

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Andrea Velebná

**EMG analýza u vybraných testů svalové síly**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Jana Tomsová

Olomouc 2016

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Jany Tomsové a uvedla jsem všechny použité bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 4. 5. 2016

.....

podpis

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala Mgr. Janě Tomsové za ochotu, odborné vedení, cenné rady a připomínky k diplomové práci, Mgr. Dagmar Tečové za pomoc a rady při statistickém zpracování dat a v neposlední řadě Bc. Filipovi Vaidlovi za pomoc při měření.

# ANOTACE

## Diplomová práce

**Název práce v ČJ:** EMG analýza u vybraných testů svalové síly  
**Název práce v AJ:** EMG analysis for selected test of muscle strenght  
**Datum zadání:** 2015-01-30  
**Datum odevzdání:** 2016-05-09

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

**Autor práce:** Bc. Andrea Velebná  
**Vedoucí práce:** Mgr. Jana Tomsová  
**Oponent práce:** MUDr. Bronislava Schusterová

## Abstrakt v ČJ:

Diplomová práce se zabývá objektivním posouzením svalové aktivity břišních svalů u svalového testu dle Jandy a MMT dle Kendall et al. V teoretické části jsou uvedeny současné poznatky o vybraných testech, břišních svalech, svalové aktivitě břišních svalů ve vybraných posturálních situacích a metoda povrchové elektromyografie. Výzkum byl prováděn pomocí povrchové elektromyografie na 20 zdravých probandech, kde jsme hodnotili svalovou aktivitu při izometrické kontrakci v konečné pozici pro daný test. Z výsledků práce vyplývá, že je statisticky významný rozdíl mezi ST dle Jandy a MMT dle Kendall et al. ve svalové aktivitě zejména u synergistů.

**Abstrakt v AJ:**

The thesis deals with an objective assessment of muscle activity of the abdominal muscles to manual muscle test according to Janda and MMT according to Kendall et al. The theoretical part provides the current knowledge about the selection tests, abdominal muscles, muscle activity of the abdominal muscles in selected postural situations and the method of surface electromyography. Research was carried out by using surface electromyography with 20 healthy subjects, where we evaluated muscle activity during isometric contraction in the final position by the test. The results of this work show that a statistically significant difference between ST Janda and MMT Kendall et al. in muscle activity especially with synergists.

**Klíčová slova v ČJ:**

svalový test, břišní svaly, flexe trupu, povrchová elektromyografie

**Klíčová slova v AJ:**

manual muscle testing, abdominal muscles, trunk flexion, surface electromyography

**Rozsah:** *113 stran z toho 17 stran příloh*

**Místo zpracování:** Olomouc

**Místo uložení:** Ústav fyzioterapie, FZV UP v Olomouci – sekretariát/děkanát

# OBSAH

ÚVOD .....	9
<b>1 TEORETICKÉ POZNATKY</b> .....	10
1.1 Svalová síla.....	10
1.2 Testování svalové síly.....	11
1.2.1 Svalový test dle profesora Jandy .....	14
1.2.2 Manual Muscle Testing dle Kendall et al. ....	17
1.3 Povrchová elektromyografie.....	19
1.3.1 Hodnocení svalové síly pomocí SEMG.....	20
1.4 Břišní svaly .....	21
1.4.1 Musculus rectus abdominis (m. RA).....	23
1.4.2 Musculus obliquus externus abdominis (m. OEA).....	25
1.4.3 Aktivita břišních svalů ve vybraných posturálních situacích.....	26
<b>2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY</b> .....	29
2.1 Cíl práce.....	29
2.2 Vědecké otázky a hypotézy .....	29
2.2.1 Vědecká otázka č. 1.....	29
2.2.2 Vědecká otázka č. 2.....	30
2.2.3 Vědecká otázka č. 3.....	30
2.2.4 Vědecká otázka č. 4.....	31
<b>3 METODIKA VÝZKUMU</b> .....	32
3.1 Charakteristika testované skupiny .....	32
3.2 Postup měření .....	32
3.2.1 Vlastní průběh měření .....	33
3.2.2 Testované pozice .....	34
3.2.3 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu .....	37
3.2.4 Statistické zpracování dat.....	37

<b>4</b>	<b>VÝSLEDKY</b> .....	39
4.1	Výsledky pro vědeckou otázku č. 1 .....	40
4.2	Výsledky pro vědeckou otázku č. 2 .....	42
4.3	Výsledky pro vědeckou otázku č. 3 .....	44
4.4	Výsledky pro vědeckou otázku č. 4 .....	46
<b>5</b>	<b>DISKUZE</b> .....	48
5.1	Diskuze k vědecké otázce č. 1 .....	50
5.1.1	Aktivita m. sternocleidomastoideus .....	50
5.1.2	Aktivita m. pectoralis major .....	52
5.1.3	Aktivita m. rectus femoris.....	53
5.2	Diskuze k vědecké otázce č. 2.....	55
5.2.1	Aktivita m. sternocleidomastoideus .....	56
5.2.2	Aktivita m. serratus anterior.....	56
5.2.3	Aktivita břišních svalů.....	56
5.2.4	Aktivita m. rectus femoris.....	58
5.3	Diskuze k vědecké otázce č. 3 .....	59
5.4	Diskuze k vědecké otázce č. 4.....	62
5.5	Spolehlivost povrchové EMG .....	65
5.6	Přínos pro klinickou praxi.....	66
5.7	Limity práce.....	69
<b>6</b>	<b>ZÁVĚR</b> .....	70
	<b>REFERENČNÍ SEZNAM</b> .....	72
	<b>SEZNAM ZKRATEK</b> .....	89
	<b>SEZNAM GRAFŮ</b> .....	92
	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ</b> .....	93
	<b>SEZNAM TABULEK</b> .....	94
	<b>SEZNAM PŘÍLOH</b> .....	95

<b>PŘÍLOHY .....</b>	<b>96</b>
----------------------	-----------



# ÚVOD

Hodnocení svalové síly pomocí svalového testu patří mezi nejběžněji využívanou klinickou, diagnostickou a analytickou metodu. Manželé Kendallovi byli průkopníci v provádění klinického výzkumu již na počátku roku 1950 se snahou hledat znalosti o délce a slabosti svalů spojené s bolestivými stavy. Český lékař, univerzitní profesor, rehabilitační pracovník a neurolog Vladimír Janda již ve svých 21 letech (v roce 1949) napsal svoji první publikaci „Svalový test“, který je u nás využíván dodnes. Podle Kendall et al. (2005, pp. 4-8) je testování svalové síly nezbytné k určení schopnosti svalu nebo svalových skupin provést pohyb a poskytnou stabilizaci. Každý sval je tzv. „prime mover“ pro určitý pohyb, ovšem žádné dva svaly nemají na těle identickou funkci (Véle, 2006, s. 151).

Cílem práce bude objektivně posoudit svalovou aktivitu vybraných svalů pomocí povrchové elektromyografie u českého Svalového testu dle Jandy a amerického Manual Muscle Testing dle Kendall et al. Oba svalové testy hodnotí primárně aktivitu břišních svalů zejména m. rectus abdominis. Na základě vhodně zvolených klíčových slov (svalový test, břišní svaly, flexe trupu, povrchová elektromyografie) jsme vyhledávali v databázích – PubMed, EBSCO, Google Scholar, ScienceDirect a Springer Link potřebné a související informace. Tyto klíčová slova jsme zadali do databází v období od ledna 2015 do dubna 2016, což nám přineslo 851 500 výsledků, z nichž jsme vyseletovali 105 nejvhodnějších EBM (Evidence-Based Medicine) studií pro náš experiment. V teoretických znalostech jsou popsány bližší informace o vybraných svalových testech, břišních svalech, svalové aktivitě břišních svalů ve vybraných posturálních situacích a metoda povrchové elektromyografie. Experiment bude proveden u 20 zdravých mladých probandů v kineziologické laboratoři Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Testovali jsme zvolené pozice pro stupeň 3 ST dle Jandy a stupeň „fair, 6“ MMT dle Kendall et al.

# 1 TEORETICKÉ POZNATKY

## 1.1 Svalová síla

Bohannon (2002, p. 1) definuje svalovou sílu jako maximální volní sílu nebo točivý moment vyvíjený v oblasti prostředí v rámci daných podmínek. Kosterní svaly generující pohyb jsou prostředky pro zrychlení a zpomalení vznikající síly. Proto Uliam (2012, p. 32) definuje svalovou sílu jako vzorec  $F = m \times a$ , kdy  $m$  je hmotnost a  $a$  je zrychlení. Ačkoli maximální síla je potřeba jen zřídka v každodenním životě, musí být vyvinuta dostatečně velká síla, aby mohl být úkol úspěšně splněn. Síla není pouze vlastností svalu, ale je to spíše vlastnost motorického systému (Enoka, 1988, p. 156). Pro vytvoření svalové síly je nezbytnou podmínkou nervový stimul, který spouští proces. Smyslové vjemy jdou přes aferetní dráhy do centrálního nervového systému, kde podporují nábor motorických neuronů, které stimulují svalová vlákna. Výsledkem je vytvoření a manifestace svalové síly (Uliam, 2012, p. 32). Proto má nervový systém zásadní význam pro projev svalové síly (Enoka, 1988, p. 156).

Enoka (1988, p. 147) ve svém článku vychází z teorie dle Atha (1981), že síla je definovaná jako schopnost vyvíjet sílu proti nepřekonatelnému odporu v rámci jedné kontrakce neomezeného trvání. Tudíž na základě této jednoduché definice je svalová síla považována za maximální izometrickou aktivaci motorického systému a též důsledek složité interakce mezi všemi neuromuskulárními systémy. Svalová síla patří mezi výstupní schopnost motorického systému a je často brána jako měřítko výkonnosti člověka. Míra lidské výkonnosti v podobě svalové síly může být také ovlivněna různými neurofyziologickými procesy. Enoka (1998, p. 147) dále tvrdí, že zvýšení síly je možno dosáhnout i bez morfologických změn ve svalu, ale nikoli bez zásahu do centrálního nervového systému (CNS).

V klinických a experimentálních studiích se běžně vyskytuje pojem „maximal voluntary contraction“ (MVC), což je označení maximální svalové síly, vyjádřené jako maximální izometrická kontrakce většiny svalů na končetinách (Enoka, 2002, p. 397). Podle Dylevského (2009, s. 215) je velikost svalové síly závislá na počtu svalových vláken, čím více vláken sval má, tím větší sílu může vyvinout. Síla svalového vlákna je srovnatelná se silou lidského vlasu. Síla svalu také závisí na jeho délce, na počtu aktivovaných motorických jednotek a na působení elastické složky svalu a šlachy.

Svalová síla narůstá během prvních 20 let našeho života, následně ve stejné úrovni zůstává 5 až 10 let a poté postupně po zbytek života klesá stejně jako svalová hmota. Ztráta svalové síly, jinak nazývaná sakropenie, je hlavní příčinou poklesu svalové síly u starších lidí. Což má za následek zvýšené riziko pádu, díky snížené kvalitě koordinace pohybů i rychlosti svalové kontrakce, zvýšený výdej energie zejména během složitých pohybových vzorů a další řadu nežádoucích fyziologických změn např.: ztráta hustoty kostních minerálů. Dále dochází ke změně a úbytku počtu svalových vláken, zejména těch bílých rychlých (typu II b) až o 26 %. Naopak se relativně zvyšuje počet pomalých červených vláken, která zastupují uvolněná místa po vláknech bílých. Mezi 65. a 80. rokem života dochází k poklesu obou typů svalových vláken až o 40%. Současně se snižuje i počet kapilár a to až o 50 % (Daniels et Worthingham, 1972, p. 5; Máček et Radvanský, 2011, ss. 142-3, 151-2; Lindle et al. 1997, p. 1581; Newman et al., 2003, p. 323). Studie naznačují, že excentrická kontrakce může být méně ovlivnitelná věkem nežli kontrakce koncentrická (Lindle et al., 1997, p. 1581). Některé studie ukazují, že vlivem stárnutí je ztráta síly přeci jenom o něco větší než ztráta svalové hmoty (Newman et al., 2003, p. 323).

U mužů se svalová síla a hmotnost nejvíce zvyšuje mezi 2. a 19. rokem života, kdy hlavní růstové období je hlavně od 12 do 15 let. Poté dochází ke zpomalení a ustálení nárůstu svalové síly a od 30. roku věku přichází její postupný pokles. U žen narůstá síla od 9 do 19 let s největším vrcholem mezi 10. a 11. rokem a poté je průběh stejný jako u mužů (Daniels et Worthingham, 1972, p. 5; Máček et Radvanský, 2011, ss. 151-152).

Maximální síla, která je vyvinutá během kontrakce, dosahuje 30 – 40 N/cm<sup>2</sup> příčného průřezu svalem. Celková svalová síla závisí na anatomickém průřezu svalu, fyziologickém průřezu svalu, svalové textuře, velikosti a typu motorické jednotky, výstupní frekvenci akčních potenciálů daného motoneuronu a výchozí délce svalu. Na základě výčtu těchto parametrů je patrné, že určit přesně svalovou sílu je velmi složité (Dylevský, 2009, ss. 215-216).

## **1.2 Testování svalové síly**

Manual muscle testing (MMT) může být charakterizováno, jako snaha o zhodnocení maximální síly svalu kterou je schopen generovat (Conable et Rosner, 2011, p. 157). K hodnocení svalové síly se používají svalové testy a různé typy dynamometrů, které ale testují celé svalové skupiny. Svalová síla se udává v jednotce kg/cm<sup>2</sup> (Dylevský, 2009, s. 215). Znalost relativní síly

jednotlivých svalů těla poskytuje základ pro obnovu a posílení svalů tak, aby globálně došlo k dosažení maximální kondice (Wagoner, 1992, p. 1).

Počátky vývoje svalových testů se objevují v období před 1. světovou válkou, kdy doktor R. W. Lovett začal poprvé užívat tuto manuální metodu pro zjišťování svalové síly u dětí s dětskou obrnou. Národní nadace proti poliomyelitidě v USA roku 1946 celý postup upravila a roku 1947 autorky Danielsová, Williamssová a Worthinghamová vydaly knihu s detailním popisem testování svalové síly s názvem *Muscle Testing: Technique of Manual Examination*. Principy a zásady metody od té doby zůstaly, pouze se změnila a upřesnila metodika a některé testy byly modifikovány nebo vypuštěny (Janda, 1996, s. 14).

MMT hodnotí schopnost nervového systému přizpůsobit sval na tlak terapeuta. Což nezbytně vyžaduje znalost anatomie, fyziologie a neurologie svalové funkce. Manuální testování svalů musí být prováděno podle přesného testovacího protokolu. Tyto faktory musí být pečlivě zváženy při testování svalů v klinickém a výzkumném prostředí (Cuthbert et Goodheart, 2007, p. 3):

- správné umístění testovaného svalu pro určitý pohyb,
- odpovídající stabilizace,
- pozorování, jakým způsobem pacient nebo subjekt provádí a udržuje testovací pozice,
- vhodné načasování, odpor a poloha,
- zamezení zaujatosti, pokud jde o výsledek testu,
- bezbolestný kontakt a bezbolestné provedení testu,
- brát ohled na věk, onemocnění, akutní bolest, zánět či jakýkoli jiný problém v testované oblasti jedince.

Nepochybně je testování svalové síly používáno nejčastěji v klinické praxi, vzhledem k tomu, že nevyžaduje žádné zařízení, může být aplikováno snadno v každém klinickém prostředí. MMT je podle autora Bohannon (2002, pp. 1-2) subjektivní a jeho problematika se objevuje při aplikaci odporu fyzioterapeuta při vyšších stupních testování svalové síly.

Je mnoho faktorů, které ovlivňují manuální testování svalů, jenž se liší mezi autory jednotlivých konceptů (např.: Kendall a McCreary versus Daniels et Worthingham). Mezi další proměnné, které ovlivňují přesnost testování, patří (Frese, Brown, Norton, 1987, p. 1074):

- vektor působení síly,
- velikost a rychlost odporové síly,
- doba trvání kontrakce,
- možnosti spolupráce ze strany pacienta,
- únava,
- rušivé okolní vlivy,
- předané instrukce pacientovi,
- tón hlasu terapeuta,
- míra interakce mezi terapeutem a pacientem

Problém kvantitativního hodnocení svalového testu (ST) spočívá v izolované aktivitě samotného testovaného svalu, zejména při větším úsilí je to téměř nemožné. Proto se musí vhodně zvolit takový způsob pohybu, kde je testovaný sval aktivní jako tzv. prime mover neboli vedoucí skupiny svalů. I přes různé nevýhody je podle svalového testu hodnota síly důležitým činitelem pro klinicko-fyziologickou korelaci například při vyhodnocování EMG (Véle, 2006, ss. 151-2).

Při hodnocení svalů je potřeba postupovat jinak u „břiškových svalů“ a svalů plochých. Ploché svaly, kam patří zejména m. rectus abdominis, jsou schopny zapojovat izolovaně své jednotlivé úseky v průběhu pohybu. V daném rozsahu pohybu se mohou postupně aktivovat sekvenčně různé části svalu podle fáze probíhajícího pohybu. Což je dáno tím, že CNS neřídí pouze jednotlivé svaly, ale průběh určitého pohybu, na němž participuje vždy více svalů a podle fáze pohybu se mění jejich aktivní podíl (Véle, 2006, s. 152).

Mezi nejznámější svalové testy patří:

- Svalový test podle profesora Jandy,
- Manual Muscle Testing dle Kendall et al. (MMT),
- Medical Research Council (MRC),
- Manual Muscle Testing dle Daniels a Worthingham.

V návaznosti na naši diplomovou práci popíšeme krátce pouze ST dle Jandy a MMT dle Kendall et al.

## 1.2.1 Svalový test dle profesora Jandy

### 1.2.1.1 Historický kontext

Profesor Vladimír Janda (1928 – 2002) v období dospívání onemocněl dětskou mozkovou obrnou a na 2 roky byl paralyzován na invalidní vozík, po dlouhé léčbě se zotavil, ale rozvinul se u něj post-poliomyelitický syndrom a až do konce svého života byl odkázán na chodítko. Tato zkušenost ho motivovala vystudovat lékařskou fakultu a hlouběji se ponořit do studia neurologie a rehabilitace. Ve svých 21 letech napsal svoji první publikaci „Svalový test“. Stejně jako Florence Kendallovou i Jandu zaujala funkční role svalů. Jandu jako první ovlivnil Florence Kendallová ohledně konceptu svalové nerovnováhy (Bílková, 2014; Page, Frank, Lardner, 2010, p. XI).

Během studia docházel Janda na kliniku neurologie k profesoru Hennerovi a také do rehabilitačního centra pro pacienty s post-poliomyelitickým syndromem. Během své praxe si všiml určité spojitosti pacientů s bolestí bederní páteře a pacientů s polyomyelitidou, konkrétně jejich společné dysfunkci m. gluteus maximus. Jeho pozorování vedlo k testování svalové činnosti v oblasti kyčelních kloubů pomocí povrchové EMG (viz příloha 1, s. 96), k jehož analýze se dostal jakožto postgraduální student u kanadského experta na EMG analýzu Johna Basmajiana. Závěrem stanovil převratnou myšlenku, že je třeba nahlížet na svaly globálně a ne pouze lokálně a že je třeba brát ohled na timing svalů a na významnou roli synergistů spíše než na tradiční manuální testování svalové síly (Bílková, 2014; Morris et al., 2006, p. 1060; Page, Frank, Lardner, 2010, p. XI).

Janda v roce 1987 identifikoval 2 skupiny svalů na základě jejich fylogeneze. Funkčně mohou být svaly rozděleny na tonické a fázické. Tonický systém se skládá z flexorové skupiny svalů, jež jsou fylogeneticky starší a dominantnější svaly, dále jsou zapojeny do opakující se nebo rytmické aktivity (Page, 2007, p. 4). Fázický systém skládající se z extenzorové skupiny se aktivuje již krátce po narození a pracuje excentricky proti gravitační síle. Janda dále poznamenal, že tonický systém je náchylný ke zkrácení a fázický naopak k oslabení. Což sám vyzoroval na ortopedických a neurologických pacientech a tvrdí, že je to založeno na neurologické reakci nociocepce ve svalovém systému. Příkladem je léze CNS buď jako forma mozkové obrny či cévní mozkové příhody, kde tonické flexory mají tendenci být spastické a fázické extenzory naopak ochablé. Vzorec pro svalovou nerovnováhu je ovlivněn více funkcí CNS než strukturálními změnami v samotném svalu. Tato klasifikace ovšem není rigidní, jelikož

některé svaly mají tonickou i fazickou funkci (Page, Frank, Lardner, 2010 p. 47). Břišní svaly zejména m. rectus abdominis patří podle Jandovy klasifikace k tzv. lower crossed syndromu a m. serratus anterior jakožto inhibitor a m. sternocleidomastoideus jakožto sval s tendencí ke zkrácení patří k tzv. upper crossed syndromu (viz příloha 2; s. 97; Page, 2007 p. 4).

Závěrem je možné konstatovat, že Janda zdůrazňuje význam CNS v senzomotorickém systému a jeho roli v patogenezi muskuloskeletální bolesti. Což má vliv zejména na neurologické predispozice svalů vystavující se předvídatelným změnám tonu a význam propriocepce a eferentní informace při regulaci svalového tonu a pohybu (Page, 2007, p. 11).

### 1.2.1.2 Charakteristika ST

Profesor Janda svalový test charakterizuje jako pomocnou vyšetřovací metodu, která nás informuje o síle jednotlivých svalů a svalových skupin vytvářejících funkční jednotku. Také je to metoda pomáhající při určení rozsahu a lokalizace léze periferních nervů a stanovení postupu regenerace. Svalový test pomáhá při analýze jednoduchých hybných stereotypů a často bývá součástí analytických, léčebně tělovýchovných postupů při reedukaci funkčně či organicky oslabených svalů, dále je nápomocen při určení pracovní výkonnosti testované části těla. Svalový test vychází z principu, aby mohlo dojít k vykonání pohybu určitou částí těla v prostoru, je nutná svalová síla, kterou lze odstupňovat podle toho, za jakých podmínek je pohyb vykonáván. Mezi některé podmínky patří překonání zevně kladeného odporu nebo jen překonání gravitace či se jedná pouze o svalový záskub. Svalový test je analytická metoda zaměřující se na určení síly jednotlivých svalových skupin. Při testování zároveň i vyšetřujeme a hodnotíme provedení celého pohybu, vyšetřujeme jednoduché motorické stereotypy, soustředíme se na časové vztahy aktivace mezi svalovými skupinami, které se podílejí na daném pohybu. Vzhledem k tomu, že se svalový test provádí manuálně, má řadu nedostatků, mezi některé patří např.: chybný subjektivní závěr hodnocení, zhodnocení pouze okamžitého stavu svalu, kde často může hrát svoji roli únava. Abychom se vyvarovali co největší subjektivní odchylce v testování, je třeba přesně dodržovat předepsaný postup vyšetření, aby bylo možné výsledky i porovnat (Janda, 1996, s. 13).

Janda rozeznává 6 stupňů hodnocení svalové síly:

- **stupeň 5 (N) normal, normální** – sval je 100 % normální a je schopen překonat značný zevní odpor při plném rozsahu pohybu;

- **stupeň 4 (G) good, dobrý** – sval odpovídá cca 75 % síly normálního svalu, který provede pohyb lehce v celém rozsahu a dokáže překonat středně velký vnější odpor;
- **stupeň 3 (F) fair, slabý** – sval vyjadřuje asi 50 % síly normálního svalu, pokud dokáže vykonat pohyb v celém rozsahu s překonáním gravitace, tedy proti vlastní váze testované části těla bez jakéhokoliv vnějšího odporu;
- **stupeň 2 (P) poor, velmi slabý** – sval odpovídá 25 % síly normálního svalu, je schopen vykonat pohyb v plném rozsahu, ale nedokáže překonat váhu testované části těla, poloha musí být upravena, aby byla maximálně vyloučena gravitace;
- **stupeň 1 (T) trace, záškub** – sval vyjadřuje asi 10 % svalové síly, při pokusu o pohyb se sval kontrahuje, ale jeho síla není dostatečná k provedení pohybu testované části;
- **stupeň 0 nula** – při pokusu o pohyb sval nejeví žádné známky stahu.

Do záznamu píšeme hodnocení pouze arabskými číslicemi odpovídající hodnotám síly, pokud sval vykazuje přechodnou hodnotu mezi stupni, přidáme k číslici znaménko plus (+) nebo mínus (-), které nám hodnotí přibližně 5 až 10 % síly.

Při testování svalové síly se může objevit situace, že bude vyšetřování značně ztíženo či bude dokonce nemožné ho provést. Tato situace může nastat v případě omezení rozsahu pohybu (kostně-kloubní příčiny, vazivové či svalové retrakce a kontraktury), substituci (náhrada funkčně oslabeného agonisty synergisty), inkoordinaci (patologické narušení funkčních vztahů) a bolesti. Svalový test jako vyšetřovací metoda se nehodí pro centrální (spastické) obrny nebo primární svalová onemocnění jakou jsou myopatie (Janda, 1996, ss. 13-17).

Zásady testování (Janda, 1996, s. 18):

- testuje se pouze celý rozsah pohybu,
- pohyb se provádí v celém rozsahu pohybu pomalou stále stejnou rychlostí s vyloučením švihové fáze,
- je třeba pevné fixace,
- při fixaci se nestlačuje šlacha či břicho agonisty,
- odpor se klade v celém rozsahu pohybu stále kolmo na směr prováděného pohybu,



- je třeba klást odpor stále stejnou silou a v průběhu pohybu jej neměnit,
- odpor se neklade přes dva klouby,
- nejprve žádáme vyšetřovaného o provedení pohybu, tak jak je zvyklý on, sledujeme kvalitu pohybu a poté provedeme instruktáž pohybu.

## **1.2.2 Manual Muscle Testing dle Kendall et al.**

### **1.2.2.1 Historický kontext**

Manželé Florence a Henry Kendalovi vytvořili literární poklady pro manuální testování svalové síly. Poprvé se setkali na Florencině pracovní stáži v roce 1931 ve Wahingtonu, D. C., kde se starala o chlapce s dětskou mozkovou obrnou, kterého měl jako fyzioterapeut na starosti Henry Kendall. V roce 1933 v dětské nemocnici v Baltimoru Florence navštívila přednášku o fyzioterapeutické intervenci u pacientů s dětskou mozkovou obrnou, kde Henry přednášel. Poté v Baltimorské nemocnici zahájila svoji kariéru po boku svého budoucího manžela, což vedlo k pozdějšímu vzniku této metody. Nejprve byl MMT pouze veřejnou brožurkou obsahující studie svalů a jejich ošetření u pacientů s dětskou mozkovou obrnou. Manželé působili i na akademické půdě univerzity v Marylandu a na mnoho místech USA. Své klinické poznatky a zkušenosti publikovali v roce 1949 v knize *Muscle: testing and function*, kde popisovali vyšetření a terapii muskuloskeletálního aparátu u pacientů s dětskou mozkovou obrnou (Lawrence, 2000, pp. 37-45).

Manželé Kendalovi jakožto první průkopníci v provádění klinického výzkumu neustále hledali znalosti o tom, jak je délka a slabost svalů spojena s bolestivými stavy. Na počátku roku 1950 provedli studii, kde se stovky zdravých subjektů (kadeti, studenti, lékaři a fyzioterapeuti) ve věkovém rozmezí od 18 do 40 let porovnávali se stovkami pacientů, kteří měli bolesti dolní části zad, low back pain (LBP). U 58 % pacientů mužů s LBP byla oslabená horní část (upper) předních břišních svalů (UAM) a u zdravé populace se jednalo o 15 % oslabení tohoto svalu. U pacientek s LBP byla oslabená UAM u 81 % z nich a 48 % u zdravé populace. U mužských pacientů s LBP mělo 69 % oslabenou spodní část (lower) předních břišních svalů (LAM) a u zdravé populace se jednalo o oslabení u 32 % z nich. Dalším výsledkem také bylo, že až 90 % ženských a 71 % mužských pacientů s LBP měli oslabený zejména pravý m. gluteus medius. Naopak u zdravých subjektů bylo procento nižší u žen 58 % a u mužů 51,5 %. Tato studie vedla k lepšímu pochopení časté svalové dysbalance u pacientů s LBP ve srovnání se zdravou populací,

zejména u spojitosti s oslabení jednotlivých částí m. rectus abdominis a m. gluteus medius. Kromě toho pomáhá definovat rozdíly těchto odchylek mezi muži a ženami (Kendall et al., 2005, pp. 4-8). Poté v roce 1952 rozšířili svou publikaci o Posture and pain, která se specializuje na popis a diagnostiku onemocnění sloučenou s posturálně pohybovou patologií (Lawrence, 2000, p. 45).

### 1.2.2.2 Charakteristika MMT

MMT je nástroj pro určení rozsahu svalové nerovnováhy. Vyšetřením se určuje zkrácení a síla svalu, což se využívá při stanovení terapeutické cvičební jednotky, která se skládá z protažení zkrácených svalů a posílení ochablých svalů. K elementárním komponentům MMT patří testování výkonu a hodnocení svalové síly. Každý sval je „prime mover“ pro určitý pohyb a žádné dva svaly nemají na těle identickou funkci, a proto při poškození jednoho se nedostává stabilizace konkrétní části těla nebo pohyb chybí (Kendall et al., 2005, pp. 4-8).

Při testování svalové síly je třeba odlišit omezení rozsahu pohybu a svalovou slabost. Omezení pohybu může být z důvodu zkrácení svalů, kloubních pouzder a vazivových struktur apod. Terapeut by měl nejprve provést pasivní pohyb v celém rozsahu pohybu, najít případná omezení a vyhodnotit je. Nejedná-li se o omezení rozsahu pohybu, omezením je svalová slabost (Kendall et al., 2005, p. 14).

Kendall et al. ve své knize uvádí škálu hodnotící svalovou sílu tzv. „grading“, kde jsou jednotlivé stupně svalové síly slovně označeny, ale v konečném hodnocení jsou zastoupeny písmeny nebo číselnou hodnotou.

Hodnotící stupně:

- **Normal** (N, 10) znamená, že sval může držet testovací pozici proti silnému tlaku v antigravitačním poli, jedná se o maximální tlak, který je terapeut schopen vyvinout, tudíž to není maximální síla svalu vyšetřovaného. Je možné ji také charakterizovat jako tzv. „full strength“, což je adekvátní síla pro běžné funkční aktivity.
- **Good** (G; 9, 8, 7) je svalová síla schopna udržet pozici proti přiměřenému tlaku.
- **Fair** (F; 6, 5, 4) je svalová síla schopna udržet segment v testovací pozici jen proti gravitaci, drobný tlak nezvládne.

- **Poor plus** (3) je svalová síla schopna provést pohyb v plném rozsahu v horizontální rovině proti odporu nebo dokáže udržet proti tlaku konečnou pozici či může vykonat část pohybu v antigravitační pozici.
- **Poor** (2) je svalová síla schopna provést pohyb v celém rozsahu.
- **Poor minus** (1) je svalová síla charakteristická částečnou schopností se pohybovat v horizontální rovině s vyloučením gravitace.

Všechny stupně „poor“ jsou určené pro objektivnější hodnocení svalů. V průběhu testování je důležité uvést jakoukoliv změnu svalové síly. Záznamy těchto změn jsou zcela nezbytné pro udržení motivace pacienta či ke stanovení progresu stavu.

- **Trace** (T) značí slabý záškub, který můžeme palpatovat ve svalu či vidět prominenci šlachy, ovšem nedochází k žádnému pohybu
- **Zero** (0) není přítomen žádný viditelný ani hmatatelný záškub (Kendall et al., 2005, pp. 19-22).

### 1.3 Povrchová elektromyografie

Elektromyografie, dále jen EMG, je přesná a efektivní vyšetřovací metoda hodnotící mechanismy lidského pohybu zahrnující objektivní hodnocení neuromuskulární činnosti a diagnostiku neuromuskulárních poruch (Kamen et Gabriel, 2010, p. 2; Chen, 2016, p. 1; Krobot et Kolářová, 2011, s. 16).

Povrchová elektromyografie (surface electromyography), dále jen SEMG, dokáže snadno a neinvazivně snímat a hodnotit aktivitu více svalů současně v průběhu pohybu tím, že snímá akční potenciály většího množství aktivních motorických jednotek (MJ) v okolí elektrody umístěných na kůži testovaného svalu (Krobot et Kolářová, 2011, s. 17). Elektrické signály se vztahují k depolarizaci vláken, což vyvolává šíření dvou depolarizačních vln cestující rychlostí 3 – 6 m/s na obou koncích svalových vláken (Hof, 1984, p. 120). Při činnosti svalu se aktivují MJ asynchronně s jejich postupným náborem v lineární závislosti na vyvíjeném úsilí (Adrian-Bronckův zákon), což lze ověřit pomocí EMG jako nábor MJ při narůstající aktivitě svalu. Tato zvyšující se aktivita svalu probíhá prostorovou sumací aktivních neuronů ve svalu. Při asynchronním náboru MJ ovšem nelze dosáhnout maximálního možného momentu síly, ale realizuje se plynulý nárůst vyvíjené síly. Pokud využijeme časovou sumaci a synchronní

nábor MJ, tak dokážeme vyvinout maximální svalovou sílu na krátkou dobu, ale za cenu stoupající únavy. Ovšem ani při maximálním úsilí nedochází k aktivaci všech MJ. Za to při submaximálním pohybovém úsilí se MJ střídají v náboru a tudíž mají dostatek času na regeneraci a nedostavuje se únava. I když je na EMG patrný klid, nejsou motoneurony aktivní, ale přesto je přítomný určitý svalový tonus (Véle, 2006, ss. 45, 46).

Řada studií prokázala, že amplituda a frekvence jakožto složky povrchové EMG jsou ovlivněny řadou faktorů působících na snímací elektrody. Mezi vnější faktory patří například průměr povrchových elektrod, jejich vzdálenost, relativní pozice bipolární elektrody do bříška svalů, úhel senzorů ke směru svalových vláken, kontakt mezi elektrodami a kůží a externí šum (Ahamed et al., 2014, p. 506). Mezi vnitřní faktory lze zařadit svalovou aktivitu měřeného svalu, aktivitu okolních svalů tzv. cross talk, elektrickou aktivitu jiných tkání a vlastnosti tkání mezi elektrodami a povrchem svalu (Krobot et Kolářová, 2011, ss. 19 -21).

### **1.3.1 Hodnocení svalové síly pomocí SEMG**

Lippold (1952) byl mezi prvními, kdo popsal vztah mezi EMG a svalovou silou (Kamen et Gabriel, 2010, p. 156). Hof tento vztah popsal jako poněkud komplikovaný vzhledem ke složitosti mechaniky svalové kontrakce nikoli kvůli nedostatkům EMG (Hof, 1984, p. 120). Na základě velikosti signálu ovšem nemůžeme stanovit, zda je měřený sval silnější ve srovnání s ostatními svaly. Dle Kroboty a Kolářové (2011, s. 33) lze obecně říci, že pokud roste EMG aktivita, zvyšuje se i svalová síla či rychlost svalové kontrakce. Tento vztah však je nelineární, tudíž čím je větší EMG aktivita, tím více nemusí být produkováno síly. Ačkoliv existují studie, které ukazují některé případy existence lineárního vztahu mezi svalovou silou a EMG (Uliam, 2012, p. 31).

Podle Kroboty a Kolářové (2011, s. 33) přesné a kvantitativní hodnocení svalové síly pomocí EMG není možné. Tento výrok se shoduje i s tvrzením Uliama (2012, p. 31), že není možné měřit svalovou sílu pomocí EMG a to i s rostoucí dostupností vybavení, matematických, statistických a výpočetních technik. Pokud však pozorujeme amplitudu SEMG signálu jednoho svalu během různých aktivit jedince, je tu možnost aspoň kvalitativního hodnocení, zda je zapotřebí více nebo méně svalové síly (Krobot et Kolářová, 2011, s. 33).

Je zřejmé, že při zvažování možného vztahu EMG a svalové síly, je třeba brát také v úvahu typ svalové kontrakce, velikosti a umístění aktivního svalu, jeho role jako agonista,

synergista či antagonist, teplota vzduchu a mnoho jiných možností narušení fyziologických funkcí a technických faktorů, které ovlivňují záznam EMG (Kamen et Gabriel, 2010, p. 157).

Jelikož EMG aktivita závisí na typu svalové kontrakce, hodnotila řada studií svalovou aktivitu při izometrické kontrakci (Kamen et Gabriel, 2010, p. 156), která je nejvhodnější pro určení kvantitativního vztahu mezi EMG signálem a svalovou silou. Její výhodou je, že konstantní produkovaná síla zůstává, nemění se délka svalových vláken ani poloha elektrod oproti snímanému svalu. Pokud se zvyšuje svalová síla, tak se do určité míry i úměrně zvyšuje EMG aktivita. Při dosažení maximální kontrakce je produkovaná síla téměř konstantní, ale EMG signál se zvyšuje (Krobot et Kolářová, 2011, s. 34). Teoretické analýzy naznačují, že amplituda signálu by se při izometrické kontrakci měla zvyšovat s druhou odmocninou síly v případě, že jsou MJ aktivovány nezávisle na sobě. Naměřená síla svalové kontrakce je výsledkem globální aktivity svalových vláken, ale SEMG poskytuje informace pouze o elektrické aktivitě MJ nacházejících se v oblasti elektrody (Uliam, 2012, p. 41).

## 1.4 Břišní svaly

Ventrální muskulatura prošla v evoluci nejrozsáhlejší přestavbou. Svaly tvořící břišní stěnu postupně ztratily lokomoční funkci a staly se svalstvem regulujícím objem břišní dutiny (Dylevský, 2009, ss. 96, 97).

Ve studii autorů Mekonen et al. (2015, p. 673) byla pozorována lidská embrya mezi 4 až 10 týdnem intrauterinního vývoje. Bylo prováděno pozorování s 4D rekonstrukcí a s následným softwarem pro vizualizaci. Z pozorování se zaměřením na rozvoj břišních svalů embrya bylo patrné, že v 5,5 týdnu vývoje se obratle spolu s žebry formují mediálně a začátky sternu spolu s hypaxiálními svaly laterálně od břišní stěny. Poté se začátky žebíř a svalů šíří pouze ventrolaterálním směrem. V 6,5 až 7 týdnech se samostatně diferencují mezižeberní a břišní svaly. Žebra, sternum a břišní svaly se dále rozšiřují ventrálně, mediálně a kaudálně a oboustranné sternální části se sloučí do střední čáry. V 8 týdnu přímé břišní svaly dosahují až na pupek. Konstantní vzdálenost mezi oběma přímými břišními svaly je přibližně pětinasobná vůči obvodu těla embrya mezi 6 až 10 týdnem vývoje. To identifikuje dorzoventrální růst hřbetní části tělní stěny a to také determinuje „uzavření“ její části. Současně s rovnáním zárodečné osy těla po 6. týdnu, se břišní svaly rozšiřují ventrálně a kaudálně a formují stěnu pupku. Výsledná data

tudíž potvrzují, že ventrální stěna těla je tvořena diferenciatním dorzoventrálním růstem hřbetní části těla (viz příloha 3, s. 98).

Břišní svaly (mm. abdominis) jakožto svaly ploché jsou propojeny do různých svalových smyček tvořící složité svalové řetězce, které působí jako funkční celek (Véle, 2006, s. 218). Svalové řetězce pracující společně a navzájem se ovlivňují prostřednictvím pohybových vzorů. Existují 3 podtypy svalových řetězců: synergisté, svalové smyčky a myofasciální řetězce (Page, Frank, Lardner, 2010, p. 30) Výhodou složitých svalových řetězců je jejich programované řízení z CNS, které umožňuje sekvenční zapojování jednotlivých článků podle předem programovaného timingu a tím koordinaci pohybu (Véle, 2006, s. 314). Břišní myofasciální řetězec je tvořen břišní fascií, ke které se připojují mm. obliqui abdominis, m. transversus abdominis (Tra), m. rectus abdominis (RA), m. pectoralis major (PM) a m. serratus anterior (SA). Což vytváří svalovou smyčku mezi m. obliquus externus abdominis (OEA), m. PM a m. SA a propojuje břišní svalové řetězce s horní končetinou (Véle, 2006, s. 318; Page, Frank, Lardner, 2010, p. 36)

Musculi abdominis jakožto mocné flexory trupu ležící anteriorně v ose páteře táhnou celou páteř vpřed zejména v lumbosakrálním a thoracolumbálním skloubení. Jejich velká síla se opírá o dvě dlouhá páková ramena. Spodní rameno páky odpovídá vzdálenosti mezi sakrálním výběžkem a spony stydké kosti. Horní rameno páky zase odpovídá za vzdálenost mezi hrudní páteří a processus xyphoideus. M. RA propojující processus xyphoideus přímo se symfýzou je silný flexor trupu, jeho synergisté jsou m. obliquus internus (IOA) a m. OEA, kteří propojují spodní okraj hrudního koše s pánevním pletencem. M. RA vyplňuje korzet přední stěny břišní, m. IOA je šikmo orientovaný inferiorně a posteriorně a m. OEA zase inferiorně a anteriorně. Tyto šikmé svaly jsou závislé na stupni jejich sklonu. Všechny tři svaly mají dvojitý účinek, na jedné straně flektují trup a na druhé napřimují bederní lordózu (Kapandji, 2008, p. 116).

Břišní svaly spolu v koordinované synergii s bránicí a svaly pánevního dna mají významnou posturální funkci nezbytnou pro spinální stabilizaci (Eriksson, 2009, p. 385; Horáček et al., 2011, s. 10). Při insuficienci předních stabilizátorů páteře se aktivují svaly povrchové a to později může vyústit k chronické bolesti zad (Horáček et al., 2011, s. 10). Studie autorů Cholewicki et al. (2002, pp. 99-101) porovnávala přínos jednotlivých svalů trupu pro stabilizaci bederní páteře (Lp), jelikož podle nich není žádný jasný vědecký důkaz o tom, které svaly trupu jsou nejdůležitější pro její stabilizaci. Pomocí povrchové EMG byly hodnoceny svaly m. rectus abdominis a bilaterálně m. obliquus externus, m. obliquus internus, m. latissimus dorsi, thorakální

a lumbální erektorů během izometrické kontrakce. Jedním z podstatných zjištění bylo, že ani jedna svalová skupina nepřispěla individuálně k více než 30 % své aktivity k celkové stabilizaci Lp. Závěrem lze tedy říci, že nelze identifikovat jeden sval jako „prime mover“ pro stabilizaci bederní páteře, což značí relativní závislost všech svalů trupu.

Níže jsou popsány testované břišní svaly m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis.

#### **1.4.1 Musculus rectus abdominis (m. RA)**

Musculus rectus abdominis dále jako m. RA, je polygastrický sval rozdělený třemi tendinózními insercemi na čtyři svalová břicha (Kapandji, 2008, p. 108; Véle, 2006, s. 218; Dylevský, 2009, s. 97). Tato segmentace svalu zahrnuje schopnost selektivně izolovat různé části přímého břišního svalu (Clark, Holt, Sinyard, 2003, p. 476). Podle McGilla (2007, p. 56) tyto tendinózní inserce omezují zkrácení vláken z hlediska objemu, ale jejich „bead effect“ (korálkový efekt) usnadňuje flexi i extenzi trupu. Přes linea alba dochází k důležitým přenosům sil na aponeurózu kontralaterální strany břišních svalů (McGill, 2007, p. 56). Bylo také zjištěno, že některá vlákna m. RA vybíhají a kříží se i za hranicí daného paralelního segmentu. Což z biomechanického hlediska nasvědčuje tomu, že m. RA nemusí mít větší schopnost kontrakce na jednom konci svalu než na druhém (Clark, Holt, Sinyard, 2003, p. 476).

Musculus rectus abdominis je nejsilnější břišní sval s primární funkcí aproximací hrudníku s pánví. Generuje flekční moment v sagitální rovině, čímž způsobí retroflexi pánve a snížení bederní lordózy (Teyhen et al., 2007, p. 450; Véle, 2006, s. 219; Norris, 1993, p. 25). Dále stahuje žebra kaudálně a patří mezi svaly výdechové (Dylevský, 2009, s. 97). Má největší tloušťku v příčném řezu ve srovnání s ostatními břišními svaly dominující převážně u mužského pohlaví, což bylo zjištěno v rámci studie s využitím rehabilitační sonografie (RUSI) zobrazující a hodnotící břišní svaly. M. RA je bilaterálně symetrický s minimálními rozdíly cca 10 – 12 % v pravé a levé části svalu, které jsou odděleny břišní fascií (Teyhen et al., 2007, pp. 452-454). M. RA spolu s m. erector trunci pracují izometricky pro udržení vzpřímené polohy těla, kdy se sternum nepřibližuje k symfýze (Véle, 2006, s. 219).

Paulsen (2004, p. 143) obecně definuje 3 základní typy kosterních svalových vláken lišící se podle obsahu myoglobinu, počtu mitochondrií a rychlostí svalové kontrakce. U člověka se jedná o směs těchto tří typů svalových vláken. V rozdělení hraje roli imunohistochemie zaměřená na expresi čtyř hlavních izotopů těžkých řetězců myozinu (MHC) – I, IIA, IIB a IIX

typy. Podle Dylevského (2007, s. 166) je typologie svalových vláken u m. rectus abdominis taková, že obsahuje 46,2 % vláken typu I (SO) a 53,9 % vláken typu IIa (FOG). Což vypovídá o heterogenitě svalů z hlediska poměrného zastoupení jednotlivých typů vláken.

V souvislosti se stárnutím dochází ke zvýšenému zastoupení pomalých vláken typu I (Bednařík, 2001, s. 37). Což také potvrdila studie Marzani et al. (2005, p. 959) uvádějící souvislost stárnutí s akumulací reaktivních forem kyslíku (ROS), které zprostředkovaně způsobují oxidační poškození. Ve studii porovnávali proces stárnutí m. rectus abdominis u jedinců různého věku (18 – 48 a 66 – 90 let). Výsledkem studie bylo (viz příloha 4, s. 99), že ve svalech byl zvýšený počet vláken typu I během stárnutí jedinců s následným poklesem distribuce svalových vláken typu II (Marzani et al., 2005, pp. 959, 961). Vzhledem k vlastnostem těchto svalových vláken dochází u starších jedinců k úbytku rychlých a maximálních kontrakcí břišních svalů trvající kratší dobu.

Häggmark et Thorstensson (1979, p. 319) ve své studii zkoumali pomocí biopsie histochemické složení svalových vláken čtyř svalů břišní stěny a to m. rectus abdominis (RA), m. obliquus externus (OEA), m. obliquus internus (OIA) a m. transversus abdominis (TrA) u 13 zdravých osob (9 žen a 4 muži) ve věku 24 až 55 let po operaci žlučníku. Obecně lze říci, že rozdíly mezi jednotlivými svaly byly malé či téměř neexistující. Ve výsledku bylo nalezeno 55 až 58 % svalových vláken typu I, 15 až 23 % vláken typu IIa, 21 až 28 % vláken typu IIb a 0 až 1 % vláken typu III. Závěrem lze říci, že i přes rozdílné histochemické složení jednotlivých břišních svalů, mají tyto svaly podobnou funkci.

Kolagenní vlákna jsou nejobjemnější strukturou všech pojivových tkání a jsou velmi ohebná a pevná na tah. Autoři Calvi et al. ve své studii posuzovali obsah a typ kolagenu v m. rectus abdominis na mužských kadaverózních subjektech během 24 hodin po jejich smrti. Byly rozděleny do 2 skupin. První skupina obsahovala 20 subjektů v průměrném věku 23, 3 let; v rozpětí 18-30 let. Druhá skupina taktéž 20 subjektů v průměrném věku 46, 2 let, rozpětí, 31-60 let. Z každého kadavera byl odebrán specificky lokalizovaný vzorek m. RA. Histologické řezy byly zbarveny pro vizualizaci celkových kolagenních vláken a byla provedena histochemická analýza pro odlišení kolagenu typu I, II, III, IV a V. Výsledkem bylo, že nebyly patrné významné rozdíly v celkovém kolagenu mezi skupinou 1 a 2. Ale ve skupině 1 bylo signifikantně větší množství a koncentrace kolagenu typu I a III než ve skupině 2. Z výsledků je patrné, že u mladší věkové kategorie je v m. RA více kolagen typu I tvořící základ šlach, fascií, kostí apod. a kolagen typu III tvořící cévní stěny, stěny orgánů, vaziva svalů a nervů (Dylevský, et Ježek 2001; Calvi



et al. 2014, pp. 527, 529, 531). Jelikož s věkem dochází k přestavbě této tkáně a může to mít vliv například na sílu a rychlost kontrakce svalu.

Musculus rectus abdominis je možné rozdělit na horní a dolní část svalu. Cílem pilotní studie autorů Clark, Holt, Sinyard (2003, pp. 475-482) bylo zjistit elektrickou aktivitu UP (horní části) a LO (spodní části) m. rectus abdominis během 6 různých cvičení břišních svalů u 8 fyzicky aktivních osob. Měření probíhalo pomocí SEMG u dvou sekundové koncentrické kontrakce břišních svalů. Mezi hodnocené cviky patřily: curl up, curl up na míči, curl up s posilovacím strojem, leg lowering, ball roll out a reverse curl up (viz příloha 5, s. 100). Měřená a normalizovaná průměrná data se porovnávala s jednotlivými částmi m. rectus abdominis za účelem zjištění, která část svalu vykonávala nejvyšší EMG aktivitu při zvolených cvicích.

Ve výsledku nebyly nalezeny signifikantní rozdíly mezi m. URA (horní část m. RA) a m. LRA (spodní části m. RA) během koncentrických fází u 6 cvičení. Nicméně existuje vyšší elektromyografická aktivita v m. URA ve srovnání s m. LRA v průběhu všech cvičení s výjimkou reverse curl up, kde m. LRA má vyšší aktivitu. Nejvyšší EMG aktivita byla u cviku curl up na míči až 92, 4 % v m. URA a 86, 72% v m. LRA (viz příloha 6, s. 101). Cvik curl up vyprovokoval druhou nejvyšší EMG aktivitu jak u m. URA tak u m. LRA svalu (Clark, Holt, Sinyard, 2003, pp. 475-6, 481-2). Shodu EMG aktivity obou částí m. rectus abdominis u curl up a curl up s posilovacím strojem potvrzují i autoři Sarti et al. (1996, p. 1295) a Whiting et al. (1999, p. 342). Oba tyto cviky jsou v podstatě stejné s přidáním posilovací pomůcky „ab trainer“ a je v jejich aktivitách také proto minimální odlišnost. Aktivita břišních svalů u cviku leg lowering je podle Clark, Holt, Sinyard (2003, p. 481) vyšší u svalu m. URA. Zatímco Gilleard a Brown (1994, p. 1006) vyšší aktivitu potvrzují naopak u svalu m. LRA. U tohoto cviku se chovají břišní svaly primárně jako stabilizátory pánve, ovšem pohyb provádí dolní končetiny.

#### **1.4.2 Musculus obliquus externus abdominis (m. OEA)**

Musculus obliquus externus abdominis dále jen m. OEA, je sval vytvářející povrchovou vrstvu velkých břišních svalů. Jeho vlákna mají šikmý průběh a při oboustranné kontrakci je synergistou m. rectus abdominis (Dylevský, 2009, s. 158; Véle, 2006, s. 219; Kapandji, 2008, p. 110).

Mm. obliqui abdominii tvoří dohromady souvislý pás kolem břicha, protože vlákna m. OEA jedné strany funkčně navazují na vlákna m. OIA druhé strany a naopak. Proto se břicho při jejich kontrakci stahuje v pase do podoby písmene „X“ a pas se stává „štíhlejší“ (Dylevský,

2009, s. 158; Véle, 2006, s. 219, 234). Při jejich oslabení se naopak břišní krajina stává válcovitou až převislou (Véle, 2006, s. 234). Mm. obliqui abdominii jsou aktivovány společně, i když například během flekčního točivého momentu se dokáže horní a dolní část separovat ve své svalové aktivitě (McGill, 2007, p. 56).

### **1.4.3 Aktivita břišních svalů ve vybraných posturálních situacích**

Všechny břišní svaly spolu s bránicí a se svaly pánevního dna mají významnou posturální funkci. Tuto funkci má zejména m. transversus abdominis, dále jako m. TrA, což nelze ozřejmit klasickým svalovým testem. M. TrA předchází aktivitu ostatních břišních svalů a přispívá ke stabilizaci páteře (Véle, 2006, ss. 113, 219 - 220).

Jelikož ve spoustě studií a také u mnoha autorů je hodnocena aktivita břišních svalů pomocí různých anglických pojmů, které se bohužel často pro každý cvik liší. Je třeba vybrané cviky popsat, aby nedošlo k nedorozumění ve výchozí a konečné pozici (viz Příloha 7, s. 102, 103).

#### **1.4.3.1 Stoj, kvadrupedální pozice, leh na břicho a leh na zádech**

Posturální aktivita břišních svalů ve stoji je potřebná pro správné držení těla zejména pokud jsou svaly schopny dorzálně sklopit pánev. Mnoho jedinců ovšem stojí s ventrálním sklopením pánve v důsledku zkrácených flexorů kyčlí a oslabených břišních svalů (Kravitz, 2015).

Chanthapetch et al. (2009, pp. 642-646) zkoumali aktivitu břišních svalů (m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis a m. obliquus internus dohromady s m. transversus abdominis) ve čtyřech různých posturálních situacích na 32 štíhlých probandech ve věku  $21,3 \pm 0,8$  roků bez LBP. Mezi testované posturální aktivity patřila pozice na zádech s flektovanými DKK, leh na břicho, kvadrupedální pozice a stoj s oporou o zed'. Probandi měli určitou přípravu tzv. manévry před samotným testováním, které spočívali například v provádění flexe trupu či maximální kontrakce pro vytvoření maximální EMG aktivity svalů. Data byla snímána pomocí povrchové elektromyografie. Během těchto posturálních aktivit byla prováděná také maximální volní kontrakce (MVC) břišních svalů a vtáhnutí těchto svalů (*AH, abdominal hollowing*). Výsledkem srovnání EMG aktivity v rámci výchozích pozic byla patrná nevyšší aktivita m. transversus abdominis a m. obliquus internus ve všech čtyřech pozicích (cca 20 až 30 % z MVC), zatímco aktivita m. rectus abdominis a m. obliquus externus byla minimální (pod 6, 5 %

MVC). Ve výsledku byla patrná nejvyšší EMG aktivita m. TrA/OIA v poloze na břiše a u m. RA stejně jako m. OEA naopak ve stoji u zdi. Až 40 % i více probandů zvládlo u všech čtyř posturálních činností abdominal hollowing bez aktivity m. RA. Oproti tomu až 75 % subjektů nedokáže vtáhnout břišních svalů bez aktivity m. OEA. Výsledky studie verifikují využití abdominal hollowing jako specifického stabilizačního cvičení a potvrzují, že všechny čtyři posturální pozice mohou facilitovat EMG aktivitu v lokálních svalech s minimální EMG aktivitou ve svalech globálních. Pro upřesnění Bergmark klasifikoval svaly působící na lumbosakrální páteř na lokální a globální. Mezi lokální svaly zařadil m. transversus abdominis a m. obliquus internus abdominis jako nezbytné stabilizátory lumbosakrální páteře. A mezi globální svaly stanovil m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis, které jsou zodpovědné za produkci hrubých pohybů trupu a pánve (Drysdale, Earl, Hertel, 2004, p. 32).

Schinkel-Ivy et al. (2015, p. 236) hodnotili aktivitu břišních a zádočných svalů také ve vzpřímeném stoji, ale bez opory o zed'. Výsledkem byla také velmi malá aktivita m. rectus abdominis, stejně jako m. obliquus externus abdominis. Výraznější aktivita byla v lumbálních a spodních torakálních erektorch páteře a m. obliquus internus abdominis (stejně jako u autorů Chanthapetch et al, 2009, pp. 642-646).

#### **1.4.3.2 Chůze a běh**

Saunders, Rath, Hodges (2004, pp. 281-284) ve své studii zkoumali posturální aktivitu vybraných svalů trupu během chůze a běhu. Na studii se podílelo 7 zdravých dobrovolníků (6 mužů a 1 žena). Svaly byly hodnoceny kombinací povrchové a jehlové EMG. Bipolární podpovrchové elektrody byly zavedeny subkutánně do svalů m. transversus abdominis (TrA), m. obliques internus abdominis (OIA) a m. obliques externus abdominis (OEA) a do hlubokých a povrchových vláken mm. multifidi v oblasti obratle L4. Elektrody sEMG byly umístěny na m. RA a erektory spinae (ES). Probandi absolvovali chůzi o rychlosti 1 a 2 m/s a běh o rychlosti 2, 3, 4, a 5 m/s na chodícím páse. Rychlost pohybu byla přidávána postupně vždy s pauzou 3 až 5 minut. Výsledků studie bylo mnoho, ale pouze vybrané jsou patrné na obrázku (viz příloha 8, s. 104). Jeden z výsledků byl, že tonická aktivita m. TrA je přítomna ve všech typech lokomoce a v průběhu celého krokového cyklu. Zajímavá byla mizivá aktivita m. RA, jenž byla patrná pouze u 2 ze 7 subjektů zejména při každém foot strike, u těchto osob byl m. RA aktivní pro 32 a 48 % krokového cyklu. Při nejpomalejší chůzi 1 m/s byla patrná neaktivita m. RA. Celková aktivita m. RA a paraspinálních svalů narůstala při zvyšování

rychlosti od 2 do 5 m/s, ale u svalů m. TrA, m. OIA a m. OEA nikoliv. Dále byla přítomna také vysoká aktivita m. OIA trvající 84 až 95 % z krokového cyklu u poloviny probandů. U běhu rychlostí 5 m/s byly všechny hodnocené svaly aktivní po více než 70 % času z celkového krokového cyklu.

## 2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

### 2.1 Cíl práce

Cílem diplomové práce bylo objektivně posoudit pomocí povrchové EMG svalovou aktivitu vybraných svalů u ST dle Jandy a MMT dle Kendall et al. pro břišní svaly. Hodnocení proběhlo na základě získaných dat o svalové aktivitě při izometrické kontrakci ve finální poloze daného svalového testu.

### 2.2 Vědecké otázky a hypotézy

Vzhledem k popsaným cílům byly formulovány následující vědecké otázky a hypotézy:

#### 2.2.1 Vědecká otázka č. 1

Liší se svalová aktivita vybraných svalů u *ST dle Jandy a MMT UP dle Kendall*?

**H<sub>0</sub>1:** Není rozdíl v aktivitě vybraných svalů u testu ST dle Jandy a MMT UP dle Kendall.

**H<sub>A</sub>1a:** Aktivita vybraných svalů je vyšší u MMT UP dle Kendall než u ST dle Jandy.

**H<sub>A</sub>1b:** Aktivita vybraných svalů je vyšší u ST dle Jandy než z MMT UP dle Kendall, konkrétně:

- a) m. sternocleidomastoideus,
- b) m. pectoralis major,
- c) m. serratus anterior,
- d) m. rectus abdominis – horní část (URA),
- e) m. rectus abdominis – dolní část (LRA),
- f) m. obliquus externus,
- g) m. rectus femoris.

### 2.2.2 Vědecká otázka č. 2

Liší se svalová aktivita vybraných svalů u *ST dle Jandy* a *MMT LO dle Kendalla*

**H<sub>0</sub>2:** Není rozdíl v aktivitě vybraných svalů u testu ST dle Jandy a MMT LO dle Kendall.

**H<sub>A</sub>2a:** Aktivita vybraných svalů je vyšší u MMT LO dle Kendall než u ST dle Jandy.

**H<sub>A</sub>2b** Aktivita vybraných svalů je vyšší u ST dle Jandy než z MMT UP dle Kendall, konkrétně:

- a) m. sternocleidomastoideus,
- b) m. pectoralis major,
- c) m. serratus anterior,
- d) m. rectus abdominis – horní část (URA),
- e) m. rectus abdominis – dolní část (LRA),
- f) m. obliquus externus,
- g) m. rectus femoris.

### 2.2.3 Vědecká otázka č. 3

Liší se svalová aktivita vybraných svalů u *MMT UP dle Kendall* a *MMT LO dle Kendall*?

**H<sub>0</sub>3:** Není rozdíl v aktivitě vybraných svalů u testu MMT LO dle Kendall a MMT UP dle Kendall.

**H<sub>A</sub>3a:** Aktivita vybraných svalů je vyšší u MMT UP dle Kendall než u MMT LO dle Kendall.

**H<sub>A</sub>3b:** Aktivita vybraných svalů je vyšší u MMT LO dle Kendall než z MMT UP dle Kendall, konkrétně:

- a) m. sternocleidomastoideus,
- b) m. pectoralis major,
- c) m. serratus anterior,
- d) m. rectus abdominis – horní část (URA),
- e) m. rectus abdominis – dolní část (LRA),
- f) m. obliquus externus,
- g) m. rectus femoris.

#### 2.2.4 Vědecká otázka č. 4

Liší se svalová aktivita v horní a dolní části m. rectus abdominis u *ST dle Jandy*, *MMT UP dle Kendall* a *MMT LO dle Kendall*?

**H<sub>0</sub>4:** Neení rozdíl v aktivitě horní a dolní části m. rectus abdominis u testu *ST dle Jandy*, *MMT UP dle Kendall* a *MMT LO dle Kendall*.

**H<sub>A</sub>4:** Je rozdíl v aktivitě horní a dolní části m. rectus abdominis u testu, konkrétně:

- a) *ST dle Jandy*,
- b) *MMT UP dle Kendall*,
- c) *MMT LO dle Kendall*.

## 3 METODIKA VÝZKUMU

### 3.1 Charakteristika testované skupiny

V rámci diplomové práce bylo vybráno 20 zdravých probandů (16 žen, 4 muži) představující homogenní skupinu studentů fyzioterapie ve věku 23 až 25 let, kteří splnili kritéria pro výzkum. Jejich průměrný věk byl  $23,6 \text{ let} \pm 0,68 \text{ (SD)}$  let, průměrná výška  $172,6 \text{ cm} \pm 7,3 \text{ (SD)}$  cm a průměrná hmotnost  $65,7 \text{ kg} \pm 8,5 \text{ (SD)}$  kg. Podmínkou zařazení do experimentu byl zdravý jedinec bez pozitivního ortopedického, neurologického a algického omezení či závažné operace v testovaném segmentu, což by mohlo zkreslit či znemožnit výsledky měření.

V neposlední řadě bylo nutné, aby proband zařazený do experimentu dosáhl minimálně stupně 3 dle svalového testu podle Jandy a dle Kendall et al. stupně „fair, 6“ v testování břišních svalů. Všem účastníkům výzkumu bylo doporučeno, aby před měřením byli minimálně půl hodinu po jídle. Nezbytná byla také spolupráce a ochota jednotlivých probandů se experimentu zúčastnit.

### 3.2 Postup měření

Všichni probandi absolvovali kineziologický rozbor (viz příloha 9, ss. 105, 106), byli seznámeni s průběhem a účelem měření a také podepsali informovaný souhlas (viz příloha 10, s. 107). Měření probíhalo v kineziologické laboratoři Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Prostředí obsahovalo minimum stresových faktorů a optimální teplotu. Pořadí svalových testů bylo určeno randomizovaně pomocí losování daného testu. Randomizace je potřeba vzhledem k možné svalové únavě a odlišné náročnosti testů.

K výzkumu byla použita povrchová elektromyografie od firmy Noraxon, která byla synchronizována s videozáznamem. Ke snímání elektrické aktivity ventrální muskulatury byl použit šestnácti kanálový povrchový elektromyograf typu MyoSystem 1400 firmy Noraxon® se softwarem Myoresearch XP Master Edition 1.08.27. Při testování bylo použito celkem 15 svodů na 7 detekovaných svalech vždy bilaterálně s tím, že 15. svod patřil akcelerometru.



Hodnoceny byly tyto svaly:

- m. sternocleidomastoideus (m. SCM),
- m. pectoralis major (m. PM),
- m. serratus anterior (m. SA),
- m. rectus abdominis (kraniální část), m. URA (upper rectus abdominis),
- m. rectus abdominis (kaudální část), m. LRA (lower rectus abdominis),
- m. obliquus externus abdominis (m. OEA),
- m. rectus femoris (m. RF),
- akcelerometr.

V místě aplikace elektrod byla kůže očištěna abrazivní pastou a následně umyta vlhkým ručníkem. Dále byla kůže vytřena do sucha pro zlepšení kontaktu s elektrodami a pro optimalizaci výsledného signálu. Poté byly testované svaly ozřejmněny palpací, nalepeny elektrody a připojeny k elektromyografu podle předem nastavených kanálů. Optimální záznam jsme zkontrolovali svalovou kontrakcí jednotlivých svalů. Zemnicí elektroda byla připevněna na levém acromionu. Abychom minimalizovali vznik artefaktů, byly předzesilovače přilepeny pomocí náplasti na kůži v blízkosti elektrod. Akcelerometr byl umístěn na čele probanda, za účelem ozřejmění počátku a konce pohybu v průběhu testování.

### **3.2.1 Vlastní průběh měření**

Probandi byli na počátku měření vždy instruováni o způsobu provedení jednotlivých testů, ale během samotného měření již korekce neprobíhala. Každý test byl proveden vždy v pěti opakováních s maximální výdrží v konečné pozici po dobu 5 sekund. Mezi jednotlivými opakováními byla vždy 20 sekund pauza, při níž testovaný ležel v maximálně možné relaxované pozici s horními i dolními končetinami volně položenými na lehátku spolu s trupem a hlavou. Mezi oběma testy byla vždy pauza 3 minuty pro minimalizaci svalové únavy ve výše zmíněné klidové poloze. Všechny důležité časové údaje byly oznamovány na základě časomíry.

### 3.2.2 Testované pozice

#### *Flexe trupu podle Jandy – stupeň 3*

Tento test hodnotí jako hlavní sval m. rectus abdominis + svaly pomocné. Před testováním bylo třeba si označit výšku spojnice dolních úhlů lopatek na páteři ve stoji s pažemi podél těla. Výchozí pozice byla vleže na zádech. Dolní končetiny lehce podložené pod kolena, aby došlo k vyhlazení bederní lordózy a mírné flexi v kyčelních a kolenních kloubech, které maximálně vyloučí z činnosti mm. iliopsoates. Horní končetiny jsou složeny na hrudníku (viz obrázek 1). Pohyb je charakterizovaný zejména flexí v kyčelních a kolenních kloubech a klopením pánve. Na vyznání proband provedl flexi trupu. Při testování pozorujeme vzdálenost značky od podložky. Pohyb byl zastaven v okamžiku, kdy se dolní úhel lopatek zvedl nad podložku, a v této konečné pozici byla výdrž 5 s (viz obrázek 2).

**Obrázek 1 ST Janda, stupeň 3 - výchozí poloha pro přímé břišní svaly (upraveno dle Janda, 1996, s. 47)**



**Obrázek 2 ST Janda, stupeň 3 – konečná poloha pro přímé břišní svaly (upraveno dle Janda, 1996, s. 47)**



*Flexe trupu dle Kendall*, je odlišná, jak v polohách, tak v testovaných svalech.

**Test pro horní břišní svaly, „fair, 6“** (upper abdominal muscles) hodnotí aktivitu m. rectus abdominis a m. obliquus internus. Test spočívá v tom, že pacient leží na zádech s dolními končetinami nataženýma (viz obrázek 3). Fixace není potřeba. Testovaný pohyb je flexe trupu a je nezbytné, aby byl pohyb prováděn pomalu a plynule. Odpor testovanému neklademe. Jelikož testujeme ve stupni „fair, 6“, je třeba, aby měl testovaný horní končetiny mírně vzpažené a při flexi trupu se za nimi vytahoval (viz obrázek 4). Tento stupeň předpokládá, že subjekt je schopen flektovat páteř, ale jen do té doby, než se objeví aktivita flexorů kyčle. Pokud by proband měl oslabené břišní svaly, tak by se to projevilo převanou flexorů kyčle, což by vedlo k anteverzi pánve a hyperextenzi bederní páteře. Byl by nevhodným subjektem pro experiment.

**Obrázek 3 MMT Kendall et al., stupeň „fair, 6“ – výchozí poloha pro horní břišní svaly (upraveno dle Kendall et al., 2005, s. 203)**



**Obrázek 4 MMT Kendall et al., stupeň „fair, 6“ – konečná poloha pro horní břišní svaly (upraveno dle Kendall et al., 2005, s. 203)**



**Test pro dolní břišní svaly, „fair, 6“** (lower abdominal muscles, double leg lowering test, DLL) hodnotí svalovou sílu m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis (laterální vlákna). Proband je vleže na zádech na pevné podložce. Horní končetiny má položené, tak aby mu nezajišťovaly oporu. Zde jsme lehce modifikovali postavení horních končetin kvůli výrazným artefaktům na elektromyografickém záznamu, tak že je má volně položené za hlavou na lehátku. Fixace se neprovádí, jelikož by se jednalo o určitou formu pomoci. Při provádění testovaného pohybu testující na začátku pomáhá probandovi umístit natažené dolní končetiny do svislé polohy (90°), což odpovídá startovací pozici testu (viz obrázek 5). Proband naklopí pánev posteriorně a přitiskne oblast spodních zad k lehátku. dále začíná pomalu snižovat natažené dolní končetiny. Podle testovaného stupně „fair“, je třeba dostat dolní končetiny do 75° – 60° nad lehátko, chvíli v poloze vydržet se stále přitisknutou spodní částí zad k podložce (viz obrázek 6) a pomalu vrátit dolní končetiny do vertikální polohy. Úhel je kontrolován během měření pomocí goniometru. Proband během testování nesmí zvedat hlavu a ramena a nesmí dojít k ventrálnímu klopení pánve. Správné provedení testu je možné si pohlídat manuálním kontaktem na dolní části zad a na spina iliaca anterior superior, kdy poznáme povolení spodní části zad a pohyb pánve.

**Obrázek 5 MMT Kendall et al., stupeň „fair, 6“ – výchozí poloha pro dolní břišní svaly (upraveno dle Kendall et al., 2005, s. 213)**



**Obrázek 6 MMT Kendall et al., stupeň „fair, 6“ – konečná poloha pro dolní břišní svaly (upraveno dle Kendall et al., 2005, s. 213)**



### **3.2.3 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu**

K hodnocení EMG signálu jsme využili program MyoResearch XP Master Edition 1.07. Surový elektromyografický záznam byl zrekifikován a vyhlazen pomocí parametru Root Mean Square (RMS) o velikosti okna 300 m/s. V takto upraveném EMG signálu jsme vytvořili 3 markery u všech pěti opakování. První marker byl označen těsně před započítáním pohybu, což nám umožnil přesně stanovit akcelerometr a pomocný videozáznam. Další dva markery ohraničovaly úsek 5 sekund ve výdrži. Jednotlivá data byla zpracována standartní funkcí „Average activation“. V rámci reportu „Average activation“ byla vypočítán parametr „Mean Amplitude“ neboli průměrná elektromyografická aktivita pro každý sval ve výdrži pro oba svalové testy. Vyhodnocená data byla převedena do programu Microsoft Office Excel a připravena ke statistickému zpracování.

### **3.2.4 Statistické zpracování dat**

U všech testovaných parametrů byl vypočítán aritmetický průměr ( $X$ ), směrodatná odchylka ( $SD$ ), minimum ( $min$ ), maximum ( $max$ ) a medián ( $MD$ ). Výsledná data byla z programu Microsoft Office Excel exportována do statistického programu STATISTICA verze 12.0.

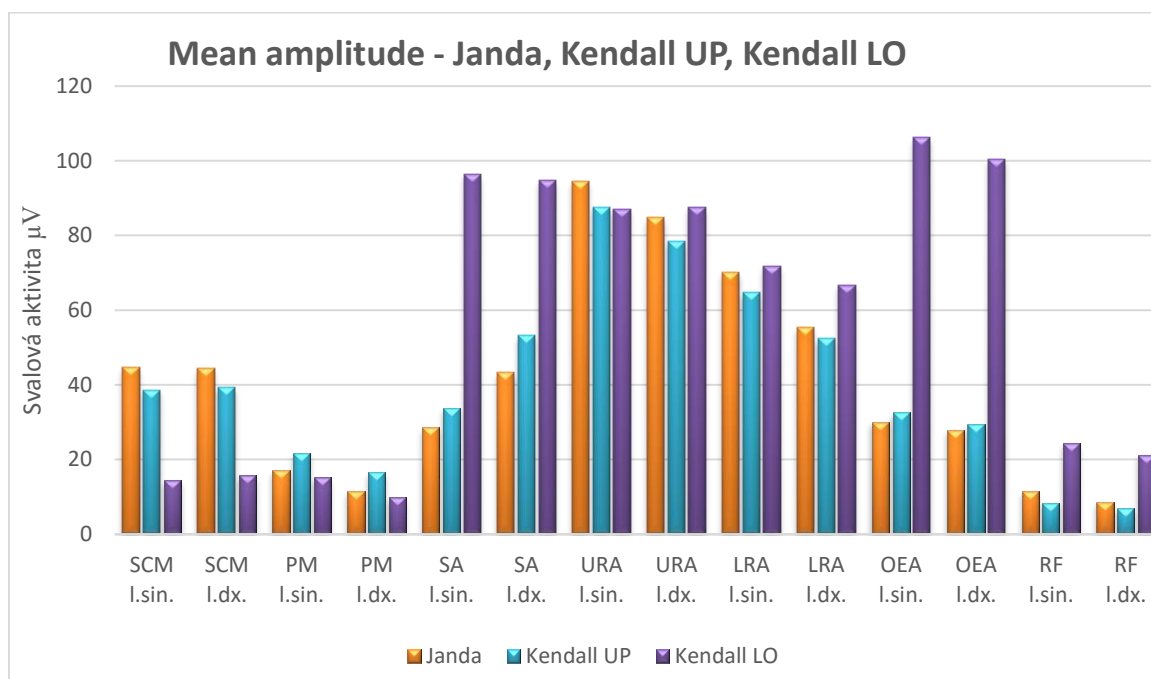
Pro vyhodnocení statisticky významných rozdílů mezi svalovou aktivitou u jednotlivých svalových testů byl použit neparametrický Wilcoxonův párový test a pro porovnání břišních svalů

byl použita Friedmannova ANOVA. Statistická významnost byla standardně stanovena na hladinu 5 % ( $p < 0,05$ ).

## 4 VÝSLEDKY

V příloze 11 – 16 (ss. 108-113) jsou uvedeny základní veličiny popisné statistiky, které byly vypočítány pro danou svalovou aktivitu (průměr, směrodatná odchylka, minimum, maximum a medián). Graf 1 znázorňuje porovnání svalové aktivity (Mean amplitude) u všech hodnocených svalových testů – Janda, Kendall UP a Kendall LO.

**Graf 1 Srovnání svalové aktivity (Mean amplitude) u ST dle Jandy a MMT dle Kendall**



**Legenda:** **Kendall UP** – svalový test pro horní břišní svaly, **Kendall LO** – svalový test pro spodní břišní svaly, **SCM l. sin.** – levostranný m. sternocleidomastoideus, **SCM l. dx.** – pravostranný m. sternocleidomastoideus, **PM l. sin.** – levostranný m. pectoralis major, **PM l. dx.** – pravostranný m. pectoralis major, **SA l. sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA l. dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **URA l. sin.** – levostranná horní část m. rectus abdominis, **URA l. dx.** – pravostranná horní část m. rectus abdominis, **LRA l. sin.** – levostranná spodní část m. rectus abdominis, **LRA l. dx.** – pravostranná spodní část m. rectus abdominis, **OEA l. sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA l. dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis, **RF l. sin.** – levostranný m. rectus femoris, **RF l. dx.** – pravostranný m. rectus femoris.

## 4.1 Výsledky pro vědeckou otázku č. 1

Vědecká otázka č. 1 zní: „Liší se svalová aktivita vybraných svalů u *ST dle Jandy a MMT UP dle Kendall?*“, byla řešena první nulovou hypotézou. Cílem bylo porovnat svalovou aktivitu (Mean amplitude) jednotlivých svalů u svalových testů. Pro ověření hypotézy byla vypočítána statistická významnost (*p*) pomocí Wilcoxonova nepárového testu, kdy hladina významnosti byla stanovena na 0,05.

**Tabulka 1** Hodnoty statistické významnosti (*p*) pro **H01**

<b>proměnné Janda vs. Kendall UP</b>	<b>n</b>	<b>p hodnota</b>
m. SCM l.sin.	20	0,079323
m. SCM l.dx.	<b>20</b>	<b>0,047858</b>
m. PM l.sin.	<b>20</b>	<b>0,000517</b>
m. PM l.dx.	<b>20</b>	<b>0,000593</b>
m. SA l.sin.	20	0,100459
m. SA l.dx.	20	0,191335
m. URA l.sin.	20	0,232226
m. URA l.dx.	20	0,108428
m. LRA l.sin.	20	0,232226
m. LRA l.dx.	20	0,331724
m. OEA l.sin.	20	0,627446
m. OEA l.dx.	20	0,525654
m. RF l.sin.	<b>20</b>	<b>0,002821</b>
m. RF l.dx.	<b>20</b>	<b>0,047858</b>

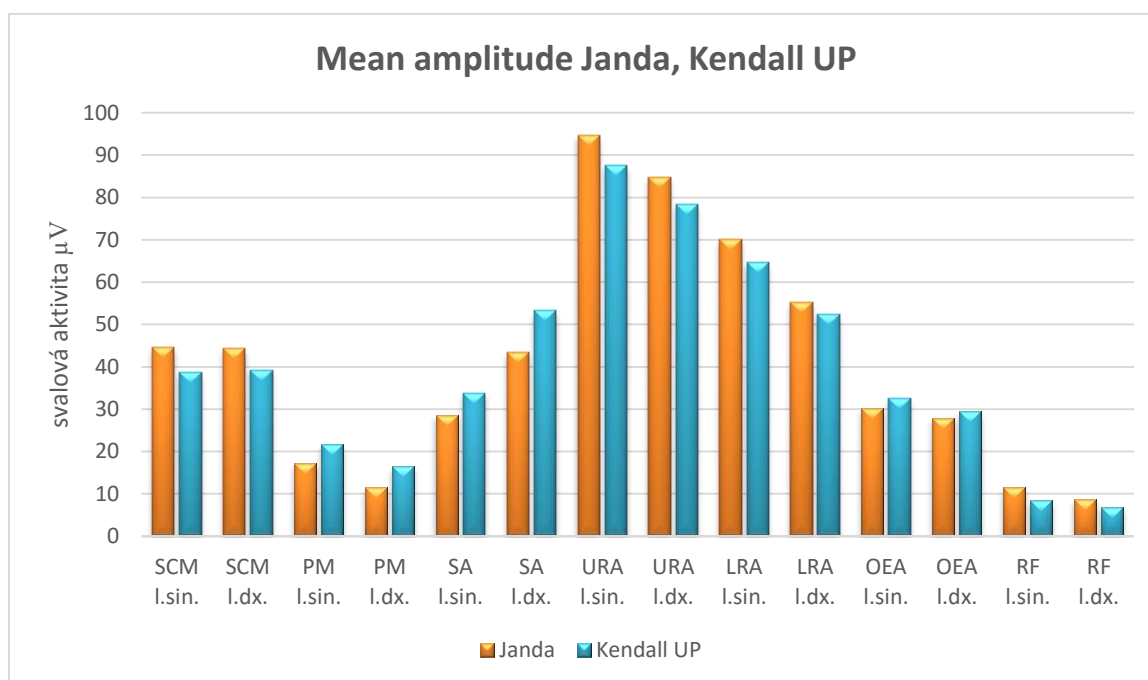
**Legenda:** **Kendall UP** – test pro horní břišní svaly, **n** – celkový počet probandů, **p** – statistická významnost, **SCM l. sin.** – levostranný m. sternocleidomastoideus, **SCM l. dx.** – pravostranný m. sternocleidomastoideus, **PM l. sin.** – levostranný m. pectoralis major, **PM l. dx.** - pravostranný m. pectoralis major, **SA l. sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA l. dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **URA l. sin.** – levostranná horní část m. rectus abdominis, **URA l. dx.** – pravostranná horní část m. rectus abdominis, **LRA l. sin.** – levostranná spodní část m. rectus abdominis, **LRA l. dx.** – pravostranná spodní část m. rectus abdominis, **OEA l. sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA l. dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis, **RF l. sin.** – levostranný m. rectus femoris, **RF l. dx.** – pravostranný m. rectus femoris.



**H<sub>01</sub>**: Není rozdíl v aktivitě vybraných svalů u testu ST dle Jandy a MMT UP dle Kendall, konkrétně:

- a) m. sternocleidomastoideus l. sin. – nelze zamítnout;
- b) m. sternocleidomastoideus l. dx. – **zamítáme H<sub>01</sub>, potvrzujeme H<sub>A1b</sub>**;
- c) m. pectoralis major l. sin. – **zamítáme H<sub>01</sub>, potvrzujeme H<sub>A1a</sub>**;
- d) m. pectoralis major l. dx. – **zamítáme H<sub>01</sub>, potvrzujeme H<sub>A1a</sub>**;
- e) m. serratus anterior l. sin. – nelze zamítnout;
- f) m. serratus anterior l. dx. – nelze zamítnout;
- g) m. rectus abdominis – horní část (URA) l. sin. – nelze zamítnout;
- h) m. rectus abdominis – horní část (URA) l. sin. – nelze zamítnout;
- i) m. rectus abdominis – dolní část (LRA) l. sin. – nelze zamítnout;
- j) m. rectus abdominis – dolní část (LRA) l. dx. – nelze zamítnout;
- k) m. obliquus externus l. sin. – nelze zamítnout;
- l) m. obliquus externus l. dx. – nelze zamítnout;
- m) m. rectus femoris l. sin. – **zamítáme, potvrzujeme H<sub>A1b</sub>**;
- n) m. rectus femoris l. dx. – **zamítáme, potvrzujeme H<sub>A1b</sub>**.

**Graf 2 Srovnání svalové aktivity (Mean amplitude) u ST dle Jandy a MMT UP dle Kendall**



**Legenda:** Kendall UP – svalový test pro horní břišní svaly, SCM l. sin. – levostranný m. sternocleidomastoideus, SCM l. dx. – pravostranný m. sternocleidomastoideus, PM l. sin. – levostranný m. pectoralis major, PM l. dx. – pravostranný m. pectoralis major, SA l. sin. – levostranný m. serratus anterior, SA l. dx. – pravostranný m. serratus

anterior, **URA l. sin.** – levostranná horní část m. rectus abdominis, **URA l. dx.** – pravostranná horní část m. rectus abdominis, **LRA l. sin.** – levostranná spodní část m. rectus abdominis, **LRA l. dx.** – pravostranná spodní část m. rectus abdominis, **OEA l. sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA l. dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis, **RF l. sin.** – levostranný m. rectus femoris, **RF l. dx.** – pravostranný m. rectus femoris.

## 4.2 Výsledky pro vědeckou otázku č. 2

Vědecká otázka č. 2 zní: „Liší se svalová aktivita vybraných svalů u *ST dle Jandy a MMT LO dle Kendall?*“, byla řešena druhou nulovou hypotézou. Cílem bylo porovnat svalovou aktivitu (Mean amplitude) jednotlivých svalů u svalových testů. Pro ověření hypotézy byla vypočítána statistická významnost (p) pomocí Wilcoxonova nepárového testu, kdy hladina významnosti byla stanovena na 0,05.

**Tabulka 2** Hodnoty statistické významnosti (p) pro H02

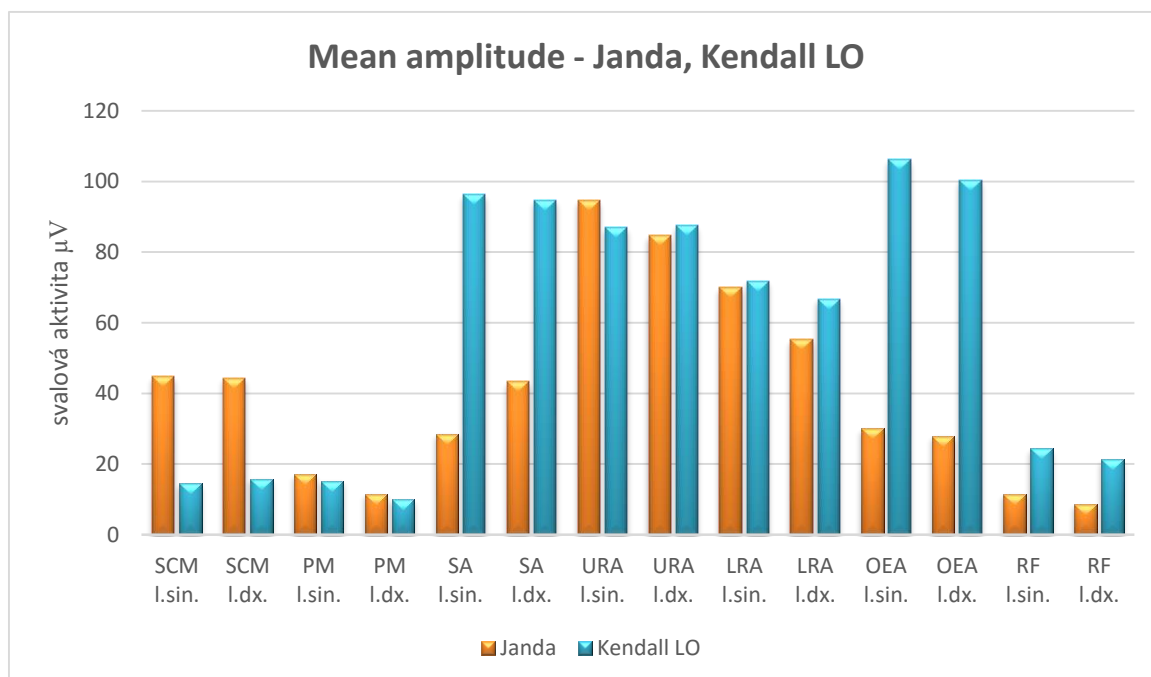
<b>proměnné Janda vs. Kendall LO</b>	<b>n</b>	<b>p hodnota</b>
m. SCM l.sin.	<b>20</b>	<b>0,000089</b>
m. SCM l.dx.	<b>20</b>	<b>0,000089</b>
m. PM l.sin.	20	0,204331
m. PM l.dx.	20	0,178957
m. SA l.sin.	<b>20</b>	<b>0,000103</b>
m. SA l.dx.	<b>20</b>	<b>0,001507</b>
m. URA l.sin.	20	0,433049
m. URA l.dx.	20	0,478126
m. LRA l.sin..	20	0,910825
m. LRA l.dx.	20	0,079323
m. OEA l.sin.	<b>20</b>	<b>0,000089</b>
m. OEA l.dx.	<b>20</b>	<b>0,000089</b>
m. RF l.sin.	<b>20</b>	<b>0,000140</b>
m. RF l.dx.	<b>20</b>	<b>0,000140</b>

**Legenda:** **Kendall LO** – svalový test pro dolní břišní svaly, **n** – celkový počet probandů, **p** – statistická významnost, **SCM l. sin.** – levostranný m. sternocleidomastoideus, **SCM l. dx.** – pravostranný m. sternocleidomastoideus, **PM l. sin.** – levostranný m. pectoralis major, **PM l. dx.** - pravostranný m. pectoralis major, **SA l. sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA l. dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **URA l. sin.** – levostranná horní část m. rectus abdominis, **URA l. dx.** – pravostranná horní část m. rectus abdominis, **LRA l. sin.** – levostranná spodní část m. rectus abdominis, **LRA l. dx.** – pravostranná spodní část m. rectus abdominis, **OEA l. sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA l. dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis, **RF l. sin.** – levostranný m. rectus femoris, **RF l. dx.** – pravostranný m. rectus femoris.

**H<sub>02</sub>:** Není rozdíl v aktivitě vybraných svalů u testu ST dle Jandy a MMT LO dle Kendall, konkrétně:

- a) m. sternocleidomastoideus l. sin. – **zamítáme H<sub>02</sub>, potvrzujeme H<sub>A2b</sub>**;
- b) m. sternocleidomastoideus l. dx. – **zamítáme H<sub>02</sub>, potvrzujeme H<sub>A2b</sub>**;
- c) m. pectoralis major l. sin. – nelze zamítnout;
- d) m. pectoralis major l. dx. – nelze zamítnout;
- e) m. serratus anterior l. sin. – **zamítáme H<sub>02</sub>, potvrzujeme H<sub>A2a</sub>**;
- f) m. serratus anterior l. dx. – **zamítáme H<sub>02</sub>, potvrzujeme H<sub>A2a</sub>**;
- g) m. rectus abdominis – horní část (URA) l. sin. – nelze zamítnout;
- h) m. rectus abdominis – horní část (URA) l. dx. – nelze zamítnout;
- i) m. rectus abdominis – dolní část (LRA) l. sin. – nelze zamítnout;
- j) m. rectus abdominis – dolní část (LRA) l. dx. – nelze zamítnout;
- k) m. obliquus externus l. sin. – **zamítáme H<sub>02</sub>, potvrzujeme H<sub>A2a</sub>**;
- l) m. obliquus externus l. dx. – **zamítáme H<sub>02</sub>, potvrzujeme H<sub>A2a</sub>**;
- m) m. rectus femoris l. sin. – **zamítáme H<sub>02</sub>, potvrzujeme H<sub>A2a</sub>**;

**Graf 3 Srovnání svalové aktivity (Mean amplitude) u ST dle Jandy a MMT LO dle Kendall**



**Legenda:** Kendall LO – svalový test pro dolní břišní svaly, **SCM l. sin.** – levostranný m. sternocleidomastoideus, **SCM l. dx.** – pravostranný m. sternocleidomastoideus, **PM l. sin.** – levostranný m. pectoralis major, **PM l. dx.** – pravostranný m. pectoralis major, **SA l. sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA l. dx.** – pravostranný m. serratus

anterior, **URA I. sin.** – levostranná horní část m. rectus abdominis, **URA I. dx.** – pravostranná horní část m. rectus abdominis, **LRA I. sin.** – levostranná spodní část m. rectus abdominis, **LRA I. dx.** – pravostranná spodní část m. rectus abdominis, **OEA I. sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA I. dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis, **RF I. sin.** – levostranný m. rectus femoris, **RF I. dx.** – pravostranný m. rectus femoris.

### 4.3 Výsledky pro vědeckou otázku č. 3

Vědecká otázka č. 3 zní: „Liší se svalová aktivita vybraných svalů u *MMT UP a LO dle Kendall?*“, byla řešena třetí nulovou hypotézou. Cílem bylo porovnat svalovou aktivitu (Mean amplitude) jednotlivých svalů u svalových testů. Pro ověření hypotézy byla vypočítána statistická významnost (p) pomocí Wilcoxonova nepárového testu, kdy hladina významnosti byla stanovena na 0,05.

**Tabulka 3** Hodnoty statistické významnosti (p) pro H03

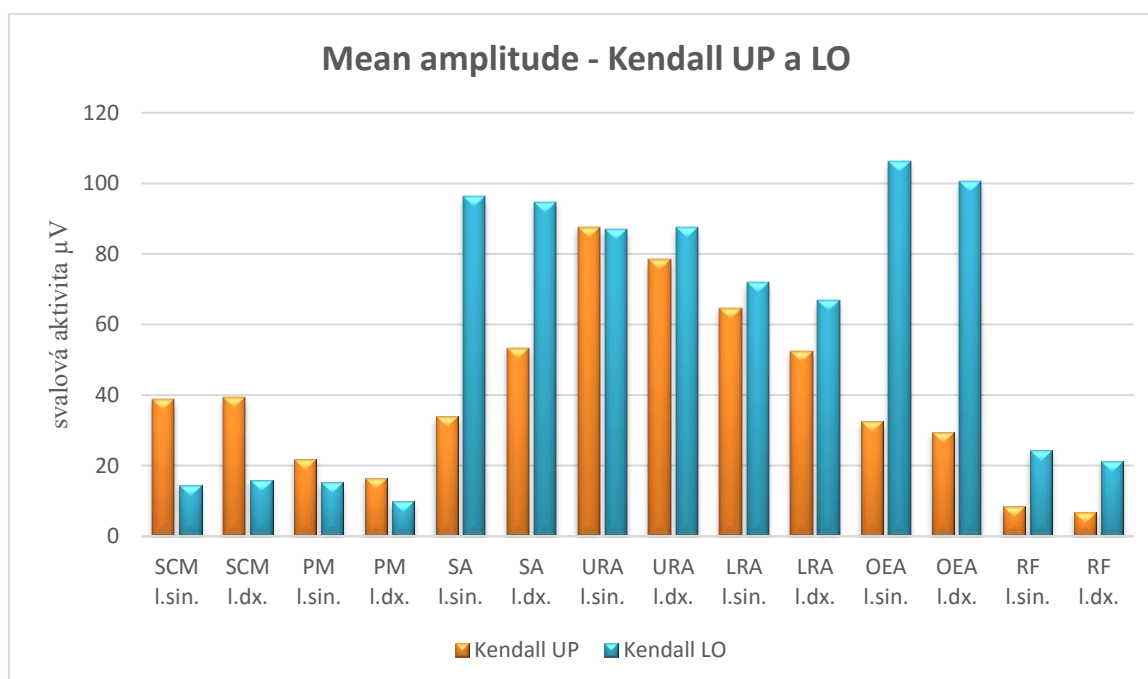
<b>proměnné Kendall UP vs. LO</b>	<b>n</b>	<b>p hodnota</b>
SCM I.sin.	<b>20</b>	<b>0,000089</b>
SCM I.dx.	<b>20</b>	<b>0,000089</b>
PM I.sin.	<b>20</b>	<b>0,027622</b>
PM I.dx.	<b>20</b>	<b>0,000103</b>
SA I.sin.	<b>20</b>	<b>0,000089</b>
SA I.dx.	<b>20</b>	<b>0,011129</b>
URA I.sin.	20	0,881293
URA I.dx.	20	0,313464
LRA I.sin.	20	0,278966
LRA I.dx.	20	0,061954
OEA I.sin.	<b>20</b>	<b>0,000089</b>
OEA I.dx.	<b>20</b>	<b>0,000089</b>
RF I.sin.	<b>20</b>	<b>0,000089</b>
RF I.dx.	<b>20</b>	<b>0,000103</b>

**Legenda:** **Kendall UP** – test pro horní břišní svaly, **Kendall LO** – svalový test pro dolní břišní svaly, **n** – celkový počet probandů, **p** – statistická významnost, **SCM I. sin.** – levostranný m. sternocleidomastoideus, **SCM I. dx.** – pravostranný m. sternocleidomastoideus, **PM I. sin.** – levostranný m. pectoralis major, **PM I. dx.** – pravostranný m. pectoralis major, **SA I. sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA I. dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **URA I. sin.** – levostranná horní část m. rectus abdominis, **URA I. dx.** – pravostranná horní část m. rectus abdominis, **LRA I. sin.** – levostranná spodní část m. rectus abdominis, **LRA I. dx.** – pravostranná spodní část m. rectus abdominis, **OEA I. sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA I. dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis, **RF I. sin.** – levostranný m. rectus femoris, **RF I. dx.** – pravostranný m. rectus femoris.

**H<sub>03</sub>:** Není rozdíl v aktivitě vybraných svalů u testu MMT UP a LO dle Kendall, konkrétně:

- a) m. sternocleidomastoideus l. sin. – **zamítáme H<sub>03</sub>, potvrzujeme H<sub>A3a</sub>**;
- b) m. sternocleidomastoideus l. dx. – **zamítáme H<sub>03</sub>, potvrzujeme H<sub>A3a</sub>**;
- c) m. pectoralis major l. sin. – **zamítáme H<sub>03</sub>, potvrzujeme H<sub>A3a</sub>**;
- d) m. pectoralis major l. dx. – **zamítáme H<sub>03</sub>, potvrzujeme H<sub>A3a</sub>**;
- e) m. serratus anterior l. sin. – **zamítáme H<sub>03</sub>, potvrzujeme H<sub>A3b</sub>**;
- f) m. serratus anterior l. dx. – **zamítáme H<sub>03</sub>, potvrzujeme H<sub>A3b</sub>**;
- g) m. rectus abdominis – horní část (URA) l. sin. – nelze zamítnout;
- h) m. rectus abdominis – horní část (URA) l. sin. – nelze zamítnout;
- i) m. rectus abdominis – dolní část (LRA) l. sin. – nelze zamítnout;
- j) m. rectus abdominis – dolní část (LRA) l. dx. – nelze zamítnout;
- k) m. obliquus externus l. sin. – **zamítáme H<sub>03</sub>, potvrzujeme H<sub>A3b</sub>**;
- l) m. obliquus externus l. dx. – **zamítáme H<sub>03</sub>, potvrzujeme H<sub>A3b</sub>**;
- m) m. rectus femoris l. sin. – **zamítáme H<sub>03</sub>, potvrzujeme H<sub>A3b</sub>**;
- n) m. rectus femoris l. dx. – **zamítáme H<sub>03</sub>, potvrzujeme H<sub>A3b</sub>**.

**Graf 4 Srovnání svalové aktivity (Mean amplitude) u MMT dle Kendall UP a LO**



**Legenda:** **Kendall UP** – svalový test pro horní břišní svaly, **Kendall LO** – svalový test pro spodní břišní svaly, **SCM l. sin.** – levostranný m. sternocleidomastoideus, **SCM l. dx.** – pravostranný m. sternocleidomastoideus, **PM l. sin.** – levostranný m. pectoralis major, **PM l. dx.** – pravostranný m. pectoralis major, **SA l. sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA l. dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **URA l. sin.** – levostranná horní část m. rectus abdominis, **URA**

**I. dx.** – pravostranná horní část m. rectus abdominis, **LRA I. sin.** – levostranná spodní část m. rectus abdominis, **LRA I. dx.** – pravostranná spodní část m. rectus abdominis, **OEA I. sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA I. dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis, **RF I. sin** – levostranný m. rectus femoris, **RF I. dx.** – pravostranný m. rectus femoris.

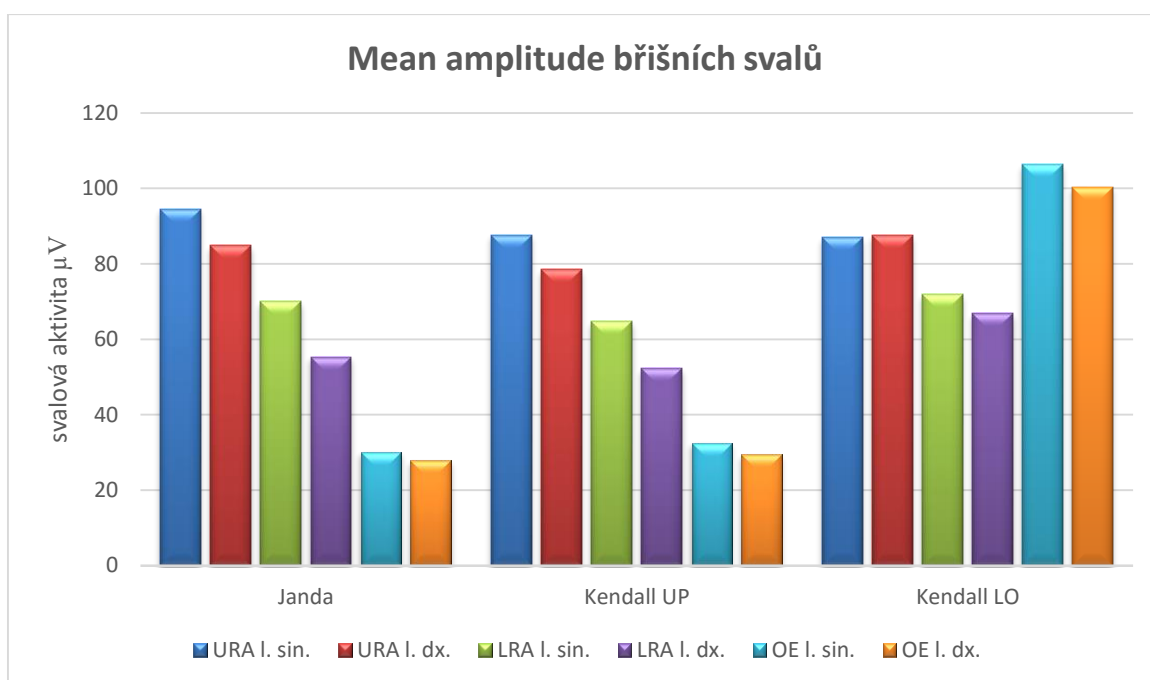
#### 4.4 Výsledky pro vědeckou otázku č. 4

Vědecká otázka č. 4 zní: „*Liší se svalová aktivita v horní a dolní části m. rectus abdominis u ST dle Jandy, MMT UP a LO dle Kendall?*“, byla řešena čtvrtou nulovou hypotézou. Cílem bylo porovnat svalovou aktivitu (Mean amplitude) přímých břišních svalů u svalových testů. Pro ověření hypotézy byla vypočítána statistická významnost (p) pomocí Friedmanovy ANOVY, kdy hladina významnosti byla stanovena na 0,05.

**H<sub>0</sub>4:** Není rozdíl v aktivitě horní a dolní části m. rectus abdominis u testu, konkrétně:

- a) ST dle Jandy – nelze zamítnout;
- b) MMT UP dle Kendall – nelze zamítnout;
- c) MMT LO dle Kendall – nelze zamítnout.

**Graf 5 Srovnání aktivity břišních svalů u svalových testů – Janda, Kendall UP a LO**



**Legenda:** **Kendall UP** – svalový test pro horní břišní svaly, **Kendall LO** – svalový test pro spodní břišní svaly, **URA I. sin.** – levostranná horní část m. rectus abdominis, **URA I. dx.** – pravostranná horní část m. rectus abdominis, **LRA I. sin.** – levostranná spodní část m. rectus abdominis, **LRA I. dx.** – pravostranná spodní část m. rectus abdominis, **OEA I. sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA I. dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis, **RF I. sin.** – levostranný m. rectus femoris, **RF I. dx.** – pravostranný m. rectus femoris.

## 5 DISKUZE

Kvantifikace svalové síly je nezbytnou součástí vyšetření a léčby v rehabilitaci. Mezi nejběžnější měřicí techniky svalové síly v klinickém a výzkumném prostředí patří dynamometr a manuální testování svalů. Výhodou dynamometru je, že je to jednoduchá a bezpečná metoda stejně jako manuální testování svalové síly, avšak poskytuje numerická objektivní data typicky v kilogramech či newtonech. Ovšem jeho nevýhoda spočívá v testování slabých svalů, které nedokáží provést pohyb proti odporu, což je častý výskyt v případě poškození periferních nervů (Shenoy, Mishra, Sandhu, 2011, p. 9). U manuálního testování svalové síly se ovšem otvírá otázka subjektivity při hodnocení tohoto měření. Subjektivita nepředstavuje velký problém, dokud fyzioterapeut nepřidává odpor (Bohannon, 2002, pp. 1, 2).

Před více než 50 lety, Beasley (1956, pp. 21-41) prokázal, že 20 % až 25 % rozdílů ve svalové síle nebyly pomocí manuálních svalových testů rozpoznatelné. Poznamenal také, že děti, jejichž síla byla pouze 50 % normálu, byly špatně otestovány a byla jim určena síla normální. Tudíž podle Bohannon (2002, pp. 1, 2) je MMT prokazatelně subjektivní. Existují studie (Shenoy, Mishra, Sandhu, 2011, p. 10; Colombo et al., 2002, p. 167; Bohannon, 2005, p. 662), které potvrzují, že MTT je do značné míry subjektivní a postrádá senzitivitu potřebnou pro detekci malých, ale potenciálně významných změn svalové síly. Kendall et al. (2005, p. 7) má ovšem názor opačný. Tvrdí, že naše ruka jakožto nástroj pro testování svalové síly je nejcitlivěji vyladěný nástroj, který máme k dispozici. Ten je spojen s nejužasnějším počítačem, co byl kdy vytvořen a to je lidská mysl. Do níž je možné uložit cenné a užitečné informace, na základě kterých dojde k zhodnocení a vyšetření svalové síly. Tyto informace jsou proto považovány za objektivní. Což potvrzuje i Walther (1988), který uvádí, že neexistuje lepší „nástroj“ pro provádění MMT než testující s klinickou praxí (Cuthbert et Goodheart, 2007, p. 4).

Měřením EMG při posuzování svalové síly zvyšujeme přesnost kvantifikace metody (Shenoy, Mishra, Sandhu, 2011, p. 10). Dle Krobot a Kolářové (2011) se s rostoucí EMG aktivitou zvyšuje i svalová síla či rychlost svalové kontrakce. Což potvrzuje i Hof (1984), který uvádí, že je zcela zřejmé, že intenzita signálu EMG by měla narůstat se svalovou silou (Hof, 1984, p. 119; Krobot et Kolářová, 2011, s. 33). Ovšem tento vztah není lineární, jelikož neplatí, že čím je větší EMG aktivita, tím více síly je produkováno, tudíž přesný kvantitativní popis vztahu EMG a síly není možný (Krobot et Kolářová, 2011, s. 33). Někteří autoři například Bilodeau et al. (2003, p. 85) dospěli k závěru, že velikost EMG signálu je přímo úměrná svalové síle



pro izometrickou a izotonickou kontrakci s konstantní rychlostí. Ovšem jiní autoři (Madeleine et al., 2001, p. 113; Lawrence et De Luca, 1983, p. 1653; Solomonow et al., 1990, p. 141; Uliam et al. 2012, p. 41) mají stejný názor jako Krobot a Kolářová (2011, s. 33) který zní, že ve většině případů se zvyšuje EMG aktivita nelineárně s rostoucí silou svalové kontrakce. Bilodeau et al. (2003, pp. 87-8) ve své studii uvádějí určitou spojitost nárůstu EMG amplitudy a velikostí (plochy) svalových vláken. U mužů je možný vyšší nárůst amplitudy signálu spojován s přítomností většího počtu svalových vláken typu II v m. vastus lateralis než u žen, které v tomto svalu mají podle biopsie více vláken typu I.

V našem experimentu hodnotíme úroveň svalové aktivity, kterou stanovujeme na základě analýzy již upravené amplitudy námi vybraného úseku EMG záznamu (Krobot et Kolářová, 2011, s. 33). Porovnávali jsme aktivitu břišních svalů ST dle Jandy a MMT dle Kendall. Během literární rešerše se objevila i otázka typologie svalových vláken v „prime moveru“ flexe trupu, který je m. rectus abdominis. Jelikož amplituda akčních potenciálů je určována typem svalových vláken a jejich poměrem, má složení vláken vliv na změny pH intersticiální tekutiny během svalové kontrakce (Krobot et Kolářová, 2011, s. 20). Podle Dylevského (2007, s. 166) m. rectus abdominis obsahuje 46,2 % svalových vláken typu I (SO) a 53,9 % vláken typu IIa (FOG). Tudíž obsahuje více svalových vláken typu IIa, která funkčně zabezpečují rychlé a krátké kontrakce prováděné poměrně velkou silou s odolností proti únavě (Bednařík, 2001, s. 35). Naopak studie autorů Sakkas et al. (2003, pp. 503-505), kteří histochemicky analyzovali vzorky svaloviny z m. rectus abdominis u pacientů během břišní operace. Prokázali, že m. rectus abdominis obsahuje 52 % vláken typu I, 43 % typu II a 5 % typu IIx. Podle většího podílu vláken typu I v m. RA autoři usuzují posturální funkci tohoto svalu s pomalými a málo unavitelnými vlákny (Paulsen, 2004, s. 143). Výsledky obou studií vypovídají o heterogenitě svalu z hlediska poměrného zastoupení jednotlivých typů vláken. Dále také o schopnosti m. rectus abdominis plnit motorické a stabilizační funkce a zároveň produkovat i maximální svalovou sílu (Szpala et al., 2011, p. 63).

Břišní svaly během každého pohybu pracují vždy jako celek, ovšem každý v jiném poměru (McGill, 2007, p. 59). Díky svojí schopnosti diferenciaci zprostředkovávají harmonickou souhru při pohybu jak trupu, pánve, tak i končetin. Ovšem hraje zde důležitou roli individuální motorický projev jedince, protože při provedení stejného pohybu může být použita různá kombinace svalů (Véle, 2006, ss. 50, 219). Během testovaných pohybů nám jde zejména o aktivaci „prime moverů“, kterými jsou v tomto případě svaly břišní, ovšem nezbytnou roli zde hrají i svalové synergie. Latash et al. (2005, p. 120) definuje synergie jako velké svalové skupiny,

kteře pracují spolu a zároveň se učí svými zkušenostmi. Ting a McKay (2007, p. 622) ve svém výzkumu naznačují, že nervový systém řídí svaly aktivací flexibilních kombinací svalových synergistů, kteří svoji součinností produkují široký repertoár pohybů. Svalové synergie jsou jako stavební kameny, které definují charakteristické vzory aktivací více svalů, které mohou být jedinečné pro každého jedince, ale mohou vytvářet podobné funkce. Latash, Krishnamoorthy, Scholz (2007, p. 10) vymezují svalové synergie jako vektory určující relativní úroveň svalové aktivace. Absolutní úroveň aktivace jednotlivých svalových synergií předpokládá, že jsou regulovány jedním signálem z CNS. Pro daný motorický úkol, jsou některé svalové synergie aktivovány v různých kombinacích pro dosažení potřebného motorického chování (Ting et McKay, 2007, p. 622).

## 5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

V první vědecké otázce porovnáváme aktivitu testovaných svalů **ST dle Jandy** pro **přímé břišní svaly** a **MMT dle Kendall** pro **horní břišní svaly (UP)**. U obou svalových testů využíváme především první fázi flexe trupu, která končí tehdy, když se lopatky odlepi od podložky a je generována zejména m. rectus abdominis. Druhá fáze je naopak generována flexory kyčelních kloubů a břišní svaly zde provádí izometrickou kontrakci (Neumann, 2002, pp. 332-333; Vella, 2007, s. 110; Escamilla et al., 2006, p. 667; Andersson, Nilsson, Thorstensson, 1997, p. 115). Při počáteční flexi trupu by měla být zdůrazněna aktivita horní části m. rectus abdominis (URA) a až poté se zvyšuje aktivita spodní části m. rectus abdominis (LRA) a šikmých břišních svalů (Norris, 1993, p. 20). Což v našem experimentu nemůžeme potvrdit.

### 5.1.1 Aktivita m. sternocleidomastoideus

Při obou svalových testech dochází v počáteční fázi pohybu k flexi krční páteře (Cp). U ST dle Jandy byla signifikantně vyšší aktivita pravostranného m. SCM než u Kendall UP. Při obou testovaných pozicích se aktivují oba m. SCM, protože jsou hlava i ramena zvednuty nad podložku během flexe horního trupu (Dong-Kyu, Dong-Chul, Ki-Hoon, 2016, p. 90). M. SCM spolu s m. scalenus anterior jsou povrchové krční flexory, které jsou konstrukčně vhodnější spíše pro flexi dolní krční páteře (C2 – C7) směrem na hrudník. Patří mezi dominantní skupinu flexorů krční páteře, nejsou ovšem „prime movery“ pro krční stabilizaci (Dong-Kyu, Dong-Chul, Ki-Hoon, 2016, p. 90; O'Leary et al., 2007, p. 35), kterou zajišťují hluboké krční flexory (m. longus colli a m. longus capitis; Kelly et al., 2013, p. 83). M. SCM jakožto pomocný sval nádechový je

více aktivní při zvýšeném úsilí dechu. Podle autorů Tae-ho et al. (2015, p. 974) aktivita m. SCM narůstá se zvyšujícím se úhlem flexe krční páteře. Pacienti s bolestmi krční páteře používají převážně tyto povrchové, globální krční flexory místo lokálních stabilizátorů. Podle studií některých autorů (Jull, 2000, p. 149; Sterling, Jull, Wright, 2001, pp. 72-3; Iltis et Kyoung, 2013, p. 1373; Dong-Kyu, Dong-Chul, Ki-Hoon, 2016, p. 90) je svalová aktivita m. SCM a m. scalenus anterior výrazně zvýšena u pacientů s cervikální bolestí ve srovnání se zdravými probandy a z hlediska timingu se aktivují dříve. Je-li zvýšená aktivita m. SCM, jedná se o náhradu za slabší hluboké flexory (Yoon, Kim, Cynn, 2014, p. 228; Sterling, Jull, Wright, 2001, p. 73; Dong-Kyu, Dong-Chul, Ki-Hoon, 2016, p. 90). V důsledku zvýšené aktivity m. SCM při flexi krku, která předchází flexi trupu u Jandy i Kendall UP, může dojít k předsunutí hlavy a horní část krční páteře půjde do hyperextenze (Iltis et Kyoung, 2013, p. 1373).

Yoon, Kim a Cynn (2014, p. 228) zkoumali účinky dechu na m. sternocleidomastoideus a břišní svaly během cviku curl-up u zdravých jedinců s využitím povrchové EMG. Svaly byly hodnoceny vždy bilaterálně – m. SCM, m. RA, m. OEA a m. TrA/OI při provádění cviku s pomalým nádechem a výdechem. Výsledkem byla signifikantně nižší EMG aktivita v obou mm. SCM a naopak vyšší v mm. TrA/OI během curl-up s pomalým expiriem. Tudíž studie naznačuje, že pomalý výdech je při cviku curl-up doporučen pro sníženou aktivaci mm. SCM a naopak vyšší aktivaci mm. TrA/OI u zdravých jedinců ve srovnání s klidným inspiriem.

Autoři Dong-Kyu, Dong-Chul a Ki-Hoon (2016, p. 91) hodnotili na 13 zdravých mužích ve věku přibližně 24 let pomocí EMG cvik curl up s omezením a bez omezení flexe krční páteře. Omezení Cp páteře spočívalo v provedení „zásuvky“ (chin tuck) na počátku pohybu. Testované svaly byly m. SCM, m. RA a m. OEA na dominantní straně. Curl up byl s dolními končetinami volně flektovanými v kyčelních a kolenních kloubech a ploskami umístěnými na podložce, horní končetiny volně podél těla. Cvik probíhal ve velmi podobných podmínkách jako při našem experimentu, výdrž byla 5 sekund ve finální pozici po odlepení lopatek od podložky (stejně jako u Jandy i Kendall UP). Výsledky studie ukázaly, že při curl up s omezením Cp byla signifikantně nižší aktivita m. SCM, ale významně vyšší aktivita v m. RA a m. OEA. Což má významné klinické důsledky nejen pro posilování břišních svalů, ale i jejich testování zejména u pacientů s bolestí krční páteře.

Kendall et al. (2005, p. 194) ve spojitosti s krčními flexory tvrdí, že abychom mohli uskutečnit pouze zvednutí hlavy vleže na zádech, je potřeba aktivita předních břišních svalů

zejména m. rectus abdominis, který zafixuje hrudník. Proto, pokud máme výrazně oslabené břišní svaly, nejsme schopni v této poloze zvednout hlavu, přestože flexory krku mohou být silné.

Závěrem lze říci, že v rámci prevence bolesti Cp při testování obou svalových testů, je třeba při testování zvolit vhodné instrukce popřípadě doporučení. Testování mohou zvolit menší úhel při flexi krční páteře a snížit aktivitu m. SCM pomocí pomalého expiria, kterým dojde ke zvýšení aktivity břišního svalstva. Dále je během pohybu nutné dbát na obloukovitou flexi Cp. Podle autorů Dong-Kyu, Dong-Chul a Ki-Hoon (2016, p. 91) je možné omezit flexi krční páteře tzv. chin tuck, „zásuvkou“, čímž také můžeme snížit EMG aktivitu m. SCM a naopak ji zvýšit v břišních svalech. Protože stereotyp flexe Cp vypovídá o funkci břišních svalů. Podle některých experimentálních studií je doporučeno při zvýšeném počtu opakování flexe trupu vleže na zádech využít HKK pro oporu hlavy a krku, aby se zabránilo únavě a bolesti krční páteře. Také je ale třeba zabránit nadměrné a násilné flexi krku (Monfort-Pañego et al., 2009, p. 238). Což doporučují i autorky Kábelíková a Vávrová (1997, s. 161), které tvrdí, že pokud testovaný nedokáže obloukovitě flektovat hlavu, může si ji sám podepřít HKK nebo mu ji podložíme, tak abychom vyloučili první a nejtěžší fázi elevace hlavy nad podložku.

Je třeba zohlednit určitou dominanci horní končetiny probandů, jelikož se výzkumu zúčastnilo 17 probandů s dominantní pravou horní končetinou a 3 probandi s dominantní levou horní končetinou. Tento fakt může mít určitý vliv predilekce na vyšší aktivitu pravostranného m. SCM u Jandova testu. Nicméně flexe krční páteře je pohyb symetrický, který by proto měl vykazovat symetrickou svalovou aktivitu. Stejně jako u studie autorů Kumar, Narayan, Amell, (2003, pp. 339, 350), kteří hodnotili krční svaly během izometrické kontrakce u 30 zdravých probandů, u nichž asymetrie krčních svalů nebyla signifikantní.

### **5.1.2 Aktivita m. pectoralis major**

Pozice horních končetin má vliv na velikost aktivity břišních svalů (Monfort-Pañego et al., 2009, p. 238). V našem případě ovšem nebyl signifikantní rozdíl v EMG aktivitě břišních svalů u Jandy ani Kendall UP. Ale podstatný rozdíl byl ve svalech pektorálních, kdy nám vyšla signifikantně vyšší EMG aktivita u Kendall UP oproti Jandovi.

Stecco et al. se snažili rozšířit a integrovat neuromyofasciální systém ve vztahu k pohybovému aparátu. Zkoumali úlohu fascie při zatížení a přenosu sil. Pektorální fascie je tenká kolagenní vrstva, která je úzce spjatá s m. pectoralis major přes četná svalová septa. Působí jako emypisium na prsní svaly obsahující svalová vřeténka, jež „umožňují svalové kontrakce“ a svým

způsobem přispívají k periferní motorické koordinaci. Hluboká prsní fascie kraniálně přímo komunikuje s myofasciální tkání m. sternocleidomastoideus, laterálně s kontralaterálním m. pectoralis major a kaudálně s m. obliquus externus abdominis. Spojení s druhostranným m. pectoralis major může symetricky pomoci při elevaci horních končetin jako je tomu zejména v případě UP testu dle Kendall. Autoři předpokládají, že myofasciální smyčky mezi m. pectoralis major, sternocleidomastoideus a m. obliquus externus, mají vliv na funkci, přenos sil a dalších informací mezi trupem, hlavou/krkem a všech končetin (Stecco et al., 2009, p. 255; Morris, Bonnefin, Darville, 2015, p. 682).

Postavení paží může mít vliv na činnost pektorálních svalů, které měli výrazně vyšší EMG aktivitu u Kendall UP než u Jandy. Podle studie Antony et Keir (2010, pp. 191-198) jenž hodnotili pomocí EMG svaly ramenního pletence během flexe v rameni ve 30°, 60°, 90° a 120° u zdravých jedinců. Jedním z výsledků studie byla nejvyšší EMG aktivita m. pectoralis major v 90° flexi bez zátěže, poté se jeho aktivita už jen zmenšovala. Ovšem při větším zatížení horních končetin pomocí 0, 5 kg činky se aktivita m. pectoralis major zvýšila.

Kendall UP pozice horních končetin představuje z biomechanického hlediska větší páku než Jandova, a proto je vyšší EMG aktivita m. pectoralis major opodstatněná.

### **5.1.3 Aktivita m. rectus femoris**

Podle některých autorů (McGill, Juker a Kropf, 1996, p. 1506; Axler et McGill, 1991, p. 808) je aktivita m. rectus femoris validním a spolehlivým indikátorem aktivity kyčelních flexorů, zejména pro m. iliopsoas. Janda dbá na to, aby byly dolní končetiny lehce podloženy pod kolena, což umožní posteriorní naklopení pánve a „vyhlazení“ bederní lordózy (Janda, 2004, s. 24; Kábelíková et Vávrová, 1997, s. 161). Při extenzi dolních končetin, které jsou přítomny u Kendall testu, je proto kladen větší nárok na břišní svaly, aby „vyhladili“ bederní lordózu. Což jsme v našem experimentu nepotvrdili. Tuto minimální flexi v kyčelních a kolenních kloubech volí také Janda (2004, s. 24) proto, aby maximálně vyloučil mm. iliopsoates z činnosti.

Jak víme, flexe kyčelních a kolenních kloubů má vliv na pasivní i aktivní činnost flexorů kyčle a na biomechaniku bederní páteře. Podle Norrise (1993, p. 21) vleže na zádech s extenzí dolních končetin je m. iliopsoas ve stavu částečného protažení a tím pádem, může uplatnit svoje největší aktivní napětí. My jsme v experimentu hodnotili jako zástupce flexorů kyčle m. rectus femoris (RF), který ovšem při volné extenzi dolních končetin u Kendall UP nevykazoval signifikantně vyšší aktivitu, ale naopak nižší. Což jsme nepředpokládali, protože pokud je

m. rectus femoris zkrácen díky mírné flexi kyčle, je napětí produkované flexory kyčle nižší. Nicméně je m. rectus femoris především extenzorem kolenního kloubu, který při semiflexi kolene je protažen a při flexi trupu může zároveň zvýšit svoji aktivitu nejen pro anteverzi pánve, ale i pro extenzi kolene a pokusit se o elevaci pat od podložky. Proto mohla být jeho aktivita signifikantně vyšší v případě ST dle Jandy.

Mnoho studií doporučuje provádět flexi trupu vleže na zádech s flexí v kyčelních a kolenních kloubech kvůli neutrálnímu postavení bederní lordózy, snížení napětí v m. iliopsoas, menším zapojení flexorů kyčle a jejich snížený točivý moment (Monfort-Pañego et al., 2009, p. 238). Pokud je flexe v kyčelních kloubech 45° jako u Jandovy pozice, je napětí m. iliopsoas sníženo na 70 až 80 % svého maxima. A když je flexe zvýšena na 90° v kyčelních i v kolenních kloubech, je hodnota jeho napětí dokonce snížena na 40 až 50 % (Johnson et Reid, 1991, pp. 97-104).

Hildenbrand a Noble (2004, pp. 37-41) hodnotili pomocí SEMG aktivitu povrchových břišních svalů bez pomůcek během flexe trupu v podobě trunk curl, „zkracovaček“ a pozice vleže na zádech s HKK v týl s využitím fitness pomůcek jako jsou Ab Roller, ABslide a FitBall. EMG aktivita byla snímána na horní (URA) a dolní (LRA) části m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis (OEA) a m. rectus femoris (RF), který zde byl zařazen jako dobře snímatelný povrchový flexor kyčle. Studii podstoupilo 23 probandů, kteří prováděli 4 cvičení (1 bez pomůcky, 3 s pomůckou) 10 až 15 opakování. Dolní končetiny byly ve většině případů v 90° flexi v kolenních kloubech. Hodnocena byla průměrná svalová aktivita během vybraných 5 opakování. Testovaná samostatná flexe trupu má velmi podobnou výchozí a konečnou polohu jako při testování břišních svalů dle 3 stupně ST Jandy. Nejvyšší průměrná aktivita během tohoto cvičení byla v m. URA (213,43 mV), m. LRA (148, 31 mV), m. OEA (60, 68 mV) a minimální aktivita m. RF (9,2 mV). Závěrem lze říci, že při provádění břišních cvičení s pomůckami Ab Roller, ABslide a FitBalls nedošlo ke zvýšení aktivity ve svalectech m. URA a m. LRA než při flexi trupu (trunk curl) bez pomůcek. Nicméně použití ABslide zvýšilo aktivitu m. EOA a výrazně snížilo aktivitu v m. LRA než ostatní 3 režimy. Využití ABslide a Fitball mělo za následek i větší zapojení kyčelních flexorů, což můžeme přisuzovat i zhoršení posturálních funkcí u netrénovaných jedinců.

Parfrey et al. (2008, pp. 888, 892) hodnotili aktivitu břišních svalů během flexe trupu v průběhu izometrické kontrakce u mladých zdravých mužů. Snímány byly svaly vždy bilaterálně: horní a dolní část m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. rectus

femoris a m. biceps femoris. Hodnotili také vliv fixace na provedený sit-up cvik. Výsledkem bylo, že všechny svaly kromě m. rectus femoris měli signifikantně vyšší aktivitu v provedení cviku bez fixace za dolní končetiny. Jediný m. rectus femoris měl významně vyšší amplitudu u fixace dolních končetin, což potvrzují i jiní autoři (Norris, 1993, p. 19; Burden et Redmond, 2013, p. 2124). Dále nebyl signifikantní rozdíl mezi postavením dolních končetin, konkrétně přítomnost flexe či extenze v kolenních kloubech u testovaných svalů. Nicméně byl přítomen určitý trend, který poukazoval na to, že při flexi kolene dochází k nižší aktivaci m. rectus femoris oproti extenzi dolních končetin (Parfrey et al., 2008, pp. 891-2). Tuto skutečnost signifikantně potvrdili autoři Guimaraes et al. (1991, p. 222), jež napsali, že cvik curl-up (téměř totožná pozice jako u Jandy) vyvolal nejnižší svalovou aktivitu m. rectus femoris. Což ovšem v našem experimentu vyšlo opačně, jelikož signifikantně nižší aktivita byla v m. rectus femoris u Kendall UP, kde jsou dolní končetiny volně v extenzi na podložce. Je třeba ovšem brát v potaz, že všechny studie hodnotili pouze aktivní flexi v kyčelních i kolenních kloubech s oporou plosky nohou o podložku. V Jandovi testu se, ale jedná o volnou flexi cca 45° v kyčelních kloubech způsobenou pouhým vypodložením pod kolena, které způsobilo tuto semiflexi daných kloubů.

Pokud bychom proto chtěli snížit aktivitu m. rectus femoris u Jandova testu, bylo by možné navázat například na princip reciproční inervace. Aktivujeme tedy m. biceps femoris, m. semimebranosus, m. semitendinosus a m. glutes maximus, čímž utlumíme antagonisty jako m. iliopsoas, m. rectus femoris a m. pectineus. Reálně to bude vypadat tak, že paty při celém pohybu trupu zatlačíme do podložky. Tento manévr popisuje i Janda u curl-up testu, kdy je potřeba, aby nedocházelo ke ztrátě tlaku pat od podložky, protože pokud k této ztrátě dojde, je patrná dominance m. iliopsoas (Page, Frank, Lardner, 2010, p. 82). Jandovu teorii ovšem vyvrací autoři Axler a McGill (1991, pp. 804-811), kteří tvrdí, že pokud probandí zatlačí nohy do podložky, tak se aktivita m. psoas major signifikantně nesníží. Dokonce se jeho aktivita naopak i navýší kvůli zkrácené délce svalu a potřeby větší kontrakce mm. hamstrings. Proto by mohlo být zajímavé tyto tvrzení změřit při dalším experimentu.

## 5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

V druhé vědecké otázce porovnáváme aktivitu testovaných svalů **ST dle Jandy pro přímé břišní svaly** a **MMT dle Kendall pro dolní břišní svaly (LO)**. U tohoto srovnávání je třeba brát v úvahu jiné výchozí i konečné pozice pro testované svaly, i když se oba testy nachází vleže na zádech. U Kendall LO jsme byli nuceni upravit pozici horních končetin, jelikož tento test byl

pro probandy velmi náročný a vyprovokoval při pěti sekundové výdrži svalový třes, který na EMG záznamu vyvolával artefakty. Proto jsme HKK umístili volně za hlavu na podložku, ale bez možnosti jakékoliv opory, čímž jsme splnili požadavky Kendall et al.

### **5.2.1 Aktivita m. sternocleidomastoideus**

U Jandova testu je přítomná počáteční flexe krční páteře, proto byla v očekávání signifikantně vyšší aktivita obou m. sternocleidomastoideus oproti Kendall LO, kde hlava leží volně na podložce bez pohybu stejně jako celý trup.

### **5.2.2 Aktivita m. serratus anterior**

V našem experimentu vyšla signifikantně vyšší EMG aktivita m. serratus anterior bilaterálně u Kendall LO oproti Jandovi. Musculus serratus anterior jako punctum fixum stabilizuje lopatku a trup pro aktivitu břišních svalů a pohybu dolních končetin při Kendall LO.

Studie autorů Wattanaprakornkul et al. (2011, p. 376) hodnotila aktivitu svalů pletence ramenního při flexi a extenzi. EMG aktivita m. serratus anterior byla větší při flexi do 180°, což odpovídá modifikované pozici dle Kendall LO. Tento výsledek potvrzuje i studie autorů Heuberer et al. (2015, pp. 552-3), kteří hodnotili také pomocí EMG aktivitu svalů ramenního pletence při různých pohybech. Při oboustranné flexi horních končetin z 0° do 180° byla přítomna minimální aktivita m. pectoralis major bilaterálně, stejně jako u Jandy a Kendall LO. Ovšem aktivita m. serratus anterior byla signifikantně vyšší stejně jako u Kendall LO. Studie autorů Weon et al. (2010, pp. 367, 371) hodnotila m. serratus anterior během flexe ramenního kloubu v izometrické kontrakci u 21 zdravých subjektů. Jeho aktivita se s nárůstem flexe zvyšovala a signifikantně byla nejvyšší ve flexi 120°.

### **5.2.3 Aktivita břišních svalů**

Dle Véleho (2006, s. 314) není nutností se soustředit při testování pouze na jeden sval v celém svalovém řetězci. Izolované hodnocení může být zkreslené, protože nezohledňuje vliv okolních svalů na jeho funkci. Svaly ramenního pletence funkčně souvisí s aktivitou šikmého břišního řetězce (Monfort-Pañego et al., 2009, p. 238). Čápová (2008, ss. 68-69), Vojta a Peters (2010, s. 14) uvádí přímou vazbu m. serratus anterior na šikmý břišní diagonální řetězec: m. obliquus externus abdominis, m. transversus abdominis, m. rectus abdominis a m. obliquus internus abdominis. Stejně jako Véle (2006, s. 318), který taktéž svalovou smyčku mezi



m. obliquus externus abdominis, m. pectoralis major a m. serratus anterior propojuje s horní končetinou. Z výsledků našeho experimentu vyplývá, že u méně trénovaných jedinců je signifikantně vyšší aktivita m. serratus anterior v přímé spojitosti s vyšší aktivitou m. obliquus externus abdominis. M. serratus anterior v rámci pohybu při Kendall LO fixuje ramenní pletenec a umožňuje oporu trupu o podložku, což potvrzuje i Kábelíková a Vávrová (1997, s. 158) a tím vytváří punctum fixum pro břišní svaly. Probandi tak svou nevhodnou pohybovou strategií a sníženou schopností koordinace břišních svalů primárně využívají opory horní části trupu. Skrze kterou umožní břišním svalům kvantitativně udržet dolní končetiny v dané poloze proti působení gravitace.

V pozici Kendall LO je třeba dbát na to, aby proband provedl retroverzi pánve a přitiskl oblast bederní páteře k lehátku. Poté začíná pomalu snižovat extendované dolní končetiny do 75° až 60° nad lehátko, ale postavení pánve a bederní páteře se nemění. Norris (1993, p. 21), Sarti et al. (1996, p. 1293) a Willet et al. (2001, p. 483) při stejném pohybu jako při Kendall LO testu kladou důraz zejména na funkci spodní části m. rectus abdominis, který hlavně izometricky stabilizuje pánev a fixuje ji proti silným mm. iliopsoates. Tento fakt ovšem autoři potvrzují pouze u trénovaných jedinců. Aktivita spodní části m. rectus abdominis ovšem v našem experimentu nebyla signifikantně vyšší stejně jako v komparativní studii autorů Sperandei, Barros a Sartorato (2007, pp. 235-237), kteří hodnotili EMG aktivitu horní a dolní části m. rectus abdominis během tří cvičení. Výsledkem bylo, že při samotném dorzálním naklopení pánve je vyšší EMG aktivita v obou částech m. rectus abdominis než u cvičení bez klopení pánve. Drysdale, Earl, Hertel (2004, p. 32) ke stejnému výsledku ještě přidávají vysokou aktivitu m. obliquus externus abdominis.

U jedinců se slabšími břišními svaly hrozí u Kendall LO, že se pánev naklopí ventrálně a bederní páteř půjde do hyperextenze. Což výrazně zvýší tlak na kloubní plošky a může dojít až ke styku mezi sousedními trnovými výběžky především v oblasti bederní páteře. Pokud dojde k rychlé hyperextenzi, hrozí poškození kloubních struktur.

Některé studie se zajímají o změnu aktivity břišních svalů ve vztahu ke zvýšení náročnosti testované polohy nebo změny postavení horních či dolních končetin (Drysdale, Earl, Hertel, 2004, p. 35) Nicméně výsledky studií jsou nejednotné v názorech týkající se vlivu postavení dolních končetin na aktivitu břišních svalů. Existují studie autorů, jež nezjistili žádné rozdíly v aktivaci břišních svalů při změně postavení kyčelních a kolenních kloubů během flexe trupu (Axler et McGill, 1997, pp. 808-811; Andersson, Nilsson, Thorstensson, 1997, pp. 123). Naopak Drysdale, Earl, Hertel (2004, p. 35) měli jeden z cílů studie zjistit, zda bude změněna svalová

aktivita břišních svalů, pokud se změní testovaná poloha na náročnější tím, že dojde v pozici na zádech k „trojflexi“ v kyčelních, kolenních i hlezenních kloubech bez jakékoliv opory (unsupported position) dolních končetin. Testující byli nuceni aktivně držet dolní končetiny ve zvýšené pozici a výsledkem byla signifikantně vyšší aktivita v m. RA a m. OEA než v pozici s oporou o flektované dolní končetiny.

U ST dle Jandy stupeň 3 mají probandi horní končetiny složené na hrudníku, v našem případě, jsou nadzvednuté nad hrudník z důvodu artefaktů na EMG. Svojí pozicí snižují nároky na aktivitu břišních svalů. Naopak u modifikované Kendall LO je postavení horních končetin pro břišní aktivitu náročnější, jelikož jsou paže protaženy dozadu za hlavou (Monfort-Pañego et al., 2009, p. 238). Což může být jeden z faktorů, proč byla signifikantně vyšší EMG aktivita m. obliquus externus abdominis bilaterálně u Kendall LO než u Jandy.

Mnoho studií srovnává velmi podobné pozice Jandovi a Kendall LO a hodnotí, která z nich je náročnější na aktivitu břišních svalů. Autoři Schmidt a Blanpied (1987, p. 1030) nepodporují názor většiny autorů, že Kendall LO pozice je náročnější pro břišní svaly, naopak tvrdí, že náročnější je pozice Jandova. Hodnotili to pomocí dynamického dvojrozměrného modelu. Richardson, Toppenberg, Jull (1990, pp. 9-10) testovali břišní svaly za pomoci povrchové EMG a žádné signifikantní rozdíly v testovaných pozicích nezjistili, ovšem nevýhodou studie bylo, že nesledovali pozici pánve. Shields a Heiss (1997, p 1873) hodnotili stejné pozice také pomocí EMG v břišních svalech (m. RA, m. OEA, m. IOA), ale sledovali pozici pánve elektrogoniometrem. Studie se zúčastnilo 15 zdravých mužů, jež byli hodnoceni v izometrické kontrakci obou testů s kontrolou posteriorního naklopení pánve. Kendall LO pozice měla významně vyšší EMG aktivitu břišních svalů oproti Jandovi.

Kasahara, Ishigaki, Torii (2010, p. 123) také porovnávali horní a dolní část m. rectus abdominis u Jandy a Kendall LO pozice pomocí EMG u 30 zdravých mladých mužů. Výsledky byly normalizovány na základě maximální volní kontrakce. U Jandova testu byla signifikantně vyšší aktivita horní části m. rectus abdominis.

#### **5.2.4 Aktivita m. rectus femoris**

Hu et al. (2012, pp. 531, 533-4) hodnotili podobnou pozici Kendall LO testu, ovšem vždy s aktivitou jedné dolní končetiny, druhá byla volně položená. Pomocí povrchové EMG byl snímán m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, m. rectus femoris a m. biceps femoris (BF) a jehlovou EMG m. transversus abdominis u 16

zdravých mladých žen vždy bilaterálně. Svalová aktivita byla navýšena zátěží až o 50 %, kdy závaží bylo umístěno na kotníku. Nejvýraznější aktivita byla ipsilaterálně u m. transversus abdominis, m. obliquus internus abdominis a m. rectus femoris. Při přidání zátěže na dolní končetiny byla zvýšená aktivita m. rectus femoris a m. transversus abdominis (ipsilaterálně) a m. biceps femoris (kontralaterálně). Z břišních svalů se nejméně asymetricky choval m. obliquus externus abdominis. Závěrem lze říci, že při tomto cviku byla výrazně vysoká aktivita m. rectus femoris stejně jako v našem experimentu u Kendall LO a jeho činnost se ještě zvyšovala se zvětšující se zátěží.

Vyšší aktivita m. rectus femoris u Kendall LO také souvisí s biomechanickými aspekty páky, jelikož u Jandy jsou dolní končetiny položeny na podložce, kdežto u Kendall LO uskutečňují excentrickou kontrakci s následnou výdrží v posturálně náročné poloze.

### 5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3

Ve třetí vědecké otázce porovnáváme aktivitu testovaných svalů **MMT dle Kendall pro horní břišní svaly (UP) a Kendall pro dolní břišní svaly (LO)**. Oba svalové testy se dosti liší ve výchozích pozicích i provedení, proto zde bylo mnoho signifikantních výsledků.

Statisticky významný rozdíl byl u Kendall UP pro m. sternocleidomastoideus, m. pectoralis major a m. serratus anterior, kdy všechny zmíněné svaly měli bilaterálně vyšší aktivitu u Kendall UP než u Kendall LO. Jelikož Kendall UP pozice je zahájena flexí krční páteře, je vyšší aktivita m. sternocleidomastoideus zřejmá, jelikož u Kendall LO leží hlava volně na podložce a pohyb neprovádí.

Co se týče vyšší aktivity m. pectoralis major, u Kendall LO vytváří v koaktivaci s m. serratus anterior určitou stabilizaci a oporu lopatky a horní části trupu o podložku nebo-li tvoří punctum fixum pro možný aktivní pohyb dolních končetin. Při Kendall UP testu se probandi vytahují za horními končetinami a doprovází flexi trupu, paže jsou více ve vnitřní rotaci a z pohledu biomechaniky se jedná o náročnější pákový mechanismus pro horní končetiny, proto je svalová aktivita m. pectoralis major bilaterálně vyšší na EMG záznamu (viz diskuze k vědecké otázce č. 1).

Signifikantně vyšší bilaterální aktivita m. serratus anterior a m. obliquus externus abdominis u Kendall LO než u Kendall UP má spojitost ve svalových zřetězeních těchto svalů (viz diskuze k vědecké otázce č. 2).

Kendall et al. testují břišní svaly za použití dvou samostatných testů, jimiž odlišují horní a dolní břišní svaly. Testovanou skupinu horních břišních svalů tvoří kraniální část m. rectus abdominis (URA) a m. obliquus internus a dolní skupinu rozdělili na kaudální část m. rectus abdominis (LRA) a m. obliquus externus (Page, Frank, Lardner, 2010, p. 82). V našem experimentu jsme ovšem tuto skutečnost potvrdili jen částečně, jelikož nebyl signifikantní rozdíl v horní a dolní části m. rectus abdominis ani mezi Kendall UP a LO, kde jsme rozdílnou aktivitu očekávali. Nicméně signifikantní rozdíl byl u již zmíněného m. OEA, které spolu s m. OIA a m. RA demonstrují směr specifických aktivačních patterns (vzorů) s ohledem na pohyby končetin, kterým poskytují posturální oporu ještě předtím, než skutečný pohyb končetin začne. Úzké propojení těchto svalů přispívá ke stabilitě a zároveň pohyblivosti páteře a trupu (Kendall et al., 2005, p. 194).

Kendall. et al. (2005, pp. 202, 212) vyžadují, aby UP i LO pozice byla doprovázena posteriorním naklopením pánve. Workman et al. (2008, pp. 1563, 1566-8) hodnotí vliv naklopení pánve na břišní svaly a svaly dolních končetin. Opačné a to anteriorní naklopení pánve má totiž na EMG nejvyšší aktivitu pro m. rectus femoris proti jiným testovaným svalům, kdy nejnižší byla patrná u horní a dolní části m. rectus abdominis. Anteriorní naklopení pánve umožní m. rectus femoris a m. iliopsoas optimálnější délku a tím zvýší jejich kontraktilní schopnost. Pro horní a dolní část m. rectus abdominis to znamená prodlouženější polohu a tím nevýhodnou pozici pro vlastní kontrakci. Proto tato pozice není vhodná pro testování břišních svalů. U posteriorního naklopení pánve byla ve studii signifikantně vyšší aktivita pro horní a dolní m. rectus abdominis u m. rectus femoris signifikantní aktivita potvrzena nebyla, ale byl zde patrný určitý trend, který vykazoval nižší aktivitu při posteriorním naklopení pánve. Zajímavé bylo zjištění, že pro m. obliquus externus abdominis ani jedna z poloh pánve nevyvolala signifikantně vyšší aktivitu těchto svalů. Díky této skutečnosti je potřeba při testování břišních svalů zajistit posteriorní naklopení pánve.

Signifikantně vyšší aktivita m. rectus femoris u Kendall LO oproti Kendall UP, zde byla očekávaná. Protože u Kendall UP mají probandi dolní končetiny extendované, umístěné na podložce a pohybují se pouze v horní části trupu. Narozdíl od Kendall LO, kde se extendované dolní končetiny pohybují z vertikální osy směrem k ose horizontální a horní část trupu

se nepohybuje. U Kendall LO jsou dolní končetiny drženy antigravitačně, ale u Kendall UP jsou volně položeny na podložce.

Studie autorů Ladeira et al. (2005, p. 925) zkoumala platnost a spolehlivost stejné pozice jako testuje Kendall LO pro břišní svaly a hodnotila správné posouzení jejich svalové síly pomocí dynamometru u 28 zdravých probandů. Výsledky tvrdí, že míra spolehlivosti byla velmi vysoká ovšem skóre pro platnost naopak velmi nízké. Proto tento test hodnotí jako užitečný nástroj pro posouzení řízení stabilizace páteře skrze náklon pánve, ale není vhodný pro posuzování svalové síly. Jelikož je přiměřená svalová síla břišních svalů nezbytná nejen pro běžné denní činnosti, zkoumali Zannotti et al. (2002, pp. 432-5) kinematiku testu, kterou využívá také Kendall et. al. pro testování spodních břišních svalů. Vzorek představoval 17 zdravých probandů (7 žen a 10 mužů), na jejich specifické části těl byly umístěny reflexní snímače, které snímaly daný pohyb. Výchozí pozice dolních končetin byla stejná jako u Kendall LO. Test probíhal za daných podmínek, první spočívala v tom, že se při pohybu dolních končetin směrem k podložce snažili ovládat anteriorní naklonění pánve a při druhé nikoliv. Odlišnost při testování byla v pozicích horních končetin, které byly za hlavou drženy za rohy stolu, což u Kendall LO není dovoleno a horní končetiny leží volně. Pohyb dolních končetin byl proveden při udávání rytmu metronomem, hranice byla do 4 sekund. Výsledkem bylo, že pánev se anteriorně stočila o 1° již při 3, 6° od středu spouštění dolních končetin směrem k horizontále. U všech subjektů došlo k anteriornímu klopení pánve již při 15°. Neschopnost všech probandů zabránit naklonění pánve již v počátku pohybu při spouštění dolních končetin spolu s faktem, že byly hodnoceni trénovaní jedinci, lze říci, že skutečná náročnost testu neodpovídá úrovni daného gradientu a dodává testu poněkud skeptický náhled. V závěru je patrné, že tendence anteriorního naklonění pánve bez možnosti její kontroly proběhla až příliš brzo.

Pokud bychom hodnotili trénované jedince z předchozí studie, kteří zvládli udržet naklonění pánve z 90° do 75° od vertikály, jednalo by se podle Kendall et al. (2005, p. 213) o svalovou sílu „fair, 5“. My jsme ovšem při našem experimentu vyžadovali 75° až 60° („fair, 6“), což zvyšuje nároky na svalovou sílu břišních svalů. Bohannon, Gajdosik, LeVeau (1985, pp. 1501-4) tvrdí, že k naklonění pánve dochází téměř vždy již při flexi v kyčelních kloubech, což odpovídá již výchozí poloze.

## 5.4 Diskuze k vědecké otázce č. 4

Jak již bylo zmíněno, Kendall et al. testují horní a dolní část m. rectus abdominis zvlášť spolu s šikmými břišními svaly. V mnoha studiích je také zkoumána jejich svalová činnost pomocí povrchové EMG. Někteří autoři neudávají signifikantní rozdíly v elektrické aktivitě mezi horní a dolní částí m. rectus abdominis (Piering et al., 1993, pp. 124-125; Vezina et Hubley-Kozey, 2000, p. 1374; Lehman a McGill, 2001, p. 1096; Hubley-Kozey et Vezina, 2002, pp. 625-6; McGill, 2007, p. 56), zatímco jiní tvrdí opak (Clark, Holt, Sinyard, 2003, p. 475; Moreside, Vera-Garcia, McGill, 2008, p. 534; Szpala et al., 2011, p. 62; Rutkowska-Kucharska et Szpala, 2015, p. 21; Workman et al., 2008, p. 1569; Parfrey et al., 2008, p. 891).

Autoři Lehman a McGill (2001, p. 1100) hodnotili izometrickou kontrakci při cviku curl up s dvou sekundovou výdrží. Ve výsledku nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl EMG aktivity mezi m. URA a m. LRA. Významné a prokazatelně funkční rozdělení mezi horním a dolním m. rectus abdominis podle McGill (2007, p. 56) není možné. Tuto neexistující separaci zdůvodňují autoři (Lehman et McGill, 2001, pp. 1096-1101; Page, Frank, Lardner, 2010, p. 82) tak, že břišní fascie obsahující m. rectus abdominis se laterálně připojuje do aponeurózy tří dalších vrstev břišní stěny. Připouští, že regionální rozdíly mohou existovat, ale všechny komponenty břišních svalů pracují společně i nezávisle na sobě, což má za následek stabilizaci páteře.

Někteří autoři naopak ve svých studiích našli signifikantní rozdíl EMG aktivity mezi horní a dolní částí m. rectus abdominis. Szpala et al. (2011, p. 62) pomocí EMG a dynamometru jej testovaly během flexe trupu vleže i vsedě. Hodnotili nejen elektromyografickou aktivitu svalu, ale i jejich maximální flekční moment. Výsledkem byl významný rozdíl mezi horní a dolní částí m. rectus abdominis, ovšem na stejné straně svalu v obou testovaných polohách.

Rutkowska-Kucharska a Szpala (2015, p. 17) hodnotili vliv zátěže (změna postavení horních končetin a použití činek) na aktivitu horní a dolní části m. rectus abdominis bilaterálně pomocí EMG na 12 zdravých mladých žen do 25 let. Výsledkem bylo, že při změně vnější zátěže narostla EMG aktivita od 50 do 100 % MVC ve všech částech m. rectus abdominis. Statisticky významná aktivita byla v levé horní části m. rectus abdominis při změně vnějšího zatížení. V našem experimentu byl pouze patrný trend v podobě vyšší levostranné EMG aktivity u horní i dolní části m. rectus abdominis u Jandy a Kendall UP, ovšem výsledek nebyl statisticky významný.

Článek autorů Monfort-Pañego et al. (2009, p. 239) obsahuje literární recenzi studií, které se zabývají EMG aktivitou břišních svalů při různých posilovacích cvičení. Čerpají z databáze studií datované od roku 1950 do roku 2008. Autoři zde uvádí kritickou otázku, že flexe trupu aktivuje především supraumbilikární oblast břišních svalů, zatímco zvedání dolních končetin a posteriorní naklopení pánve aktivuje hlavně infraumbilikární část. Což můžeme potvrdit pouze u Kendall LO, kde byla signifikantně vyšší aktivita m. obliquus externus abdominis, ale u spodní části m. rectus abdominis můžeme vyšší aktivitu potvrdit jen určitým trendem a to pouze u levého m. LRA. Dále tvrdí, že pouze nejzkušenější probandi jsou schopni kontrahovat spodní část m. rectus abdominis intenzivněji než část horní, během posteriorního sklonění pánve s dolními končetinami v 90° flexi v kyčelních a kolenních kloubech.

Tuto tezi víceméně zakomponovali do svého výzkumu autoři Moreside, Vera-Garcia, McGill 2008, pp. 527-530), kteří hodnotili pomocí SEMG aktivitu břišních svalů u žen s uměním tance ze středního východu. Tento specifický tanec dává tanečnicím jedinečnou schopnost kontroly pohybu a umožňuje jim izolovat pohyb v horní a dolní polovině těla. Autoři hledali konkrétní důkazy o separaci horní a dolní části m. rectus abdominis a také pochopení m. obliquus abdominis v roli synergistů. Tanečnice demonstrovaly až 30 různých trupových aktivit s rozdělením do 3 kategorií: pohyby v rovině, taneční pohyby a curl-up činnosti. Co nejvhodnější umístění elektrod bylo detekováno pomocí ultrazvukové kontroly. Tato studie zjistila, že pouze probandi, kteří jsou zběhlí ve schopnosti koordinace břišních svalů, měli významně odlišné úrovně aktivace mezi horní a dolní částí m. rectus abdominis. Jelikož dostali pokyn o izolaci pohybu v určitém segmentu m. rectus abdominis, čehož byli individuálně schopni.

Některé studie taktéž našli signifikantní rozdíly při testu curl up, kdy byla vyšší EMG aktivita v horní části m. rectus abdominis než ve spodní. Ovšem u cvičení reverse curl up a double leg raise (výrazná podobnost s pozicí Kendall LO) byla primární aktivita spodní části m. rectus abdominis (Clark, Holt, Sinyard, 2003, p. 475). Naopak dle studie Moreside, Vera-Garcia, McGill (2008, p. 534) měli účastníci experimentu během reverse curl up vyšší průměrnou EMG aktivitu v horní části m. RA (57, 5 %) než v části spodní (46, 4 %). Escemilla et al. (2006, p. 643-4) zjistili vyšší aktivitu v horní části m. RA během curl up ve srovnání s reverse bez jakýchkoliv rozdílů ve spodní části m. RA ovšem v horizontální rovině. A při provádění reverse na šikmé ploše, byla prokázána vyšší aktivace horní části m. RA než dolní části m. RA stejně jako u Moreside, Vera-Garcia a McGill. Autoři tyto informace shrnuli a tvrdí, že intenzita cvičení je mnohem důležitější než typ posilovacího cvičení pro břišní svaly.

M. rectus abdominis je horizontálně rozdělen na 3 až 4 porce a má svoji individuální segmentovou inervaci z 6 – 8 spodních interkostálních nervů. (Biressi 2007, p. 287). Pokud tedy dojde k chirurgickému narušení střední část svalů, může spodní část m. RA i nadále fungovat. To dokazuje neurologickou nezávislost spodní a horní části m. RA (Moreside, Vera-Garcia a McGill, 2008, p. 528). M. RA jakožto plochý sval je podle Véleho (2006, s. 152) schopen zapojovat svoje jednotlivé úseky izolovaně při určité fázi a rozsahu pohybu.

Jandova a Kendall UP pozice je vhodně zvolená s ohledem na „prime mover“ m. rectus abdominis. Tento fakt potvrzuje autor McGill (2007, p. 56), jenž tvrdí, že m. RA je nejvíce aktivní při aktivitě sit-up a curl-up, což mimo jiné potvrzuje i Page, Frank, Lardner (2010, p. 215). Drysdale, Earl, Hertel (2004, p. 32) také souhlasí, že m. RA spolu s m. OEA jsou nejaktivnější při cviku sit-up, avšak jsou v podstatě aktivní již při naklopení pánve.

Pokud je m. rectus abdominis oslabený, má to za následek sníženou schopnost flexe páteře, v poloze na zádech se jedná o sníženou schopnost dorzálního klopení pánve, aproximace hrudníku směrem k pánvi a také obtížné zvednutí hlavy a horní část trupu. Ve vzpřímené poloze se určitá slabost m. rectus abdominis projevuje anteverzí pánve a bederní hyperlordózou (Kendall et al., 2005, p. 194)

Szpala et al. (2011, p. 63) hodnotili EMG aktivitu během flexe trupu vsedě i vleže na zádech s volně flektovanými kolenními i kyčelními klouby a s oporou dolních končetin o podložku. Podle statistické analýzy byl m. rectus abdominis symetricky aktivní z pohledu pravé i levé strany při obou pozicích. Oproti tomu Axler a McGill (1997, pp. 804-811) zjistili asymetrii v aktivitě m. rectus abdominis vyznačující se levostrannou převahou. V našem experimentu byl taktéž přítomen určitý trend vyšší aktivity levostranného m. rectus abdominis, ale statistická analýza jej nepotvrdila ani u jedné z testovaných pozic. Autorky Rutkowska-Kucharska, Szpala a Pieciuk (2009) testovaly také symetrii svalů pomocí EMG na pravé a levé části m. rectus abdominis, m. erector spinae a m. rectus femoris během izometrické kontrakce po dobu 5 sekund na zdravých probandech. V první skupině obsahovala podobnou pozici jako u Kendall LO, ale s flexí v kolenních kloubech. Druhá skupina byla totožná jako u Jandy, ovšem s větší flexí v kyčelních kloubech. Třetí pozice byla stejná jako dle Kendall UP. Změnou postavení horních končetin byla navyšována obtížnost pro testované svaly. Nejprve byly končetiny drženy podél těla dlaněmi vzhůru, poté v týl a na závěr vzpaženy za hlavou. Změny v podmínkách postavení HKK měly za následek změnu elektrické aktivity m. rectus abdominis. Pravá strana svalu vykazovala vyšší hodnoty akčních potenciálů, ovšem po statistické analýze žádný statisticky



významný rozdíl mezi levou a pravou stranou se neprokázal. Statisticky významný rozdíl byl v m. erector spinae, kde jeho aktivita byla vyšší na pravé straně. Tato studie ukazuje symetrickou aktivitu m. rectus abdominis a asymetrii (dominanci pravé strany) m. erector spinae bez ohledu na externí zatížení.

Závěrem je možné říci, že m. rectus abdominis jakožto jeden sval není možné kontrahovat pouze jednu jeho část bez spojení s částí druhou, což popsal Basmajian už v roce 1957 jako princip „vše nebo nic“ (Sperandei, Barros, Sartorato, 2007, p. 237). S ohledem na tuto skutečnost nemůžeme potvrdit tuto vědeckou otázku.

## 5.5 Spolehlivost povrchové EMG

Podle autorů Hackett et al. (2014, pp. 221, 224-5) neexistuje žádný přímý důkaz, který by podporoval schopnosti povrchové elektromyografie, zaznamenat svalovou aktivitu m. serratus anterior, který patří mezi běžně vyšetřované svaly ramenního pletence. Proto provedli studii, kde porovnávali schopnost hodnocení povrchové a jehlové EMG u 7 zdravých subjektů během dynamických a izometrických pohybů. Data byla normalizovaná pomocí 5 standardizovaných testů maximální volní kontrakce. Izometrická kontrakce m. serratus anterior ve flexi do 90° byla ve výsledku povrchovými elektrodami výrazně nižší než v případě jehlové EMG, kde byla aktivita zaznamenána signifikantně vyšší. Závěrem lze říci, že povrchová elektromyografie není plně vhodná k posouzení úrovně aktivace m. serratus anterior během izometrického, ale i dynamického cvičení. Naopak jehlová elektromyografie je vhodný představitel svalové aktivity m. serratus anterior.

Autoři McGill, Juker, Kropf (1996, pp. 1503, 1507-8) ve své studii testovali aktivitu hlubokých trupových svalů pomocí povrchové a jehlové EMG na 8 zdravých probandech (5 mužů a 3 ženy) při celé řadě různých úkonů. Mezi testované levostranné svaly jehlovým EMG, jejichž přesná poloha byla kontrolována přes ultrazvuk, patřil m. quadratus lumborum, m. obliquus externus et internus abdominis, m. transversus abdominis a m. psoas major. Povrchové elektrody byly taktéž umístěny levostranně na svaly m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, lumbální erektor a m. rectus femoris. Autoři předpokládali, že povrchové elektrody dostatečně reprezentují amplitudu hlouběji uložených svalů. Což také potvrdili, tak že m. quadratus lumborum optimálně imituje lumbální erektor, m. obliquus externus sám sebe, m. transversus abdominis nejlépe predikuje m. obliquus

internus a m. psoas major zase m. rectus femoris. Ovšem co se týče m. rectus femoris, tak při některých specifických úkolech se zde vyskytuje až příliš chyb. Avšak i přes tyto chyby, lze předpokládat, že správná lokalizace povrchových elektrod, poskytne hodnotné znázornění amplitudy EMG hlouběji uložených svalů.

## 5.6 Přínos pro klinickou praxi

Testování svalové síly je nepochybně jedním z nejčastějších hodnotících technik v klinické praxi, jelikož nevyžaduje žádné zařízení, je aplikováno snadno a rychle. Jedná se o kvantitativní hodnocení svalové síly, jeho nevýhodou je aktivovat izolovaně samostatný hodnocený sval, což je téměř nemožné. Je proto vhodně zvolen pohyb, který vyvolá aktivitu „prime moveru“ (Véle, 2006, p. 151). My jsme ve svém experimentu zvolili hodnocení břišních svalů pomocí povrchové elektromyografie u ST dle Jandy a MMT dle Kendall et al. Význam břišní muskulatury během pohybu trupu totiž hraje významnou roli v rámci páteřní nestability (Monfort-Pañego, 2009, p. 239).

Panjabi popsal model stabilizace páteře, který se skládá ze tří složek. První složkou je kost a vazivové struktury, druhou složkou jsou svaly, které obklopují páteř. V obvyklých situacích stačí pouze malé množství svalové koaktivace cca 10% maximální kontrakce pro segmentální stabilitu. Složka vytrvalosti je mnohem důležitější než absolutní svalová síla u většiny pacientů, i když silová rezerva je potřeba pro nepředvídatelné aktivity, jako je pád, náhlá zátěž na páteř nebo rychlý pohyb. Ve sportu a při těžké fyzické práci jsou zvýšené nároky na sílu i vytrvalost. Zdravý jedinec může páteř podpořit svalstvem břišní stěny ihned, ale nemocný tuto schopnost nemusí mít a může dojít až ke zranění či bolesti. Svalová síla a vytrvalost je často u pacientů s LBP snížena. Třetí složkou páteřní stabilizace je nervový systém, který koordinuje činnost svalů adekvátně reagovat na očekávané a neočekávané síly. Tento systém musí aktivovat správné svaly ve správný čas a tím chránit páteř před zraněním a zároveň umožnit požadovaný pohyb (Barr et al. 2005, pp. 473-4).

U většiny populace je možné pozorovat ochablost břišních svalů, které je proto třeba testovat a posilovat (Véle, 2006, p. 219). Vlivem nezdravého životního stylu, sedavého způsobu života ve školách či v zaměstnání a snížené pohybové aktivity, dochází k často k oslabení nejen břišních svalů, ale i rozvoji bolestivých syndromů páteře apod.

LBP je jedním z nejčastějších a nejnákladnějších bolestivých pohybových syndromů moderní doby (Dankaerts et al., 2006, p. 698). Přibližně 75 až 85 % případů jsou tzv. nespecifické chronické bolesti zad bez zjištěného důkazu pato-anatomické a radiologické abnormality (Sheeran et al., 2012, p. 486). Mnozí autoři naznačují, že existuje souvislost mezi LBP vyvolanou pohybem v určitém směru a nedostatečnou aktivitou svalů, které daný pohyb provádějí (Comerford et Mottram, 2001, p. 11; Dankaerts et al., 2006, p. 698, O'Sullivan, 2005, pp. 242-255). S přibývajícím počtem jedinců s nespecifickými chronickými bolestmi zad se dostává do popředí rehabilitační intervence jakožto možná léčba těchto pacientů (Shaikh et Östör, 2015, p. 23; Jacobs, Henry, Nagle, 2009, p. 458) vedoucí k významnému snížení funkčního deficitu. Dále také studie naznačují, že při této pohybové terapii dochází ke změnám ve strategii segmentální stabilizace a koordinace svalů (Van Damme, 2014, p. 955).

Jandův ST má jasně dané parametry testování. Kendall et al. (2005, p. 209). má taktéž parametry určené, ale počítají i s variabilitou poloh, aby se pacientům přizpůsobili. Například při pozici Kendall UP mají být pro stupeň „fair 6“ dolní končetiny volně extendované na podložce, ovšem v případě, že má proband zkrácené flexory kyčle a nedovolí mu provést retroverzi pánve, aby mohl „vyhladit“ na podložce bederní lordózu, je třeba umístit mu válec pod kolena.

Náročnosti obou svalových testů se taktéž liší. Výhodou obou pozic Jandy a Kendall UP, které jsou si v celku podobné, je jejich přiměřená aktivita m. rectus abdominis a zároveň minimální celkové zatížení na páteř (Axler et McGill, 1991, pp. 808-9; Lee, Moon, Hong, 2016, p. 621). Podle studie Norris (1993, p. 22) není těžké najít sportovce, kteří by nezvládli flexi horního trupu jako je to u testů Jandy a Kendall UP, ale někteří nejsou schopni udržet extendované dolní končetiny těsně nad podložkou bez anteverzního postavení pánve, což se hodnotí v pozici Kendall LO. Norris (1993, p. 22) tvrdí, že důvodem může být, že během sportovních tréninků je často opomíjené zapojení spodní části m. rectus abdominis. Tato pozice je opravdu náročná i pro rekreační sportovce jakou jsou studenti fyzioterapie, kteří náš experiment absolvovali a stupeň „fair, 6“ dle Kendall LO nezvládli, jelikož se objevily četné svalové dysbalance a svalový třes. Pozice Kendall LO odpovídá z hlediska ontogeneze 5. – 6- měsíc vývoje dítěte, kdy jsou dolní končetiny zvednuty nad podložku a jdou drženy proti gravitaci mimo opěrnou bázi, pánev se klopí dorzálně, těžiště se posouvá kranialně do oblasti střední hrudní páteře, pozice se stává posturálně jistější a dochází k funkčnímu propojení horního a dolního trupu. Nedostatky kvality v této pozici se mohou v budoucnu podílet na abnormálním posturálním chování (Čápková, 2008, s. 36, 37; Vojta et Peters, 2010, s. 112). Se zvyšujícími se nároky na svalovou kontrakci při této

pozici se také zvyšuje počet aktivních svalových vláken a rychlost pálení motorických jednotek (Krobot et Kolářová, 2011, s. 20).

Podle Norris (1993, p. 22) je jednou z výhod pozice Kendall LO měnící se náročnost pák. Výchozí pozice má minimální páku, protože dolní končetiny jsou drženy ve vertikále. Při provedení pohybu dochází k maximálnímu působení páky na dolní končetiny, což nutí flexory kyčle a břišní svaly pracovat ihned. Což může u pacientů s problematikou bederní páteře být nebezpečné, protože zde hraje roli stabilizace páteře a svalová koaktivace, která bývá u pacientů s LBP narušená. Břišní svaly nemusí udržet náročnou pozici dolních končetin, dojde k anevertzi pánve a hyperextenzi bederní páteře, čímž hrozí její poškození. Pokud se ovšem flektují kolenní klouby, sníží se tím zátěž na pracující svaly, což bychom mohli při testování u těchto pacientů zvolit jako vhodnou alternativu. Shields et Heiss (1997, p. 1873) doporučují Kendall LO pozici s posteriorním naklopením pánve jako vhodný cvik pro dosažení vyšší koaktivace břišních svalů, s čímž můžeme souhlasit, ovšem za dohledu terapeuta či po edukaci cviku.

Autoři Drysdale, Earl, Hertel (2004, p. 32) ve své studii citují autora McGilla (1998), který spekuluje o tom, že klopení pánve při cvičení, by mělo být kontraindikováno, protože přemáhá míšní struktury, které často způsobují LBP. Proto je možné zvolit alternativní způsob cvičení břišních svalů pomocí abdominal hollowing (AH), kde pacienti pracují s izometrickou kontrakcí bez pohybu pánve či páteře. V teoretické části byla uvedena studie autorů Chanthapetch et al. (2009, p. 644), kteří pomocí EMG zkoumali zapojení testovaných břišních svalů v činnosti AH. Signifikantně jim vyšla vyšší aktivita svalů *m. transversus abdominis* a *m. obliquus internus abdominis* oproti *m. rectus abdominis* a *m. obliquus externus abdominis*. Tento výsledek potvrzuje i studie autorů Drysdale, Earl, Hertel (2004, p. 34). Tudiž lze říci, že AH aktivuje hlubokou lokální svalovou aktivitu (*m. TrA*, *m. OIA*) a zároveň minimalizuje aktivitu globálních svalů (*m. RA*, *m. OEA*). Dorzální klopení pánve je podle Drysdale, Earl, Hertel (2004, p. 36) nevhodné při počáteční rehabilitaci pacientů s LBP, protože způsobuje nábor právě těchto globálních svalů, které při koncentrické kontrakci způsobí flexi páteře, což může vést k přepínání páteřních struktur, například *anulus fibrosus* a zadních ligament. Naopak aktivita *m. transversus abdominis* zvyšuje fasciální napětí a nitrobřišní tlak, čímž vytváří pevnější „válec“ kolem páteře. Existují komparativní studie, které porovnávají EMG aktivitu břišních svalů při dorzálním sklopení pánve a při již zmíněném AH. Studie přicházejí se stejným výsledkem, že při sklopení pánve je vyšší aktivita *m. rectus abdominis* a *m. obliquus externus abdominis*, jak ve standární poloze vleže na zádech s 90° flexí dolních končetin a s oporou o chodidla (Vezina

et Hubley-Kozey, 2000, p. 1375), tak i vleže na zádech s dolními končetinami v „trojflexi“ bez opory (Drysdale, Earl, Hertel, 2004, p. 34).

Při testování Kendall UP a ST dle Jandy by měl testující trvat na obloukovité flexi krční páteře, jelikož z praxe víme, že spousta jedinců má tento pohybový stereotyp narušen. Tato problematika je podrobně probrána v diskuzi k vědecké otázce číslo 1.

## 5.7 Limity práce

Jelikož elektrody byly umístěny na probanda ve stoji, poté zaujal výchozí pozici vleže na zádech a provedl dynamickou aktivitu, při které se mění poloha elektrod umístěných na kůži či svalu a tím dochází ke změně charakteru snímajícího signálu během měření. Taktéž se měnily koncentrické (Janda, Kendall UP) a excentrické (Kendall LO) kontrakce břišních svalů, při nichž dochází k objemovým změnám svalu a napětí kůže pod elektrodou.

Vliv na výsledky měření mohl mít vznik pohybových artefaktů při dynamické kontrakci způsobené řadou elektrických svodů, proto by bylo pro příště vhodnější zvolit bezdrátové snímání. Jelikož jsme snímali zejména svaly povrchové, nehrála velkou roli hloubka a umístění aktivních svalových vláken vzhledem k detekční oblasti elektrod.

Umístění elektrod na ventrální muskulatuře limitovalo postavení horních končetin, jejichž poloha musela být modifikovaná s ohledem na artefakty na EMG záznamu.

Limitem práce mohl být taktéž malý testovaný vzorek ( $n = 20$ ), při vyšším počtu by se navýšila přesnost a vypovídající hodnota měření. Za zmínku by stál i stejný počet mužů a žen, které by se mezi sebou stáli za posouzení.

Také je třeba zmínit jako důležitý limit hodnocení pouze svalové aktivity vybraných svalů, pro průkaznost signifikantních dat by na možnostech přidalo hodnocení timingu svalů, který by leckteré vyšší aktivity ozřejmil.

Jelikož srovnávání svalových testů dle Jandy a Kendall ještě nebyly v žádných studiích porovnávány, bylo proto obtížné najít vhodné studie. Zvolili jsme ty, které se alespoň podobaly testovaným pozicím a byly hodnoceny povrchovou elektromyografií. Tento fakt můžeme brát taktéž jako limitující.

## 6 ZÁVĚR

Hlavním cílem práce bylo objektivně posoudit svalovou aktivitu (Mean amplitude) vybraných svalů pomocí povrchové elektromyografie u Svalového testu dle Jandy a Manual Muscle Testing dle Kendall et al. Testovali jsme primárně aktivitu břišních svalů a jejich synergistů. Vybrané pozice pro stupeň 3 u ST dle Jandy a stupeň „fair, 6“ u MMT dle Kendall et al. byly optimálně zvoleny pro hodnocení svalové aktivity. Hodnocení proběhlo na základě získaných dat o svalové aktivitě při izometrické kontrakci během pěti sekundové výdrže ve finální poloze daného svalového testu. Jelikož Kendall et al. hodnotí břišní svaly odděleně pro horní a spodní část, porovnávali jsme vždy Jandu s Kendall UP a Jandu s Kendall LO, poté i Kendall pozice UP a LO mezi sebou a v závěru pouze m. rectus abdominis u jednotlivých testů.

Kendall UP a Jandova pozice jsou si navzájem dost podobné, avšak s nepatrnými rozdíly, které mají za následek určité odlišnosti svalové aktivity u vybraných svalům. Na základě určitého trendu, lze označit u obou testů jako prime mover m. rectus abdominis. Při vzájemném porovnání je u Kendall UP významně odlišná aktivita zejména v m. pectoralis major bilaterálně a naopak u Jandy v m. rectus femoris bilaterálně.

Při porovnání Jandy a Kendall LO je patrné, že u Jandy byla patrná vyšší aktivita v krční oblasti, zatímco u Kendall LO byla vyšší zejména ve spodní části trupu a dolních končetin. Tato fakta odpovídají provedení hodnoceného pohybu, protože Jandův test spočívá ve flexi horní části trupu, naopak pro Kendall LO test je typický pohyb dolních končetin oproti trupu. U Kendall LO byla statisticky významná bilaterální aktivita zaznamenána u svalů m. serratus anterior a m. obliquus externus, které jsou zahrnuty do anteriorního svalového řetězce. Mimo těchto dvou trupových svalů byla bilaterálně signifikantně vyšší aktivita patrná i u m. rectus femoris. Tento sval svou excentrickou kontrakcí spolu se synergisty umožňuje pozvolný pokles dolních končetin z výchozí polohy do konečné a následnou izometrii jej udržuje v dané poloze. Subjektivně probandí uvádí, že Kendall LO test byl více fyzicky náročnější, což se projevilo i jejich svalovým třesem.

Srovnání svalové aktivity taktéž proběhlo u m. rectus abdominis, u kterého nebyl patrný signifikantní výsledek, ale byl zde přítomný alespoň určitý trend.

EMG analýza odhalila inkoordinaci svalové synergie u pozice Kendall LO, která je velmi obtížná pro provedení, ale zároveň je vhodnou pozicí pro diagnostiku svalových dysbalancí.

Pro zajímavost můžeme uvést nejvyšší průměrnou svalovou aktivitu, kterou měl levostranný m. obliquus externus abdominis u Kendall LO, zatímco nejnižší byla u pravostranného m. rectus femoris u Kendall UP.

Obecně lze říci, že ST dle Jandy patří mezi diagnostické standardy hodnotící svaly převážně analyticky se zaměřením na „prime movery“ s maximální přesností, což odpovídá hlavním cílům svalového testu. Zatímco MMT dle Kendall et al. se dívají na svalový test zejména z funkčního hlediska, testují svalové souhry v rámci kinematických řetězců a umožňují jistou variabilitu pohybu. Proto Kendall et al. jako diagnostická metoda může odhalit inkoordinaci a insuficienci určité části svalových zřetězení.

## REFERENČNÍ SEZNAM

**AHAMED, N. U., SUNDARAH, K., ALQAHTANI, M., ALTWIJRI, O., ALIB, A., ISLAM, A. 2014.** EMG-force relationship during static contraction: Effects on sensor placement locations on biceps brachii muscle. *Technology and Health Care* [online]. 2014, vol. 22, pp. 505-513. [cit. 2016-03-13]. Dostupné z: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=e283abab-da64-4e72-9100-2ab4aa323972%40sessionmgr4002&vid=2&hid=4206>

**ANDERSSON, E. A, NILSSON, J. M. A. Z., THORSTENSSON A. 1997.** Abdominal and hip flexor muscle activation during various training exercises. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 1997, vol. 75, pp. 115-23. [cit. 2016-08-04]. ISSN: 03015548. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s004210050135>

**ANTONY, N. T., KEIR, P. J. 2010.** Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity. *Journal Of Electromyography & Kinesiology* [online]. 2010, vol. 20, no. 2, pp. 191-198. ISSN:10506411. [cit. 2016-04-17]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641109000674>

**AXLER, C. T., MCGILL, S. M. 1997.** Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 1997, vol. 29, no. 6, pp. 804-11. [cit. 2016-04-20]. ISSN: 0195-9131. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9219209>

**BARR, K. P., GRIGGS, M., CADBY, T. 2005.** Lumbar stabilization: core concepts and current literature, Part 1. *American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation / Association Of Academic Physiatrists* [online]. 2005, vol. 84, no. 6, pp. 473-480. [cit. 2016-04-30]. ISSN: 0894-9115. Dostupné z: [http://fitnessmais.com.br/download/treinamento-funcional\(2\)/lumbar-stabilization-02.pdf](http://fitnessmais.com.br/download/treinamento-funcional(2)/lumbar-stabilization-02.pdf)

**BEASLEY, W. C. 1956.** Instrumentation and equipment for quantitative clinical muscle testing. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*. 1956, vol. 37, no. 10, pp. 604-621. ISSN: 0003-9993

**BEDNAŘÍK, J. 2001.** *Nemoci kosterního svalstva*. 1. vyd. Praha: Triton, 2001. ISBN 80-7254-187-0.



**BEIM, G. M., GIRALDO, J. L. 1997.** Abdominal strengthening exercises: A comparative EMG study. *Journal Of Sport Rehabilitation* [online]. 1997, vol. 6, no. 1, pp. 11-20. [cit. 2016-04-03]. ISSN: 10566716. Dostupné z:

<http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=5&sid=d5acb7d4-4694-498e-94a4-76f4ef0a8149%40sessionmgr4005&hid=4106>

**BÍLKOVÁ, I. 2014.** *FYZIOklinika: centrum fyzioterapeutické péče* [online]. 2014, Praha, [cit. 2016-02-06]. Dostupné z: <https://www.fyzioklinika.cz/clanky-o-zdravi/prof-mudr-vladimir-janda-drsc>

**BILODEAU, M. SCHINDLER-IVENS, S., WILLIAMS, D. M., CHANDRAN, R., SHARMA, S. S. 2003.** EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2003, vol. 13, no. 1, pp. 83-92, [cit. 2016-02-04]. ISSN 1050-6411. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641102000500>

**BIRESSI, S., MOLINARO, M., COSSU, G. 2007.** Cellular heterogeneity during vertebrate skeletal muscle development. *Developmental Biology* [online]. 2007, vol. 308, no. 2, pp. 281-293 [cit. 2016-02-13]. ISSN 00121606. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0012160607011220>

**BOHANNON, R. W. 2002.** Quantitative testing of muscle strength: issues and practical options for the geriatric population. *Top Geriatr Rehabil* [online]. 2002, vol. 18, no. 2, pp. 1-17 [cit. 2014-12-12]. Dostupné z: [http://www.greatseminaronline.com/course\\_documents/six/quant.pdf](http://www.greatseminaronline.com/course_documents/six/quant.pdf)

**BOHANNON, R. W. 2005.** Manual muscle testing: does it meet the standards of an adequate screening test? *Clinical Rehabilitation* [online]. 2005, vol. 19, no. 6, pp. 662-667. [cit. 2016-15-04].

**BOHANNON, R. W., GAJDOSIK, R. L., LEVEAU, B. F. 1985.** Relationship of pelvic and thigh motions during unilateral and bilateral hip flexion. *Physical Therapy*. 1985, vol. 65, no. 10, pp. 1501-1504. ISSN: 0031-9023.

**BURDEN, A. M., et REDMOND, C. G. 2013.** Abdominal and hip flexor muscle activity during 2 minutes of sit-ups and curl-ups. *Journal Of Strength And Conditioning Research* [online]. 2013, vol. 27, no. 8, pp. 2119-2128. [cit. 2016-03-20]. ISSN: 1533-4287. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23207881>

**CALVI, E. N. C., NAHAS, F. X., BARBOSA, M. V., CALIL, J. A, IHARA, S. S. M., JULIANO, Y, FERREIRA, L. M. 2014.** Collagen fibers in the rectus abdominis muscle of cadavers of different age. *Hernia* [online]. 2014, vol. 18, no. 4, pp. 527-533 [cit. 2016-02-20]. ISSN 1265-4906. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10029-014-1213-0>

**CLARK, K. M., HOLT, L. E., SINYARD, J. 2003.** Electromyographic comparison of the upper and lower rectus abdominis during abdominal exercises. *The Journal of Strength & Conditioning Research* [online]. 2003, vol. 17, no. 3, pp. 475-483. ISSN 1533- 4287. [cit. 2016-03-16]. Dostupné z: [http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.20.0b/ovidweb.cgi?&S=DKCKFPBHNEEDDINENNCIKPHMCPKIAAA00&C=\\_main&tab=search&Main+Search+Page=1](http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.20.0b/ovidweb.cgi?&S=DKCKFPBHNEEDDINENNCIKPHMCPKIAAA00&C=_main&tab=search&Main+Search+Page=1)

**COLOMBO, R., MAZZINI, L., MORA, G., PARENZAN, R., CREOLA, G., PIRALI, I., MINUCO, G., 2000.** Measurement of isometric muscle strength: a reproducibility study of maximal voluntary contraction in normal subjects and amyotrophic lateral sclerosis patients. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2000, vol. 22, no. 3, pp. 167-174. [cit. 2016-14-04]. ISSN: 1350-4533. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453300000242>

**COMERFORD, M., MOTTRAM, S. 2001.** Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual Therapy* [online]. 2001, vol. 6, no. 1, pp. 3-14. [cit. 2016-03-27]. ISSN: 1356689X. Dostupné z: [http://www.manualtherapyjournal.com/article/S1356-689X\(00\)90389-8/pdf](http://www.manualtherapyjournal.com/article/S1356-689X(00)90389-8/pdf)

**CONABLE, K. M., ROSNER, A. L. 2011.** A narrative review of manual muscle testing and implications for muscle testing research. *Journal of Chiropractic Medicine* [online]. 2011, vol. 10, no. 3., pp. 157–165 [cit. 2014-12-13]. ISSN: 1556-3715. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3259988/pdf/main.pdf>

**CUTHBERT, S. C., GOODHEART, G. J. 2007.** On the reliability and validity of manual muscle testing: a literature review. *Chiropractic & Osteopathy* [online]. 2007, vol. 15, no. 4, pp. 1-23 [cit. 2014-12-16]. ISSN: 1746-1340. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1847521/>

**ČÁPOVÁ, J. 2008.** *Terapeutický koncept "Bazální programy a podprogramy"*. 1. vyd. Ostrava: Repronis, 2008. ISBN 978-80-7329-180-8.

**DANIELS, L., WORTHINGHAM, C. 1972.** *Muscle testing techniques of manual examination*. 3. vyd. London: W. B. Saunders Company, 1972. [cit. 2014-12-16]. ISBN 0-7216-2876-1. Dostupné z: <http://atourina.persiangig.com/E-Book/Muscle%20Testing%20Techniques%20of%20Manual%20Examination%208th.pdf/download?8319>

**DANKAERTS, W., O'SULLIVAN, P., BURNETT, A., STRAKER, L. 2006.** Differences in sitting postures are associated with nonspecific chronic low back pain disorders when patients are subclassified. *Spine* [online]. 2006, vol. 31, no. 6, pp. 698-704. ISSN: 1528-1159. [cit. 2016-03-27]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16540876>

**DONG-KYU, L., DONG-CHUL, M., KI-HOON, H. 2016.** Effect of neck flexion restriction on sternocleidomastoid and abdominal muscle activity during curl-up exercises. *Journal Of Physical Therapy Science* [online]. 2016, vol. 28, no. 1, pp. 90-92. [cit. 2016-04-16]. ISSN: 09155287. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/1/28\\_jpts-2015-753/\\_pdf](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/1/28_jpts-2015-753/_pdf)

**DRYSDALE, C. L., EARL, J. E., HERTEL, J. 2004.** Surface Electromyographic Activity of the Abdominal Muscles During Pelvic-Tilt and Abdominal-Hollowing Exercises. *Journal of Athletic Training* [online]. 2004, vol. 39, no. 1, pp. 32–36. [cit. 2016-03-04]. ISSN: 10626050. Dostupné z: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC385259/pdf/attr\\_39\\_01\\_0032.pdf](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC385259/pdf/attr_39_01_0032.pdf)

**DYLEVSKÝ, I., JEŽEK, P. 2001.** *Základy kineziologie* [online]. 2001 [cit. 2016-02-20]. Dostupné z: <http://vos.palestra.cz/skripta/kineziologie/1a1a1.htm>

**DYLEVSKÝ, I. 2009.** *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Triton, 2009. ISBN 978-80-7387-324-0.

**DYLEVSKÝ, I. 2009.** *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.

**DYLEVSKÝ, I. 2009.** *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.

**DYLEVSKÝ, I. 2007.** *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, ISBN 978-80-247-1649-7.

**ENOKA, R. M. 1988.** Muscle Strength and Its Development: New Perspectives. *Sports Medicine* [online]. 1988, vol. 6, no. 3, pp. 146-168 [cit. 2014-12-12]. ISSN: 01121642.

Dostupné z:[http://www.researchgate.net/publication/20101429\\_Muscle\\_strength\\_and\\_its\\_development.\\_New\\_perspectives](http://www.researchgate.net/publication/20101429_Muscle_strength_and_its_development._New_perspectives)

**ENOKA, R. M. 2002.** *Neuromechanics of human movement*. 3. vyd. Champaign, IL: Human Kinetics, 2002. ISBN 07-360-0251-0.

**ERIKSSON, CROMMERT A. M., THORSTENSSON, A. 2009.** Trunk muscle reactions to sudden unexpected and expected perturbations in the absence of upright postural demand. *Experimental Brain Research*, 2009, vol. 196, no. 3, pp. 385-392.

**ESCAMILLA, R. F., BABB, E., DEWITT, R., JEW, P., KELLEHER, P., BURNHAM, T., BUSCH, J., D'ANNA, K., MOWBRAY, R., IMAMURA, R. T. 2006.** Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. *Physical Therapy* [online]. 2006, vol. 86, no. 5, pp. 656-671. ISSN: 00319023. [cit. 2016-08-04]. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/ptjournal/86/5/656.full.pdf>

**FRESE, E., BROWN, M., NORTON, B. J. 1987.** Clinical Reliability of Manual Muscle Testing Middle Trapezius and Gluteus Medius Muscles. *Physical Therapy* [online]. 1987, vol. 67, no. 7, pp. 1072-1076 [cit. 2014-12-14]. ISSN: 0031-9023. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/ptjournal/67/7/1072.full.pdf>

**GILLEARD, W. L., BROWN, J. M. 1994.** An electromyographic validation of an abdominal muscle test. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 1994, vol. 75, no. 9, pp. 1002-1007. ISSN: 0003-9993.

**GUIMARAES, A., VAZ, M., DE CAMPOS, M., MARANTES, R. 1991.** The contribution of the rectus abdominis and rectus femoris in twelve selected abdominal exercises. An electromyographic study. *Journal Of Sports Medicine & Physical Fitness* [online]. 1991, vol. 31, no. 2, pp. 222-230. [cit. 2016-04-20]. ISSN: 00224707. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/21318500\\_The\\_contribution\\_of\\_the\\_rectus\\_abdominis\\_and\\_rectus\\_femoris\\_in\\_twelve\\_selected\\_abdominal\\_exercises\\_An\\_electromyographic\\_study](https://www.researchgate.net/publication/21318500_The_contribution_of_the_rectus_abdominis_and_rectus_femoris_in_twelve_selected_abdominal_exercises_An_electromyographic_study)

**HACKETT, L., REED, D., HALAKI, M., GINN, K. A. 2014.** Assessing the validity of surface electromyography for recording muscle activation patterns from serratus anterior. *Journal Of Electromyography & Kinesiology* [online]. 2014, vol. 24, no. 2, pp. 221-227. ISSN:10506411. [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641114000285>

- HÄGGMARK, T., THORSTENSSON, A. 1979.** Fibre types in human abdominal muscles. *Acta Physiologica Scandinavica* [online]. 1979, vol. 107, no. 4, pp. 319-325 [cit. 2016-02-13]. ISSN 00016772. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1748-1716.1979.tb06482.x>
- HEUBERER, P., KRANZL, A., LAKY, B., ANDERL, W., WURNIG, C. 2015.** Electromyographic analysis: shoulder muscle activity revisited. *Archives Of Orthopaedic & Trauma Surgery* [online]. 2015, vol. 135, no. 4, pp. 549-563. [cit. 2016-04-17]. ISSN: 09368051. <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=d27f89a8-d6d4-4400-97d1-a438392a80dc%40sessionmgr114&vid=0&hid=125>
- HILDENBRAND, K., NOBLE, L. 2004.** Abdominal Muscle Activity While Performing Trunk-Flexion Exercises Using the Ab Roller, ABslide, FitBall, and Conventionally Performed Trunk Curls. *Journal Of Athletic Training (National Athletic Trainers' Association)* [online]. 2004, vol. 39, no. 1, pp. 37-43. [cit. 2016-02-04]. ISSN: 10626050. Dostupné z: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC385260/pdf/attr\\_39\\_01\\_0037.pdf](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC385260/pdf/attr_39_01_0037.pdf)
- HOF, A. L. 1984.** EMG and muscle force: an introduction. *Human Movement Science* 3. [online]. 1984, pp. 119-153 [cit. 2016-03-10]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/At\\_Hof/publication/247022415\\_EMG\\_and\\_muscle\\_force\\_An\\_introduction/links/0a85e52f3e5020d1f3000000.pdf](https://www.researchgate.net/profile/At_Hof/publication/247022415_EMG_and_muscle_force_An_introduction/links/0a85e52f3e5020d1f3000000.pdf)
- HORÁČEK, O., SCHREIER, B., LISÝ, J., KOBESOVÁ, A., KOLÁŘ, P. 2011.** Využití neurofyziologických postupů u neurogenních paréz břišní stěny. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2011, vol. 18., no. 1, ss. 9-13.
- HU, H., MEIJER, O. G., HODGES, P. W., BRULJN, S. M., STRIJERS, R. L., NANAYAKKARA, P. W. et al. 2012.** Understanding the Active Straight Leg Raise (ASLR): An electromyographic study in healthy subjects. *Manual Therapy* [online]. 2012, vol. 17, no. 6, pp. 531-537 [cit. 2016-04-27]. ISSN:1356689X. Dostupné z: [http://www.manualtherapyjournal.com/article/S1356-689X\(12\)00133-6/pdf](http://www.manualtherapyjournal.com/article/S1356-689X(12)00133-6/pdf)
- HUBLEY-KOZEY, C., VEZINA, M. 2002.** Differentiating temporal electromyographic waveforms between those with chronic low back pain and healthy controls. *Clinical Biomechanics* [online]. 2002, vol. 17, no. 9/10, pp. 621-629. [cit. 2016-02-04]. ISSN: 0268-0033. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003302001031>

- CHANTHAPETCH, P. R., KANLAYANAPHOTPORN, Ch., GAOGASIGAM, CHIRADEJNANT. 2009.** Abdominal muscle activity during abdominal hollowing in four starting positions. *Manual Therapy* [online]. 2009, vol. 14, no. 6, pp. 642-646 [cit. 2016-03-07]. ISSN 1356689x. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1356689X09000058>
- CHEN, X. P., XIE, H., LIU, Y., SONG, DU, Y. 2016.** Local Band Spectral Entropy Based on Wavelet Packet Applied to Surface EMG Signals Analysis. *Entropy* [online]. 2016, vol. 18, no. 41, pp. 1-11. [cit. 2016-03-10]. ISSN 1099-4300. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1099-4300/18/2/41>
- CHOLEWICKI, J., VANVLIET IV, J. J. 2002.** Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clinical Biomechanics* [online]. 2002, vol. 17, no. 2, pp. 99-105. [cit. 2016-03-26]. ISSN: 02680033. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003301001188>
- ILSUB, J., KYOUNG, K. 2013.** A Comparison of the Deep Cervical Flexor Muscle Thicknesses in Subjects with and without Neck Pain during Craniocervical Flexion Exercises. *Journal Of Physical Therapy Science* [online]. 2013, vol. 25, no. 11, pp. 1373-1375. [cit. 2016-10-04]. ISSN: 09155287. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3881458/pdf/jpts-25-1373.pdf>
- JACOBS, J. V., HENRY, S. M., NAGLE, K. J. 2009.** People with chronic low back pain exhibit decreased variability in the timing of their anticipatory postural adjustments. *Behavioral Neuroscience* [online]. 2009, vol. 123, no. 2, pp. 455-458 [cit. 2016-04-30]. ISSN 1939-0084. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2930176/pdf/nihms228521.pdf>
- JANDA, V. 1996.** *Funkční svalový test*. 1. vyd. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-7169-208-5.
- JANDA, V. 2004.** *Svalové funkční testy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0722-5.
- JOHNSON, C., REID, J. G. 1991.** Lumbar compressive and shear forces during various trunk curl-up exercises. *Clinical Biomechanics*. 1991, vol. 6, no. 2, pp. 97-104. ISSN: 0268-0033.
- JULL, G. A. 2000.** Deep Cervical Flexor Muscle Dysfunction in Whiplash. *Journal Of Musculoskeletal Pain* [online]. 2000, vol. 8, no. 1/2, pp. 143-152. [cit. 2016-10-04]. ISSN: 10582452. Dostupné z: [http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1300/J094v08n01\\_12](http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1300/J094v08n01_12)

**KÁBELÍKOVÁ, K., VÁVROVÁ, M. 1997.** Cvičení k obnovení a udržování svalové rovnováhy: průprava ke správnému držení těla. 1. vyd. Praha: Grada, 1997. ISBN 8071693847.

**KAMEN, G., GABRIEL D. 2010.** *Essentials of electromyography*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2010. ISBN 0-7360-6712-4.

**KAPANDJI, A. I. 2008.** *The physiology of the joints*. 6. vyd. Edinburgh: Elsevier, 2008. ISBN 978-81-312-2102-0

**KASAHARA, S., ISHIGAKI, T., TORII, Y. 2010.** The Relationship between Muscle Activity and Muscle Grade of the Trunk Flexors Using Manual Muscle Testing with Electromyography. *Journal Of Physical Therapy Science* [online]. 2010, vol. 22, no. 2, pp. 123-128. [cit. 2016-04-27]. ISSN: 09155287. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/22/2/22\\_2\\_123/\\_pdf](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/22/2/22_2_123/_pdf)

**KELLY, M., CARDY, N., MELVIN, E., REDDIN, C., WARD, C., WILSON, F. 2013.** The craniocervical flexion test: An investigation of performance in young asymptomatic subjects. *Manual Therapy* [online]. 2013, vol. 18, no. 1, pp. 83-86. [cit. 2016-12-04]. ISSN: 1356689X. Dostupné z: [http://www.manualtherapyjournal.com/article/S1356-689X\(12\)00094-X/pdf](http://www.manualtherapyjournal.com/article/S1356-689X(12)00094-X/pdf)

**KENDALL, F. P., KENDALL-MCCREARY, E., PROVANCE, P. G., RODGERS, M., ROMANI, W. 2005.** *Muscles testing and function with posture and pain*. 5. vyd. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. ISBN: 978-0-7817-4780-6.

**KRAVITZ, L. 2015.** *SuperAbs Resource Manual* [online]. 2015. [cit. 2016-03-06]. Dostupné z: <https://www.unm.edu/~lkravitz/Article%20folder/abdominal.html>

**KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. 2011.** *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, ISBN 978-80-244-2762-1.

**KUMAR, S., NARAYAN, Y., AMELL, T. 2003.** Power spectra of sternocleidomastoids, splenius capitis, and upper trapezius in oblique exertions. *The Spine Journal: Official Journal Of The North American Spine Society* [online]. 2003, vol. 3, no. 5, pp. 339-350. [cit. 2016-04-18]. ISSN: 1529-9430. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1529943003000779>

**LADEIRA, C. E., HESS, L. W., GALIN, B. M., FRADERA, S., HARKNESS, M. A. 2005.** Validation of an abdominal muscle strength test with dynamometry. *Journal Of Strength & Conditioning Research* [online]. 2005, vol. 19, no. 4, pp. 925-930. [cit. 2016-04-27]. ISSN:

10648011. Dostupné z:

<http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=5&sid=accc9fce-fcb4-41e2-99a8-dcf7ddc40365%40sessionmgr103&hid=109>

**LATASH, M. L., KRISHNAMOORTHY, V, SCHOLZ, J. P. 2007.** The use of flexible arm muscle synergies to perform an isometric stabilization. *Clin Neurophysiol* [online]. 2007, vol. 118, no. 3, pp. 1-24. [cit. 2016-04-16]. ISSN: 1388-2457 . Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1866260/pdf/nihms13780.pdf>

**LATASH, M. L., KRISHNAMOORTHY, V., SCHOLZ, J. P, ZATSIORSKY, V. M. 2005.** Postural Synergies and their Development. *Neural plasticity* [online]. 2005, vol. 12, no. 2-3, pp. 119–130. [cit. 2016-04-16]. ISSN: 1687-5443. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2565460/>

**LAWRENCE, J. H., DE LUCA, C. J. 1983.** Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *Journal of Applied Physiology*. 1983, vol. 54, no. 6, pp. 1653-1659, ISSN: 8750-7587.

**LAWRENCE, L. P. 2000.** Florence Kendall Turns 90. *PT: Magazine of Physical Therapy* [online]. 2000, vol. 8, no. 5, pp. 36 – 45. [cit. 2016-02-05]. Dostupné z: <http://msa.maryland.gov/megafile/msa/speccol/sc3500/sc3520/013800/013804/pdf/lawrence.pdf>

**LEE, D., MOON, D., HONG, K. 2016.** Effect of neck flexion restriction on sternocleidomastoid and abdominal muscle activity during curl-up exercises. *Journal Of Physical Therapy Science* [online]. 2016, vol. 28, no. 1, pp. 90-92. [cit. 2016-04-20]. ISSN: 0915-5287. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/1/28\\_jpts-2015-753/\\_pdf](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/1/28_jpts-2015-753/_pdf)

**LEHMAN, G. J., MCGILL, S. M. 2001.** Quantification of the differences in electromyographic activity magnitude between the upper and lower portions of the rectus abdominis muscle during selected trunk exercises. *Physical Therapy* [online]. 2001, vol. 81, no.5, pp. 1096-1101. [cit. 2016-02-04]. ISSN: 00319023. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/ptjournal/81/5/1096.full.pdf>

**LINDLE, R. S., METTER, E. J., LYNCH, N. A., FLEG J. L., FOZARD, J. L., TOBIN, J., ROY, T. A., HURLEY, B. F. 1997.** Age and tender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 yr. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1997, vol. 83, no. 5, pp.



1581-1587. [cit. 2015-12-13]. ISSN: 1522-1601 Dostupné z:  
<http://jap.physiology.org/content/83/5/1581>

**MÁČEK, M., RADVANSKÝ, J. 2011.** *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. 1.vyd. Praha: Galen, 2011. ISBN 978-80-7262-695-3.

**MADELEINE, P., BAJAJ, P., SOGAARD, K., ARENDT-NIELSEN, L. 2001.** Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions. *Journal Of Electromyography & Kinesiology*, [online]. 2001, vol. 11, no. 2, pp. 113-121. [cit. 2016-02-04]. ISSN 1050-6411. Dostupné z:  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641100000444>

**MARZANI, B., FELZANI, G., BELLOMO, R. G., VECCHIET, J., MARZATICO, F. 2005.** Human muscle aging: ROS-mediated alterations in rectus abdominis and vastus lateralis muscles. *Experimental Gerontology* [online]. 2005, vol. 40, no. 12, pp. 959-965 [cit. 2016-02-14]. ISSN 05315565. Dostupné z:  
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0531556505001981>

**MCGILL, S. M. 2007.** *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation*. 2. vyd.. Champaign: Human Kinetics, 2007, 312 pp. ISBN 9780736066921.

**MCGILL, S., JUKER, D., KROPF, P. 1996.** Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *Journal Of Biomechanics* [online]. 1996, vol. 29, no. 11, pp. 1503-1507. [cit. 2016-04-20]. ISSN: 0021-9290. Dostupné z: [http://www.jbiomech.com/article/0021-9290\(96\)84547-7/pdf](http://www.jbiomech.com/article/0021-9290(96)84547-7/pdf)

**MEKONEN, H. K., JILL P. J. M., HIKSPOORS, MOMMEN, G., KÖHLER S. E., LAMERS W. H. 2015.** Development of the ventral body wall in the human embryo. *Journal of Anatomy* [online]. 2015, vol. 227, no. 5, pp. 673-685 [cit. 2016-02-20]. ISSN 00218782. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/joa.12380/epdf>

**MONFORT-PAÑEGO, M., VERA-GARCÍA, F. J., SÁNCHEZ-ZURIAGA, D., SARTI-MARTÍNEZ, M. A. 2009.** Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis. *Journal Of Manipulative And Physiological Therapeutics* [online]. 2009, vol. 32, no. 3, pp. 232-244. [cit. 2016-02-04]. Dostupné z:  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0161475409000530>

**MORRIS, C. E., BONNEFIN, D., DARVILLE, C. 2015.** The Torsional Upper Crossed Syndrome: A multi-planar update to Janda's model, with a case series introduction of the mid-pectoral fascial lesion as an associated etiological factor. *Journal Of Bodywork & Movement Therapies* [online]. 2015, vol. 19, no. 4, pp. 681-689. [cit. 2016-04-17]. ISSN:13608592. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1360859215002181>

**MORRIS, C. E., GREENMAN, P. E., BULLOCK, M. I., BASMAJIAN, J. V., KOBESOVA, A. 2006.** Vladimir Janda, MD, DSc: tribute to a master of rehabilitation. *SPINE* [online]. 2006, vol. 31, no. 9, pp. 1060-1064. [cit. 2016-04-14]. ISSN: 1528-1159. Dostupné z <http://www.jandaapproach.com/wp-content/uploads/2012/11/morris2006.pdf>

**NEUMANN, D. A. 2002.** *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*. 2002, ISBN 9780815163497.

**NEWMAN, A. B., HAGGERTY, C. L., GOODPASTER, B., HARRIS, T., KRITCHEVSKY, S., NEVITT, M., MILES, T. P., VISSER, M. 2003.** Strength and muscle quality in a well functioning cohort of older adults: the health, aging and body composition study. *Journal American Geriatrics Society* [online]. 2003, vol. 51, no. 3, pp. 323-330 [cit. 2014-12-13]. ISSN: 00028614. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1046/j.1532-5415.2003.51105.x/pdf>

**NORRIS, C. M. 1993.** Abdominal muscle training in sport. *British Journal Of Sports Medicine*, [online]. 1993, vol. 27, no. 1, pp. 19-27. [cit. 2016-04-03] Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1332101/pdf/brjmed00017-0023.pdf>

**O'LEARY, S., FALLA, D., JULL, G., VICENZINO, B. 2007.** Muscle specificity in tests of cervical flexor muscle performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2007, vol. 17, pp. 35-40. [cit. 2016-12-04]. ISSN: 10506411. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641105001495>

**PAGE, P., FRANK, C. 2007.** The Janda Approach to Chronic Musculoskeletal Pain [online]. 2007, [cit. 2016-02-07]. Dostupné z: <http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:7YOBPeplF54J:www.jblearning.com/samples/0763732524/The%2520Janda%2520Approach.doc+&cd=1&hl=cs&ct=clnk&gl=cz>

**PAGE, P., FRANK, C., LARDNER, R. 2010.** *Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach*. Champaign: Human Kinetics, 2010, ISBN 978-0-7360-7400-1.

**PANJABI, M. M. 1992.** The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*. 1992, vol. 5, no. 4, pp. 383-389

**PARFREY, K. C., DOCHERTY, D., WORKMAN, R. C., BEHM, D. G. 2008.** The effects of different sit- and curl-up positions on activation of abdominal and hip flexor musculature. *Applied Physiology, Nutrition & Metabolism* [online]. 2008, vol. 33, no. 5, pp. 888-895. ISSN: 17155312. [cit. 2016-04-20]. Dostupné z: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=5&sid=f492b3cd-f28e-4ac1-b30a-b6112911fcbc%40sessionmgr120&hid=109>

**PAULSEN, D. F. 2004.** *Histologie a buněčná biologie: opakování a příprava ke zkouškám*. 1. vyd. Praha: Nakladatelství H+H, 2004. ISBN 80-7319-024-9.

**PIERING, A. W., JANOWSKI, A. P., WEHREBERG, W. B., MOORE, M. T., SNYDER, A. C. 1993.** Electromyographic analysis of four popular abdominal exercises. *Journal Of Athletic Training* [online]. 1993, vol. 28, no. 2, pp. 120-126. [cit. 2016-02-04]. ISSN: 1062-6050. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1317695/pdf/jathtrain00030-0026.pdf>

**RICHARDSON, C., TOPPENBERG, R., JULL, G. 1990.** An initial evaluation of eight abdominal exercises for their ability to provide stabilisation for the lumbar spine. *The Australian Journal Of Physiotherapy* [online]. 1990, vol. 36, no. 1, pp. 6-11. [cit. 2016-04-27]. ISSN: 0004-9514. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0004951414605146>

**RUTKOWSKA-KUCHARSKA, A., SZPALA, A., PIECIUK, E. 2009.** Symmetry of muscle activity during abdominal exercises. *Acta Of Bioengineering & Biomechanics* [online]. 2009, vol. 11, no. 1, pp. 25-30. [cit. 2016-04-18]. ISSN: 1509409X. Dostupné z: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=9d6da1ac-0b9c-44c7-8dc6-935ecfc17d97%40sessionmgr4005&hid=4209>

**SAKKAS, G. K., BALL, D., MERCER, T. H., NAISH, P. F. 2003.** An alternative histochemical method to simultaneously demonstrate muscle nuclei and muscle fibre type. *European Journal Of Applied Physiology* [online]. 2003, vol. 89, no. 5, pp. 503-505. [cit. 2016-03-28]. ISSN: 1439-6319. Dostupné z: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=22&sid=68d23b83-fe44-4e4a-b5da-aec3abd15729%40sessionmgr198&hid=102>

**SARTI, M., MONFORT, M., FUSTER, M., VILLAPLANA, L. 1996.** Muscle activity in upper and lower rectus abdominus during abdominal exercises. *Archives Of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 1996, vol. 77, no. 12, pp. 1293-1297. [cit. 2016-04-29]. ISSN: 00039993. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999396901951>

**SAUNDERS, S. W., RATH, D., HODGES, P W. 2004.** Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. *Gait & Posture* [online]. 2004, vol. 20, no. 3, pp. 280-290 [cit. 2016-02-25]. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636203001930>

**SHAIKH, M., ÖSTÖR, A. K. 2015.** Evaluating the patient with low back pain. *The Practitioner* [online]. 2015, vol. 259, no. 1788, pp. 21-24. ISSN: 0032-6518. [cit. 2016-03-27]. Dostupné z: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=9a2a9f37-b173-48b4-8e6e-cfa0f7a37bd6%40sessionmgr4003&vid=0&hid=4112>

**SHEERAN, L. V., SPARKES, CATERSON, B., BUSSE-MORRIS, M., VAN DEURSEN, R. 2012.** Spinal Position Sense and Trunk Muscle Activity During Sitting and Standing in Nonspecific Chronic Low Back Pain. *Spine* [online]. 2012, vol. 37, no. 8, pp. E486-E495 [cit. 2016-03-27]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00007632-201204150-00018>

**SHENOY, S., MISHRA, P., SANDHU, J. S. 2011.** Comparison of the IEMG Activity Elicited During an Isometric Contraction Using Manual Resistance and Mechanical Resistance. *Ibnosina Journal Of Medicine & Biomedical Sciences* [online]. 2011, vol. 3, no. 1, pp. 9-14. [cit. 2016-15-04]. ISSN: 1947-489X. Dostupné z: <http://journals.sfu.ca/ijmbs/index.php/ijmbs/article/view/105/298>

**SHIELDS, R. K., HEISS, D. G. 1997.** An electromyographic comparison of abdominal muscle synergies during curl and double straight leg lowering exercises with control of the pelvic position. *Spine* [online]. 1997, vol. 22, no. 16, pp. 1873-1879. [cit. 2016-04-27]. ISSN: 0362-2436 <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9280023>

**SCHINKEL-IVY, A., DIMONTE, S., DRAKE, J. D. M. 2015.** Repeatability of kinematic and electromyographical measures during standing and trunk motion: How many trials are sufficient? *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2015, vol 25, no. 2, pp. 232-

238 [cit. 2016-03-10]. ISSN 10506411. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641114002521>

**SMIDT, G. L., BLANPIED, P. R. 1987.** Analysis of strength tests and resistive exercises commonly used for low-back disorders. *Spine* [online]. 1987, vol. 12, no. 10, pp. 1025-1034. [cit. 2016-04-30]. ISSN: 0362-2436. Dostupné z: [http://journals.lww.com/spinejournal/Abstract/1987/12000/Analysis\\_of\\_Strength\\_Tests\\_and\\_Resistive\\_Exercises.14.aspx](http://journals.lww.com/spinejournal/Abstract/1987/12000/Analysis_of_Strength_Tests_and_Resistive_Exercises.14.aspx)

**SOLOMONOW, M., BARATTA R., SHOJI H., D'AMBROSIA R. 1990.** The EMG-force relationship of skeletal muscle dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* [online]. 1990, vol. 30, no. 3, pp. 141-152, [cit. 2016-04-16]. ISSN. 0301-150X. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/20805177\\_The\\_EMG-force\\_relationships\\_of\\_skeletal\\_muscle\\_Dependence\\_on\\_contraction\\_rate\\_and\\_motor\\_units\\_control\\_strategy](https://www.researchgate.net/publication/20805177_The_EMG-force_relationships_of_skeletal_muscle_Dependence_on_contraction_rate_and_motor_units_control_strategy)

**SPERANDEI, S., BARROS, M. A. P, SARTORATO, R. 2007.** Electromyographic comparison of the upper and lower rectus abdominis during abdominal exercises. *Symposium* [online]. 2007, vol. XXV, pp. 235-238. [cit. 2016-03-20]. Dostupné z: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/viewFile/446/386>

**STECCO, A., MASIERO, S., MACCHI, V., STECCO, C., PORZIONATO, A., DE CARO, R. 2009.** The pectoral fascia: Anatomical and histological study. *Journal Of Bodywork & Movement Therapies* [online]. 2009, vol. 13, no. 3, pp. 255-261. [cit. 2016-04-17]. ISSN: 13608592. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1360859208000740>

**STERLING, M., JULL, G., WRIGHT, A. 2001.** Cervical mobilisation: concurrent effects on pain, sympathetic nervous system activity and motor activity. *Manual Therapy* [online]. 2001, vol. 6, no. 2, pp. 72-81. [cit. 2016-12-04]. ISSN: 1356689X. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X00903783>

**SZPALA, A., RUTKOWSKA-KUCHARSKA, A., DRAPAŁA, J., BRZOSTOWSIU, K. 2011.** Choosing the right body position for assessing trunk flexors and extensors torque output. *Human Movement* [online]. 2011, vol. 12, no. 1, pp. 57-64. [cit. 2016-05-04]. ISSN: 17323991. Dostupné z: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=ada66be4-97f2-4056-9954-c3520d527de8%40sessionmgr4005&hid=4112>

- TAE-HO, L., JOON-HYUK, L., YUN-SEOB, L., MYOUNG-KWON, K., SEONG-GIL, K. 2015.** Changes in the activity of the muscles surrounding the neck according to the angles of movement of the neck in adults in their 20s. *Journal Of Physical Therapy Science* [online]. 2015, vol. 27, no. 3, pp. 973-975. [cit. 2016-04-16]. ISSN: 09155287. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4395756/pdf/jpts-27-973.pdf>
- TEYHEN, D. S., GILL, N. W., WHITTAKER, J. L., HENRY, S. M., HIDES, J. A., HODGES, P. 2007.** Rehabilitative Ultrasound Imaging of the Abdominal Muscles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2007, vol. 37, no. 8, pp. 450-466 [cit. 2016-02-19]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.2007.2558>
- TING, L. H., MCKAY, J. L. 2007.** Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 2007, vol. 17, no. 6, pp. 622–628 [cit. 2016-04-16]. ISSN: 0959-4388. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0959438808000044>
- ULIAM, H., DE AZEVEDO, F. M., TAKAHASHI, L. S. O., MORAES, E., NEGRAO FILHO, R. F., ALVES, N. 2012.** The Relationship Between Electromyography and Muscle Force. *EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function* [online]. 2012, pp. 31-54 [cit. 2016-03-11]. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/emg-methods-for-evaluating-muscle-and-nerve-function/the-relationship-between-electromyography-and-muscle-force>
- VAN DAMME, B., STEVENS, V., PERNEEL, C., VAN TIGGELEN, D., NEYENS, E., DUVIGNEAUD, N., DANNEELS, L. 2014.** A surface electromyography based objective method to identify patients with nonspecific chronic low back pain, presenting a flexion related movement control impairment. *Journal Of Electromyography & Kinesiology* [online]. 2014, vol. 24, no. 6, pp. 954-964. [cit. 2016-03-26]. ISSN: 10506411. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641114001941>
- VÉLE, F. 2006.** *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapie poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- VELLA, M. 2007.** *Anatomie pro trénink svalové síly a vytrvalosti*. 1. vyd. Praha: Mladá fronta, 2007. ISBN 978-80-204-1646-9.
- VEZINA, M. J., HUBLEY-KOZEY, C. L. 2000.** Muscle activation in therapeutic exercises to improve trunk stability. *Arch Phys Med Rehabil.* [online]. 2000. vol. 81, pp. 1370–1379. [cit.

2016-03-04]. ISSN: 0003-9993. Dostupné z:  
<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.455.9277&rep=rep1&type=pdf>

**VOJTA, V., PETERS, A. 2010.** *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-2710-3.

**WAGONER, E. V. 1992.** Apparatus for testing muscle strength [online]. 1992, pp. 1-8 [cit. 2015-12-13]. Dostupné z: <http://www.google.com/patents/US5090421>

**WATTANAPRAKORNKUL, D., CATHERS, I., HALAKI, M., GINN, K. A. 2011.** The rotator cuff muscles have a direction specific recruitment pattern during shoulder flexion and extension exercises. *Journal Of Science & Medicine In Sport* [online]. 2011, vol. 14, no. 5, pp. 376-382. [cit. 2016-04-17]. ISSN: 14402440. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1440244011000028>

**WEON, J., OH, J., CYNN, H., KIM, Y., KWON, O., YI, C. 2010.** Influence of forward head posture on scapular upward rotators during isometric shoulder flexion. *Journal Of Bodywork & Movement Therapies* [online]. 2010, vol. 14, no. 4, pp. 367-374. [cit. 2016-04-17]. ISSN: 13608592. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1360859209000813>

**WHITING, W., RUGG, S., COLEMAN, A., VINCENT, W. 1999.** Muscle activity during sit-ups using abdominal exercise devices. *Journal Of Strength & Conditioning Research* [online]. 1999, vol. 13, no. 4, pp. 339-345. [cit. 2016-03-26]. ISSN: 10648011. Dostupné z: [http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.20.0b/ovidweb.cgi?&S=LIFLFPEFAEDDHNJONCIKGBLBCAMBAA00&C=\\_main&tab=search&Main+Search+Page=1](http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.20.0b/ovidweb.cgi?&S=LIFLFPEFAEDDHNJONCIKGBLBCAMBAA00&C=_main&tab=search&Main+Search+Page=1)

**WILLETT, G., HYDE, J., UHRLAUB, M., WENDEL, C., KARST, G. 2001.** Relative activity of abdominal muscles during commonly prescribed strengthening exercises. *Journal Of Strength & Conditioning Research* [online]. 2001, vol. 15, no. 4, pp. 480-485. [cit. 2016-03-26]. ISSN: 10648011. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/Gregory\\_Karst/publication/11630107\\_Relative\\_activity\\_of\\_abdominal\\_muscles\\_during\\_commonly\\_prescribed\\_strengthening\\_exercises/links/555676e108aeaaff3bf5f2b0.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Gregory_Karst/publication/11630107_Relative_activity_of_abdominal_muscles_during_commonly_prescribed_strengthening_exercises/links/555676e108aeaaff3bf5f2b0.pdf)

**WORKMAN, J. C., DOCHERTY, D., PARFREY, K. C., BEHM, D. G. 2008.** Influence of pelvis position on the activation of abdominal and hip flexor muscles. *Journal Of Strength And*

*Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* [online]. 2008, vol. 22, no. 5, pp. 1563-1569. [cit. 2016-04-19]. ISSN: 1533-4287. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/23181492\\_Influence\\_of\\_Pelvis\\_Position\\_on\\_the\\_Activation\\_of\\_Abdominal\\_and\\_Hip\\_Flexor\\_Muscles](https://www.researchgate.net/publication/23181492_Influence_of_Pelvis_Position_on_the_Activation_of_Abdominal_and_Hip_Flexor_Muscles)

**YOON, T., KIM, K., CYNN, H. 2014.** Slow expiration reduces sternocleidomastoid activity and increases transversus abdominis and internal oblique muscle activity during abdominal curl-up. *Journal Of Electromyography And Kinesiology* [online]. 2014, vol. 24, no. 2, pp. 228-232. ISSN: 1873-5711. [cit. 2016-08-04]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641113002356>

**ZANNOTTI, C., BOHANNON, R., TIBERIO, D., DEWBERRY, M., MURRAY, R. 2002.** Kinematics of the double-leg-lowering test for abdominal muscle strength. *Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2002, vol. 32, no. 9, pp. 432-436. ISSN: 01906011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2002.32.9.432>



## SEZNAM ZKRATEK

a	zrychlení
al.	kolektiv
apod.	a podobně
cm <sup>2</sup>	centimetr čtvereční
CNS	centrální nervová soustava
Cp	krční páteř
č.	číslo
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
DLL	double leg lowering
DLL	double leg lowering
dx	dexter, pravý
EMG	elektromyografie
ES	erector spinae
FG	fast glycolytic, rychlá bílá vlákna
FOG	fast oxidative glycolytic, rychlá červená vlákna
H <sub>0</sub>	nulová hypotéza
H <sub>A</sub>	alternativní hypotéza
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
kg	kilogram

kg/cm <sup>2</sup>	kilogram na centimetr čtvereční
LAM	spodní část předních břišních svalů
LBP	low back pain
LL	leg lowering
Lp	bederní páteř
LRA	lower rectus abdominis (dolní část m. rectus abdominis)
m	hmotnost
m.	muscle, sval
m/s	metr za sekundu
MAX	maximální
MD	medián
MHC	izotopy těžkých řetězců myozinu
MIN	minimální
MJ	motorická jednotka
mm.	muscles, svaly
MRC	Medical Research Council
MTT	Manual Muscle Testing
MVC	maximal voluntary contraction, maximální volní kontrakce
n	počet prvků
N/cm <sup>2</sup>	Newton na centimetr čtvereční
např	například
OEA	obliquus externus abdominis
OIA	obliquus internus abdominis

p	statistická významnost
p.	page
PM	pectoralis major
pp	pages
RA	rectus abdominis
RCU	reverse curl up
ROS	relativní forma kyslíku
RUSI	rehabilitační sonografie
s	sekunda
s.	strana
SA	musculus serratus anterior
SD	směrodatná odchylka
SEMG	povrchová elektromyografie
sin	sinister, levý
SO	slow oxidative, pomalá červená vlákna
ss	strany
ST	svalový test
TrA	transversus abdominis
tzv	takzvaný
UAM	horní část předních břišních svalů
URA	upper rectus abdominis (horní část m. rectus abdominis)
USA	Spojené státy americké
X	aritmetický průměr

## SEZNAM GRAFŮ

<b>Graf 1</b> Srovnání svalové aktivity (Mean amplitude) u ST dle Jandy a MMT dle Kendall .....	39
<b>Graf 2</b> Srovnání svalové aktivity (Mean amplitude) u ST dle Jandy a MMT UP dle Kendall..	41
<b>Graf 3</b> Srovnání svalové aktivity (Mean amplitude) u ST dle Jandy a MMT LO dle Kendall..	43
<b>Graf 4</b> Srovnání svalové aktivity (Mean amplitude) u MMT dle Kendall UP a LO .....	45
<b>Graf 5</b> Srovnání aktivity břišních svalů u svalových testů – Janda, Kendall UP a LO .....	47

## SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obrázek 1</b> ST Janda, stupeň 3 - výchozí poloha pro přímé břišní svaly (upraveno dle Janda, 1996, s. 47).....	34
<b>Obrázek 2</b> ST Janda, stupeň 3 – konečná poloha pro přímé břišní svaly (upraveno dle Janda, 1996, s. 47) .....	34
<b>Obrázek 3</b> MMT Kendall et al., stupeň „fair, 6“ – výchozí poloha pro horní břišní svaly (upraveno dle Kendall et al., 2005, s. 203) .....	35
<b>Obrázek 4</b> MMT Kendall et al., stupeň „fair, 6“ – konečná poloha pro horní břišní svaly (upraveno dle Kendall et al., 2005, s. 203) .....	35
<b>Obrázek 5</b> MMT Kendall et al., stupeň „fair, 6“ – výchozí poloha pro dolní břišní svaly (upraveno dle Kendall et al., 2005, s. 213) .....	36
<b>Obrázek 6</b> MMT Kendall et al., stupeň „fair, 6“ – konečná poloha pro dolní břišní svaly (upraveno dle Kendall et al., 2005, s. 213) .....	37

## SEZNAM TABULEK

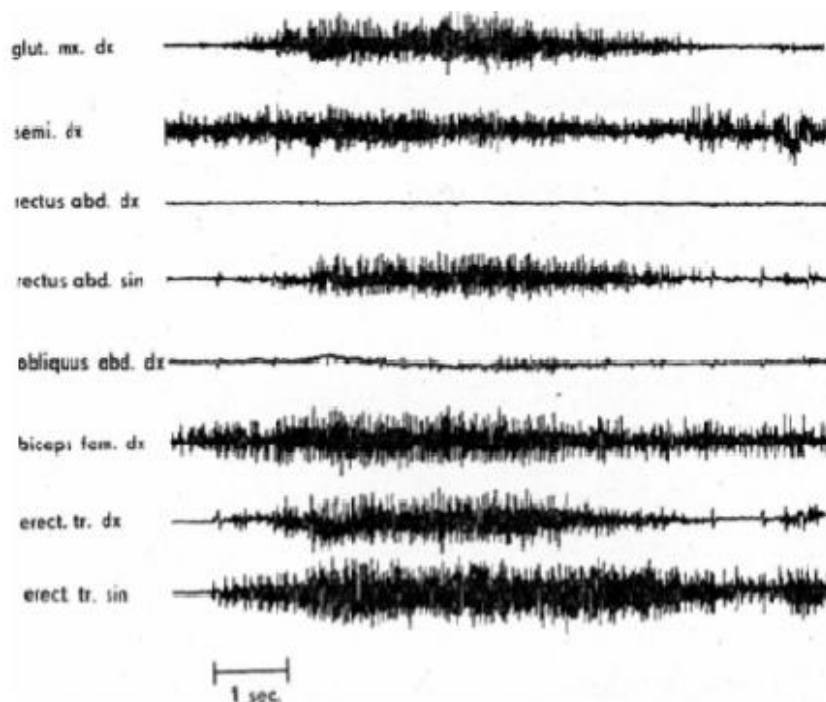
<b>Tabulka 1</b> Hodnoty statistické významnosti ( $p$ ) pro H01 .....	40
<b>Tabulka 2</b> Hodnoty statistické významnosti ( $p$ ) pro H02 .....	42
<b>Tabulka 3</b> Hodnoty statistické významnosti ( $p$ ) pro H03 .....	44

# SEZNAM PŘÍLOH

<b>Příloha 1</b> Výsledky EMG Janda (1960) u pacienta provádějící extenzi kyčelního kloubu v poloze na břiše (Morris et al. 2006, p. 1061) .....	96
<b>Příloha 2</b> Svalové dysbalance podle Jandy (Page, 2007, p. 7).....	97
<b>Příloha 3</b> Vývoj ventrální muskulatury (Mekonen et al., 2015, pp. 677-680).....	98
<b>Příloha 4</b> Procentuální distribuce svalových vláken v m. rectus femoris u subjektů ve věku 18 – 48 a 66 – 90 (Marzani et al., 2005, p. 960) .....	99
<b>Příloha 5</b> Cviky (Clark, Holt, Sinyard, 2003, p. 478) .....	100
<b>Příloha 6</b> Srovnání horní a dolní části m. rectus abdominis (Clark, Holt, Sinyard, 2003, p. 481) .....	101
<b>Příloha 7</b> Popis vybraných břišních cviků .....	102
<b>Příloha 8</b> EMG záznam fází krokového cyklu u trupových svalů (Sauders et al., 2004, p. 284) .....	104
<b>Příloha 9</b> Kineziologický rozbor .....	105
<b>Příloha 10</b> Informovaný souhlas .....	107
<b>Příloha 11</b> Popisná statistika Janda, 1. část.....	108
<b>Příloha 12</b> Popisná statistika Janda, 2. část.....	109
<b>Příloha 13</b> Popisná statistika Kendall UP, 1. část.....	110
<b>Příloha 14</b> Popisná statistika Kendall UP, 2. část.....	111
<b>Příloha 15</b> Popisná statistika Kendall LO, 1. část.....	112
<b>Příloha 16</b> Popisná statistika Kendall LO, 2. část .....	113

# PŘÍLOHY

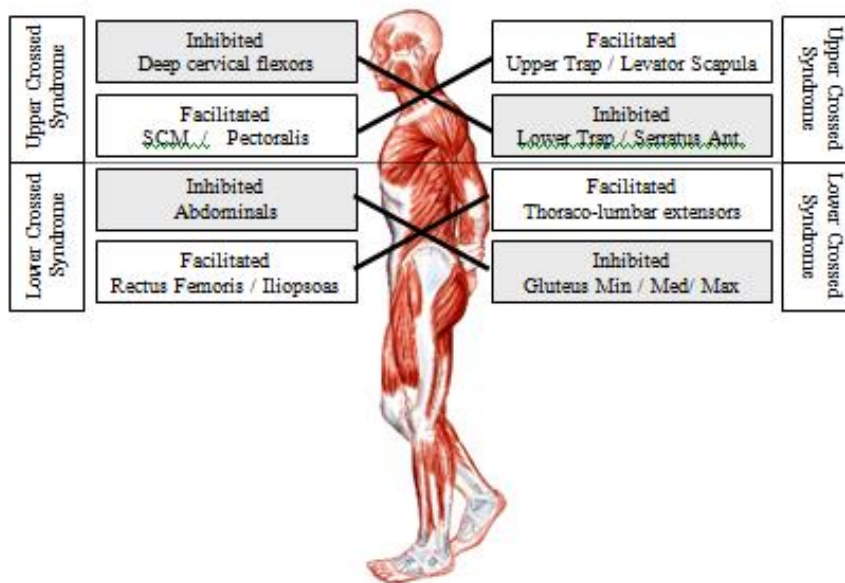
**Příloha 1 Výsledky EMG Janda (1960) u pacienta provádějící extenzi kyčelního kloubu v poloze na břicho (Morris et al. 2006, p. 1061)**



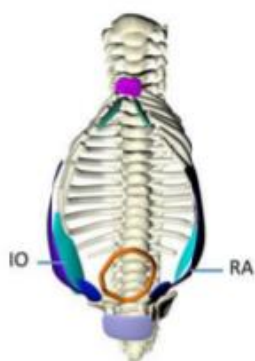
**Legenda:** **glut. mx. dx.** – pravostranný musculus gluteus maximus, **semi. dx.** – pravostranný musculus semimembranosus, **rectus. abd. dx.** – pravostranný musculus rectus abdominis, **rectus abd. sin.** – levostranný musculus rectus abdominis, **obliquus abd. dx.** – pravostranný musculus obliquus abdominis, **biceps fem. dx.** – pravostranný musculus biceps femoris, **erectr. tr. dx.** – pravostranný musculus erector spinae, **erect. tr. sin.** – levostranný musculus erector spinae.



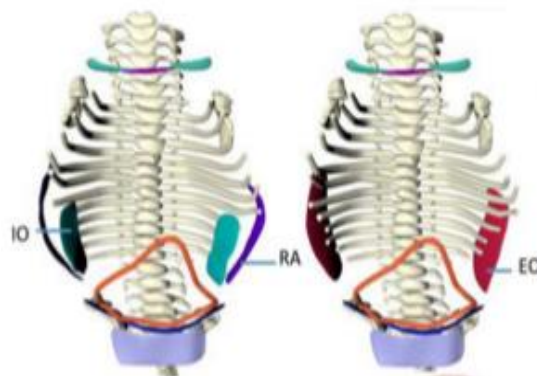
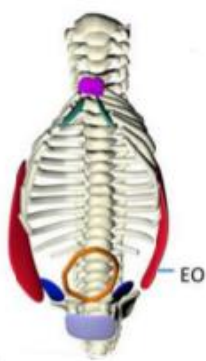
**Příloha 2 Svalové dysbalance podle Jandy (Page, 2007, p. 7)**



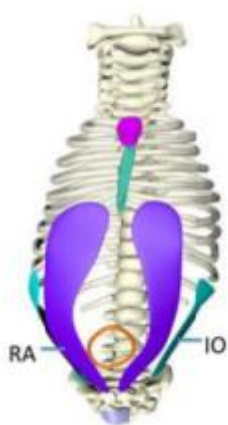
**Příloha 3 Vývoj ventrální muskulatury (Mekonen et al., 2015, pp. 677-680)**



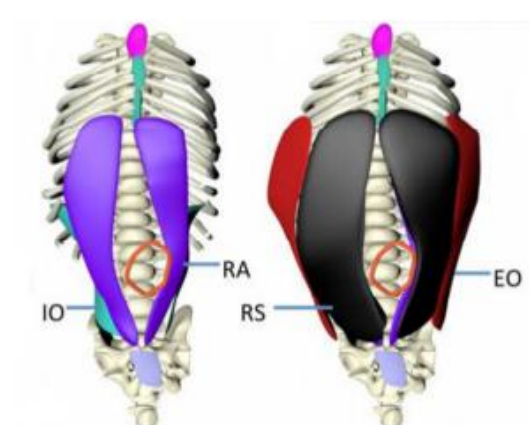
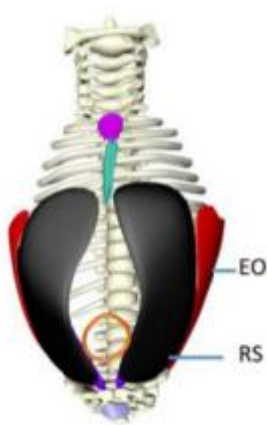
A) embryo 6. týden



B) embryo 7. týden



C) embryo 8. týden



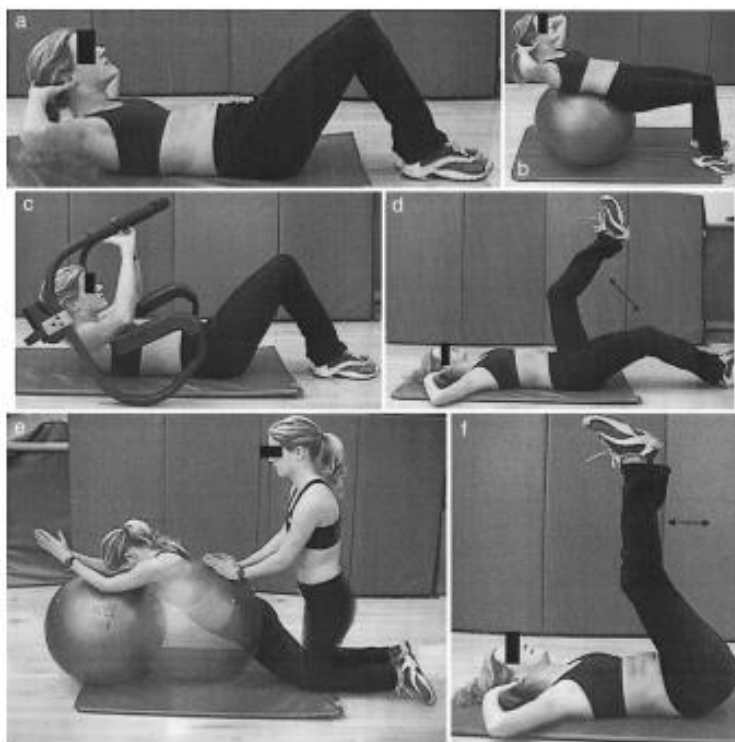
D) embryo 9. týden

**Legenda:** RA – m. rectus abdominis, EO – m. obliquus externus, IO – m. obliquus internus, RS – pochva m. rectus abdominis.

**Příloha 4 Procentuální distribuce svalových vláken v m. rectus femoris u subjektů ve věku 18 – 48 a 66 – 90 (Marzani et al., 2005, p. 960)**

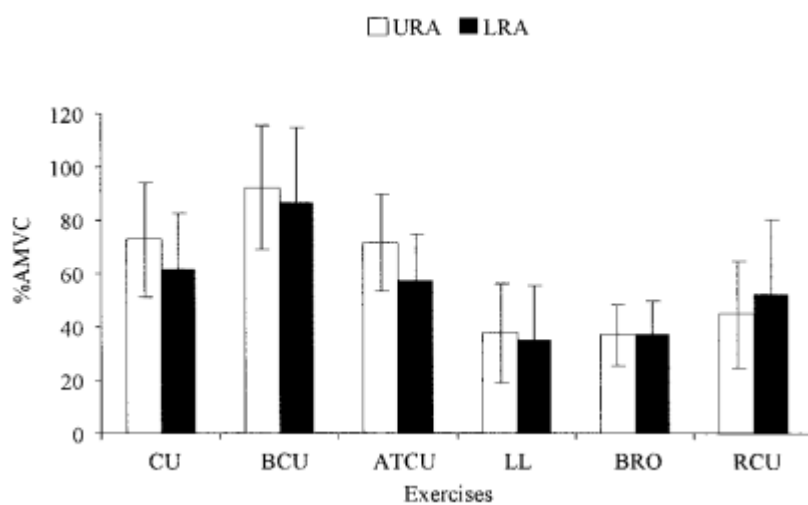
Svaly – testovaná skupina	Type I fiber %	Type II fiber %
Rectus abdominis 18 – 48 year-old	43,587 ± 3.263	57,662 ± 3,754
Rectus abdominis 66 – 90 year-old	59,142 ± 3.837	40,858 ± 3,837

**Příloha 5 Cviky (Clark, Holt, Sinyard, 2003, p. 478)**



**Legenda:** (a) curl up, (b) curl up na míči, (c) Ab Trainer curl up, (d) leg lowering, (e) Sissel ball roll out, and (f) reverse curl up.

**Příloha 6 Srovnání horní a dolní části m. rectus abdominis (Clark, Holt, Sinyard, 2003, p. 481)**



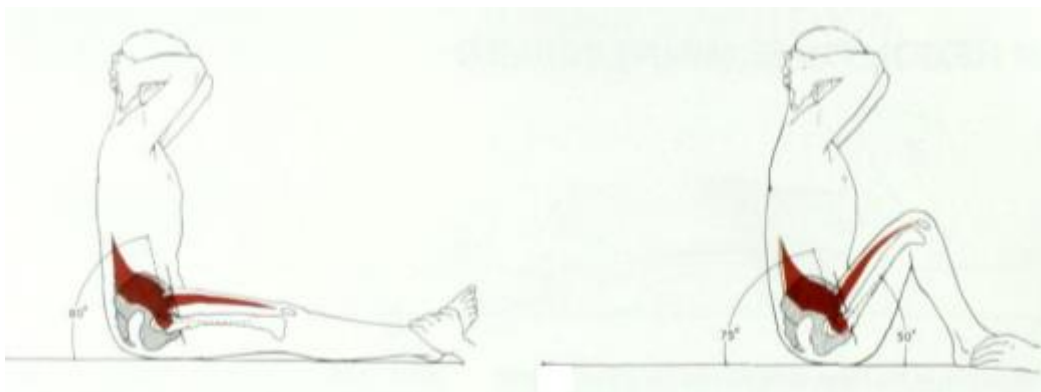
**Legenda:** Průměrná maximální volní kontrakce (% AMVC) pro koncentrickou fázi 6 cvičení, **URA** – horní část m. rectus abdominis, **LRA** – spodní část m. rectus abdominis, **CU** – curl up, **BCU** – curl up na míči, **ATCU** – Ab Trainer curl up, **LL** – leg lowering, **BRO** – Sissel ball roll out, **RCU** – reverse curl up.

## Příloha 7 Popis vybraných břišních cviků

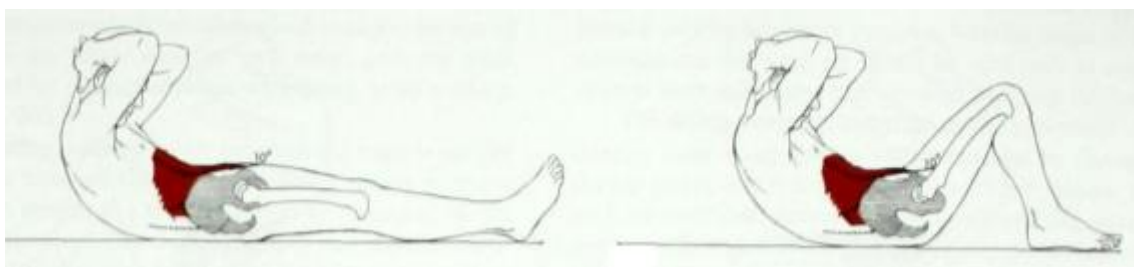
- *Curl up* – jedná se o test vleže na zádech, kdy se flektuje horní část trupu, bederní část zad se oplošťuje a pánev jde posteriorně. Ve výchozí pozici jsou horní končetiny volně položené na stehnech či podél těla a dolní končetiny volně flektované s oporou o nohy. Flexe horní části trupu je považována za kompletní, pokud se lopatky odvinou od podložky. Během této fáze by měly paty zůstat v kontaktu s podložkou. Pro konečnou fázi testu je potřeba, aby dominantní úlohu přebraly flexory kyčle a flektovaly páteř do pozice vsedě (*sit-up*). Tento test odhaduje souhru mezi m. iliopsoas a břišními svaly. Pokud testovaný provádí *curl up* dostatečnou kontrakcí břišních svalů je patrná flexe nebo kyfóza horního trupu. Ovšem je-li pohyb prováděn primárně flexory kyčle, je flexe horního trupu minimální a lze pozorovat anteriorní klopení pánve. Testující si pro kontrolu může položit své ruce pod pacientovy paty a pozorovat ztrátu tlaku během testování. Jestliže dojde ke ztrátě tlaku ještě před dokončením flexe horního trupu, svědčí to o pozitivitě *curl-up* testu a naznačuje to dominanci flexorů kyčle nad břišními svaly (Page, Frank, Lardner, 2010, p. 82).
- *Abdominal crunch* – cvik je také vleže na zádech s flexí v kyčelních a kolenních kloubech tak, že se dolní končetiny nedotýkají podložky. Horní končetiny jsou v týl. Při provedení dojde k flexi trupu, konečná pozice je při odvinutí lopatek od podložky (Beim et Giraldo, 1997, p. 14).
- *Sit-Up* – pozice vleže na zádech s flexí v kyčelním a kolenních kloubech s chodidly opřenými o podložku. Horní končetiny jsou rovněž umístěny za hlavou. Při provedení dojde k flexi trupu až do sedu, kdy se trup dotkne stehem (Beim et Giraldo, 1997, p. 14). Jiní autoři popisují tento cvik s DKK v extenzi, s konečnou pozicí vsedě. Upozorňují na to, že rychlý *sit-up* bez obloukovité pomalé flexe trupu je proveden zejména díky flexorům kyčle. Proto je třeba dbát na „*curled trunk sit-up*“, aby byla primární aktivita na břišních svalech. Pokud jsou břišní svaly příliš slabé, převezme funkci m. iliopsoas a bederní páteř se dostane do nepřívětivé hyperextenze (Norris, 1993, p. 21).
- *Trunk curl* – odpovídá „*curled trunk sit-up*“ s extenzí DKK (Norris, 1993, p. 21).

Kendall et al. (2005, p. 191-2) popisuje sit-up a trunk curl s extendovanými i flektovanými končetinami. Rozdíl je patrný v tom, že sit-up je zakončený pozicí vsedě se sklopením pánve, ale trunk *curl* končí v maximálním rozsahu kontrakce břišních svalů s dokončením flexe páteře bez ventrálního sklopení pánve.

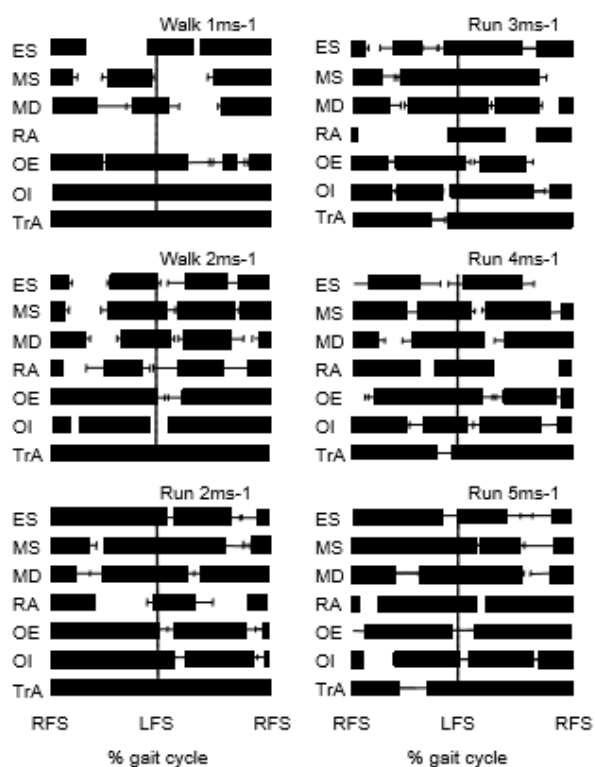
**Sit-Up – konečná pozice (Kendall et al., 2005, p. 192)**



**Trunk Curl – konečná pozice (Kendall et al., 2005 p. 191)**



**Příloha 8 EMG záznam fází krokového cyklu u trupových svalů (Sauders et al., 2004, p. 284)**



**Legenda:** **RFS** – dopad pravého chodidla, **LFS** – dopad levého chodidla, **ES** – m. erector spinae, **MD** – hluboká vlákna m. multifidi, **MS** – povrchová vlákna m. multifidi, **OI** – m. obliquus internus abdominis, **OE** – m. obliquus externus abdominis, **RA** – m. rectus abdominis, **TrA** – m. transversus abdominis.



## Příloha 9 Kineziologický rozbor



Univerzita Palackého  
v Olomouci

### KINEZIOLOGICKÝ ROZBOR

#### EMG analýza u vybraných testů svalové síly

- jméno, příjmení:
- číslo probanda:
- věk:
- výška:
- váha:
  
- lateralita:
- OA (operace, úrazy, jizvy):
- SpA:

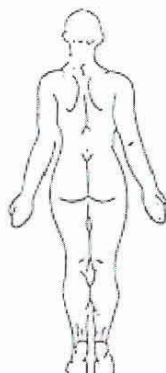
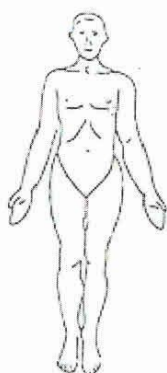
Svalový test na břišní svaly:

- ST 3 dle Jandy
- ST „fair, 6“ dle Kendall
- subjektivní hodnocení testů

přímé břišní svaly  
horní břicho/ dolní břicho

Zkrácené svaly:

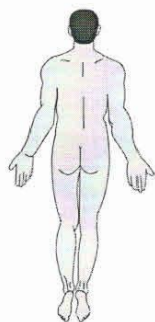
Aspekce:



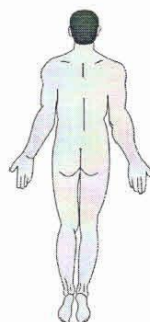


Trendelenburgova zkouška:

LDK



PDK



## Příloha 10 Informovaný souhlas



Univerzita Palackého  
v Olomouci

Genius loci...

### Informovaný souhlas

#### EMG analýza u vybraných testů svalové síly

##### Poučení a souhlas pacienta

Pacient(ka).....  
souhlasí s provedením diagnostického vyšetření a vyšetření v kineziologické laboratoři na Oddělení rehabilitace FNOL za účelem zpracování diplomové práce: „EMG analýza u vybraných testů svalové síly“ vypracovanou Bc. Andreou Velebnou pod odborným dohledem Mgr. Jany Tomsové.

Byl(a) jsem srozumitelně seznámen(a) s průběhem kineziologického vyšetření a EMG analýzy. Souhlasím s jejich provedením a nahlédnutím do mé zdravotní dokumentace v rozsahu nezbytně nutném, anonymním použitím získaných údajů, s respektováním pravidel ochrany osobních dat.

V .....

Dne: .....

.....

Podpis

Univerzita Palackého v Olomouci | Křížkovského 8 | 771 47 Olomouc  
www.upol.cz

## Příloha 11 Popisná statistika Janda, 1. část

	SCM l.sin.	SCM l.dx.	PM l.sin.	PM l.dx.	SA l.sin.	SA l.dx.	URA l.sin.
1.	37,9061	30,3056	35,764	9,39242	5,33796	26,6888	108,05
2.	79,4159	46,9379	18,064	8,70507	11,2392	14,2947	123,354
3.	32,5447	29,3021	22,313	12,8234	6,27368	12,0242	65,4941
4.	37,2575	59,2724	26,5287	16,5257	25,1397	30,4188	116,778
5.	27,6821	16,9093	11,5348	8,964	26,344	17,2815	66,1528
6.	38,7879	61,4461	11,3604	6,93466	31,686	39,4692	91,1959
7.	19,4615	21,4896	16,8259	9,85604	20,9392	40,8902	21,1224
8.	41,458	38,9123	19,5649	5,56844	23,9147	22,8483	31,5043
9.	62,3855	58,7169	21,4169	16,7283	52,4064	99,4403	106,284
10.	41,6205	49,3653	7,75305	5,19066	22,2947	23,4993	202,809
11.	38,6538	38,1731	15,0047	10,8525	37,5251	67,8915	44,6985
12.	33,5513	49,4493	23,9772	18,8968	29,7998	41,3662	213,324
13.	30,2894	31,3815	15,4145	11,0163	44,674	51,3144	21,4003
14.	47,4862	31,5502	13,5645	10,002	14,0073	26,7754	103,596
15.	52,5525	59,2366	21,0334	16,7412	15,3985	21,5138	51,5325
16.	39,1436	37,6322	18,2311	15,8015	83,2064	120,576	97,4122
17.	60,0897	57,9147	8,33182	10,1058	28,5466	53,5753	226,54
18.	30,9087	34,3008	13,7253	13,1755	22,4902	27,8375	44,2941
19.	113,394	107,71	13,5082	9,89479	50,3634	66,3367	126,086
20.	29,4559	26,8045	7,92205	13,935	19,0985	63,7206	29,9814
<b>Průměr</b>	<b>44,70224</b>	<b>44,34052</b>	<b>17,09192</b>	<b>11,5555</b>	<b>28,53427</b>	<b>43,38814</b>	<b>94,58048</b>
<b>Smodch</b>	<b>21,27008</b>	<b>20,19939</b>	<b>6,922877</b>	<b>3,895635</b>	<b>18,3022</b>	<b>28,65866</b>	<b>62,14856</b>
<b>Max</b>	<b>113,394</b>	<b>107,71</b>	<b>35,764</b>	<b>18,8968</b>	<b>83,2064</b>	<b>120,576</b>	<b>226,54</b>
<b>Min</b>	<b>19,4615</b>	<b>16,9093</b>	<b>7,75305</b>	<b>5,19066</b>	<b>5,33796</b>	<b>12,0242</b>	<b>21,1224</b>
<b>Medián</b>	<b>38,72085</b>	<b>38,5427</b>	<b>16,1202</b>	<b>10,47915</b>	<b>24,5272</b>	<b>34,944</b>	<b>94,30405</b>

**Legenda:** **SCM l. sin.** – levostranný m. sternocleidomastoideus, **SCM l. dx.** – pravostranný m. sternocleidomastoideus, **PM l. sin.** – levostranný m. pectoralis major, **PM l. dx.** - pravostranný m. pectoralis major, **SA l. sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA l. dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **URA l. sin.** – levostranná horní část m. rectus abdominis.

## Příloha 12 Popisná statistika Janda, 2. část

	URA l.dx.	LRA l.sin.	LRA l.dx.	EOA l.sin.	EOA l.dx.	RF l.sin.	RF l.dx.
1.	28,105	85,0262	63,5225	17,9942	19,9383	2,44461	14,1232
2.	102,639	60,3684	39,1503	23,8435	29,4119	11,7389	14,3486
3.	54,4082	19,6309	27,9522	9,5619	8,09241	10,1782	9,06706
4.	92,9976	59,2307	47,2291	16,0948	16,3123	4,80797	17,3544
5.	38,1278	36,8405	32,6614	15,1119	11,124	4,55976	3,43549
6.	47,8702	48,922	41,7761	73,0923	73,3077	15,2512	8,66998
7.	14,9527	16,2697	19,6481	16,2652	23,3682	22,2406	5,09556
8.	13,9656	45,8868	41,476	18,2548	16,5478	9,15304	2,86907
9.	105,639	82,7081	21,6338	37,2896	46,7191	13,8912	5,93699
10.	63,1685	70,652	51,9153	22,2419	26,6068	4,38283	8,70879
11.	39,1923	56,0534	47,2004	16,0626	24,7314	4,66462	12,3192
12.	208,226	63,5741	63,7073	37,1238	23,1033	11,4417	4,87679
13.	91,2083	61,244	55,8537	14,4277	16,812	3,27621	10,3926
14.	110,051	25,9918	44,5377	22,2189	21,0216	25,7008	3,20596
15.	77,0826	36,962	32,0198	15,6337	16,8711	5,35459	6,6185
16.	210,287	254,512	154,79	118,878	77,8555	32,8698	11,5792
17.	205,938	101,376	77,6755	43,7506	44,1558	14,0581	8,08182
18.	52,6672	38,3453	36,196	15,2502	12,1679	13,823	13,5912
19.	114,865	199,399	170,357	53,8657	45,9886	15,4245	10,0068
20.	24,435	37,7311	37,1498	15,1689	3,39058	4,34505	2,75496
<b>Průměr</b>	<b>84,7913</b>	<b>70,0362</b>	<b>55,3226</b>	<b>30,10651</b>	<b>27,87631</b>	<b>11,48033</b>	<b>8,651809</b>
<b>Smodch</b>	<b>61,94985</b>	<b>58,6259</b>	<b>39,44997</b>	<b>26,3192</b>	<b>20,13241</b>	<b>8,133905</b>	<b>4,312718</b>
<b>Max</b>	<b>210,287</b>	<b>254,512</b>	<b>170,357</b>	<b>118,878</b>	<b>77,8555</b>	<b>32,8698</b>	<b>17,3544</b>
<b>Min</b>	<b>13,9656</b>	<b>16,2697</b>	<b>19,6481</b>	<b>9,5619</b>	<b>3,39058</b>	<b>2,44461</b>	<b>2,75496</b>
<b>Medián</b>	<b>70,12555</b>	<b>57,64205</b>	<b>43,1569</b>	<b>18,1245</b>	<b>22,06245</b>	<b>10,80995</b>	<b>8,689385</b>

**Legenda:** URA l. dx. – pravostranná horní část m. rectus abdominis, LRA l. sin. – levostranná spodní část m. rectus abdominis, LRA l. dx. – pravostranná spodní část m. rectus abdominis, OEA l. sin. – levostranný m. obliquus externus abdominis, OEA l. dx. – pravostranný m. obliquus externus abdominis, RF l. sin – levostranný m. rectus femoris, RF l. dx. – pravostranný m. rectus femoris.

### Příloha 13 Popisná statistika Kendall UP, 1. část

	SCM l.sin.	SCM l.dx.	PM l.sin.	PM l.dx.	SA l.sin.	SA l.dx.	URA l.sin.
1.	36,468	29,0891	37,8318	14,3786	7,17932	33,3949	100,602
2.	53,3712	34,7791	22,237	11,7331	48,6097	80,3042	84,4295
3.	31,1258	28,3591	26,4437	21,4833	7,80051	13,0111	73,564
4.	27,6698	38,1782	30,353	20,4169	19,915	18,5432	71,1315
5.	20,654	17,8709	13,9317	11,862	34,6123	35,1599	68,5267
6.	46,654	60,3672	12,474	11,2958	25,4751	32,0112	84,2371
7.	19,8383	21,5839	25,4984	11,3689	23,9424	37,4361	20,66
8.	43,182	44,196	23,7637	10,381	35,5344	47,127	30,9197
9.	49,0253	48,656	18,3541	12,1457	15,508	43,4226	78,7619
10.	12,9795	45,7414	11,7251	6,65334	28,0533	38,2377	138,475
11.	40,5742	39,9106	18,0427	11,4185	97,2474	142,68	42,6367
12.	41,2657	52,1301	40,1699	33,907	37,0122	42,7857	213,301
13.	22,6432	24,2342	14,4511	10,7337	50,9473	67,9645	34,9873
14.	54,3853	36,4295	19,7993	18,772	14,0991	29,009	110,931
15.	30,8187	38,997	22,83	19,029	16,6193	16,0132	46,2241
16.	46,3917	46,8933	41,914	40,2547	95,2826	171,649	128,198
17.	52,8565	47,1983	13,6222	13,8248	42,8171	87,1802	256,434
18.	25,6169	28,3711	18,1312	18,4157	27,7757	30,5331	37,5635
19.	90,48	78,6156	14,0851	15,0377	36,9901	41,0135	103,408
20.	28,1504	23,7736	8,46093	17,7644	10,9532	58,4771	27,6019
<b>Průměr</b>	<b>38,70753</b>	<b>39,26871</b>	<b>21,70595</b>	<b>16,54381</b>	<b>33,8187</b>	<b>53,29766</b>	<b>87,62965</b>
<b>Smodch.</b>	<b>17,36822</b>	<b>14,58567</b>	<b>9,636956</b>	<b>8,104986</b>	<b>24,89726</b>	<b>40,71618</b>	<b>61,01582</b>
<b>Max.</b>	<b>90,48</b>	<b>78,6156</b>	<b>41,914</b>	<b>40,2547</b>	<b>97,2474</b>	<b>171,649</b>	<b>256,434</b>
<b>Min.</b>	<b>12,9795</b>	<b>17,8709</b>	<b>8,46093</b>	<b>6,65334</b>	<b>7,17932</b>	<b>13,0111</b>	<b>20,66</b>
<b>Medián</b>	<b>38,5211</b>	<b>38,5876</b>	<b>19,0767</b>	<b>14,1017</b>	<b>27,9145</b>	<b>39,6256</b>	<b>76,16295</b>

**Legenda:** **SCM l. sin.** – levostranný m. sternocleidomastoideus, **SCM l. dx.** – pravostranný m. sternocleidomastoideus, **PM l. sin.** – levostranný m. pectoralis major, **PM l. dx.** - pravostranný m. pectoralis major, **SA l. sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA l. dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **URA l. sin.** – levostranná horní část m. rectus abdominis.

## Příloha 14 Popisná statistika Kendall UP, 2. část

	<b>URA l.dx.</b>	<b>LRA l.sin.</b>	<b>LRA l.dx.</b>	<b>EOA l.sin.</b>	<b>EOA l.dx.</b>	<b>RF l.sin.</b>	<b>RF l.dx.</b>
<b>1.</b>	21,7724	80,9703	64,8752	20,6256	26,6156	1,89175	10,4463
<b>2.</b>	72,7027	61,2611	37,4081	26,6151	26,5108	7,97707	8,58999
<b>3.</b>	59,4772	18,8578	27,8185	10,3263	8,79031	6,65224	4,28672
<b>4.</b>	60,9579	37,3691	35,2303	13,9846	12,7286	3,59897	9,65765
<b>5.</b>	43,7008	43,709	40,4666	17,219	15,387	6,44565	4,06293
<b>6.</b>	48,3051	45,8205	43,3257	66,9255	60,3389	10,1173	4,98322
<b>7.</b>	16,7926	18,2429	21,442	19,7164	22,3873	18,6008	3,21272
<b>8.</b>	14,4536	48,0908	39,7519	41,3501	31,6297	7,56852	2,95369
<b>9.</b>	82,5389	46,4069	12,0514	14,5942	21,8734	9,83274	4,26586
<b>10.</b>	60,8939	38,6449	40,4527	13,7632	18,3089	2,48861	6,71928
<b>11.</b>	42,0333	80,144	69,5208	33,2432	41,6273	2,30699	8,45216
<b>12.</b>	218,668	63,2453	60,1911	33,6673	20,9457	7,64402	5,52613
<b>13.</b>	80,4316	56,8505	56,0522	16,6932	22,8298	2,73581	3,56465
<b>14.</b>	127,142	29,9953	50,031	21,467	25,7979	16,1989	1,71119
<b>15.</b>	77,1438	28,7742	29,3395	9,81486	13,8434	15,5668	13,5235
<b>16.</b>	191,069	283,749	157,017	152,394	104,33	16,432	6,54359
<b>17.</b>	189,27	96,2924	74,4553	66,2078	62,5722	10,8067	15,7104
<b>18.</b>	45,0425	40,9221	37,1063	17,0102	15,2605	5,87541	8,17954
<b>19.</b>	93,3563	140,176	116,595	40,6801	33,3656	12,5468	10,0901
<b>20.</b>	23,6567	34,7905	34,1199	14,9346	2,93612	2,84559	4,22889
<b>Průměr</b>	<b>78,47042</b>	<b>64,71563</b>	<b>52,36253</b>	<b>32,56161</b>	<b>29,40395</b>	<b>8,406634</b>	<b>6,835426</b>
<b>Smodch</b>	<b>59,3465</b>	<b>59,07363</b>	<b>33,57478</b>	<b>32,73208</b>	<b>23,2336</b>	<b>5,250788</b>	<b>3,703208</b>
<b>Max</b>	<b>218,668</b>	<b>283,749</b>	<b>157,017</b>	<b>152,394</b>	<b>104,33</b>	<b>18,6008</b>	<b>15,7104</b>
<b>Min</b>	<b>14,4536</b>	<b>18,2429</b>	<b>12,0514</b>	<b>9,81486</b>	<b>2,93612</b>	<b>1,89175</b>	<b>1,71119</b>
<b>Medián</b>	<b>60,9259</b>	<b>46,1137</b>	<b>40,45965</b>	<b>20,171</b>	<b>22,60855</b>	<b>7,60627</b>	<b>6,03486</b>

**Legenda:** **URA l. dx.** – pravostranná horní část m. rectus abdominis, **LRA l. sin.** – levostranná spodní část m. rectus abdominis, **LRA l. dx.** – pravostranná spodní část m. rectus abdominis, **OEA l. sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA l. dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis, **RF l. sin.** – levostranný m. rectus femoris, **RF l. dx.** – pravostranný m. rectus femoris.

## Příloha 15 Popisná statistika Kendall LO, 1. část

	SCM l.sin.	SCM l.dx.	PM l.sin.	PM l.dx.	SA l.sin.	SA l.dx.	URA l.sin.
1.	16,7735	17,216	21,2822	11,2204	30,8498	62,8496	161,327
2.	5,22248	6,20136	15,5053	6,65032	200,852	212,727	133,993
3.	8,20461	10,1576	33,6041	13,3054	53,1868	61,1115	54,4393
4.	15,732	19,7081	15,7135	17,3527	75,7857	102,278	59,9114
5.	7,93011	7,2466	11,1784	7,25893	52,3536	44,4417	31,1231
6.	6,19632	6,52079	17,41	6,7373	114,231	94,0337	53,4996
7.	13,2693	13,6306	9,22377	8,35802	34,6122	24,5511	50,7533
8.	18,7598	13,4953	15,5902	9,71032	39,0134	42,4064	24,8528
9.	11,4779	16,052	12,1394	9,16457	74,1682	111,281	117,418
10.	1,59367	6,32514	21,374	4,76363	32,6938	28,7154	102,471
11.	18,4475	20,633	14,7492	9,06685	150,734	160,209	33,0235
12.	15,3771	22,4096	9,83116	4,97077	94,7507	149,97	178,255
13.	9,22436	8,28605	12,7678	6,86281	56,1546	47,3	40,6213
14.	24,7929	28,4921	10,2719	6,5859	191,34	94,505	131,99
15.	11,5177	11,3413	15,5513	15,4476	45,8864	70,1677	44,9723
16.	9,66477	8,18748	9,71583	7,7685	315,224	77,9169	80,8056
17.	37,999	35,0009	6,6901	4,66037	148,564	236,354	204,873
18.	12,9905	13,8936	23,6622	18,7305	40,0121	20,8217	53,3869
19.	38,8049	40,6884	12,5828	13,1926	162,767	175,688	151,88
20.	5,53001	9,98847	15,256	15,7987	14,2247	77,2543	31,2373
<b>Průměr</b>	<b>14,47542</b>	<b>15,77372</b>	<b>15,20496</b>	<b>9,88031</b>	<b>96,3702</b>	<b>94,7291</b>	<b>87,04167</b>
<b>Smodch</b>	<b>9,862029</b>	<b>9,701582</b>	<b>6,159204</b>	<b>4,336723</b>	<b>76,94936</b>	<b>62,32551</b>	<b>56,04299</b>
<b>Max</b>	<b>38,8049</b>	<b>40,6884</b>	<b>33,6041</b>	<b>18,7305</b>	<b>315,224</b>	<b>236,354</b>	<b>204,873</b>
<b>Min</b>	<b>1,59367</b>	<b>6,20136</b>	<b>6,6901</b>	<b>4,66037</b>	<b>14,2247</b>	<b>20,8217</b>	<b>24,8528</b>
<b>Medián</b>	<b>12,2541</b>	<b>13,56295</b>	<b>15,0026</b>	<b>8,712435</b>	<b>65,1614</b>	<b>77,5856</b>	<b>57,17535</b>

**Legenda:** **SCM l. sin.** – levostranný m. sternocleidomastoideus, **SCM l. dx.** – pravostranný m. sternocleidomastoideus, **PM l. sin.** – levostranný m. pectoralis major, **PM l. dx.** - pravostranný m. pectoralis major, **SA l. sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA l. dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **URA l. sin.** – levostranná horní část m. rectus abdominis.



## Příloha 16 Popisná statistika Kendall LO, 2. část

	URA l.dx.	LRA l.sin.	LRA l.dx.	EOA l.sin.	EOA l.dx.	RF l.sin.	RF l.dx.
1.	39,41	135,27	90,1137	141,727	117,949	11,3085	16,8712
2.	114,039	106,058	93,5457	126,705	86,496	17,2857	21,9947
3.	59,6699	23,9068	36,9954	46,2092	35,7579	28,8089	14,5955
4.	43,636	56,5073	38,5876	100,325	113,761	20,8343	24,9368
5.	26,2748	32,2624	31,128	35,6448	47,1887	9,06706	9,26943
6.	27,8103	25,4631	22,8965	112,294	83,666	16,936	7,88612
7.	72,3129	32,1332	46,4832	52,9387	60,3324	23,962	18,8948
8.	14,5908	41,51	39,2971	80,1559	70,9119	20,4772	22,808
9.	134,249	65,8418	17,927	79,7317	75,8406	25,7659	27,8828
10.	48,5063	38,2149	37,0686	68,4729	82,6988	7,11478	7,21898
11.	35,8857	55,9718	53,2563	109,03	108,062	19,9206	33,8829
12.	216,402	65,9214	52,6497	153,381	150,343	34,7675	22,8434
13.	31,3269	46,6866	52,6654	42,5892	69,4388	30,9199	45,0416
14.	120,328	42,6401	69,363	134,697	202,365	23,5121	12,8265
15.	96,8567	52,1381	68,8857	81,9048	68,7681	26,2328	23,3435
16.	161,493	180,265	151,986	162,403	166,018	71,5426	28,6574
17.	257,904	82,7855	90,5049	210,538	261,651	21,2173	15,6933
18.	75,1199	95,4882	67,1456	110,675	55,3778	23,7288	25,3889
19.	145,496	219,819	230,088	219,54	139,229	33,3035	29,2333
20.	29,8187	38,4687	45,3577	57,1237	12,5407	21,5239	14,8472
<b>Průměr</b>	<b>87,5565</b>	<b>71,8676</b>	<b>66,79726</b>	<b>106,3043</b>	<b>100,4198</b>	<b>24,41147</b>	<b>21,20582</b>
<b>Smodch</b>	<b>67,75966</b>	<b>52,6728</b>	<b>49,26867</b>	<b>52,80169</b>	<b>59,75032</b>	<b>13,29017</b>	<b>9,346102</b>
<b>Max.</b>	<b>257,904</b>	<b>219,819</b>	<b>230,088</b>	<b>219,54</b>	<b>261,651</b>	<b>71,5426</b>	<b>45,0416</b>
<b>Min.</b>	<b>14,5908</b>	<b>23,9068</b>	<b>17,927</b>	<b>35,6448</b>	<b>12,5407</b>	<b>7,11478</b>	<b>7,21898</b>
<b>Medián</b>	<b>65,9914</b>	<b>54,05495</b>	<b>52,65755</b>	<b>104,6775</b>	<b>83,1824</b>	<b>22,518</b>	<b>22,40135</b>

**Legenda:** URA l. dx. – pravostranná horní část m. rectus abdominis, LRA l. sin. – levostranná spodní část m. rectus abdominis, LRA l. dx. – pravostranná spodní část m. rectus abdominis, OEA l. sin. – levostranný m. obliquus externus abdominis, OEA l. dx. – pravostranný m. obliquus externus abdominis, RF l. sin – levostranný m. rectus femoris, RF l. dx. – pravostranný m. rectus femoris.