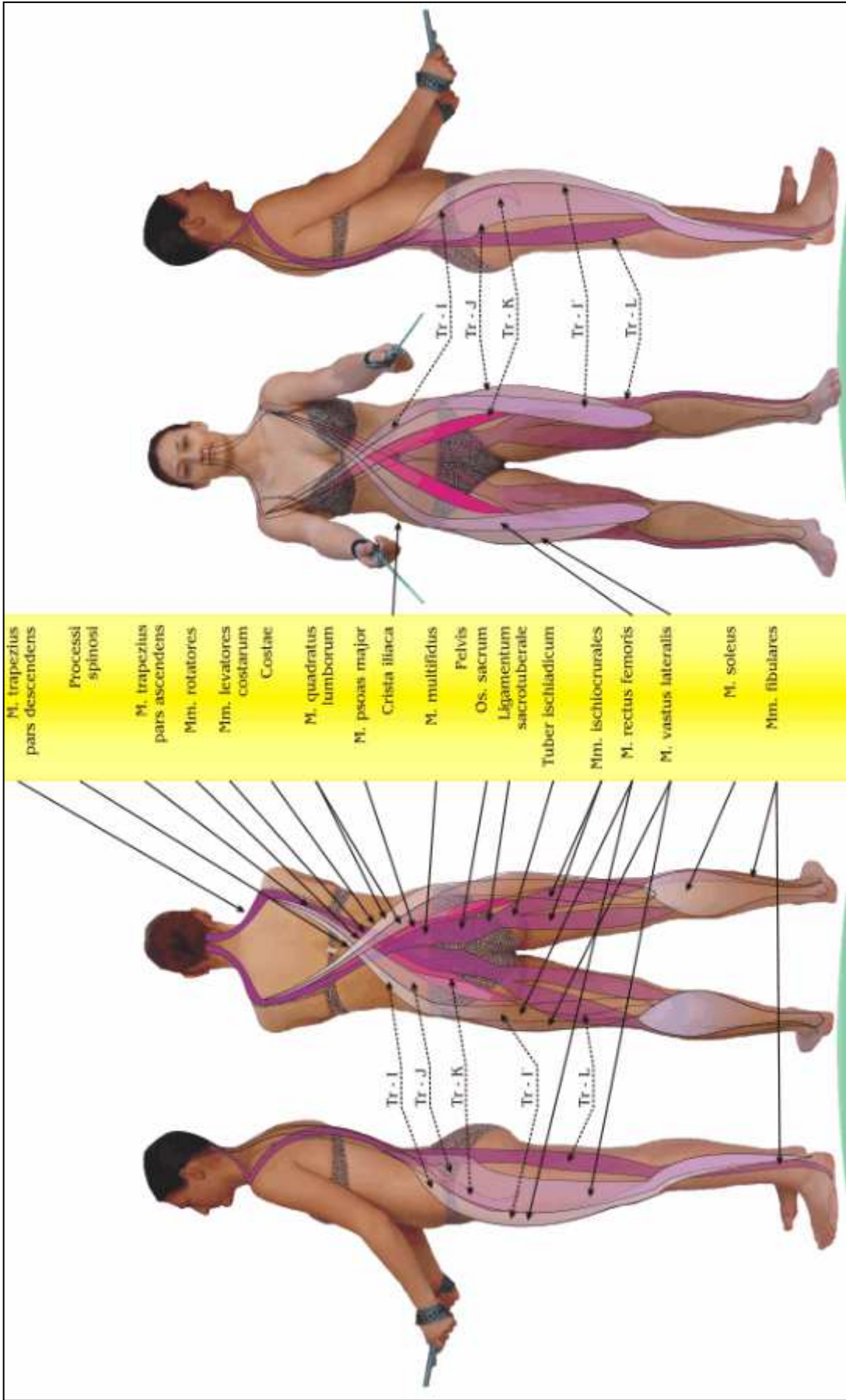
Na této vertikále se účastní 12 mm. erectores spinae, přechází přes pánev a os sacrum na ligamentum sacrotuberale a pokračuje svaly m. biceps femoris, m. semimembranosus a m. semitendinosus až k mm. fibulares. (viz obr. 13)



Obrázek 13: Vertikála erector spinae (SMÍŠEK, 2009, str. 54)

- 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 obr. 14)



**Obrázek 14:** *Vertikála quadratus lumborum* (SMÍŠEK, 2009, str. 56)

## 2.6.4 Praktická část – popis cvičení

### 1. Příprava na cvičení

Každý pacient podstoupí před cvičením terapii měkkými technikami SMS. Tyto měkké techniky vyvinul 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 kraniokaudálním 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 propiocepce pro stimulaci CNS z chodidel. Cvičení vsedě je ochuzeno o plnou stimulaci propiocepce i o plné zapojení svalových řetězců, stejně jako jakékoliv cvičení vleže. Pro výraznou stimulaci propiocepce 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 bylo použito 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 jedna 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 Čákové, Ludmily Mojžíšové, fyzioterapie funkce Clary-Marii Heleny Lewitové apod.).

RTG snímky porovnávající pozici obratlů při relaxovaném stoji (viz obr. č. 15a) a při terapii SM systémem (viz obr. č. 15b). Snímky poskytl MUDr. Smíšek.



**Obrázek 15:** Pozice Lp při terapii SM systém **a)** relaxovaný stoj, **b)** aktivace SŘ



## **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). 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; Staudenmann, 2010). AP je na vlákno přenesen zhruba v polovině délky a pak se rozbíhá opačnými směry, šíří se podél svalového vlákna (Krobot & Kolářová, 2011; Staudenmann, 2010). 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).

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; Staudenmann, 2010).

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 leukoplasti rušivým vlivům předchází. Dále by se mělo při měření eliminovat elektromagnetické vlnění externích zdrojů (Kolářová, 2012).

## 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).

Balance Master System (dále BMS) kvantifikuje aspekty posturální kontroly během volných pohybů, např. chůze, chůze v tandemu, přechod přes schod, výpad vpřed atd. 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).

Podrobné vysvětlení jednotlivých testů je nad rámec této práce. Posturografické testy použité pro vypracování DP jsou popsány v kap. 4.3.2. Průběh měření.

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 volních reakcí. Výsledné hodnoty jsou vyjádřeny relativně vzhledem k pacientově výšce, věku a hmotnosti a jsou porovnávány normativními hodnotami zdravých jedinců příslušné věkové kategorie.

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).

## **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. 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 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 přechodu přes schod.

*H<sub>02</sub>*

Není statisticky významný rozdíl mezi parametry posturografického testu výpad vpřed.

#### **3.2.2 Vědecká otázka č. 2**

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

### 3.2.2.1 Hypotézy k vědecké otázce č. 2

*H<sub>03</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>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 výpadu vpřed před a po terapii.

*H<sub>05</sub>*

Není statisticky významný rozdíl ve velikosti aktivity mm. erectores spinae Lp a mm. erectores spinae Th/Lp a 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 3) U každého probanda byl proveden kineziologický rozbor dle mustru. (viz příloha 4) 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. Pro výpočet indexu laterality jsme použili Cuffův vzorec (Drnková & Syllabová, 1991).

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

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):

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

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 5)

### **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 naboso. Pro snímání klidové svalové aktivity stál proband

v kabině posturografu ve vzpřímeném klidném postoji, 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 standardní 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 kontakt 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 - unilateral stance (dále US) a z modulu Balance Master System přechod přes schod - Step Up Over (dále SUO) a výpad vpřed - Forward Lunge (dále FL).

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

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

#### **Unilateral stance (US) test**

Hodnotí posturální stabilitu během stoje na 1 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) Step up over (SUO) test**

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 schod 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) Forward lunge (FL) test**

Kvantifikuje aspekty pohybové kontroly během výpadu vpřed. Stejně jako u SUO 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 probandi 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 probíhalo opakování cviků a oprava chyb při jejich provádění.

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

na terapie do soukromé rehabilitační ambulance. V obou případech vedly terapii certifikované terapeutky, které absolvovaly 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 nácviku jednotlivých prvků terapeut vstupoval, opravoval chyby a dbal na správnost provedené cviků. Každý proband začínal cviky 1 a 2 (viz příloha 1). Po zvládnutí těchto cviků následovaly cviky 3 a 4 (viz příloha 1). V některých případech se set cviků rozšířil o cviky 5, 6 a 7 (viz příloha 1).

#### **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 probandí 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 před a po jednoměsíční terapii.

###### Vyšetření aspektů:

Vyšetření stoje :

- ve většině případu 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 terapii jeví větší aktivitu při stoji,
- pánev stále v anteverzním postavení,
- stále prominence paravertebrálních svalů, výraznější Th/Lp a Lp,
- gluteální svaly ve srovnání před terapií jeví 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 – stále hypertonus, ale palpace 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 případu 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  $\emptyset$  4 – 5 před i po terapii, probandi, kteří udávali propagaci bolesti do DK, měli na zdravé DK sílu flexorů a extenzorů KYK, KOK i HLK  $\emptyset$  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 řas mezi II a III prstcem
- 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 hned po cvičební jednotce**

### Vyšetření aspektů: (viz příloha 6)

- 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

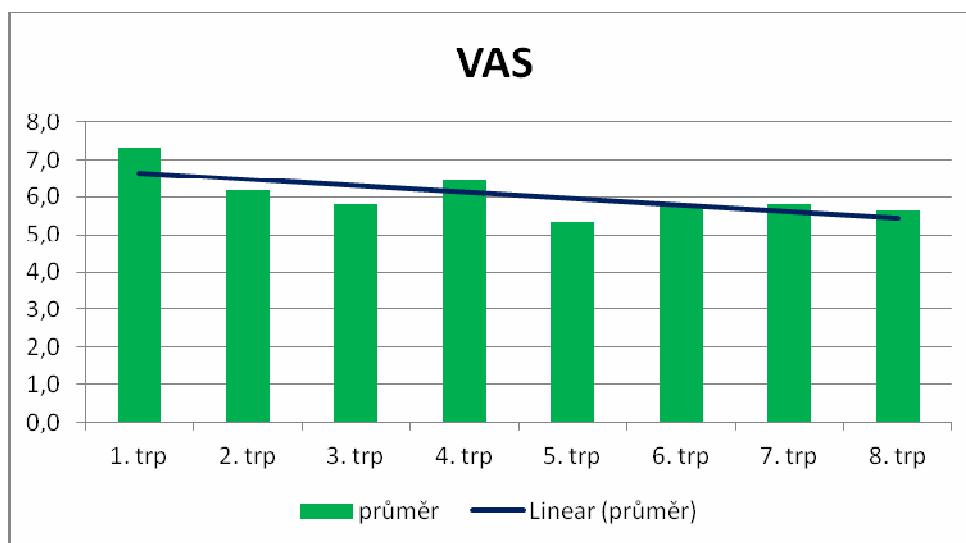
Dílčím cílem bylo zjistit, zdali se změnilы hodnoty klasifikace bolesti dle VAS před a po terapii.

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

**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 při přechodu přes schod a při výpadu vpřed před a po terapii?“

Vědecká otázka č. 1 byla řešena hypotézami  $H_{01}$  a  $H_{02}$ . Ve výsledcích byly zpracovány posturografické parametry testů Step Up Over (přechod přes schod) a Forward Lunge (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. 3 a graficky znázorněna grafy č. 2 a č. 3.



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

**Hypotéza H<sub>01</sub> zněla:** Nemá statisticky významný rozdíl mezi parametry posturografického testu přechodu přes schod před a po terapii.

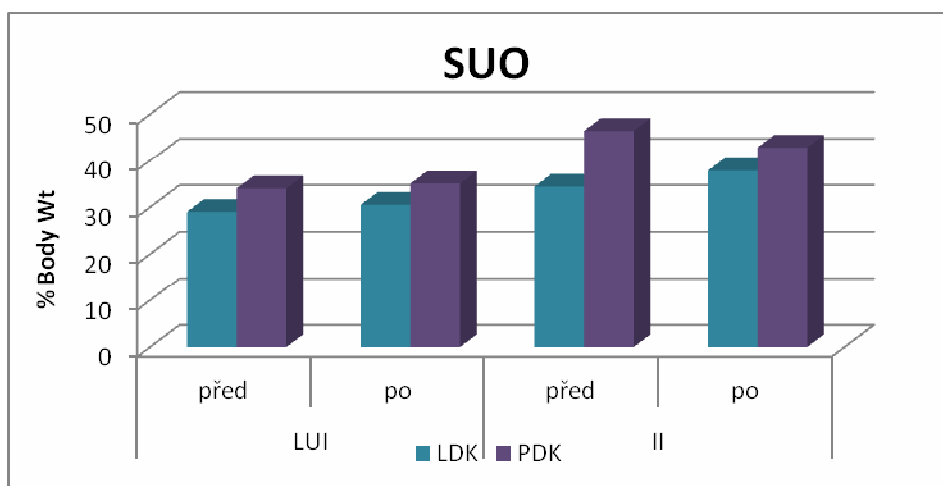
Získaná data byla hodnocena pro všechny tři pokusy.

**Tabulka 2:** Statistické parametry SUO před a po terapii

SUO LDK	LUI před/po		MT před/po		II před/po	
mean	29,1	30,5	2,2	1,8	34,4	37,8
Std. Dev.	3,557	8,114	0,30	0,52	13,51	11,70
p	0,507		0,093		0,445	
SUO PDK	LUI před/po		MT před/po		II před/po	
mean	34,1	35,1	1,8	1,6	46,5	42,9
Std. Dev.	5,01	6,54	0,30	0,34	16,83	10,02
p	0,515		0,26		0,477	

**Legenda k tab. č. 2:** SUO – step up over (přechod přes schod); LUI – lift up index; MT – movement time; II – impact index; mean – průměr udávaný v % k tělesné hmotnosti; Std. Dev. – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

**Graf 2:** Grafické znázornění statistických výsledků SUO před a po terapii



**Legenda ke grafu č. 2:** % Body Wt – procenta k tělesné hmotnosti; LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; LUI – lift up index; II – impact index.

Z tabulky č. 2 vyplývá, že první parametr u přechodu přes schod, lift up index, se po terapii u obou DKK mírně zvýšil. Doba přechodu přes schod se u obou DKK snížila a síla produkovaná v momentě došlapu se u LDK zvýšila a u PDK snížila, jak

je patrné i z grafu č. 2. Žádný z parametrů **nedosáhl hladiny statistické významnosti**  $p < 0,05$ .

**Hypotézu  $H_01$  nezamítáme.**

### 5.3.2 Výsledky k hypotéze $H_02$

**Hypotéza  $H_02$  zněla:** Nemá statisticky významný rozdíl mezi parametry posturografického testu výpad vpřed.

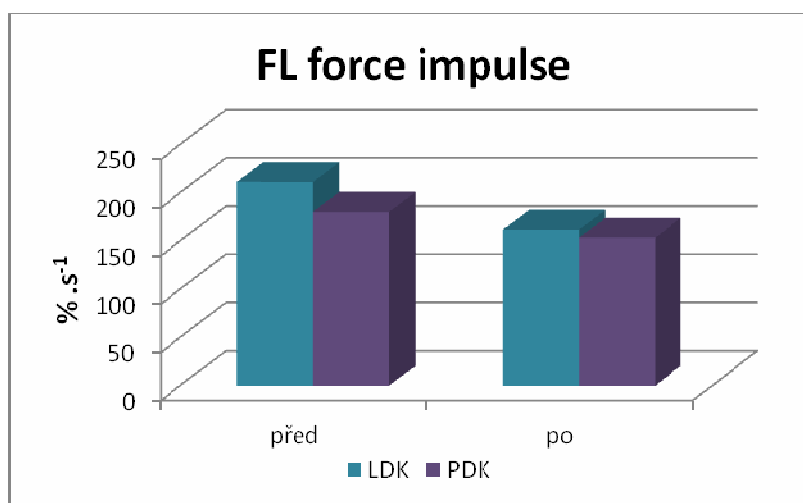
Získaná data byla hodnocena pro všechny tři pokusy.

**Tabulka 3:** Statistické parametry FL před a po terapii

<b>FL LDK</b>	D před/po		II před/po		CT před/po		FI před/po	
mean	42,8	48,1	26,1	31,7	2,1	1,5	211,1	161,7
Std. Dev.	8,4	4,5	11,1	12,3	0,9	0,5	79,0	50,8
P	0,059		0,059		<b>0,005</b>		<b>0,005</b>	
<b>FL PDK</b>	D před/po		II před/po		CT před/po		FI před/po	
mean	44,2	48,6	22,9	34,2	1,7	1,4	180,2	153,4
Std. Dev.	9,1	5,4	9,1	9,9	0,5	0,6	60,3	57,5
P	0,262		<b>0,007</b>		0,74		0,203	

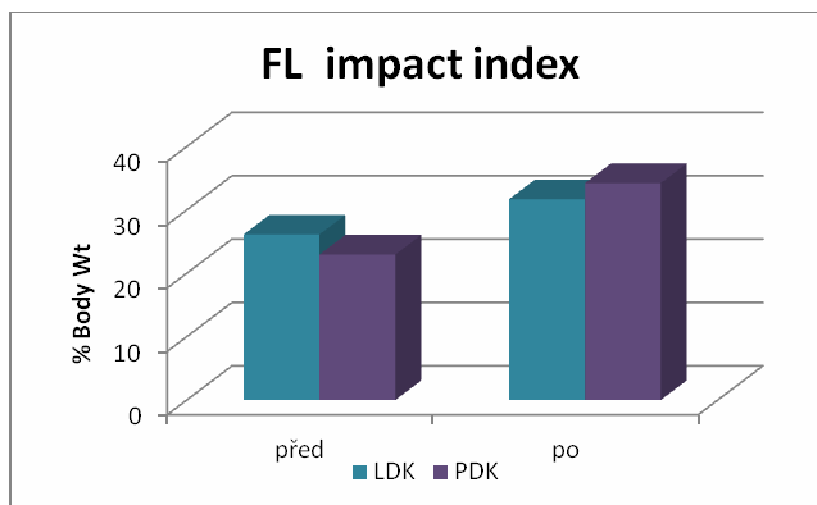
**Legenda k tab. č. 2:** FL – forward lunge (výpad vpřed); D - distance; II – impact index; CT – contact time; FI – force impulse; mean – průměr; Std. Dev. – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

**Graf 3:** Grafické znázornění statistických výsledků FL – FI před a po terapii



**Legenda ke grafu č. 2:** %·s<sup>-1</sup> - procentuální vyjádření síly vzhledem k hmotnosti a času; LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina;

**Graf 4:** Grafické znázornění statistických výsledku Forward lunge – Impact Index před a po terapii.



**Legenda ke grafu č. 4:** % Body Wt – procenta k tělesné hmotnosti; FL – výpad vpřed (forward lunge); II – impact index, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina;

U výpadu vpřed můžeme pozorovat prodloužení délky kroku u obou DKK. U LDK se síla odrazu zvětšila, zvětšení není statisticky významné. **Hypotézu  $H_02$  nezamítáme.**

Průměrná doba potřebná k odrazu LDK se snížila. Síla generovaná LDK při odrazu se také snížila. Oba tyto parametry u LDK dosáhly hladiny statistické významnosti, kdy  $p = 0,005$ . V těchto případech **hypotézu  $H_02$  zamítáme.**

U PDK se síla při odrazu zvýšila a dosáhla hladiny statistické významnosti  $p = 0,007$ . V tomto případě **hypotézu  $H_02$  zamítáme.**

Poslední dva parametry PDK nedosáhly hladiny statistické významnosti  $p < 0,05$ , i když se hodnoty snížily. V těchto případech **hypotézu  $H_02$  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  $H_03$  a  $H_05$ . Sledovaným parametrem byla hodnota svalové aktivity. Jsou hodnoceny průměrné hodnoty 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. 4 - č. 11 a graficky znázorněny grafy č. 4 - č. 8. Grafy uvedené v této kapitole znázorňují nejsilnější korelační vztahy svalů, které nastaly při testech SUO a FL. Grafy č. 10 - č. 17 znázorňují méně silné korelace svalů a jsou uvedeny v příloze. (viz příloha 7)

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>03</sub>

**Hypotéza H<sub>03</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 4:** Korelace mezi m. rectus abdominis horní část a mm.erectores spinae Th/L a L při přechodu přes schod.

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

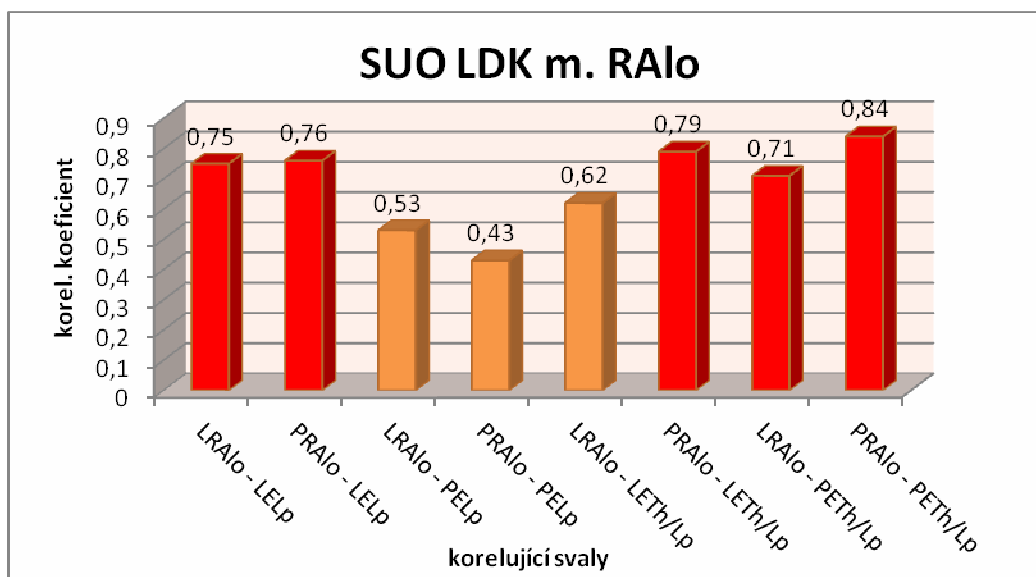
**Legenda k tabulce 3:** LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; KK – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LRAup – m. rectus abdominis horní část vlevo; PRAup – m. rectus abdominis horní část vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp vlevo; PELp – m. erectores spinae Lp vpravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vpravo.

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

Přechod přes schod	LDK		PDK	
	koeficient	p	koeficient	p
LRAlo - LELp	0,75	0,013	0,79	0,006
PRAlo - LELp	0,76	0,011	0,75	0,013
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	0,65	0,043
PRAlo - LETH/Lp	0,79	0,006	0,70	0,025
LRAlo - PETH/Lp	0,71	0,022	0,70	0,025
PRAlo - PETH/Lp	0,84	0,002	0,75	0,013

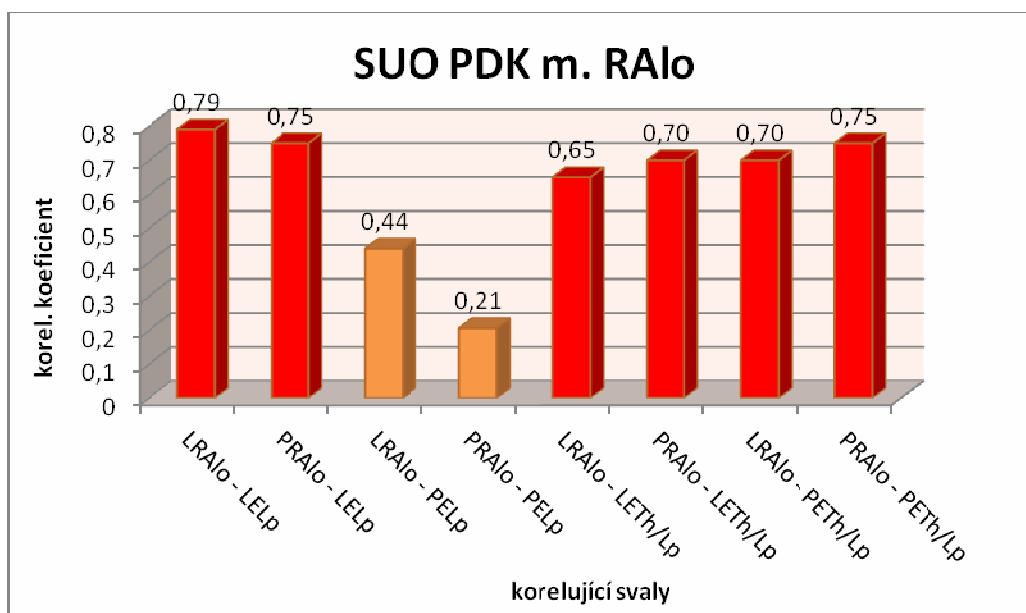
**Legenda k tabulce 4:** LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; KK – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LRAlo – m. rectus abdominis dolní část vlevo; PRAlo – m. rectus abdominis dolní část vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp v pravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vlevo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vpravo.

**Graf 5:** Nejsilnější korelace při přechodu přes schod.



**Legenda ke grafu 5:** SUO – Step Up Over (přechod přes schod); LDK – levá dolní končetina; LRAlo – m. rectus abdominis dolní část vlevo; PRAlo – m. rectus abdominis dolní část vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp vlevo; PELp – m. erectores spinae Lp vpravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vlevo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vpravo; červeně – silné a statisticky významné korelace.

**Graf 6:** Nejsilnější korelace při výpadu vpřed.



**Legenda ke grafu 6:** FL – forward lunge – výpad vpřed; PDK – pravá dolní končetina; LRAlo – m. rectus abdominis dolní část vlevo; PRAlo – m. rectus abdominis dolní část vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp vlevo; PELp – m. erectores spinae Lp vpravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vlevo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vpravo; červeně – silné a statisticky významné korelace.

**Tabulka 6:** Korelace mezi m. obliquus abdominis externus a mm.erectores spinae Th/L a L při přechodu přes schod.

Přechod přes schod	LDK		PDK	
	koeficient	p	koeficient	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 6:** LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; KK – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LOAE – m. obliquus abdominis externus vlevo; POAE – m. obliquus abdominis externus vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp vlevo; PELp – m. erectores spinae Lp vpravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vlevo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vpravo.

Tabulka č. 4 – č. 6 ukazuje vzájemné korelace mezi mm. erectores spinae Th/Lp a Lp a břišními svaly, určené dle korelačního koeficientu. Silné korelace jsou zvýrazněny červeně. U žádné dvojice není korelační koeficient záporný. To znamená, že zvýší-li se aktivita jednoho svalu, zvýší se aktivita i u svalu druhého. Nenastala situace, že by zvýšení aktivity břišní muskulatury souviselo se snížením aktivity erectorů páteře.

**Hypotézu H<sub>03</sub> v některých případech sledovaných dvojic svalů zamítáme na hladině statické významnosti  $p < 0,05$ .**

#### 5.4.2 Výsledky k hypotéze H<sub>04</sub>

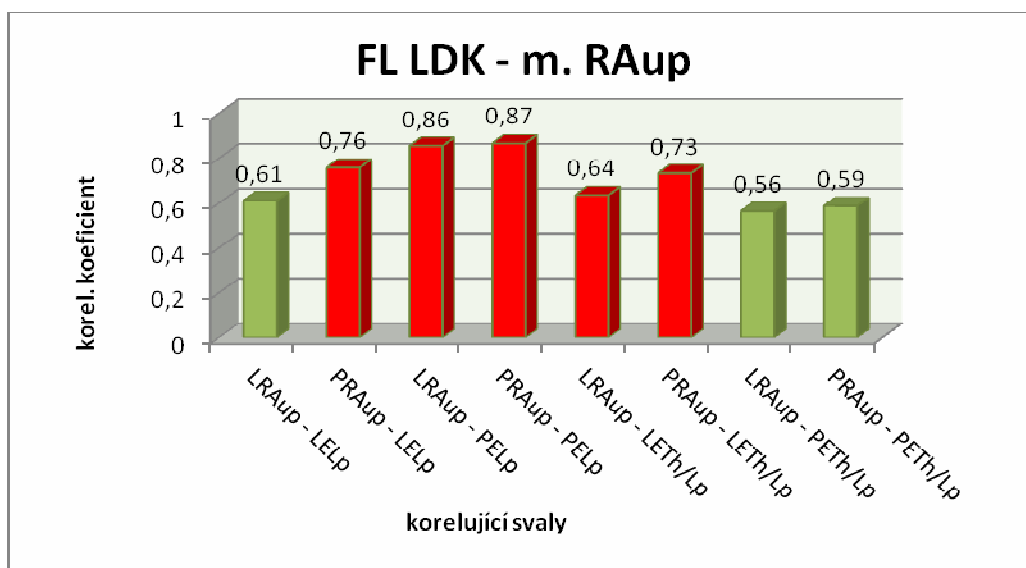
**Hypotéza H<sub>04</sub> zněla:** Není statisticky významný rozdíl mezi vzájemnou aktivitou mm. erectores spinae Lp a mm. erectores spinae Th/Lp - m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus při výpadu vpřed před a po terapii.

**Tabulka 7:** Korelace mezi m. rectus abdominis horní část a mm. erectores spinae Th/L a L při výpadu vpřed.

Výpad vpřed	LDK		PDK	
	koeficient	p	koeficient	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

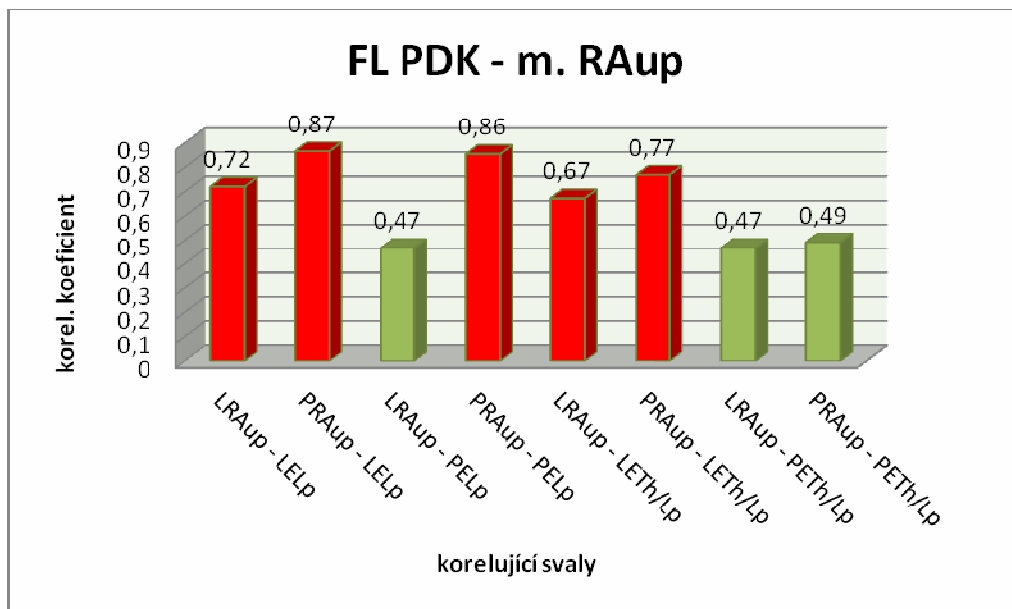
**Legenda k tabulce 7:** LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; KK – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LRAup – m. rectus abdominis horní část vlevo; PRAup – m. rectus abdominis horní část vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp vpravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vlevo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vpravo.

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



**Legenda ke grafu 7:** FL – forward lunge (výpad vpřed); LDK – pravá dolní končetina; KK – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LRAup – m. rectus abdominis horní část vlevo; PRAup – m. rectus abdominis horní část vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp vlevo; PELp – m. erectores spinae Lp vpravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vlevo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vpravo; červeně – silné a statisticky významné korelace.

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



**Legenda ke grafu 8:** FL – forward lunge (výpad vpřed); PDK – pravá dolní končetina; KK – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LRAup – m. rectus abdominis horní část vlevo; PRAup – m. rectus abdominis horní část vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp vlevo; PELp – m. erectores spinae Lp vpravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vlevo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vpravo; červeně – silné a statisticky významné korelace.



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

Výpad vpřed	LDK		PDK	
	koeficient	p	koeficient	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 8:** LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; KK – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LRAlo – m. rectus abdominis dolní část vlevo; PRAlo – m. rectus abdominis dolní část vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp vpravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vlevo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vpravo.

**Tabulka 9:** Korelace mezi m. obliquus abdominis externus a mm. erectores spinae Th/L a L při výpadu vpřed.

Výpad vpřed	LDK		PDK	
	koeficient	p	koeficient	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 9:** LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; KK – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; LOAE – m. obliquus abdominis externus vlevo; POAE – m. obliquus abdominis externus vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp v levo; PELp – m. erectores spinae Lp vpravo; LETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vlevo; PETH/Lp – m. erectores spinae Th/Lp vpravo.

Z tabulek č. 7 – č. 9 je patrné že je vztah 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>04</sub> v některých případech sledovaných dvojic svalů zamítáme na hladině statické významnosti  $p < 0,05$ .

### 5.4.3 Výsledky k hypotéze H<sub>05</sub>

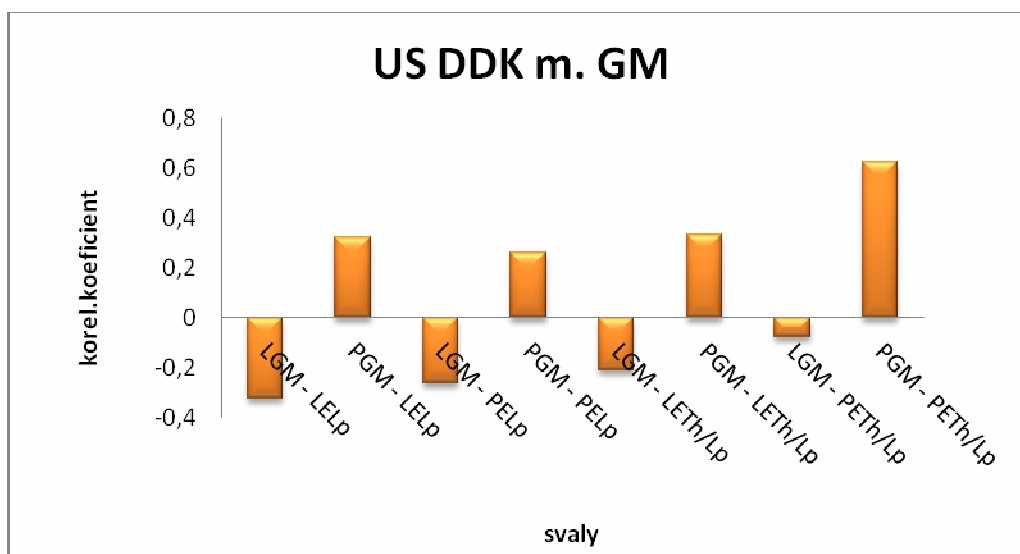
**Hypotéza H<sub>05</sub> zněla:** Není statisticky významný rozdíl ve velikosti aktivity mm. erectores spinae Lp a mm. erectores spinae Th/Lp a m. gluteus medius při stoji na dominantní DK před a po terapii.

**Tabulka 10:** Korelace mezi m. gluteus medius a mm. erectores spinae Th/L a L při stoji na dominantní DK

Unilateral Stance	DDK	
	koeficient	p
DGM - DELp	-0,32	0,365
NGM - DELp	0,32	0,365
DGM - NELp	-0,26	0,467
NGM - NELp	0,26	0,467
DGM - DETh/Lp	-0,21	0,556
NGM - DETh/Lp	0,33	0,346
DGM - NETH/Lp	-0,08	0,828
NGM - NETH/Lp	0,62	0,053

**Legenda k tabulce 10:** DDK – dominantní dolní končetina; KK – korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; DGM – m. gluteus medius dominantní dolní končetiny; NGM – m. gluteus medius nedominantní 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 9:** Korelace při stožení na dominantní dolní končetině.



**Legenda ke grafu 9:** US – unilateral stance (stoj na jedné noze); DDK – dominantní dolní končetina; DGM – m. gluteus medius dominantní dolní končetiny; NGM – m. gluteus medius nedominantní 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 docházelo k vzájemným korelačním vztahům mezi jednotlivými svaly. Můžeme pozorovat i záporné korelační koeficienty, což znamená, že zvýšení aktivity prvního svalu s sebou nese snížení aktivity svalu druhého. V žádném případě ale hodnoty korelačních koeficientů **nedosáhly hladiny statistické významnosti  $p < 0,05$ .**

**Hypotézu  $H_05$  nezamítáme na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .**

## **5.5 Shrnutí vědecký otázek**

### **5.5.1 Vědecká otázka č. 1**

Hypotézu  $H_01$  zamítáme.

Hypotézu  $H_02$  v některých případech sledovaných parametrů zamítáme.

### **5.5.2 Vědecká otázka č. 2**

Hypotézu  $H_03$  v některých případech sledovaných dvojic svalů zamítáme.

Hypotézu  $H_04$  v některých případech sledovaných dvojic svalů zamítáme.

Hypotézu  $H_05$  nezamítáme.

## 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 LBP jako o multifaktoriálním procesu. Příčiny bolestí jsou různé a velmi obsáhlé. Původy bolestí zahrnují 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. Státem jsou vydávány vysoké náklady na léčbu a jen mírná bolest už 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 psychosociální.

Metoda SMS je jednou z možností terapie LBP jakékoli etiologie. Cílem metody je stabilizovat páteř v průběhu pohybu. Ačkoliv je metoda MUDr. Smíškem rozpracovávaná 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 schopnostmi koncentrace. Na terapeuta je kladen velký pedagogický nárok – musí umět klientům dobře objasnit malé využití síly při pohybu. Většina klientů je při cvičení silově zaměřená a potřebuje proto pochopit princip této metody. Poté jsou klienti schopni být motivováni.

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 vyskytovaly 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. 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. Náznak úpravy svalových dysbalancí ve smyslu hypertonus – normotonus, zde je také možno sledovat určitý trend. Po jednoměsíční terapii došlo ke snížení hypertonu v oblasti paravertebrálních svalů a i pelvitrochanterických svalů. Tento poznatek je, pravda, sice subjektivní a záleží na každém terapeutovi, jak jej ohodnotí, ale za plus lze považovat i subjektivní vjem pacienta, který při palpaci již nevnímal bolest a „takové to přeskokování“. Dalším pozitivním poznatkem rozborů byla změna chůze. Subjektivně ji probandi popisovali stabilnější a jistější. Jak je ve výsledcích popsáno, nejdůležitějším částí bylo prodloužení kroku. Je možné, že toto je následkem terapie SMS, který ve svých řetězcích aktivuje ochablé gluteální svaly, správnou aktivací a dá možnost relaxaci m. iliopsoas. Bolest Lp se snížila, probandi, kteří uváděli propagaci i do DK, udávali po terapii snížení nebo odeznění propagace bolesti. Tento argument není brán jako hlavní důvod, nebo snad jediný, který se podílí na úpravě chůze. Ale vzhledem ke skladbě probandů, jejich symptomů, které provázely bolesti zad, můžeme říci, že tyto se v naší studii na úpravě délky kroku podílely.

Nutno také poznamenat, že na úpravy, které by byly zjevné při běžných denních aktivitách, je zapotřebí delší časový úsek než pouze jeden měsíc a větší rozestup mezi jednotlivými měřeními.

Zajímavé bylo, že nedošlo k výrazným změnám hodnot měřených vzdáleností při vyšetření pohyblivosti páteře, ale změnil se její rozsah pohybu v sagitální rovině. Lze předpokládat, že s ohledem na zmizení reflexních změn a úpravu dysbalancí, kdy odezněly příznaky při zkoušce Laséqua, došlo k úpravě napětí v ischiokrurálních

svalech a pohyb do flexe byl umožněn prostřednictvím relativního normotonu svalů. Je dobré mít na paměti, že měřené vzdálenosti v podstatě nemusí mít klinickou vypovídající hodnotu.

V naší práci byl testován také stoj na PDK a LDK. Z hrubého vyhodnocení jsme zjistili, že stabilita stoje na 1DK se zlepšila, i když jen minimálně. Uvědomujeme si, že na posturální stabilitu stoje ať už na 1 DK, nebo na obou DKK má vliv více faktorů, nejen svalová aktivita a koordinace. Stabilita při tomto testu může být ovlivněna zbývajícími složkami podílejícími se na posturální stabilitě, zrak a vestibulární aparát. Dalším vlivem může být vnitřní nastavení organismu, zda-li cítí či necítí jedinec nějaký diskomfort, psychické rozpoložení atd.

McPartland et al. (1997) porovnávali u zdravých jedinců a jedinců s chronickými bolestmi krční páteře (dále Cp) stoj na 1 DK po dobu 30s. Horší balanci vykazovali jedinci s bolestmi Cp. Tyto výsledky nebyly taky statisticky významné. Nejen intersegmentální vazy jsou přetěžované, zkrácené, dysfunkční. Proprioceptivní informace, může být z těchto segmentů změněná nebo zpomalená. I když se na stabilitě stoje podílí více složek než jen svalová, můžeme se domnívat, že výše uvedené důvody mohou ovlivnit stoj na 1 DK.

Popa et al. (2007) dělali studii stability stoje na obou DKK a stabilitu při translaci plošiny. Porovnávala zdravé jedince a jedince s chronickými LBP. Výsledky stability stoje se mezi dvěma skupinami nelišily. Při translaci plošiny, byly výsledky také srovnatelné. Ale u jedinců s LBP byla delší doba mezi stabilními pozicemi. Svou práci porovnávali s pracemi Simoneua et. al. (2006), který zaznamenal u jedinců s idiopatickou skoliózou podobné výsledky. Při stoji, kdy se jedná o statickou záležitost a pro jedince relativně nenáročnou, je stabilita v pořádku. Jakmile se podmínky změní, a i když se jedná stále o statickou záležitost, nároky na stabilitu jsou větší, posturální reakce je zpomalená.

K dysfunkci posturální stability u jedinců s LBP může dojít na základě změněných proprioceptivních informací z oblasti Lp a DKK. Dle výsledků jmenovaných studií se můžeme domnívat, že se stabilita po terapii může zlepšit. Bylo by zapotřebí větší vzorek a delší časový úsek, abychom mohli naši domněnku tvrdit jistě.

## Diskuze k vědecké otázce č. 1

Posturografický test SUO vychází ze stabilního stoje na obou DKK. Na povel teď proband vykročil testovanou DK na schod, druhou překročil schod a testovanou DK přinožil. Test končil opět stabilním stojem na obou DKK. Při FL proband na povel „teď“ provedl výpad vpřed a zpět do výchozí pozice. Byl instruován, aby provedl tak dlouhý a rychlý krok, jak je to podle jeho maximálních možností možné.

Výsledky posturografických testů se lišily, statisticky významné hodnoty se zjistily pouze u FL. U SUO výsledky nedosáhly statistické významnosti. Můžeme předpokládat, že rozmanitost těchto výsledků vyplývá z náročnosti jednotlivých testů. Přejít přes schod je méně dynamická záležitost a je zapotřebí spíše síly a pohyblivosti DKK. Pokud jsou DKK dostatečně silné, pohyb může být vykonán i přesto, že dochází k náhradám stereotypů nebo jejich chybnému provedení. FL je náročný na dynamiku pohybu a je zapotřebí větší svalová spolupráce a koordinace při pohybu. Ve výsledcích nebyl hodnocen stoj na jedné noze, ale byl testován. Srovnáme-li postupně získané výsledky - stoj na 1 DK, SUO a FL, můžeme pozorovat spolu s rostoucí dynamickou náročností testů i významnější změnu výsledků po terapii.

U testu SUO se zkrátila u obou DDK doba vykonání testu, dále u obou DKK vzrostl lift up index. Impact index se zvýšil u LDK a u PDK klesl. U testu FL došlo ke zlepšení u všech parametrů u obou DKK. Zvětšila se distance kroku výpadovou dolní končetinou a impact index. Dále došlo ke snížení parametru contact time a force impuls. Předpokládáme, že dojde-li k posílení svalového korzetu trupu a postupnému vyrovnávání svalových dysbalancí, spolu s odezněním bolestí selepší koordinace pohybu. Jedinec může lépe ovládat jednotlivé části těla, protože není kladený odpor ve smyslu bolesti v segmentu, omezení pohybu atd. V našem případě získává zpět kontrolu nad pohyby DKK při chůzi. Myslíme si, že následkem výše uvedených vlivů došlo ke snížení síly, kterou musí DK produkovat při došlapu u testu SUO i FL. Pro došlap u obou testů je potřeba koordinace a brždění před došlapem. Probandi po terapii dokázali více hlídat došlap a nepouštěli ledabyly DK k podložce. Domníváme se, že je-li propagace bolesti do DK nebo samotná bolest v bedrech je úkon špatně proveden. Jedinec ve snaze aby zkrátil dobu „v nejistotě“ na jedné DK zpomalí odraz, nekoordinovaně dopadne a stejně tak se i hůře odráží zpět, v případě testu FL. Je-li stabilnější stoj, je lepší koordinovaný pohyb a parametry se pozitivně mění.

Přesto, že nedosáhly tyto výsledky statistické významnosti, došlo ke zlepšení parametrů. Opět se opakujeme, při vyšším počtu jedinců ve sledované skupině, by možná výsledky dosáhly hladiny statistické významnosti.

Volpe et al. (2006) hodnotili stabilitu stoje u jedinců s chronickými LBP (dále chLBP) posturografickým testem Sensory organization test (dále SOT). SOT testuje stabilitu stoje v závislosti na změně senzoričtých vjemů. SOT je jeden z modulů Smart Equitest System a testuje se v posturografické kabině. Test se provádí za 6 různých podmínek (otevřené oči – stabilní plošina i kabina; zavřené oči – stabilní kabina i plošina; otevřené oči – pohyb kabiny, stabilní plošina; otevřené oči – pohybuje se plošina, kabina je fixní; zavřené oči – pohybuje se plošina; otevřené oči, pohyb plošiny i kabiny). Porovnávali jsme jedince s chLBP a jedince zdravé. U chLBP se prokázala horší stabilita stoje. Předpokládali jsme, že bolest snižuje jak citlivost periferních segmentů, tak i flexibilitu přenosu informací v CNS, následkem čehož dochází ke změně strategie posturální kontroly. V porovnání s klidným stojem uvádí, že jen minimální pohyb kabiny vyvolal u jedinců s chLBP posturální nestabilitu.

Dynamickou podmínkou výše uvedené studie byla myšlena změna vnějšího okolí vůči stojícímu jedinci. Přestože je naše práce zaměřena na dynamiku pohybu samotného, lze poznatky Volpe et al. využít i v našem případě. Zhoršená propiocepce z periferie svědčí o zhoršení stability ve smyslu nejistoty, ale i pohybu jako takového. Proto lze předpokládat, že při zlepšení výsledků testů SUO a FL mohlo dojít ke zlepšení aferentace z periferie a pohyb byl vykonán stabilněji a ladněji. Probandi sami udávali, někteří určitou dobu po odcvičení jednotky, u jiných převládal pocit i do druhého dne, že se cítí jistěji a lépe chodí. I přes statisticky nevypovídající hodnotu a malý sledovaný vzorek probandů bychom očekávali pozitivní vliv na zvýšení stability při stoji i chůzi.

## **Diskuze k vědecké otázce č. 2**

Naše studie byla zaměřena na změnu svalové aktivity. Očekávali jsme, že po terapii dojde ke zvýšení aktivity abdominálních svalů za současného snížení aktivity erectorů páteře. Protože cílem terapie SMS je podpořit spirální složku stabilizace při pohybu, a tedy utlumit vertikální, do nichž jsou erectory Th/Lp a Lp zařazeny. I při terapii palpujeme-li erectory Th/Lp a Lp, nenacházíme hypertonus.



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) 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). Povrchová EMG snímá spíše povrchově jdoucí svaly, nemůžeme tedy zjistit, zdali v našem případě to tak bylo. Ale lze předpokládat, že se podílejí svaly současně. 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. Ze surového záznamu je patrné, že při měření před terapií, byla aktivita m. RA a m. OAE velmi nízká, zatímco aktivita erectorů byla znatelná. 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 SUO u obou DKK nastalo při zvýšení aktivity pravostranného m. RA horní část i zvýšení aktivity erectorů Th/Lp i Lp bilaterálně. Zvýšení aktivity dolní části m. RA následovalo zvýšení aktivity převážně erectorů Lp. Domníváme se, že tento poznatek souvisí s tvrzením Richardsonové et. al. (2004), že m. TrA a m. MM spolu úzce spolupracují. Z toho tvrzení můžeme vycházet i když aktivita vzniklá m. TrA nemůže být snímána povrchovou EMG. Podíváme-li se u testu SUO na vzájemnou aktivitu erectorů Th/Lp a Lp a m. OAE, nenacházíme žádnou významnou korelaci. Což může být následkem relativně méně dynamického pohybu. Při testování LDK u SUO by mohl tento poznatek napovídat snížené funkci levostranného m. RA, a tudíž druhá část převzala iniciativu. Také by to mohlo napovídat, že při testování PDK nedošlo k dostatečné aktivaci levostranného m. RA (dále m. LRA) a musel být opět aktivnější. Při stožení na jedné DK 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. Lze usuzovat, že při tomto testu byl aktivní více pravý m. RA (dále m. PRA). Je možné, že situace byla pro stožení na LDK namáhavější a nejistá, byla vynaložena velká aktivita, aby LDK mohla projít švihovou fází. Další z možností by mohlo být, že levostranný m. GM (dále m. LGM) byl pro úkon příliš slabý, a aby se PDK dostala přes schod, tak musel zapracovat m. PRA. Při došlapu ze schodu by se mohlo jednat o brzdící mechanismus, aby nebyla LDK volně jen „spuštěna“, 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 probandu s dominancí PDK. Domněnka, že se budou svaly aktivovat v závislosti na testované DK, se nám nepotvrdila.

U testu FL se vzájemná aktivita abdominálních svalů a erectorů Th/Lp a Lp lišila. Při testování LDK můžeme pozorovat zkřížený vzor. Při zvýšené aktivitě horní části m. LRA s sebou neslo zvýšení pravostranných erectorů Lp a naopak. M. PRA následovala zvýšená aktivita levostranně erectorů Lp. Aktivovaly-li se břišní svaly při došlapu LDK, je možné, že byl trup tažen anteriorně, ale zanožená PDK neumožnila pohyb trupu, proto se aktivita erectorů na této straně zvýšila. Nebo již očekávaný pohyb zpět do výchozí pozice naznačoval tah erectorů Lp. Pokud bychom vzali vzájemnou aktivitu komplexně, naznačovalo by nám to, že zvýšená aktivita celé horní části m. RA souvisí s aktivitou erectorů Lp páteře bilaterálně. Spíše se domníváme, že je aktivita spojena s bržděním trupu při pohybu a následnou spoluprací při vracení se zpět do výchozí pozice. Při testování PDK se vzájemná aktivita jevila jinak. Došlo k aktivitě horní části m. RA a levostranně erectoru Lp a zvýšení aktivity horní části m. RA následovalo zvýšení aktivity erectorů Th/Lp. M. OAE dle výsledků naší práce je aktivnější levostranně a koreloval s erectory Th/Lp bilaterálně.

Z výsledků naší práce je zřejmé, že dochází k vzájemné aktivitě ventrodorzální muskulatury, že svaly spolupracují. 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.

Richardson et al. (2004) 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 nácviku 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.

Larsen et al. (2008) nezaměřil svou studii na jedince s LBP, ale zabýval se stabilitou u starších lidí a poruchou stability kloubů DKK při chůzi, ale jeho domněnku lze uplatnit v podstatě i na bolestí ovlivněné jiné segmenty. Popisuje, že vyšší svalová aktivita je při chůzi u starších lidí připisována kompenzačnímu mechanismu, který podporuje stabilitu segmentu. Antagonistická kontrakce může být důležitá při rozložení sil zatěžujících kloubní plochy. Tímto mechanismem dojde ke snížení intraartikulárního tlaku a sníží se bolestivost v kloubu, která následně umožní lepší pohyblivost.

Jak už jsme se výše zmínili, Richardson et al. (2004) popisuje 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 erectory Th/Lp a Lp. Tento vztah hodnotíme kladně, protože pro stabilizaci trupu je vzájemná spolupráce erectorů páteře a břišních svalů důležitá.

Při testech SUO a FL 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 jedince, výsledky se mohou různit i dle preferované DK jedincem.

### **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. Ovlivnit včasnou terapií, jejímž výsledkem by mělo být odstranění, zmírnění nebo zabránění opakovaným recidivám bolesti. Terapií v raných stádiích rozvíjení bolesti, jež může být známkou postupného navyšování degenerace segmentů, jsme schopni preventivně zasáhnout do patologických procesů a zmírnit nebo zpomalit rozvoj příznaků. Ne vždy je operativní řešení dobrá volba. Necháme-li bolest a s ní degenerativní proces rozvinout do limitujících stavů, nemusí být vždy pozdě s terapií začít. Ale bolest bývá už taková, že jedinci raději často volí operativní řešení. Výsledek nemusí znamenat jasné

odstranění bolesti, může nastat i zhoršení nebo prohloubení patologie. A jedinec může odcházet zklamán a dále psychicky deprimován.

V rámci terapie by měl jedinec s poruchou hybného systému (v našem případě nestabilita Lp) dostatečně vnímat postavení segmentů a sám na sobě rozeznat vzpřímené držení vlastního těla. Teprve vnímání polohy a pohybu jednotlivých kloubů vede k pochopení jejich funkce (Véle, 2006). Je-li učení se vnímání pohybu i 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 vzory doplňují a obohacují. Potřeba uskutečnit pohybový záměr je u jedince silná, a pokud je to jen trochu možné, je pohyb vykonán. Pohyb se tak odehrává náhradním pohybovým vzorem (Čápová, 2008). Bolest, jako faktor vnitřního prostředí, do pohybových vzorů zasahuje, příkladem je antalgické držení těla při bolesti svalové, neurologické nebo interního původu. Vývojově starší, flexorový mechanismus, kdy při téměř každé bolesti máme tendenci se vracet do novorozenecké „schoulené“ pozice, jak popisuje Lewit (1996), nám vytváří pro známé pohyby jiné výchozí postavení segmentů. Následkem bolesti dochází k znehybnění zasaženého segmentu. Je-li bolest dlouhodobá a dostatečné intenzity, podílí se na změně pohybového vzoru i programu. Dochází-li během relativně krátké doby k odstranění bolesti, neznamená to, že stejně rychle dojde i k nápravě programu, vzoru. Pokud ten se zafixoval. Je naším cílem terapií takto zabudované programy oslovit, pracovat s nimi, změnit a ovlivnit. S dlouhodobější bolestí se přeprocovávají a fixují chybné stereotypy, trvá delší dobu, než se opět přenastaví. „Nemocný se totiž musí naučit oslabený sval vnímat, po určitou dobu se učí jedinec ovládat sval vědomě, dokud se nestane správná funkce automatickou“ (Lewit, 1996, str. 151). Podaří-li se zásahem do řídicí úrovně CNS změnit nebo upravit zabudované pohybové programy jedince, získáme trvalý úspěch a zabráníme recidivám bolesti.

### **Závěrem k diskuzi**

Jak bylo výše v textu zmíněno, 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. Výsledky pEMG

neprokázaly významné změny. Aby se hodnoty získané měřením projevily ať v pozitivním, nebo negativním směru, bylo by zapotřebí 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.

Změna ve výsledcích byla zaznamenána hlavně posturografickými testy. Můžeme tento fakt považovat za návrh na další rozpracování metody pomocí rozšířenější baterii testů posturální stability. Dále jsme ze surového záznamu pEMG vyzorovali změnu timingu vyšetřovaných svalů. Nedocházelo k výrazným změnám aktivace, ale např. u m. RA, v několika případech, jsme vyzorovali dřívější nástup aktivity po terapii než před terapií. Změna timingu vybraných svalů může být dalším návrhem na rozpracování vlivu SMS u vertebrogenních pacientů.

Názor MUDr. Smíška na regeneraci meziobratlové ploténky ve smyslu trakce = zvýšení meziobratlových prostor = nasátí tekutiny a zvýšení výživy je jeho domněnkou, která ovšem nemusí být zcela scestná. Nejen MUDr. Smíšek (2009), ale i Čápková (2008) 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) 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 ke zvýšení výživy, nasávání tekutiny. 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) 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 zpomalené degenerace disku.

Bylo by zajímavé studii tento poznatek podložit a zjistit zda-li 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 může být spousta, 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. Nejen u mladých jedinců lze příčinu vzniku bolesti hledat 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. Metoda je výsledkem klinických zkušeností terapeutů a lékařů. Do povědomí odborné i laické veřejnosti se dostává až v posledních letech. Je to metoda, která může pomoci v akutních i chronických fázích bolesti zad nebo také jako prevence bolesti a degenerace páteře.

V naší práci jsme využili posturografických testů a současně snímali svalovou aktivitu vybraných svalů pomocí povrchové elektromyografie. Využili jsme testy s dynamickou aktivitou s předpokladem, že se rozdíl svalové aktivity více projeví. Naše domněnka se nepotvrdila. Ale pomocí pEMG byla zaznamenána zvýšená aktivita erectorů Th/Lp a Lp v závislosti na zvýšení aktivity svalů abdominálních. Spolupráce těchto dvou svalových skupin je pro stabilizaci páteře důležitá. A na základě získaných dat se domníváme, že SMS se podílí na zvýšení stabilizační funkce břišních svalů při pohybu.

Z posturografických testů, i když výsledky nedosáhly statistické významnosti, bylo patrné, že došlo ke zlepšení stability a koordinace při pohybu. I na základě výsledných hodnot posturografických testů předpokládáme, že na zlepšení průběhu pohybu působí SMS pozitivně.

Při subjektivním hodnocení probandy byl také zaznamenán pozitivní vliv. Udávali zlepšení pocitu při pohybu. Pomocí visual analogue scale (10-ti stupňové škály bolesti) klasifikovali míru bolesti. Hodnoty se postupně s terapií snižovaly.

Tudíž i ze subjektivních pocitů probadů lze stanovit závěr, že SMS je metoda mající pozitivní vliv při léčbě bolestí páteře.

Současná doba vede populaci k omezení pohybu, spoustu záležitostí můžeme řešit z pohodlí domova. Dále na nás farmakologické firmy ze stran telekomunikace, billboardů, novin a časopisů útočí a nabádají: „Je vám něco? Vezměte si pilulku, nebo použijte gel a budete bez bolestí, nebo třeba opět zdraví!“ apod. Propagace pohybu a zdravého životního stylu je stále lživou ideou reklam přebíjena.

Mělo by být v zájmu lékařů, terapeutů i celé společnosti podporovat péči o vlastní zdraví.



## REFERENČÍ SEZNAM

- AMAL, 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>
- 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
- ČÁPOVÁ, J. *Terapeutický koncept – „Bazální programy a podprogramy“*. Repronis s.r.o. Ostrava, 2008, poč. str. 119. ISBN 978 80n7329 180 8
- 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
- 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
- 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)
- FRITZ, Julie M. et al. *Accuracy of the clinical examination to predict radiographic instability of the lumbar spine*. European Spine Journal, Volume 14, Issue 8, 2005, pg. 743 – 750.  
Dostupné na [www.springerlink.com/kontent/u87415177358p604/fulltext.pdf](http://www.springerlink.com/kontent/u87415177358p604/fulltext.pdf)
- GOERTZEN, Darrel J. *Neutral zone and range of motion in the spine are greater with stepwise loading than with a continuous loading protocol. 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>
- GUTMANN, G. *Zur Frage der konstruktionsgerechten Beanspruchung von Lendenwirbelsäule und Becken beim Menschen*. Asklepios. 6, 1965, str. 263 – 269.
- 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, pgs 361-370. ISSN 1050 – 6411

Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S10506411030004>

27

CHRISTOPHY, Miguel et al. *A musculoskeletal model for the lumbar spine*. Biomech Mmodel Mechanobiol, Nr 11, 2012, pg 19-34. Dostupné na [www.springerlink.com/content/1v49407253274351/fulltext.pdf](http://www.springerlink.com/content/1v49407253274351/fulltext.pdf)

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/S15216942060010>

82

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

- 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>
- LEDERMAN, Eyal. *The fall the postural-structural-biomechanical model in manual and physical therapies: Exemplified by Loir back pain*. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. Volume 15, Issue 2, 2011, pg 131-138. ISSN 1360 – 8592  
Dostupné na [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S136085921100012X](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S136085921100012X)
- 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)
- MASSION, Jean. *Postural ganges accompanying voluntary movements. Normal and pathological aspects*. *Human Neurobiology*, vol 2, 1984, pg 261-267. Dostupné na <http://e.guigon.free.fr/rsc/article/Massion84.pdf>
- 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 piloz 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 patiens 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)
- NORRIS, Christopher M. *Back Stability*. Human Kinetics, 2000. ISBN 0 7360 00081X
- 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)
- POOL-GOUDZWARD, A. L. et al. *Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanice approach to ,a-specific‘ low back pain*. Manual Therapy. Volume 3, Issue 1, 1998, pg 12-20. ISSN 1356 – 689X  
Dostupné na [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X98903113](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X98903113)
- 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
- RYCHLÍKOVÁ, Eva. *Manuální medicína: průvodce diagnostikou a léčbou vertebrogenních poruch*. 3. rozš. vyd. Maxdorf, Praha 2004, poč. str. 530. ISBN 8073450100

- 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>
- O'SULLIVAN, P. O. *Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management*. Manual Therapy, Volume 5, Issue 1, pg 2 - 12. ISSN 1356 – 689X  
Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X99902138>
- 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
- VACEK, Jan et al. *Statistické hodnocení efektivity léčby bolestivých stavů lumbosakrální páteře*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. č. 3, 2011, str. 111-119
- VAŘEKA, 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/S09666362050022>

86

Internetové zdroje:

VISUAL ANALOUGE 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>FL</b>	forvard lunge
<b>GM</b>	m. gluteus medius
<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>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>PDK</b>	pravá dolní končetina
<b>pEMG</b>	povrchová elektromyografie
<b>PRA</b>	pravý m. rectus abdominis
<b>PS</b>	pasivní subsystem
<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 odchylka
<b>SOT</b>	sensory organization test
<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

## 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 Panjabihho (2003, str. 373)

**Obrázek 5:** Vertikální svalový řetězec (relaxovaný stoj). Spirální svalový řetězec (aktivní napřímení). (SMÍŠEK, 2009, str. 41)

**Obrázek 6:** Aktivní a pasivní držení těla (SMÍŠEK, 2009, str. 11).

**Obrázek 7:** Spirála latissimus dorsi (SMÍŠEK, 2009, str. 42).

**Obrázek 8:** Spirála stratus anterior (SMÍŠEK, 2009, str. 46).

**Obrázek 9:** Spirála pectoralis major (SMÍŠEK, 2009, str. 50).

**Obrázek 10:** Spirála trapezius (SMÍŠEK, 2009, str. 52).

**Obrázek 11:** Vertikála rectus abdominis (SMÍŠEK, 2009, str. 55).

**Obrázek 12:** Vertikála semispinales – scaleni (SMÍŠEK, 2009, str. 57).

**Obrázek 13:** Vertikála erector spinae (SMÍŠEK, 2009, str. 54).

**Obrázek 14:** Vertikála quadratus lumborum (SMÍŠEK, 2009, str. 56).

**Obrázek 15a:** Pozice Lp při terapii SM systém – relaxovaný stoj.

**Obrázek 15b:** Pozice Lp při terapii SM systém – aktivace SŘ.

## SEZNAM TABULEK

**Tabulka 5:** Výsledky podle subjektivně vnímané bolesti dle VAS.

**Tabulka 6:** Statistické parametry SUO před a po terapii

**Tabulka 7:** Statistické parametry FL před a po terapii

**Tabulka 4:** Korelace mezi m. rectus abdominis horní část a mm.erectores Th/L a L spinae při přechodu přes schod.

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

**Tabulka 6:** Korelace mezi m. obliquus abdominis externus a mm.erectores Th/L a L spinae při přechodu přes schod.

**Tabulka 7:** Korelace mezi m. rectus abdominis horní část a mm. erectores Th/L a L spinea při výpadu vpřed.

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

**Tabulka 9:** Korelace mezi m. obliquus abdominis externus a mm. erectores Th/L a L spinae při výpadu vpřed.

**Tabulka 10:** Korelace mezi m. gluteus medius a mm. erectores Th/L a L spinae při stojí na dominantní DK

## SEZNAM GRAFŮ

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

**Graf 2:** Grafické znázornění statistických výsledků SUO před a po terapii

**Graf 3:** Grafické znázornění statistických výsledků FL – FI před a po terapii

**Graf 5:** Nejsilnější korelace při přechodu přes schod.

**Graf 6:** Nejsilnější korelace při výpadu vpřed.

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

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

**Graf 9:** Korelace při stožení na dominantní dolní končetině.

## **SEZNAM PŘÍLOH**

**Příloha 1:** Vybrané cviky SM systém, použité pro DP

**Příloha 2:** Manuální techniky

**Příloha 3:** Informovaný souhlas probanda

**Příloha 4:** Kineziologický rozbor

**Příloha 5:** Visual Analogue Scale

**Příloha 6:** Ukázka vlivu terapie před a po cvičební jednotce

**Příloha 7:** Grafy k jednotlivým testům

# PŘÍLOHY

## *Příloha 1*

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, následuje 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.**



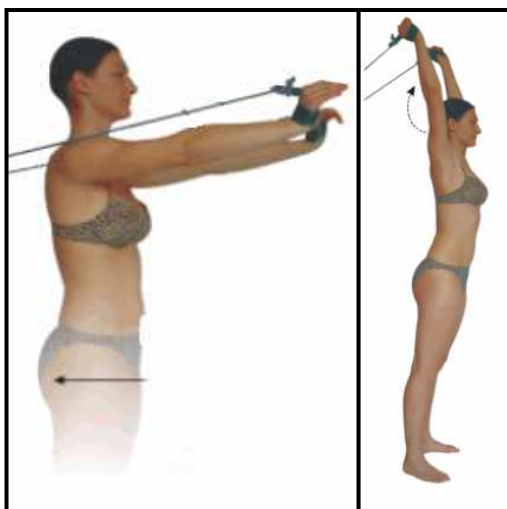
Spirála: LD

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

Pohyb: zpevníme hýždě, lopatkami pohybujeme meiodokaudálně 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

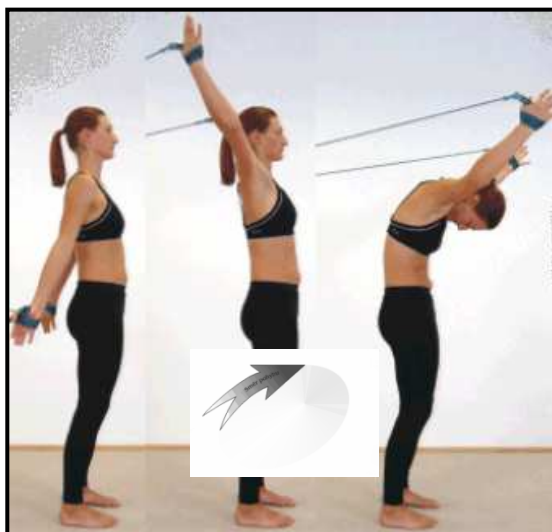


Spirála: LD

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 volně podél těla, dlaně směřují dopředu.

Pohyb: zpevníme hýždě, paže zdvíháme 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, zdviháme 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, zdviháme 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 napřimění 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 2***

Příklady manuálních technik SMS

Manuální technika – protažení patavertebrálních svalů.



Manuální technika – protažení m. trapezius sestupná vlákna



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

### ***Příloha 3***

#### 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 mé 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 4***

### **KINEZIOLOGICKÝ ROZBOR:**

#### *Vyšetření aspektů:*

Stoj z boku  
zepředu  
zezadu  
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:*

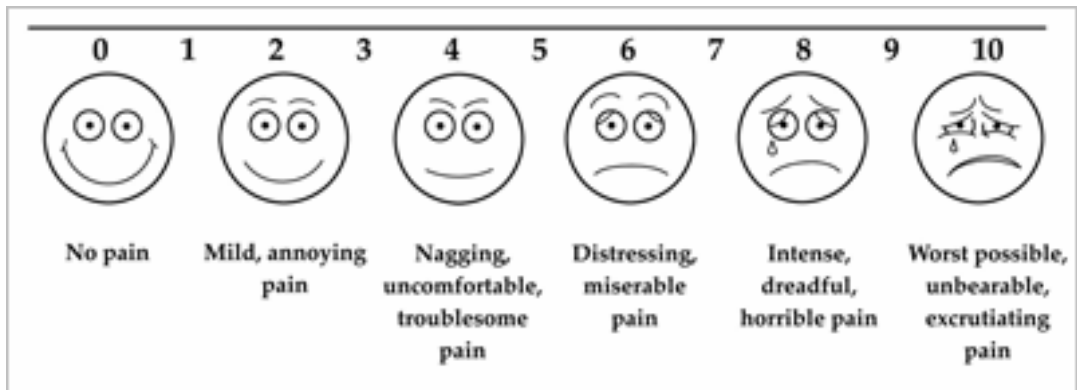
reflex patelární  
reflex Achillovy šlachy  
interdigitální řasy  
Lasséqův manévr  
Mennelův příznak

#### *Pohyblivost páteře:*

Schoberova vzdálenost  
Stiborova vzdálenost

## ***Příloha 5***

Visual analogue scale



## ***Příloha 6***

Fotodokumentace ke cvičební jednotce SMS. Vlevo fotky před cvičením, vpravo hned po cvičení.

a) pohled z boku



b) pohled zepředu



c) pohled zezadu

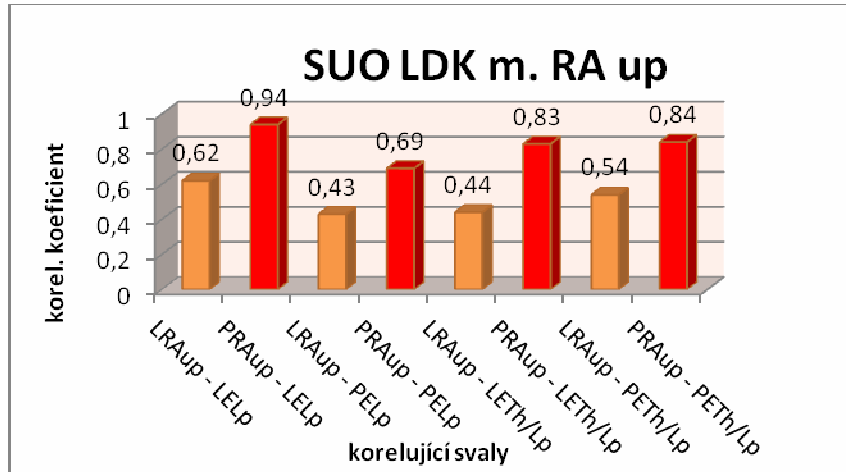




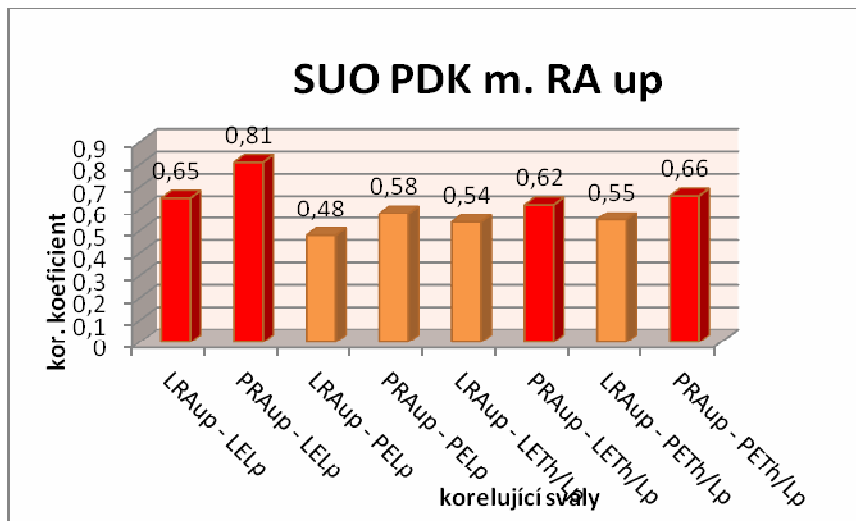
## Příloha 7

Grafy korelačních vztahů zbylých dvojic svalů u testu SUO a FL.

**Graf 10:** Korelace mezi musculus rectus abdominis a mm. erectores spinae Th/L a Lp při přechodu přes schod

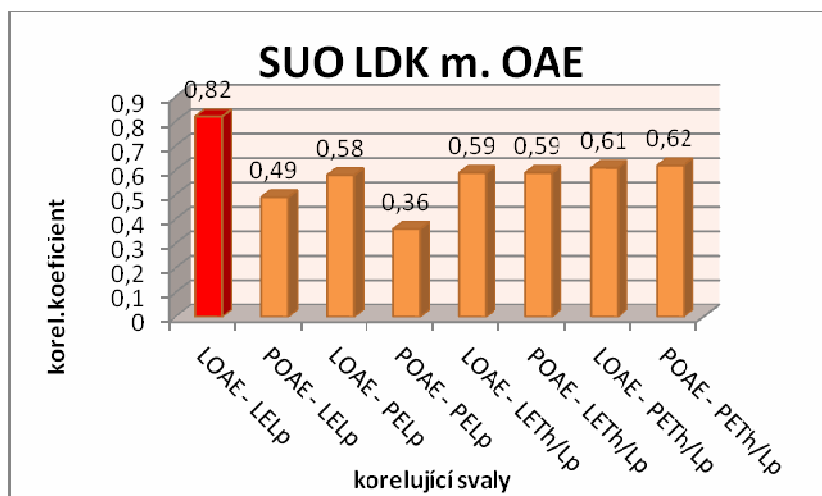


**Graf 11:** Korelace mezi musculus rectus abdominis a mm. erectores spinae Th/L a Lp při přechodu přes schod

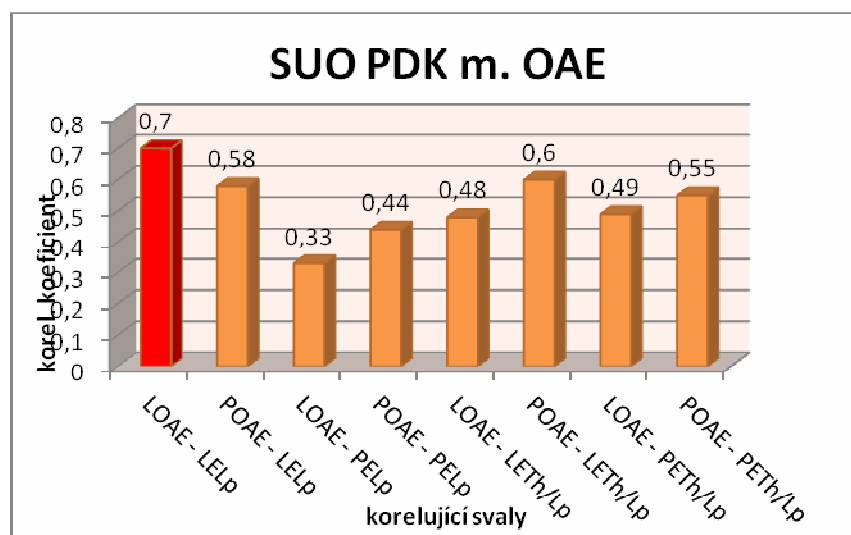


**Legenda ke grafu 10 a 11:** SUO – Step Up Over (přechod přes schod); LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; LRAup – m. rectus abdominis horní část vlevo; PRAup – m. rectus abdominis horní část vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp vlevo; PELp – m. erectores Lp vpravo; LETH/Lp – m. erectores Th/Lp v levo; PETH/Lp – m. erectores Th/Lp vpravo; červeně – silné a statisticky významné korelace.

**Graf 12:** Korelace mezi musculus obliquus abdominis externus a mm. erectores spinae Th/L a Lp při přechodu přes schod

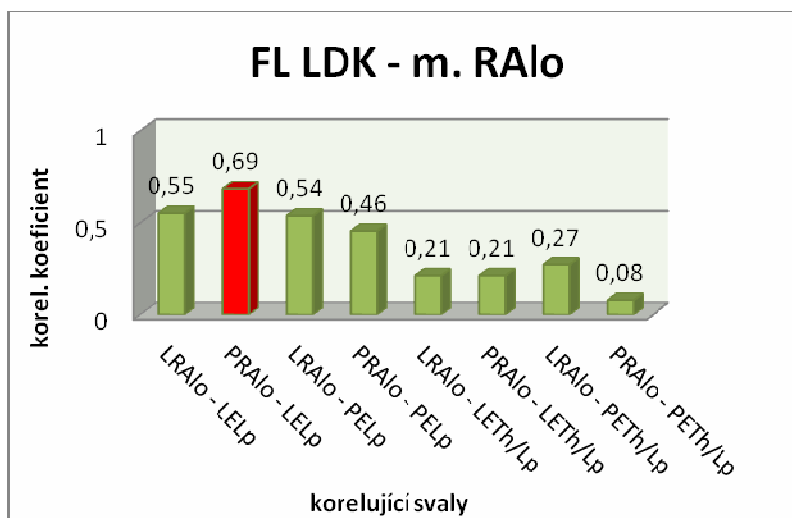


**Graf 13:** Korelace mezi musculus obliquus abdominis externus a mm. erectores spinae Th/L a Lp při přechodu přes schod

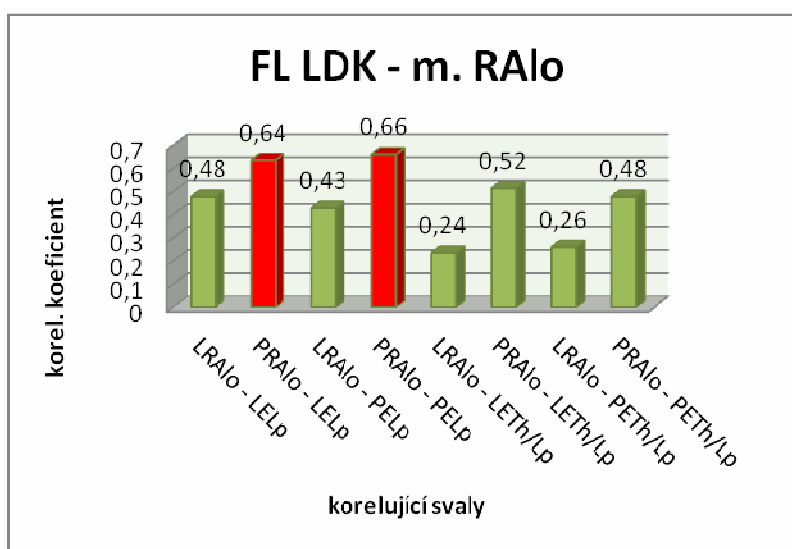


**Legenda ke grafu 12 a 13:** FL – forward lunge – výpad vpřed; PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina; LRAlo – m. rectus abdominis dolní část vlevo; PRAlo – m. rectus abdominis dolní část vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp vlevo; PELp – m. erectores Lp vpravo; LETh/Lp – m. erectores Th/Lp vlevo; PETH/Lp – m. erectores Th/Lp vpravo; červeně a statisticky významné korelace.

**Graf 14:** Korelace mezi musculus rectus abdominis a mm. erectores spinae Th/L a Lp při výpadu vpřed

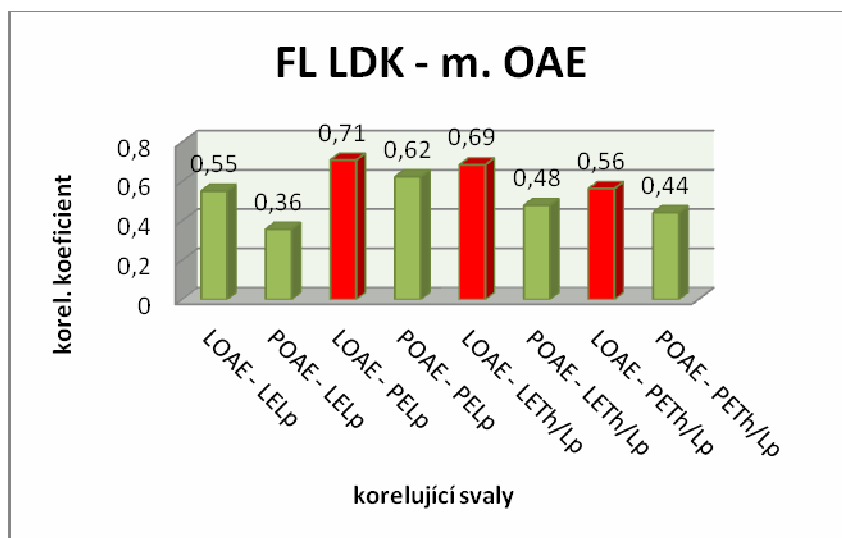


**Graf 15:** Korelace mezi musculus rectus abdominis a mm. erectores spinae Th/L a Lp při výpadu vpřed

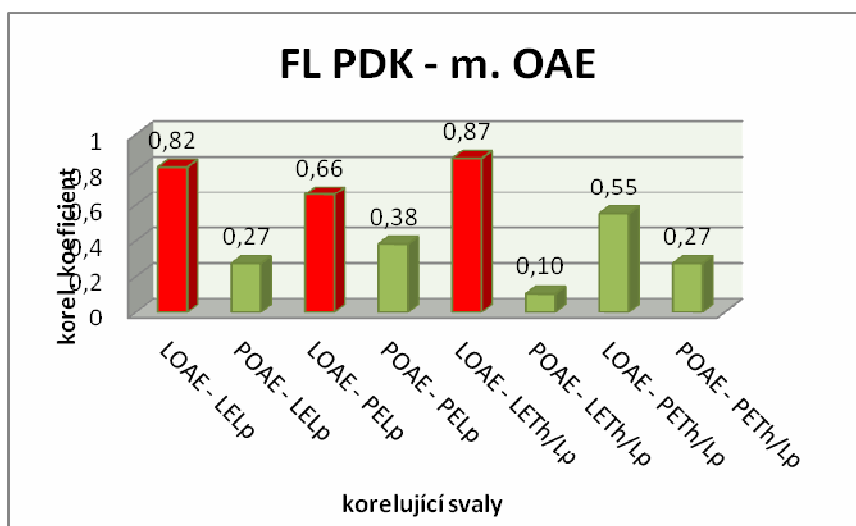


**Legenda ke grafu 14 a 15:** FL – forward lunge – výpad vpřed; PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina; LRAlo – m. rectus abdominis dolní část vlevo; PRAlo – m. rectus abdominis dolní část vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp vlevo; PELp – m. erectores Lp vpravo; LETH/Lp – m. erectores Th/Lp vlevo; PETH/Lp – m. erectores Th/Lp vpravo; červeně a statisticky významné korelace.

**Graf 16:** Korelace mezi musculus obliquus abdominis externus a erectory Th/L a Lp při výpadu vpřed



**Graf 17:** Korelace mezi musculus obliquus abdominis externus a erectory Th/L a Lp při výpadu vpřed



**Legenda ke grafu 16 a 17:** LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; LOAE – m. obliquus abdominis externus vlevo; POAE – m. obliquus abdominis externus vpravo; LELp – m. erectores spinae Lp vlevo; PELp – m. erectores Lp vpravo; LETH/Lp – m. erectores Th/Lp vlevo; PETH/Lp – m. erectores Th/Lp vpravo; červeně – významné korelace.