

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Filip Vaidl

EMG analýza u vybraných testů svalové síly

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Jana Tomsová

Olomouc 2016

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

V Olomouci dne 9. 5. 2016

.....

podpis

Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval 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, Bc. Andree Velebné 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 strength

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. Filip Vaidl

Vedoucí práce: Mgr. Jana Tomsová

Oponent práce: Mgr. Iveta Lerchová

Abstrakt v ČJ:

Cílem práce je objektivně posoudit dva vybrané svalové testy, jejichž autory jsou profesor Vladimír Janda a Florence Kendall et al.. Porovnány byly na základě aktivity svalstva získané povrchovou elektromyografií při provádění testovacího pohybu, kterým byla antigravitační extenze trupu. Testovací poloha byla přesně definována na základě publikací obou autorů. Výsledná aktivita byla snímána při konečné izometrické výdrži bilaterálně u těchto svalů: erektory krční páteře, vzestupná část m. trapezius, transverzální část m. trapezius, sestupná část m. trapezius, erektory thorakolumbálního přechodu, erektory bederní páteře a m. gluteus maximus. Teoretická část této práce je tvořena poznatky týkajícími se vývoje, morfologie, zastoupení svalových vláken, funkce vybraných zádových svalů, elektromyografie a v neposlední řadě svalových testů. Z výsledků byla zjištěna

signifikantně vyšší svalová aktivita u všech vybraných svalů, při provádění svalové testu vytvořeného autory Florence Kendall et al.

Abstrakt v AJ:

The aim of this thesis was objective assessment of two selected tests of muscle strength, their authors are professor Vladimír Janda and Florence Kendall et al. Their comparisons are based on activity of which obtained by surface electromyography during the tested motion, which was trunk extension against gravity. Tested position was exactly defined by authors' publications. Resulting activity was scanned in isometric endurance on the end of movement these muscles: paraspinal muscles of cervical spine, m. trapezius pars ascendens, m. trapezius pars transversa, m. trapezius pars descendens, paraspinal muscles of thoracolumbar junction, paraspinal muscles of lumbar spine and m. gluteus maximus. Theoretical part of this thesis consists of knowledge about development, morphology, fibre typing, function of selected back muscles and also theories of muscles strength testing. The results demonstrate significantly higher muscle activity within performance of manual muscle testing created by Florence Kendall et al.

Klíčová slova v ČJ:

svalový test, povrchová elektromyografie, extenze trupu, svalová aktivita, izometrická kontrakce

Klíčová slova v AJ:

manual muscle testing, surface electromyography, trunk extension, muscle activity, isometric contraction

Rozsah: 87 stran z toho 12 stran přílohy

Místo zpracování: Olomouc

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

Obsah

ÚVOD.....	8
1 TEORETICKÉ POZNATKY	10
1.1 Zádové svaly	10
1.1.1 Vývoj zádových svalů.....	10
1.1.2 Typy vláken kosterního svalstva.....	11
1.1.3 Morfologie a funkce zádových svalů.....	14
1.1.4 Aktivita zádových svalů ve vybraných posturálních situacích	17
1.2 Evaluace svalové síly.....	21
1.3 Manual Muscle Testing (MMT) Kendall et al.	22
1.3.1 Historický kontext.....	23
1.3.2 Trunk extension - testovací pozice.....	23
1.4 Svalový test profesora Jandy	24
1.4.1 Historický kontext.....	25
1.4.2 Extenze trupu - testovací pozice	25
1.5 Povrchová elektromyografie.....	26
1.5.1 Vztah mezi svalovou silou a SEMG	26
2 CÍLE A HYPOTÉZY	28
2.1 Cíl práce	28
2.2 Vědecké otázky.....	28
2.2.1 Vědecká otázka	28
3 METODIKA	29
3.1 Charakteristika testované skupiny	29
3.2 Postup měření	29
3.3 Průběh měření	30
3.4 Testované pozice.....	31

3.5	Zpracování a vyhodnocení dat.....	33
4	VÝSLEDKY	34
4.1	Výsledky vědecká otázka.....	35
4.2	Vyjádření k hypotézám H_01	36
5	DISKUZE	43
5.1	Diskuze k vyšší aktivitě m. gluteus maximus.....	47
5.2	Diskuze k vyšší aktivitě erektorů bederní páteře a thorakolumbálního přechodu.....	49
5.3	Diskuze k vyšší aktivitě m. trapezius.....	51
5.4	Diskuze k vyšší aktivitě erektorů krční páteře.....	53
5.5	Význam pro klinickou praxi	54
5.6	Limity diplomové práce.....	55
6	ZÁVĚR	57
	REFERENČNÍ SEZNAM	59
	SEZNAM ZKRATEK	68
	SEZNAM TABULEK	71
	SEZNAM GRAFŮ	72
	SEZNAM OBRÁZKŮ	73
	SEZNAM PŘÍLOH	74
	PŘÍLOHY	75

ÚVOD

Svalový test je jedním z nejčastěji používaných diagnostických nástrojů v rehabilitační klinické praxi po celém světě. V závislosti na autorovi, který daný test vytvořil, se mění základní pravidla a podoba gradingu. Vlastní podstata a cíle testu zůstávají stejné a těmi je s maximální efektivitou a přesností ohodnotit svalovou sílu „prime moveru“ v průběhu jednoduchých pohybových stereotypů. Se změnou chápání funkce pohybové aparátu již dnešní svalové testy nejsou pouhým striktním kvantitativním hodnocením, ale hodnotí pohyby i na úrovni kvality provedení (Janda, 1996, s. 13).

Zásadním nedostatkem všech svalových testů je individuální ovlivnění výsledků testování a jeho nereprodukovatelnost z důvodu pouhé individuální zkušenosti. I přes tyto nedostatky převažují jejich výhody, kterými jsou především ekonomickotechnická nenáročnost, variabilita a rychlost provedení. Zásadním přínosem je zpětná vazba vzniklá manuálním kontaktem, na jejímž základě testující získává možnost navázat na vyšetření terapií čerpající z mnoha poznatků, které nejsme schopny získat pomocí přístrojového vyšetření.

Cílem této diplomové práce bude shromáždit všechny dostupné teoretické poznatky týkající se morfologie, funkce a histologické charakteristiky vybraných svalů dále také povrchové elektromyografie a v neposlední řadě svalového testu profesora Jandy a Manual Muscle Testing dle Kendall et al. Na základě těchto teoretických poznatků jsme provedli experimentální měření na 20 (zdravých probandech) studentech Univerzity Palackého v Olomouci. Výsledky budou vytvořeny z elektromyografické aktivity vybraných svalů, která bude měřena při pěti opakováních vždy při izometrické výdrži v konečné fázi provedení antigravitační extenze trupu v poloze na břiše. Jako referenční hodnoty budou použity aktivity svalů při provádění extenze splňující požadavky svalového testu profesora Jandy.

Z výsledků jsme se pokusili vytvořit základní charakteristiku obou svalových testů a vzájemné porovnání, případné důsledky pro klinickou praxi a možnosti využití. Pro stanovení závěrů jsme vyhledávali EBM studie v těchto databázích: PubMed, EBSCO, ScienceDirect, Wiley Online Library, Springer Link a Google Scholar. Pro hledání jsme použili tyto klíčová slova: svalový test, povrchová elektromyografie, extenze trupu, svalová

aktivita a izometrická kontrakce. Z bibliografických a 780 000 elektronických studií jsme vyselektovali 70 zdrojů, na základě kterých byla tato diplomová práce vytvořena.

1 TEORETICKÉ POZNATKY

1.1 Zádové svaly

1.1.1 Vývoj zádových svalů

Z hlediska evoluce savců Schilling (2011, pp. 11-14) uvádí, jako hlavní apomorfní znak, rozvoj pohybu páteře v sagitální rovině, jinými slovy schopnost flexe ve ventrálním a dorzálním směru. Tento specifický pohyb páteře přiřazuje již tetrapodům pohybujícím se asymetrickou chůzí. Pro jeho uskutečnění musel axiální skelet projít morfologickými změnami. Lze mezi ně zařadit především výraznou diferenciaci jednotlivých skupin obratlů odpovídající jejich následné funkci, dále také úbytek žeber mající za následek zformování bederního úseku páteře. Dylevský (2007, s. 148) tvrdí, že sagitální pohyb páteře v dorzálním směru je umožněn takzvaným transverzospinálním systémem svalů, jejichž funkce je podmíněna právě výše zmíněnými morfologickými změnami. Další svalovou skupinou, která se již objevuje u mnohých obojživelníků a plazů je diferenciacie podélného svalového pásu, který označujeme jako *m. longissimus dorsi*. Tento sval bilaterálně vyplňuje prostor mezi obratli, dle obou zmíněných autorů má výrazný mobilizační vliv na páteř a umožňuje propulzní typ pohybu. I přesto, že tento typ pohybu je typický pro plazy a obojživelníky přetrvává i u člověka. Další změny epaxiálního svalstva jsou spojeny s nutností fixace fyziologických křivek páteře, za tímto účelem se diferencují *m. sacrospinalis* a *m. iliocostalis*. Schilling (2011, pp. 11-12) s touto diferenciací spojuje vytvoření antagonistického vztahu s hypaxiálním svalstvem. Dle Dylevského (2007, s. 148) všechny změny týkající se axiálních svalů jsou důsledkem proměnlivosti biotopu, který jedince nutí změnit charakter pohybu.

V prenatalní lidské ontogenezi se svalová tkáň diferencuje ze střední zárodečné vrstvy, mezodermu (výjimkou je svalstvo duhovky a očního pohárku). Kosterní svalstvo vzniká z párových struktur nazývajících se somity, tyto přechodné struktury se nachází po obou stranách nervové trubice. Ventromediální část somitů, myotomy jsou zdrojem myoblastů, ze kterých se splynutím a dalším vývojem vytváří svalová vlákna (Čech et Horký, 2011, s. 78-79; Vacek, 2007, s. 107). Svalstvo trupu vzniká z myomer (myotomy mezi ektodermem a somatopleurou), každá z myomer je rozdělena frontální přepážkou, myoseptem (později fascie o velkém průměru) na epaxiální (epimeru) a hypaxiální

(hypomeru) část. Epaxiální oddíl (epimerický) je původcem hluboké zádové muskulatury (Čech et Horký 2011, s. 78-79; Vacek, 2007, s. 107). Autochtonní svalstvo si zachovává na rozdíl od svalů epimerických své původní segmentální uspořádání. Vrstva takzvaných spinocostálních svalů (m. serratus posterior superior et inferior) naléhající na hluboké zádové svaly odpovídá svým původem interkostálním svalům, tedy pochází z ventrálních výběžků myotomů migrujících dorzálně. Dvě nejsvrchnější vrstvy zádových svalů, jsou původu končetinového (musculus latissimus dorsi, mm. rhomboidei, musculus levator scapulae, část musculus trapezius) a brachiálního (musculus trapezius), (Vacek, 2007, s. 106-107)

Postnatálně motorický vývoj autochtonní muskulatury má za cíl vzpřímení jedince a dosažení samostatné sociální bipedální lokomoce. Počátky procesu vzpřimování můžeme u dítěte začít pozorovat při opoře o obě předloktí. V období čtvrtého týdne je tělo napřimováno symetrickou svalovou aktivitou obou horních končetin. V období tří měsíců dítě dosáhne symetrické opory o oba lokty, která je známkou plného vyvinutí autochtonní muskulatury. Dalším mezníkem v postnatálním motorickém vývoji hlubokých zádových svalů je devátý měsíc, v tomto období dítě dosáhne lezení po čtyřech. Ke kterému je nutný nepřetržitý vývoj intersegmentálního vzpřimování, který zprostředkovává diferenciaci svalových funkcí (Vojta et Peters, 2010, ss. 96-97).

1.1.2 Typy vláken kosterního svalstva

Z makroskopického pohledu lze svalová vlákna označit za homogenní skupinu umožňující snazší obecný popis. Při mikroskopickém pohledu jsou pozorovatelné již mnohé rozdíly, stejně tak z hlediska histochemických a fyziologických vlastností (Dylevský, 2007, s. 164).

Existuje mnoho metod využívaných k typizaci svalových vláken. Pette et Staron (2000, pp. 500-504) uvádí jako dvě nejčastěji užívané metody sloužící k identifikaci a následnému označení svalových vláken. Jednou z nich je histochemické barvení založené na ATPasové aktivitě myosinu (ATPase types) v testovaném vzorku, druhá metoda využívá barvení na histoimunologickém podkladě. Výsledkem je ozřejmění těžkých myosinových řetězců (MHC fiber types). Stejný způsob typizace a následného dělení popisuje i Macintosh et al. (2006, pp. 249, 284), který v souvislosti s mnoha výzkumy poukazuje na nejednotnost dělení svalových vláken mezi autory.

Pro snazší orientaci a pro využití v klinické praxi se však využívá mnohem častěji typizace, která k rozdělení svalových vláken využívá především metabolických (oxidativní nebo glykolitická) a funkčních vlastností (rychlost kontrakce). Tyto vlastnosti více či méně korelují s výše uvedeným dělením. Například aktivita ATPázy má významný vliv na rychlost kontrakce (Buchthal et Schmalbruch 1970, pp. 432-435). Proto na základě vlastností jako je rychlost záškubu, síla záškubu, odolnost vůči únavě, barva, kapilární zásobení a dalších, lze zjednodušit a zobecnit rozdělení na vlákna typu I, IIA a IIX (nebo také IIB), (Macintosh et al, 2006, p. 19).

Pomalá červená (typ I, SO) : tenká vlákna s nízkým obsahem myofibril, typickým znakem je velké množství zásobních kapilár, mitochondrií a myoglobinu. Charakter enzymatické aktivity spolu s ostatními atributy těchto vláken, propůjčují zvýšenou resistenci vůči únavě a schopnost pomalé kontrakce. Zajišťují pomalé pohyby, statické a polohové funkce (Dylevský, 2007, s. 164).

Rychlá červená (typ IIa, FOG) : v porovnání s pomalými červenými vlákny, mají větší objem, větší množství myofibril, myoglobinu ale menší množství mitochondrií (o 30%). Disponují enzymatickou výbavou umožňující rychlou a silnou kontrakci pouze v krátkém časovém horizontu. Jsou odolné vůči únavě a středně kapilárně zásobované. Lze je označit za vlákna typická pro „fázické svaly“ (Dylevský, 2007, s. 164).

Rychlá bílá (typ IIb, FG) : velký objem v porovnání s výše uvedenými typy vláken. Charakteristicky nízké kapilární zásobení, množství myoglobinu a oxidativních enzymů (o 60% menší množství mitochondrií). Vysoká iontová aktivita daná výrazným vyvinutím sarkoplazmatického retikula umožňuje silný a rychlý stah těchto vláken, opět je lze zařadit mezi stavební prvky „fázických svalů“ (Dylevský, 2007, s. 164).

Přechodná vlákna (typ III) : jsou vývojově nediferencovaná skupina vláken, účel těchto vláken není úplně jasný, mezi diskutované funkce patří například schopnost diferencovat se do jednoho ze tří výše zmíněných druhů vláken (Dylevský, 2007, s. 164).

Mannion et al. (1996, pp. 505-506, 509-511) vytvořil studii na 31 zdravých probandech bez low back pain (LBP), (17 mužů a 14 žen), u nichž byl proveden odběr dvou bioptických vzorků ze svalového břicha levého m. erector spinae na úrovni desátého

hrudního a třetího lumbálního obratle. Cílem studie bylo charakterizovat svalová vlákna získaná z těchto dvou oblastí a to ve smyslu velikosti plochy průřezu svalových vláken a jejich individuálního procentuálního zastoupení v obou lokalitách. Bioptické vzorky byly po odebrání podrobeny mikroskopickému a biochemickému zkoumání. Pro studii bylo využito pouze 54 vzorků, tedy 27 párů (bederní a hrudní) od 16 mužů a 11 žen. Z výsledků zkoumání, bylo zjištěno signifikantně vyšší procentuální zastoupení svalových vláken typu I. Pouze u 2 hrudních a 3 lumbálních vzorků byl podíl vláken typu II vyšší než 50%.

Komparativní studie Cagnie et al (2015, pp. 658-659) čerpající z 18 studií zabývajících se touto problematikou, ve svých výsledcích uvádí 54 – 74,3 % podíl vláken typu I v m. erector spinae a mm. multifidi. Tato fakta potvrzují, že erektoři páteře jsou posturální (tonické) svaly schopné generovat pomalou dlouhotrvající kontrakci a jsou výrazně odolné vůči únavě. Neufuss et al. (2014, p. 113) přisuzuje evoluční vývoj posturální funkce těchto svalů změně charakteru lokomoce z kvadrupedální na bipedální, při níž je nezbytné proti působení gravitace vytvářet nepřetržitou tonickou aktivitu zádových svalů. Osový skelet tak zůstal ve fyziologickém postavení i přes fakt, že prodělal mnohé morfologické redukční změny, které vedly k větší mobilitě, ale zároveň ve vertikále měly za následek také nestabilitu.

Další zkoumanou vlastností byla velikost plochy průřezu svalových vláken, která byla signifikantně větší u všech typů vláken v hrudní oblasti oproti bederní. Jako jeden z možných důvodů, je nutnost hrudní části svalstva generovat moment síly na hrudní i bederní páteř. Zároveň s tímto poznatkem bylo zjištěno, že pokud má zkoumaný jedinec nižší obsah vláken typu I v daném vzorku, tak zřejmě z důvodu genetických predispozic. Tento kvantitativní nedostatek je kompenzován změnou kvality vláken ve smyslu hypertrofie (zvětšení plochy průřezu). Ve výsledku má sval stejnou odolnost vůči únavě u jedince, který má relativní nedostatek svalových vláken typu I. Hypertrofie vláken vykazuje také pozitivní korelaci s rostoucí tělesnou hmotností. Je však důležité věnovat pozornost hranici, za kterou již není možné ani pomocí hypertrofie svalových vláken udržet správnou posturální funkci erektořů, jinými slovy jaká je tělní hmotnost, která již má za následek patologické ovlivnění osového skeletu (Mannion et al., 1996, pp. 508-511).

Pokud obě tyto zjištění shrneme, lze konstatovat, že je pro lidský organismus snazší zvětšit plochu průřezu vláken než měnit pomocí transformace poměr jejich zastoupení

v daném svalu. Tento fenomén odůvodňují ve své studii Cagnie et al. (2015, p. 661) a to tak, že hypertrofie svalového vlákna je dosažena jednodušší cestou, konkrétně úpravou metabolismu bílkovin. Naopak v případě transformace je zapotřebí změnit typ „inervace“ a její následnou stimulací dochází k vlastní změně typu vlákna.

Poslední část studie Mannion et al. (1996, p. 509) věnovali rozdílu poměru vláken a velikosti plochy průřezu mezi pohlavími. Experiment prokázal výskyt vláken s větší průřezovou plochou v mužských vzorcích na rozdíl od procentuálního zastoupení, kde byla objevena signifikantní odchylka ve výskytu vláken typu I ve prospěch žen. I přes tato zjištění nebylo možné uvést, zda jedno z pohlaví má sklon k rozvoji LBP syndromu nebo vzniku dalších chronických bolestí v oblasti páteře.

Mannion (1999, pp. 365) vytvořil review popisující změny v zastoupení svalových vláken spojených s rozvojem LBP. Závěry byly vytvořeny na základě porovnání histologických vzorků probandů s LBP a probandů bez obtíží (viz. Mannion et al, 1996). Probandi byli rozděleni do dvou skupin. První skupinu tvořili probandi, kteří v budoucnu podstoupí operační řešení degenerativních změn na základě několik let trvajících vertebroalgického syndromu. Kontrolní skupinu tvořili zdraví probandi. Za účelem zabránit zkreslení výsledků vlivem rozdílného pohlaví, věku a tělesné hmotnosti, byly porovnávány dvojice probandů, u kterých nejsou žádné nebo minimální rozdíly v těchto aspektech.

Výsledky odhalují u první skupiny dvojnásobný výskyt abnormalit (degenerativních změn) v odebraných bioptických vzorcích oproti skupině kontrolní. Dalším zjištěním bylo, že vlivem dlouhodobé zátěže došlo u první skupiny k transformaci svalových vláken, která měla za následek zvýšení celkového množství vláken typu IIX (IIB) a pokles vláken typu I (viz. příloha 1, s. 75), (Mannion, 1999, pp. 364-374).

1.1.3 Morfologie a funkce zádových svalů

Zádové svalstvo je generátorem schopným produkovat sílu nutnou k pohybu osového skeletu. Mimo fázické aktivity, je schopno svou tonickou aktivitou v rámci koaktivace s dalšími trupovými svaly plnit stabilizační funkce (Dylevský, 2009, ss. 84-86).

Pro lepší pochopení kineziologických zákonitostí osového skeletu je nutné dorzální muskulaturu rozdělit do několika pomyslných svalových kompartmentů, které lze označit jako vrstvy a to na hlubokou, střední a povrchovou a přiřadit k nim struktury, které se svou

přítomností podílí na jejich správné funkci (Kapandji, 2008, pp. 100-104; Dylevský, 2009, ss. 84-86).

Jednotlivé vrstvy svalů dále dělíme na subsystémy a subprvky. V případě prvně zmíněné hluboké vrstvy je tento systém označován jako transverzospinální patří do něj m. semispinalis capitis, cervicis a thoracis dále mm. multifidi a mm. rotatores, které jsou překryty masou dvou bilaterálně jdoucích mm. erectores spinae vyplňujících prostory podél celé páteře zasahující i do mezižeberních prostor. Tento mohutný sval, je také součástí hluboké svalové vrstvy. Je ukotven pomocí aponeurózy k bederní páteři, sakrální a pánevní kosti. Ve svém průběhu se dělí na dva subsystémy a těmi jsou m. longissimus a m. iliocostalis. Oba tyto subsystémy jsou tvořeny třemi prvky. První prvek je bederní, který u m. longissimus dorsi (thoracis) ovlivňuje i hrudní páteř, v případě druhém je nazván m. iliocostalis lumborum. Druhý prvek je hrudní iliocostalis dorsi (thoracis), u m. longissimus již ovlivňuje především krční páteř, proto je pojmenován m. longissimus cervicis. Poslední je krčním m. longissimus capitis a m. iliocostalis cervicis. Zbývající subsystém této vrstvy je soubor svalů interspinálních (spinospinální; m. spinalis). Jak již název napovídá, propojuje jednotlivé spinální výběžky obratlů mezi sebou, jeho výskyt je ovšem velice variabilní (Kapandji, 2008, pp. 100-104; Dylevský, 2009, ss. 84-86; Čihák et al., 2011, ss. 367-377). Mediální vrstva je tvořena ze svalů m. serratus posterior superior a m. serratus posterior inferior, které vytváří spinokostální systém. Povrchová vrstva je tvořena m. latissimus dorsi, který začíná aponeurózou vycházející z thorakolumbální fascie (Kapandji, 2008, pp. 100-102).

Vojta et Peters (2010, s. 96) označují hlubokou vrstvu svalů jako autochtonní muskulatura. Je unikátní absencí fascií, které jsou nahrazené vazivovou tkání oddělující jednotlivé svalové fascikly. Lze konstatovat, že její obsah přesahuje 25 % svalové hmoty. Proto z kineziologického a biomechanického hlediska se tyto svaly výrazně podílí na reflexní bipedální lokomoci. A to tím způsobem, že pokud dojde k jejich kontrakci na jedné straně, změní se alignment páteře vedoucí k pasivnímu protažení kontralaterální masy svalů. Vysoký obsah vaziva v nich umožňuje kumulaci mechanické energie. Při jejich následné aktivaci dochází k využití této energie ve prospěch kontrakce. Tento děj se stejně tak přenáší na stranu druhou. Jinými slovy se jedná o recipročně segmentální servomechanismus podléhající autoregulaci. Tento automatismus umožňuje generovat opakovaně velké množství síly zajišťující lokomoční vzorec.

Střední vrstva tvořena spinokostálním svalstvem, má funkci především v souvislosti s respirací. M. serratus posterior superior vzhledem ke svému kraniokaudálním průběhu elevuje žebra, a tím přispívá k rozvinutí hrudního koše. Na druhé straně m. serratus posterior inferior svým opačným průběhem fixuje žebra, a tím vytváří punctum fixum pro kontrakci bránice. I přes neoddiskutovatelný vliv na inspirační aktivitu se podílejí na pohybu páteře při fixovaných žebrech (Kapandji, 2008, p. 102; Dylevský, 2009, ss. 86-87).

Povrchové svaly, konkrétně m. latissimus dorsi díky svému umístění, velikosti a schopnosti generovat značně vysokou sílu, jsou určeny především k potlačení nestability axiálních struktur zejména při různých dynamických úkonech (Dylevský, 2009, s. 86).

V souvislosti se zádovými svaly a stabilitou bederní páteře, respektive celého osového skeletu, je nutné zmínit thorakolumbální fascii dále jen TLF. Ze studie Crisco et al. (1992, pp. 27-32) vyplývá, že lumbální páteř ve spojení sakrálním základnou, se zásadně podílí na posturální stabilitě celého těla. Samotná struktura bederní páteře však není schopná odolávat běžnému zatížení. Tuto stabilitu získává skrze myofasciální a aponeurotický komplex, který vytváří pomyslný pás obklopující tělo.

Jednou z klíčových struktur tvořící tento komplex je právě TLF, jedná se o pasivní strukturu, která zprostředkovává komunikaci mezi několika svaly a svalovými skupinami. Popis jejich vzájemných vztahů, zjednodušíme tak, že si TLF rozdělíme do tří vrstev, které jsou v nejnovějších studiích označeny jako povrchová (posteriorní), střední a hluboká (anteriorní). TLF se ve své kraniální části spojuje s vazivovými aparáty hrudní a krční páteře, pomocí kterých se ve zjednodušeném pojetí upíná na bázi lební a rozšiřuje tak svůj vliv na celý osový skelet včetně hlavy (Willard et al., 2012, pp. 507, 508, 513-522).

Anteriorní vrstva TLF má separační funkci, odděluje hluboké zádové svaly od m. ilipsoas major a m. quadratus lumborum. Její zanořující se vlákna vytváří paraspinalní retikulární pochvu (PRS), která má funkci erektorového „hydraulického zesilovače“. Střední vrstva komunikuje s fasciemi šikmými břišními svalů a m. transversus abdominis. Tento fakt do jisté míry odhaluje mechanismus nárůstu intraabdominálního tlaku vzniklého na základě koaktivace břišních a zádových svalů, jehož výsledkem je zlepšení stabilizace bederní páteře (Willard et al., 2012, pp. 507-508, 512 -522).

Všechny tři vrstvy, kde kineziologicky nejvýznamnější je vrstva posteriorní, vytváří ve své kaudální části bilaterální spojení s m. gluteus maximus, m. gluteus medius a skrze lig. sakrotuberkulare také s hamstringy. Na druhé straně povrchová vrstva TLF vytváří

rozsáhlou aponeurózu, skrz kterou komunikuje s m. latissimus dorsi a m. serratus posterior inferior (Page et al., 2010, pp. 34-36; Willard et al., 2012, pp. 507-508).

Tyto anatomické souvislosti vytváří funkční souvislosti v podobě myofasciálního řetězce, konkrétně mezi hamstringy, m. gluteus maximus, TLF a kontralaterální m. latissimus dorsi. Tento řetězec spojující horní a dolní končetinu má především funkci stabilizace páteře při chůzi, přenosu síly ze spodní části těla na horní, ale také generátoru rotace trupu při chůzi i běhu. Dalším funkčním vztahem je svalová smyčka, která vzniká propojením ischiokrurálních svalů skrze lig. sakrotuberale a ipsilaterálním m. gluteus maximus s m. erector spinae. Tato smyčka může mít průběh ipsilaterální stejně tak jako kontralaterální a přímo souvisí s extenzí v kyčelním kloubu při chůzi, ale i s extenzí trupu při fixovaných dolních končetinách.

1.1.4 Aktivita zádočných svalů ve vybraných posturálních situacích

Stoj je jednou z nejčastějších aktivit člověka. Přirozený a uvolněný stoj je považován za chabé držení těla, jeho výsledkem je změna alignmentu páteře vedoucí k přetěžování meziobratlových plotének a vazivového aparátu. Studie Jelínková et Šorfová (2013, ss. 216-220) zkoumala aktivitu trupových svalů při napřímení cerviko-thorakálního úseku páteře provokovaného zevní rotací a addukcí paží. Cílem studie bylo na základě elektromyografie a kinematiky charakterizovat relaxovaný a aktivní (vzpřímený) stoj. Za předpokladu, že k napřímení dojde na základě stabilizace dolní a střední části páteře.

Studie se zúčastnilo 6 probandů, 1 žena a 5 mužů. Skupina byla považována za homogenní, kritériem pro zařazení do skupiny bylo předsunuté držení hlavy, bez strukturálních změn páteře, pánve a ramen (Jelínková et Šorfová 2013, s. 216).

Ke kinematické analýze byl využit optometrický systém tvořený 6 kamerami, snímající markery umístěné na trnové výběžky krčních, hrudních a bederních obratlů. Dále na spina iliaca anterior superior (SIAS), spina iliaca posterior superior (SIPS), olecranon a processus styloideus radií. EMG signál byl bipolárně snímán ze svalů pravé části trupu, konkrétně z m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis (přední a zadní část), m. obliquus internus abdominis, m. sternocleidomastoideus, m. erector spinae v krční, hrudní a bederní oblasti, m. latissimus dorsi, m. quadratus lumborum a mm. multifidii (Jelínková et Šorfová, 2013, s. 216).

Každý proband nejdříve zaujal pro něj přirozený relaxovaný stoj. Následně provedl 90° flexi v loketním kloubu a zevní rotaci v kloubu ramenním (lokty u těla). V konečné pozici setrval vždy po dobu 3 sekund (probandi neměli žádné předchozí zkušenosti s tímto pohybem), (Jelínková, Šorfová 2013, s. 217).

Provedení pohybu mělo za následek zvýšení aktivity ve svalech *m. latissimus dorsi* $27,8 \pm 18$ krát, *m. erector spinae* v hrudní oblasti $16,9 \pm 17,5$ krát, *m. quadratus lumborum* $6,6 \pm 3,3$ krát, *m. abdominis obliquus externus* $6,6 \pm 3,3$ krát, *m. rectus abdominis* $2,8 \pm 0,5$ krát a v *m. sternocleidomastoideus* $2 \pm 0,5$ krát. Změna tvaru cerviko-thorakálního přechodu činila $19,8 \pm 3,9$ milimetru a došlo k redukci sklonu trupu (Jelínková et Šorfová, 2013, ss. 218-219).

Výsledkem studie je zjištění, že se současnou addukcí a zevní rotací horních končetin dochází k nárůstu svalové aktivity a koaktivaci břišních a zádočných svalů. Tyto změny mají za následek stabilizaci páteře, která umožňuje napřimený stoj (napřimení cerviko-thorakálního úseku). Při relaxovaném stoju se uplatňuje lineární vztah mezi svalovou aktivitou a silovými momenty, konkrétně nárůst flekčního momentu, který má vliv na zvýšení aktivity v *m. obliquus externus abdominis*, *m. obliquus internus abdominis* a bederní části *m. erector spinae*. Zjednodušeně lze tedy tento stoj charakterizovat jako zatěžující. Zátěži je nejvíce vystaven vazivový aparát a meziobratlové ploténky v oblasti beder. Výsledný vzpřímený stoj, má za následek navýšení aktivity ve všech svalech. U všech probandů je zásadní vyšší aktivita v hrudních erektorech oproti bederním, tento rozdíl pozitivně ovlivňuje degeneraci struktur páteře Smíšek 2011 (in Jelínková et Šorfová, 2013, s. 219).

Další aktivitou, kterou v dnešní době mnohem častěji vykonáváme, i přes fakt, že její dlouhodobé provozování má negativní dopad na muskuloskeletální aparát, je sed. Stejně jako stoj i v případě sedu rozeznáváme různé typy.

Masahiro et al. (2014, pp. 531-532) vytvořili studii, která se zabývá rozdíly v aktivitách trupových svalů v závislosti na postavení pánve. Popsali rozdíl mezi sedem stabilním a nestabilním. Nestabilita byla dosažena pomocí balanční čocky, která je v mnohých případech v klinické praxi doporučována ke krátkodobému užívání jako prevence bolestí zad zejména u osob dlouhodobě sedících v zaměstnání.

Studie byla provedena na 19 zdravých mužských probandech, kteří negovali přítomnost bolesti zad. Experiment se skládal ze dvou úkolů. V rámci prvního úkolu měli

probandi vsedě provést maximální náklon pánve v požadovaném směru, dolní končetiny měli v 90° v kyčelním i kolenním kloubu, plosky se v průběhu testu nedotýkaly podlahy. Při druhém úkolu opakovali náklon pánve vsedě na balanční čočce. V průběhu obou úkolů museli udržovat postavení hlavy v pravém úhlu vůči podlaze. Náklony pánve byly provedeny ve třech směrech (dozadu, dopředu, levostranná a pravostranná elevace). Mezi platné pokusy byly zařazeny pouze ty, které byly stabilní a udrženy po dobu tří sekund. Snímány byly vždy bilaterálně přímé břišní svaly, šikmé břišní svaly a bederní erektory páteře (Masahiro et al., 2014, pp. 531-532).

Z výsledků studie je patrný nárůst svalové aktivity ve všech snímaných svalech především při anteverzním postavení pánve. V případě dorzálního postavení nedošlo k signifikantním rozdílům. Při stranových elevacích došlo vždy výrazně k vyšší aktivitě bilaterálních erektorů bederní páteře, ve zbylých svalech nebyla pozorována výrazná změna aktivity (Masahiro et al., 2014, pp. 533-534).

Jednou z moderních variant kondičního a silového tréninku je takzvaný „core training“, který je v mnohých případech laickou veřejností využíván k posílení a zlepšení koordinace zádových a břišních svalů s cílem dosažení správného držení těla, prevence dysbalancí a stabilizace páteře. Mimo jiné využívá tento trénink cviků označovaných jako „plank“ a „bridging“. Obě tyto varianty cvičení jsou často využívány i v rámci terapeutického programu. Pro úpravu obtížnosti se u mnohých těchto činností využívá balančních pomůcek. Za účelem této diplomové práce se zaměříme na úroveň svalové aktivity erektorů páteře při posturální situacích, které označíme jako plank, bridging a to bez využití balanční pomůcky a s využitím swiss ballu (gym ballu).

Na toto téma byla vytvořena studie Lehman et al. (2005, pp. 1-5), které se účastnilo na 11 zdravých probandů. Ty měli minimálně šesti měsíční zkušenost s váhovým tréninkem, jednalo se o zdravé jedince bez předchozích chirurgických intervencí na horních končetinách a bez bolesti zad.

Aktivita erektorů páteře je snímána u všech subjektů na pravé straně v oblasti třetího bederního obratle. Za účelem normalizace EMG záznamu byla změřena u všech testovaných maximální volní kontrakce ve směru extenze trupu v poloze na břicho proti fixnímu odporu. Následně byli probandi instruováni ke správnému provedení cviků, při němž byl kladen důraz na držení páteře ve středním postavení. Záznam svalové aktivity byl prováděn po dobu 5 sekund a každý z cviků byl dvakrát opakován. Byl proveden bridging v poloze na zádech

s horními končetinami podél těla. Dolní končetiny byly flektovány a opřeny o plošky přibližně na šířku pánve. Následně byla poloha modifikována přidáním swiss ballu pod nohy probanda. Jako druhý cvik byl proveden plank s oporou o předloktí na šířku ramen a s oporou o prsty natažených dolních končetin. Tento cvik je následně také modifikován oporou horních končetin o swiss ball. Závěrem byla data ze všech opakování vyhodnocena pomocí statistického nástroje ANOVA s významností 5 %.

Výsledná hladina aktivity erektorů páteře při jednotlivých posturálních situacích je uvedena jako procento z maximální volní kontrakce měřené na počátku pokusu za účelem normalizace. Výsledná aktivita erektorů při bridgingu bez modifikace byla 4,98 %; při bridgingu s modifikací byla 5 %; při planku bez modifikace byla 25,01%; při planku s modifikací byla aktivita 27,4 %. Z výsledků je patrné, že využití balanční plochy nemá výrazný vliv na aktivitu svalstva, v případě bridgingu činí rozdíl 0,02 % z maximální volní aktivity a u planku 2,39 %. Nejvyšší procentuální aktivita erektorů páteře v porovnání s jinými svaly (přímé břišní a šikmé břišní svaly) snímanými pomocí SEMG v této studii, je jednoznačně největší právě při pozici planku se swiss ballem i bez něj (Lehman et al., 2005, pp. 5-8).

Dalším často diskutovaným tématem, je otázka takzvaného vadného držení těla, u kterého je dle Sosny (2001, s. 66) příčinou vzniku svalová nerovnováha daná nedostatkem pohybu a cvičení již od útlého věku. Gross et al. (2005 ss. 36-37) popisuje vadné držení jako soubor příznaků zahrnující předsunuté držení hlavy a s tím spojené zkrácení extensorů šíje, horní části m. trapezius, m. levator scapulae a zkrácení prsních svalů vedoucí k protrakci ramen. Dále jsou typické dysbalance břišních svalů a erektorů bederní páteře vedoucí k antevertnímu postavení pánve a s tím související patologická prohloubení fyziologických křivek páteře (hyperlordóza bederního úseku a hyperkyfóza hrudního úseku). Tento typický model vadného držení se může měnit v závislosti na charakteru zatížení, které je dlouhodobě vyvíjeno na muskuloskeletální aparát daného jedince.

Studie porovnávající EMG aktivitu erektorů páteře při izometrické kontrakci při vzpřímeném stoji a následně s deviací trupu v sagitální rovině od -20° extenze až do 50° flexe. Důvod vzniku této studie koresponduje s výše uvedenými údaji týkajícími se vadného držení těla, protože právě tato patologie je dle autora jednou z nejčastějších příčin pracovních absencí a potíží, které nutí pacienta vyhledat zdravotní péči v USA. Výsledky

této studie by měly přispět k diagnostice a napomoci prevenci či léčbě již vzniklých obtíží. (Roy et al., 2003, p. 469)

Studie se zúčastnilo 10 žen a 10 mužů. Jednalo se o zdravé probandy, kteří se pravidelně věnovali pohybovým aktivitám. Během experimentu byla využita povrchová elektromyografie, jejíž elektrody byly umístěny bilaterálně na m. erector spinae ve výši třetího lumbálního obratle. Probandi měli na sobě trupový dynamometr, který měřil generovaný točivý moment při maximální izometrické aktivitě ve směru do extenze. Na přístroji bylo možné nastavit úhly sklonu trupu do flexe a extenze. Po nastavení byl přístroj zaaretován tak, aby kladl kontinuální nepřekonatelný odpor. V průběhu testování měli všichni probandi horní končetiny složeny na hrudníku, aby jejich aktivita nezkreslovala měřené veličiny (Roy et al., 2003, pp. 470-471).

Probandi byli požádáni, aby dosáhli ve 3 sekundách maximální možné izometrické kontrakce ve směru do extenze a následně jí udrželi beze změny po dobu dvou sekund. Tento experimentální úkol prováděli v 5 opakováních, prvně v 20° extenzi trupu, a dále byl měněn sklon trupu formou pozitivního 10°stepu. Každý proband dostal prostor pro 30 sekundový odpočinek mezi jednotlivými kontrakcemi a 1 – 2 min. mezi jednotlivými testy (Roy et al., 2003, p. 471).

Všechna získaná data byla normalizována a následně porovnána s referenčními hodnotami získanými při vzpřímeném stoji s nulovým sklonem.

Z testovací skupiny byl na základě chybně odebraných dat, vyloučen jeden ženský subjekt. Výsledky jasně deklarují pokles svalové aktivity m. erector spinae 27% při takzvané extendované postuře a na druhé straně zvýšení aktivity tohoto svalu o 35% při semiflekčním držení těla (Roy et al., 2003, pp. 471-473).

1.2 Evaluace svalové síly

Kvantifikace svalové síly je jedním ze základních prvků vyšetření a léčby v rehabilitační klinické praxi. Pro hodnocení (měření) svalové síly lze obecně využít dvě základní varianty kvantitativní a kvalitativní. Kvantitativní metoda vyšetření svalové síly je taková, která není subjektivně ovlivněna vyšetřujícím. Takové metody vyšetření se vyznačují potřebou přístrojového vybavení a vyjadřují svalovou sílu v konkrétních číslech, příkladem je dynamometrie (Shenoy et al., 2011, p. 10).

Na druhé straně metody vyšetřování, které jsou ovlivněny úsudkem vyšetřujícího, jako je například manuální testování svalové síly, jsou brány jako metody kvalitativní (Shenoy et al., 2011, p. 10).

Další z metod, u které v poslední době zaznamenáváme progresi ve smyslu využívání v klinické praxi a v rámci výzkumných činností, je povrchová elektromyografie. Zavedením této metody stoupá preciznost kvantitativní evaluace svalové síly (Shenoy et al., 2011, p. 10).

Pro validní hodnocení a možnost opakovaného provedení v rámci jednoho testovaného subjektu, je u všech metod nutné správně popsat vnější podmínky a jednotlivé aspekty provázející měření. V případě komparace výsledků získaných jednotlivými výše zmíněnými metodami je nutné normalizovat podmínky pro jednotlivá testování. Tento požadavek v mnohých případech není možné splnit z důvodů rozdílným dílčích nároků jednotlivých metod (Shenoy et al., 2011, p. 10).

Autoři Bohannon (2002, p. 2) a Shenoy et al. (2011, p. 10) uvádí, že nejužívanější metodou vyšetření v rámci rehabilitační praxe, je právě kvalitativní forma vyšetření pomocí manuálního svalového testu. Bohannon (2002, p. 2) ve svém článku zmiňuje jako negativum subjektivní ovlivnění testování. Tento problém se týká především vyšších stupňů testování síly, při kterých je vyšetřující nucen klást manuální odpor proti testovanému pohybu. Autor však zdůrazňuje, že toto subjektivní zkreslení se netýká testování slabších svalů. Jinými slovy testování silových stupňů eliminujících gravitaci nebo prováděných proti gravitaci. Subjektivní zkreslení lze minimalizovat, pokud daného pacienta testuje stále stejný vyšetřující, který dodržující basic rules stanovená autorem daného testu. I přes své nevýhody je svalový test technicky nejméně náročnou možností evaluace svalové síly.

1.3 Manual Muscle Testing (MMT) Kendall et al.

Manual Muscle Testing dále jen MMT je metodou, která je nedílnou součástí fyzikálního vyšetření, poskytuje užitečné informace sloužící pro stanovení diferenciální diagnostiky, prognózy a léčby poruch neuromuskulárního a pohybového charakteru. Tento vyšetřovací nástroj především umožňuje kvantifikovat svalovou sílu, výkon, ale také délku svalu. Výstupem svalového testu je tedy hodnocení schopnosti svalu a svalových skupin, provádět pohyb, případně stanovení míry jejich podpůrné a stabilizační funkce. Sval provádějící danou úlohu je označován jako „prime mover“, jeho porucha vede k ztrátě výše

uvedených funkcí. Proto, aby byla výpovědní hodnota svalového testu co největší, je zapotřebí dodržet správný postup, který vychází především ze znalostí, dovedností a zkušeností testujícího (Kendall et al., 2005, pp. 4–5).

1.3.1 Historický kontext

Základy a literální podklady pro MMT vytvořili manželé Florence a Henry Kendalovi. Florencino první pracovním působištěm v podobě pracovní stáže byla v 1931 vojenská nemocnice Waltera Reeda ve Washigtonu, D. C., kde bylo jejím hlavním úkolem starat se po dobu stáže o chlapce s dětskou mozkovou obrnou, který byl pod dohledem fyzioterapeuta Henryho O. Kendalla působícího v dětské nemocnici v Baltimoru. Kde v roce 1933 Florence a její kolegyně navštěvují přednášku týkající se fyzioterapeutické intervence u pacientů s diagnózou dětské mozkové obrny. V tomtéž roce Florence začíná kariéru po boku svého budoucího manžela v Baltimorské nemocnici, dle vlastních slov spoluautorky MMT, právě tato událost vedla k pozdějšímu vzniku této metody. První publikace byla veřejná brožurka, vzniklá po pár letech praxe, založená na studiích týkajících se svalů a jejich ošetření u pacientů s dětskou mozkovou obrnou, doplněná o demonstrační filmy. Manželé postupem času působili na akademické půdě univerzity v Marylandu, dále také na mnohých dalších místech po celých USA. Své klinické poznatky a zkušenosti v roce 1949 publikovali v knize s názvem *Muscles : testing and fuction*, která se zaměřovala především na již zmiňované vyšetření a terapii muskuloskeletálního aparátu u pacientů postižených dětskou mozkovou obrnou. V roce 1952 rozšířili svou publikaci o *Posture and pain*, která se zaměřuje na popis a diagnostiku onemocnění spojených s posturálně pohybovou patologií (Lawrence, 2000, pp. 37 – 45).

1.3.2 Trunk extension - testovací pozice

Proto, aby došlo k minimálnímu ovlivnění reliability použitého testu, je nutné řídit se základními pravidly (basic rules), mezi které patří uvedení pacienta do správné polohy, fixace, vhodně zvolený odpor a správné provedení testovaného pohybu.

V rámci této diplomové práce bylo testováno svalstvo provádějící extenzi trupu (trunk extension test). K testování slouží poloha, která se na základě gradingu označuje jako „fair“ (F, 3). Tento stupeň je považován za nejobektivnější z celé škály z důvodu působení

konstantního zatížení v podobě zemské přitažlivosti, která se nemění ani při dalších opakováních v případě respektování základních pravidel (Kendall et al., 2005, p. 23).

Testovaný leží na terapeutickém lehátku v poloze na břiše, dolní končetiny jsou fixovány na lehátku (v oblasti distální části stehen). Horní končetiny jsou rukama v týl. Na základě zvoleného stupně testování je proband zainstruován, aby provedl extenzi trupu proti působení gravitace v maximálním možném rozsahu s konečnou výdrží (viz. Příloha 2, s. 76; Příloha 3, s. 76), (Kendall et al., 2005, pp. 180-182).

V souvislosti s testováním je nutné uvést, že literatura využitá k popisu této polohy, hodnotí extenzory trupu v globálních klinických souvislostech a selhání v případě tohoto testu přisuzuje nejčastěji insuficienci svalu nebo skupině svalů, která není „prime moverem“. Podoba polohy je vybrána ze škály klinických variant na základě zvážení informací týkajících se nároků kladených na probandy (Kendall et al., 2005, pp. 180-182).

Předpokladem k správnému testování je elementární znalost testujícího a detailní znalost svalových funkcí zahrnující přehled o agonistických a antagonistických svalech, jejich role ve stabilizaci a substitucích, a s tím spojené znalosti pohybů v kloubu. Nezbytné jsou také palpační dovednosti a korektní hodnocení palpačních fenoménů (Kendall et al., 2005, pp. 5, 14).

1.4 Svalový test profesora Jandy

Svalový test dle profesora Jandy dále jen ST dle Jandy je pomocnou, analytickou vyšetřovací metodou. Původní význam této metody byl monotropně zaměřen na zjišťování svalové síly jednotlivých svalů nebo svalových skupin, dnešní podoba svalového testu se již neomezuje pouze na tuto konkrétní vlastnost, ale dále také napomáhá určit rozsah léze motorických periferních nervů a případně postup jejich regenerace. Součástí je vyšetření jednoduchých hybných stereotypů, na nichž se kromě svalové síly podílí i řídicí soustava. Závěrem lze tyto poznatky využít jako předlohu pro analytické, léčebně tělovýchovné postupy při redukování oslabených svalů. Stejně jako Kendall (et al.) i profesor Janda poukazuje na nutnost splnění základních pravidel a předpokladů nezbytných pro minimální ovlivnění výpovědní hodnoty svalového testu (Janda, 1996, s. 13).

1.4.1 Historický kontext

Vladimír Janda se narodil v roce 1928 v Praze, ve svých 17 letech onemocněl poliomyelitidou a na dva roky ochrnl. Po intenzivní léčbě a rehabilitaci byl po dvou letech schopen znovu chodit s využitím chodítka. Právě zkušenost s tímto onemocněním výrazně ovlivnila jeho profesní život. V roce 1952 dokončil studium na lékařské fakultě. Největší zájem jevil o neurologii a rehabilitaci (Page et al., 2010, p XI).

Již ve svých 21 letech jako student napsal svou první publikaci (1949) Funkční svalový test, jejíž opětovné vydání se stalo základem pro zdravotníky v České republice, ale i ve světě.

Od svých 24 let pracoval mimo jiné v rehabilitačním centru pro pacienty s post-polio syndromem. V té době se věnoval studiu svalové činnosti v oblasti kyčelního kloubu za pomoci EMG. Na základě poznatků získaných tímto studiem odhalil převratné závěry, pojednávající o nutnosti pohlížet na funkci svalů globálně, nikoliv analyzovat jednotlivé svaly samostatně (Bílková, 2014; Page et al., 2010, p. XI).

Ve své práci se dále věnoval metodě senzomotorické stimulace, v roce 1964 se věnoval pacientům s dysfunkcí sakroiliakálního skloubení, u kterých zjistil, že některé svaly mají tendenci k oslabení a jiné ke zkrácení. V roce 1979 definoval zkřížené syndromy. Hlavním působištěm profesora Jandy byla Klinika rehabilitačního lékařství Fakultní nemocnice Královské Vinohrady, za jejíž vznik se sám přičinil a kde pokračoval ve své práci až do své smrti v roce 2002 (Bílková, 2014; Page et al., 2010, p. XI).

1.4.2 Extenze trupu - testovací pozice

V korelaci s gradingem uvedeným v MMT odpovídá svalové síle „fair“, stupeň síly 3 v Jandově svalovém testu. Tento stupeň je charakterizován slovně jako „slabý“ a odpovídají mu svaly schopné provést pohyb segmentu proti působící gravitaci. Svalová síla odpovídá zhruba 50% normálu u zdravého jedince (Janda, 1996, s. 15).

Pro probandy v této diplomové práci byla použita testovací poloha odpovídající testování právě svalové síly stupně 3 extenze trupu. Proband je při testování v poloze na břicho, je celou přední plochou těla v kontaktu s terapeutickým lehátkem s výjimkou hrudníku, který je v průběhu testování ve 30° flexi mimo lehátko. Horní končetiny jsou volně

podél těla dlaněmi vzhůru. Testující provádí fixaci hýždí a pánve testovaného, tak aby mu byla umožněna obloukovitá extenze trupu proti působení gravitace (viz. Příloha 4, s. 77; Příloha 5, s. 77), (Janda, 1996, s. 56).

1.5 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie dále pouze SEMG z anglického Surface - (Poly) – Electro - Myo - Graphy je moderní diagnostická, elektronická, přístrojová, technologie umožňující záznam a analýzu akčních potenciálů vzniklých v průběhu svalové kontrakce. Moderní technologie nám umožňuje snímat činnost až 32 svalů a hodnotit jejich individuální pohybovou strategii spolu s funkční integritou mnoha dalších systémů (objektivizace pohybu jako funkce). Informační výstup je následně zpracován specializovaným počítačovým softwarem. SEMG je nástrojem výzkumu, ale stejně dobře je využívána v diagnostice, stanovení terapeutického programu a jeho následné kontrole (Krobot et Kolářová 2011, ss. 6-7).

Při vyšetření SEMG jsou snímány akční potenciály více aktivních motorických jednotek v okolí snímacích elektrod, které se umísťují na povrch těla v oblasti testovaného svalu. Snímané bioelektrické potenciály ze všech aktivní motorických jednotek se elektricky skládají, výsledkem je interferenční vzorec. Snímání je možné provést bipolárně (elektrody paralelně se svalovými vlákny), monopolární způsob vyšetření snímá napětí mezi povrchovou elektrodou (nad vlastním svalem) a zemnicí elektrodou, nevýhodou je kontaminace snímaného signálu jinými neměřenými. V souvislosti s touto problematikou se také klade důraz na správné umístění a výběr velikosti elektrod, tento předpoklad minimalizuje přítomnost signálů z okolních svalů, které nejsou předmětem zkoumání, tento fenomén označujeme jako crosstalk (Latash, 1998, pp. 47-49).

1.5.1 Vztah mezi svalovou silou a SEMG

Vztah mezi elektromyografickým záznamem a silou snímaného svalu je diskutovanou otázkou v mnohých vědeckých studiích. Pro přehlednost týkající se této problematiky je nutné rozlišit vztahy v rámci rozdílných typů kontrakcí, jinými slovy vztah síly svalu a EMG záznamu je rozdílný pro kontrakci izometrickou a anizometrickou (Kamen et Gabriel, 2010, p. 156).

První studii, v které byl popsán lineární vztah mezi svalovou silou a amplitudou EMG záznamu, napsal Lippold v roce 1952 (in Kamen et Gabriel, 2010, p. 156), kde tuto linearitu ozřejmil ze záznamu izometrické kontrakce gastroknemického svalstva. Tuto domněnku potvrdili také autoři Knowlton et al. 1956 (in Kamen et Gabriel, 2010, p. 156) u m. biceps femoris, stejně tak u m. masseter Kawazoe et al. 1981 (in Kamen et Gabriel, 2010, p. 156) a mnoho dalších (Kamen et Gabriel, 2010, p. 156). Linearita tohoto vztahu však není přítomna ve všech případech, například Lawrence et De Luca 1983 (in Kamen et Gabriel, 2010, p. 156) poukázali na nelineární vztah pro m. biceps brachii a m. deltoideus. Tento fakt přisuzuje rozdílným povahám svalstva. Dalšími neoddiskutovatelnými faktory ovlivňujícími linearitu vztahu jsou velikost a lokalizace snímaného svalu, jeho role na prováděné aktivitě (synergista, agonista atd.), teplota okolního prostředí a mnoho dalších fyziologických a technologických faktorů majících vliv na snímání elektromyografického záznamu (Kamen et Gabriel, 2010, p. 156).

Ze studií zabývajících se hodnocením svalové síly na základě EMG záznamu v rámci anizometrické kontrakce, je mnohem složitější než v prvním popisovaném případě. Dle mnohých studií není vztah při tomto druhu kontrakce lineární, jinými řečeno nelze validně vyhodnotit svalovou sílu na základě amplitudy EMG záznamu (Kamen et Gabriel, 2010, p. 156). Currier 1972; Edwards et Lippold 1956 (in Kamen et Gabriel, 2010, p. 156) ve svých studiích vypožorovali, že v případě, kdy je svalu dovoleno postupné zkrácení, stane se vztah mezi silou zkracovaného svalu a amplitudy snímané pomocí SEMG postupně nelineárním. V souvislosti s tímto poznatkem, bylo zjištěno, že vztah je lineárnější pro delší svaly. Dalšími faktory snižující validitu hodnocení svalové síly na základě SEMG záznamu, mohou být například rychlost kontrakce, pohyb elektrod, daný pohybem kůže při změně polohy segmentů právě v případě dynamické kontrakce. V neposlední řadě má vliv délka svalu a úhel v kloubu, ve kterém se pohyb uskutečňuje v průběhu snímání elektrických potenciálů z požadovaného svalu či skupiny svalů (Kamen et Gabriel, 2010, pp. 157-158; Krobot et Kolářová, 2011, s. 34).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

Cílem diplomové práce bylo objektivní posouzení míry svalové aktivity vybraných svalů na základě analýzy EMG signálu v konečné izometrické výdrži při provádění extenze trupu podle ST dle Jandy a MMT Kendall et al.

2.2 Vědecké otázky

Vzhledem ke zvoleným cílům práce byla formulována následující vědecká otázka a její hypotézy.

2.2.1 Vědecká otázka

Je odlišná aktivita vybraných svalů u ST dle Jandy a MMT Kendall?

H₀1: Svalová aktivita u vybraných svalů se u ST dle Jandy a MMT Kendall neliší.

H_A1: Aktivita vybraných svalů je vyšší u MMT Kendall než u ST dle Jandy.

Bilaterálně u těchto svalů:

- a) erektory krční páteře (CES),
- b) vzestupná část m. trapezius (UT),
- c) transverzální část m. trapezius (MT),
- d) sestupná část m. trapezius (LT),
- e) erektory thorakolumbálního přechodu (ThLES),
- f) erektory bederní páteře (LES),
- g) m. gluteus maximus (GM).

3 METODIKA

3.1 Charakteristika testované skupiny

V rámci této diplomové práce bylo otestováno 20 zdravých probandů z toho 12 žen a 8 mužů. Do skupiny byli zařazeni studenti Univerzity Palackého v Olomouci. Jejich průměrný věk byl 23,45 let (SD = 0,68), průměrná výška 176,7 cm (SD = 7,94) a průměrná hmotnost 67,7 kg (SD = 9,50).

Homogenity skupiny bylo dosaženo zařazováním probandů do experimentu na základě splnění specifických podmínek. V rámci anamnézy jsme se soustředili na vyloučení přítomnosti ortopedických nebo neurologických patologií. Dále jsme provedli kineziologický rozbor (viz. Příloha 6, s. 78; Příloha 7, s. 79), vylučující pohybová omezení vzniklá na základě dřívějších onemocnění, traumat nebo prodělaných chirurgických zákrocích týkající se osového skeletu a končetin, které by znemožňovaly provedení požadovaných aktivit nebo vedoucích ke zkreslení výsledků studie.

Další podmínka byla, že všichni probandi před zařazením do experimentu byli podrobeni evaluaci svalové síly extenze trupu. Síla testovaných svalů musela odpovídat minimálně stupni 3 podle svalového testu profesora Jandy. Mimo to museli být schopni provést testovaný pohyb i v rámci MMT Kendall et al. grade „fair“.

Poslední podmínkou pro zařazení do experimentu bylo podepsání informovaného souhlasu (viz. Příloha 8, s. 80), před kterým byly probandovi vysvětleny všechny požadavky a zásady provázející měření.

3.2 Postup měření

Probandi byli před každým měřením minimálně dvě hodiny na lačno. Měření probíhalo v kineziologické laboratoři na oddělení rehabilitace FNOL. V laboratoři jsme minimalizovali stresové faktory ovlivňující měření tzn. optimální teplota a omezení hluku.

Pořadí testů bylo randomizováno pomocí losu. Randomizace byla zvolena jako jedna z prevencí ovlivnění výsledků testů například únavou.

Akční potenciály vybraných svalů byly snímány bipolární povrchovou elektromyografií od firmy Noraxon® (MyoSystem 1400). Myografický signál byl synchronizován s videozáznamem a byl použit akcelerometr.

Z 16 dostupných kanálů jsme použili 14 pro zapojení sedmy párů elektrod, zbylé 2 byly využity pro zapojení akcelerometru. Elektrodami byly bilaterálně snímány tyto vybrané svaly:

- erektory krční páteře (CES),
- vzestupná část m. trapezius (UT),
- transverzální část m. trapezius (MT),
- sestupná část m. trapezius (LT),
- erektory thorakolumbálního přechodu (ThLES),
- erektory bederní páteře (LES),
- m. gluteus maximus (GM).

V místě aplikace elektrod byla kůže očištěna abrazivní pastou, následně smyta mokřým a suchým ručníkem. Oblasti pro nalepení elektrod byly vybrány na základě schématického a slovního popisu, získaného ze studie De Séze et Cazalets (2008, pp. 137-143) a výzkumného softwaru určeného pro nahrávání a následné vyhodnocení telemetricky přeneseného signálu EMG (Myoresearch XP Master Edition 1.08.27). Správnost vybraných oblastí byla ověřována palpací svalů a vizuálně z uživatelského rozhraní softwaru při provádění kontrakce svalů. Předzesilovače každé elektrody byly fixně přilepené pomocí lepicí pásky. Zemnicí elektroda byla nalepena na trnový výběžek obratle C7. Akcelerometr byl umístěn do týlní oblasti, kde byl zafixován pomocí pásky na suchý zip.

3.3 Průběh měření

Každý proband před vlastním provedením testu byl opětovně poučen o zásadách a způsobu provedení daného testovacího pohybu, cílem tohoto opatření bylo dosáhnout maximální validity prováděného testu. Test byl vždy proveden v pěti opakováních, tzn. pětikrát extenze trupu podle svalového testu profesora Jandy a stejně tak extenze trupu podle MMT. Vlastní průběh pohybu již nebyl slovně korigován, pacient ho prováděl na základě již získaných informací. V konečné poloze vždy setrval 5 sekund. Mezi jednotlivými opakováními měl proband za úkol 20 sekund relaxovat ve výchozí pozici

z důvodu prevence svalové únavy, stejně tak byl probandovi nařízený odpočinek v délce 3-5 minut mezi jednotlivými testy.

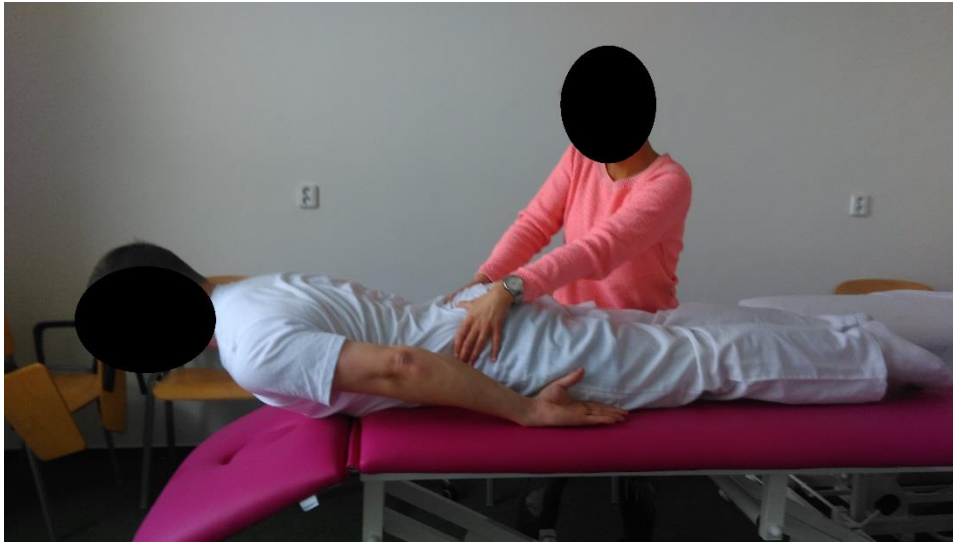
3.4 Testované pozice

Pozice podle svalového testu profesora Jandy (viz. 1.4.2 Extenze trupu – testovací pozice s. 25) byla z důvodu potřeb experimentu modifikována. Hrudník probanda byl v průběhu testování v kontaktu s polohovatelnou opěrkou hlavy. Touto modifikací byl minimalizován diskomfort probanda v průběhu testování, bylo dosaženo maximální relaxace a snížilo se riziko závratě nebo mdloby. V druhé řadě byla modifikována fixace v oblasti pánve, která byla pozměněna z důvodu vznikajících artefaktů na svodech GM. Fixace byla provedena pouze v horní části pánve a to bilaterálně v oblasti crista iliaca, spina iliaca posterior superior a přes os sacrum. Před zahájením byl kladen důraz především na to, aby byl pohyb prováděn plynule. Dále bylo probandovi zdůrazněno, že extenzi trupu bude provádět vždy bez pohybu horních končetin a s pánví přitisknutou k terapeutickému lehátku a s hlavou drženou v ose páteře.

Obrázek 1 počáteční poloha - modifikace ST Janda



Obrázek 2 konečná poloha - modifikace ST Janda

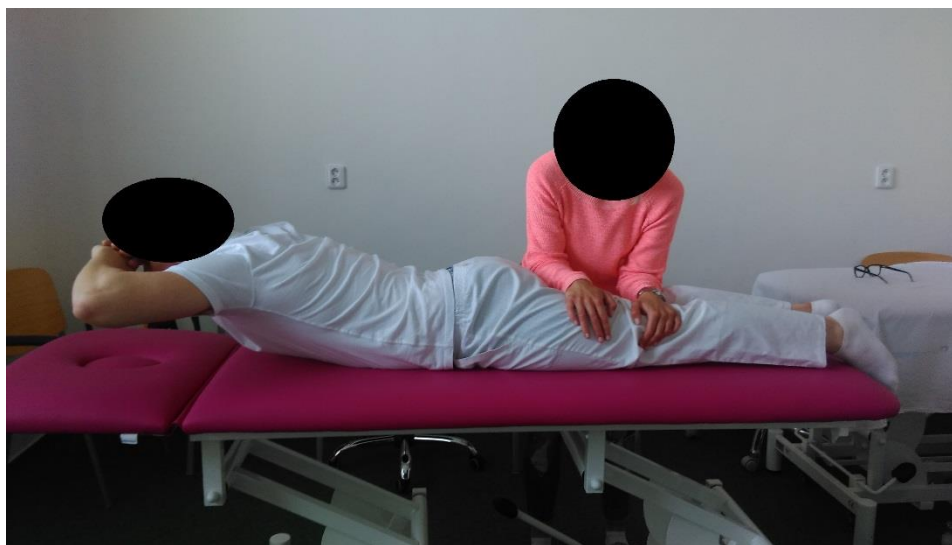


Při pozici podle MMT Kendall (viz. 1.3.2 Trunk extension – testovací pozice s. 23) byl opět kladen důraz na plynulé provedení extenze páteře v celém jejím rozsahu. V průběhu pohybu měl proband za úkol udržet pánev v kontaktu s terapeutickým lehátkem. Poloha horních končetin je z důvodu přítomnosti senzoru zaznamenávajícího zrychlení, modifikována a to tak, že jsou místo v záhlaví na čele probanda. Proband je poučen, aby v průběhu extenze neprováděl žádné pohyby horními končetinami. Hřbety rukou jsou po celou dobu pohybu v kontaktu s čelem testovaného. Hlava může v průběhu pohybu provádět extenzi.

Obrázek 3 počáteční poloha – modifikace MMT Kendall



Obrázek 4 konečná poloha – modifikace MMT Kendall



3.5 Zpracování a vyhodnocení dat

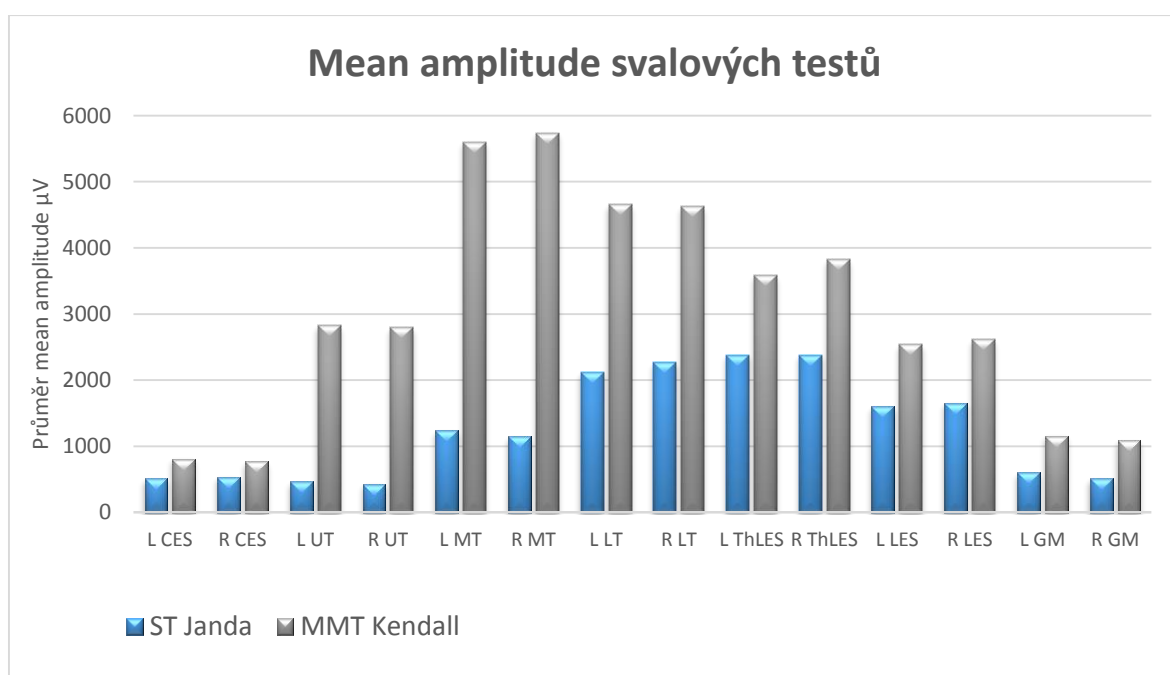
Surový signál získaný snímáním akčních potenciálů svalů vybraných pro experiment byl po nahrání do počítače zpracován podle požadavků nástroje „Average activation“ (nástroj programu MyoResearch XP Master Edition 1.07.), využitého k vyhodnocení signálu a získání předběžných výsledků. Úprava surového záznamu zahrnovala vyhlazení (RMS 300 ms) a rektifikaci. Následně byl na základě video záznamu a dat z akcelerometru každý z pokusů označen markery. První marker na začátek pohybu, druhý na počátek výdrže a třetí je přidán po přičtení 5 sekund k času předchozího (konec snímané výdrže). Výsledný report vypočítal „mean amplitude“ pro každý z pěti pokusů a následně vytvořil jejich průměrnou hodnotu. Report obsahoval hodnotu pro všechny sledované svaly. Data z reportů byla následně převedena do programu Microsoft Office Excel. Pro každý sval byla vytvořena výsledná aktivita na základě průměru hodnot 20 probandů a vypočítána SD (viz. Příloha 9 - Příloha 12, ss. 83-84).

Předběžné výsledky byly dále zpracovány v programu STATISTICA verze 12.0. Cílem bylo najít signifikantní rozdíl v aktivitě jednotlivých svalů napříč dvěma provedenými testy, za tímto účelem byl využit neparametrický Wilcoxonův párový test. Jako referenční byly použity hodnoty EMG aktivity svalů při provádění extenze trupu podle svalového testu profesora Jandy. Hladina statistické významnosti byla nastavena na 5 % ($p < 0,05$).

4 VÝSLEDKY

Graf 1 zobrazuje svalovou aktivitu při provádění ST dle Jandy (modrý) a MMT Kendall (šedivý). Zdrojem dat pro tento sloupcový graf jsou tabulky obsahující základní popisnou statistiku dat jednotlivých testů (viz. Příloha 13, s. 85; Příloha 14, s. 86) získaných měření. Jsou v ní vypočítány hodnoty aritmetického průměru (X), medián (ME), minimum (MIN), maximum (MAX), rozptyl (R) a směrodatná odchylka (SD).

Graf 1 svalová aktivita (mean amplitude) při provádění svalových testů



Legenda: **L** - levý; **R** - pravý; **CES** - erektor krční páteře; **UT** - vzestupná část m. trapezius; **MT** - transversální část m. trapezius; **LT** - sestupná část m. trapezius; **ThLES** - erektor thorakolumbálního přechodu; **LES** - erektor bederní páteře; **GM** - m. gluteus maximus

4.1 Výsledky vědecká otázka

Vědecká otázka „Je odlišná aktivita vybraných svalů u ST dle Jandy a MMT Kendall?“ byla řešena nulovou hypotézou H_0 . Cílem této otázky bylo zjistit hodnoty mean amplitude u vybraných svalů během provádění ST dle Jandy a MMT Kendall. Za účelem ověření stanovené hypotézy, byl využit neparametrický párový Wilcoxonův test. Pro výpočet testu bylo nutné stanovit rozdíl mezi párovými hodnotami (Z) a následně počet párů s nenulovým rozdílem (n). Hladina statistické významnosti byla stanovena na 0,05 (viz. Příloha 15, s. 87).

Tabulka 1 hodnoty statistické významnosti (p) pro hypotézu vědecké otázky

vybrané svaly	p
L CES	0,003185
R CES	0,004550
L UT	0,000089
R UT	0,000089
L MT	0,000254
R MT	0,000254
L LT	0,000254
R LT	0,003185
L ThLES	0,000089
R ThLES	0,000089
L LES	0,000089
R LES	0,000089
L GM	0,000517
P GM	0,000254

Pozn: červeně zvýrazněné hodnoty jsou $< 0,05$ u těchto hodnot zamítáme H_0

Legenda: p - hodnota statistické významnosti; **L** - levý; **R** - pravý; **CES** - erektor krční páteře; **UT** - vzestupná část m. trapezius; **MT** - transversální část m. trapezius; **LT** - sestupná část m. trapezius; **ThLES** - erektor thorakolumbálního přechodu; **LES** - erektor bederní páteře; **GM** - m. gluteus maximus

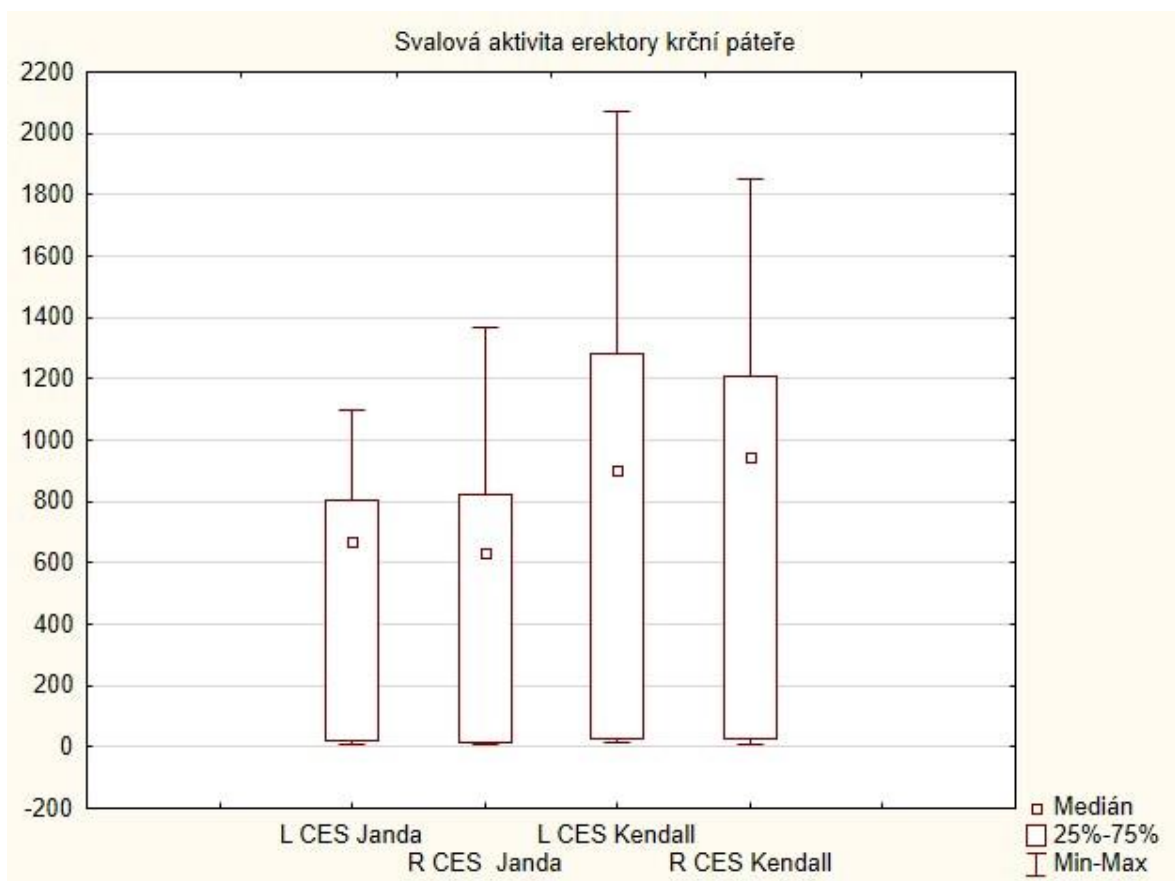
4.2 Vyjádření k hypotézám H₀₁

Hypotéza H₀₁ ve znění „Svalová aktivita u vybraných svalů se neliší u ST dle Jandy a MMT Kendall.

Bilaterálně u těchto svalů.

a) Pro erektory krční páteře **zamítáme** H₀₁ ve prospěch H_{A1}.

Graf 2 box graf svalové aktivity erektorů krční páteře

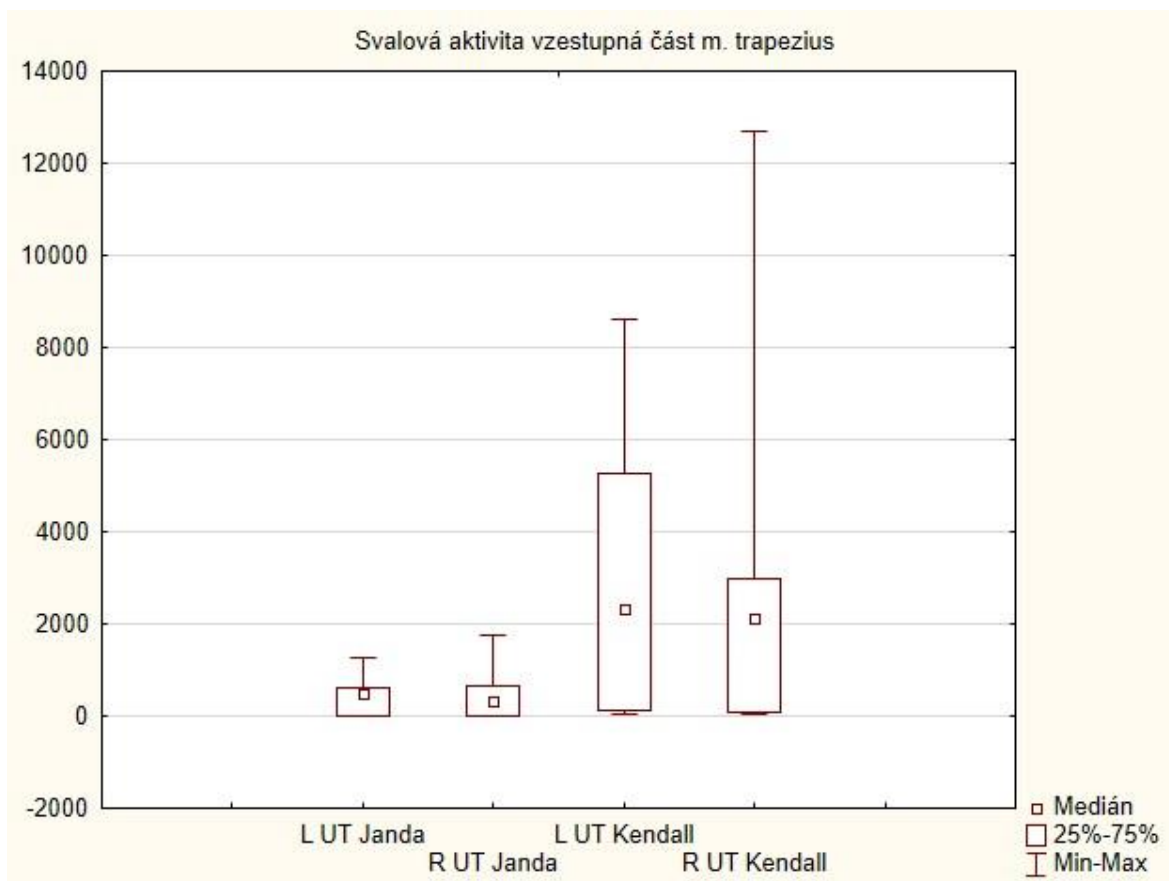


Pozn: levé dva boxy - ST profesora Jandy; pravé dva boxy - MMT Kendall

Legenda: L - levý; R - pravý; CES - erektor krční páteře

b) Pro vzestupnou část m. trapezius **zamítáme** H_0 ve prospěch H_A .

Graf 3 box graf svalové aktivity vzestupné části m. trapezius

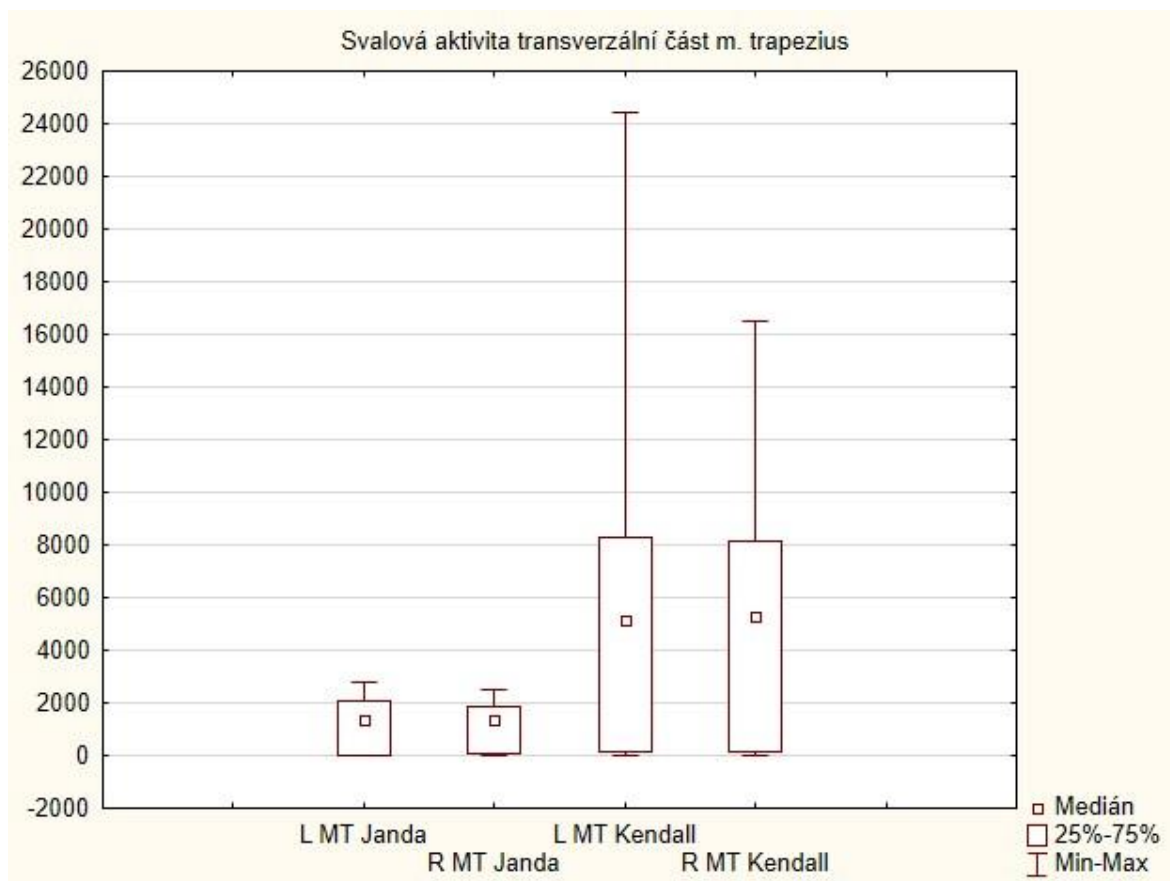


Pozn: levé dva boxy - ST profesora Jandy; **pravé dva boxy** - MMT Kendall

Legenda: **L** - levý; **R** - pravý; **UT** - vzestupná část m. trapezius

c) Pro transverzální část m. trapezius **zamítáme** H_0 ve prospěch H_A .

Graf 4 box graf svalové aktivity transverzální části m. trapezius

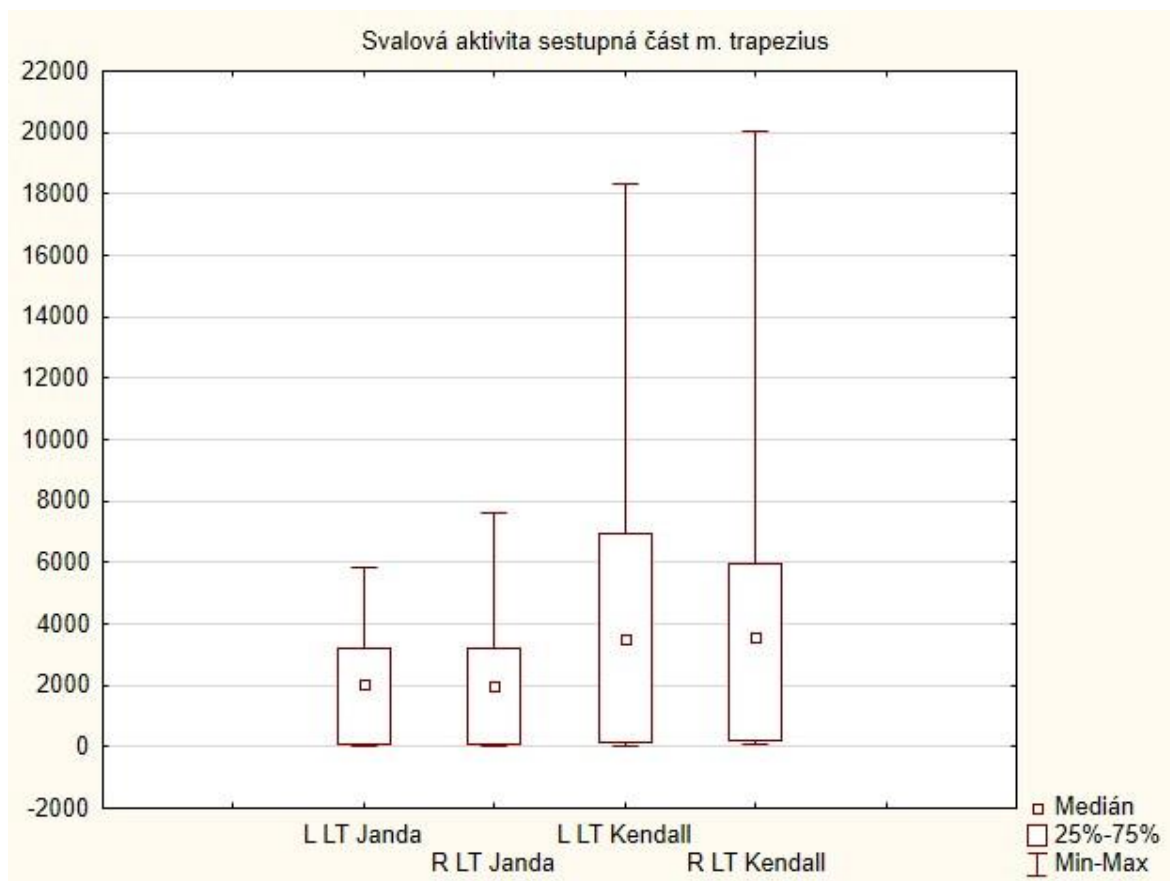


Pozn: levé dva boxy - ST profesora Jandy; **pravé dva boxy** - MMT Kendall

Legenda: **L** - levý; **R** - pravý; **MT** - transvezální část m. trapezius

d) Pro sestupnou část m. trapezius **zamítáme** H_0 ve prospěch H_A .

Graf 5 box graf svalové aktivity sestupné části m. trapezius

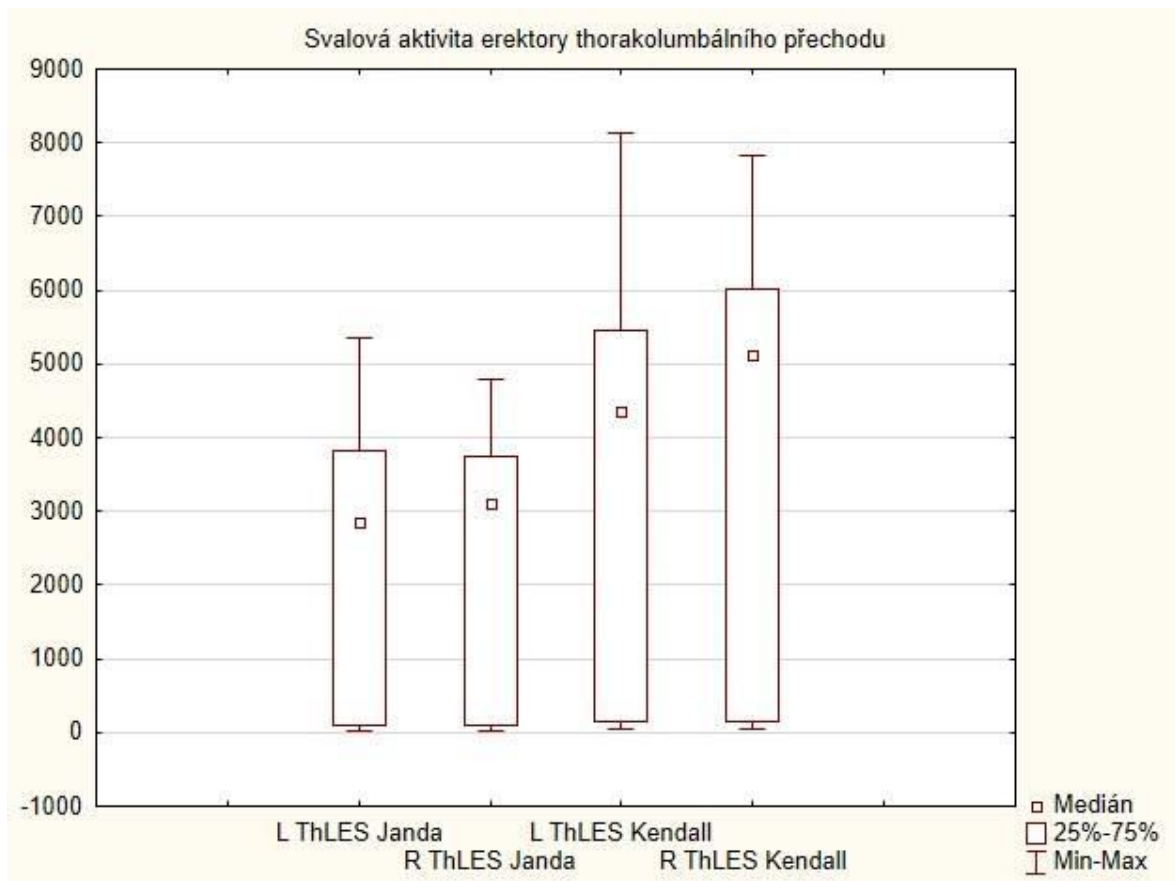


Pozn: levé dva boxy - ST profesora Jandy; **pravé dva boxy** - MMT Kendall

Legenda: **L** - levý; **R** - pravý; **LT** - sestupná část m. trapezius

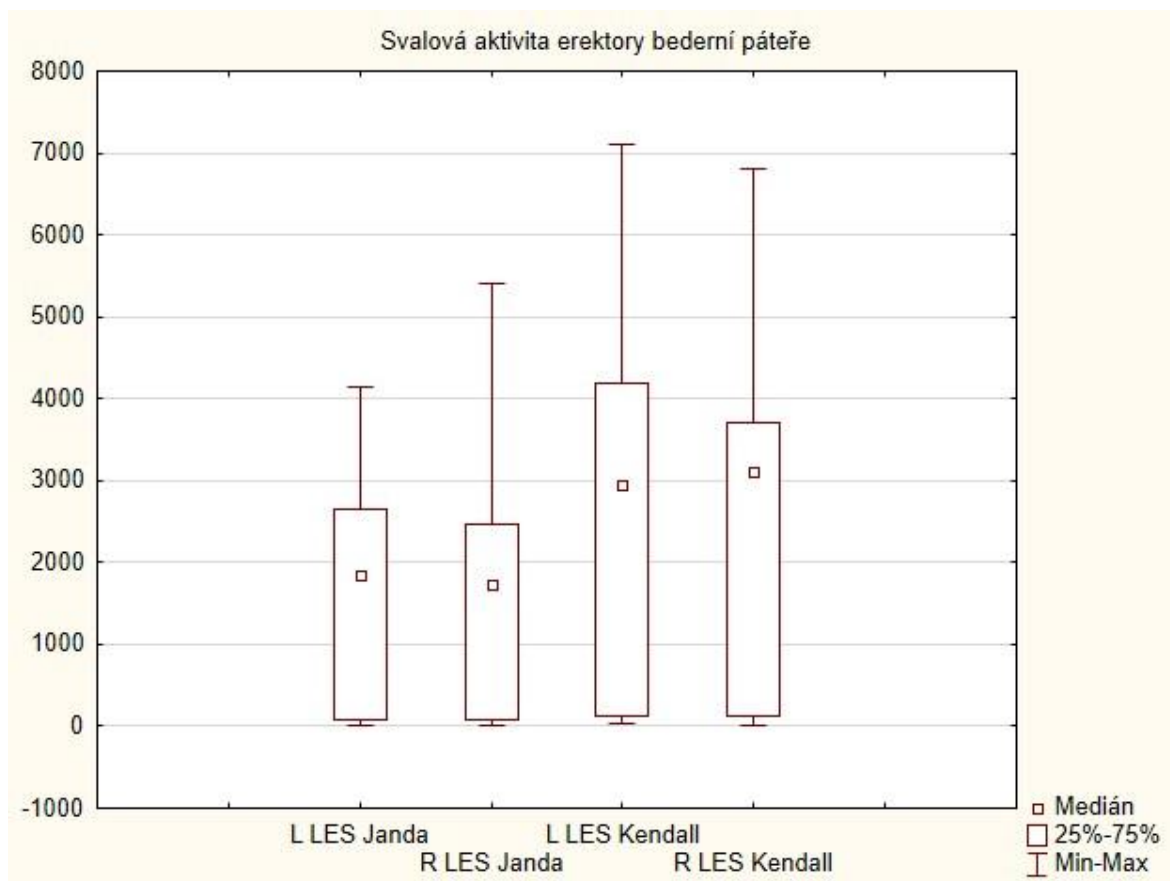
e) Pro erektry thorakolumbálního přechodu **zamítáme** H_0 ve prospěch H_A .

Graf 6 box graf svalové aktivity thorakolumbálního přechodu páteře



f) Pro erektory bederní páteře **zamítáme** H_0 1 ve prospěch H_{A1} .

Graf 7 box graf svalové aktivity erektorů bederní páteře

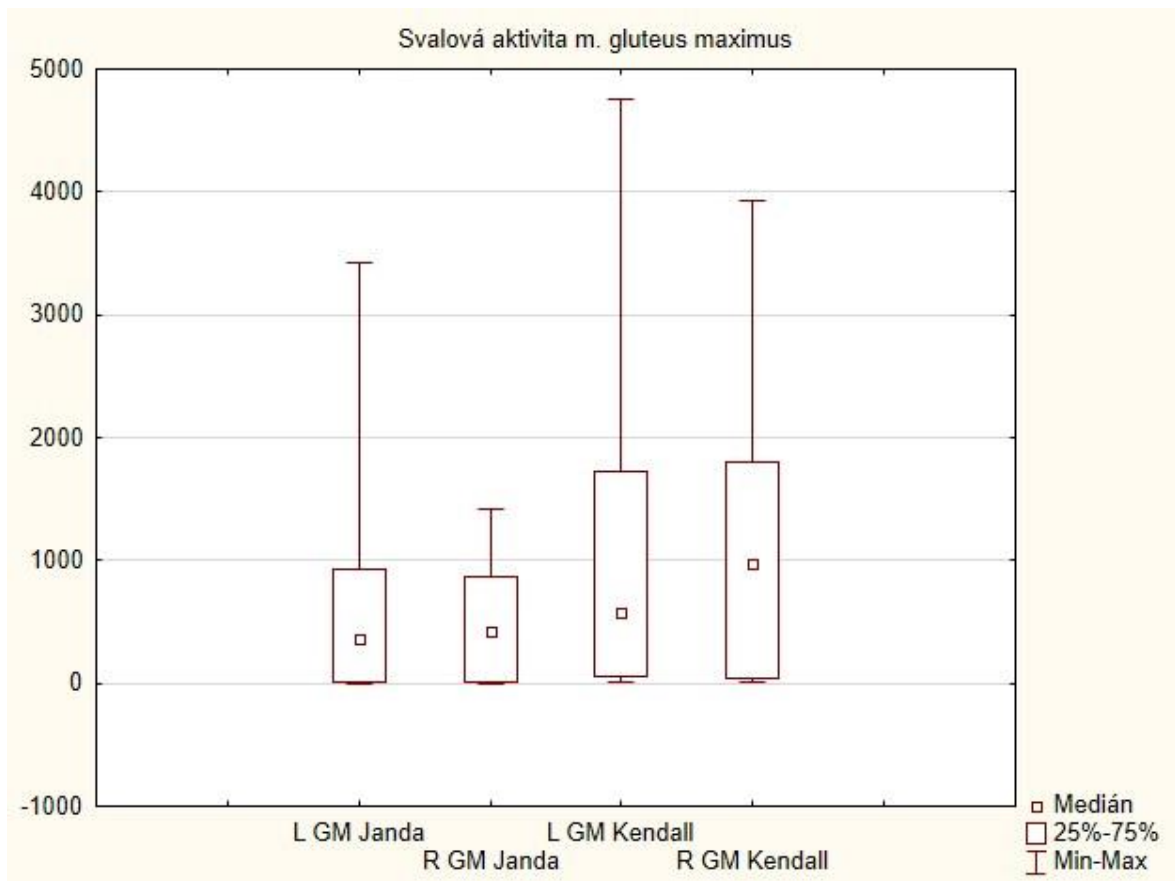


Pozn: levé dva boxy - ST profesora Jandy; **pravé dva boxy** - MMT Kendall

Legenda: **L** - levý; **R** - pravý; **LES** - erektor bederní páteře

g) Pro m. gluteus maximus **zamítáme** H_0 1 ve prospěch H_{A1} .

Graf 8 box graf svalové aktivity m. gluteus maximus



Pozn: levé dva boxy - ST profesora Jandy; **pravé dva boxy** - MMT Kendall

Legenda: **L** - levý; **R** - pravý; **GM** - m. gluteus maximus

5 DISKUZE

V rámci této diplomové práce jsme provedli měření svalové aktivity pomocí povrchové EMG u 20 probandů v konečné izometrické výdrži při provádění antigravitační extenze trupu podle ST profesora Jandy a MMT Kendall. Aktivita byla měřena bilaterálně u: erektorů krční páteře, vzestupné části m. trapezius, transverzální části m. trapezius, sestupné části m. trapezius, erektorů thorakolumbálního přechodu, erektorů bederní páteře a m. gluteus maximus. Obě použité polohy se lišily v:

Tabulka 2 odlišnosti poloh vybraných svalových testů

rozdíl / svalový test	ST Janda	MMT Kendall
poloha těla	trup ve 30° flexi v oblasti pod žebry	celá páteř je v jedné ose
horní končetiny	volně podél těla dlaněmi otočenými vzhůru	horní končetiny elevovány a zevně rotovány, hřbety rukou jsou v kontaktu s čelem probanda
Fixace	fixace pánve v oblasti crista iliaca, SIPS a os sacrum	fixovány jsou dolní končetiny v distální části stehen

Cílem práce bylo objektivně zhodnotit svalovou aktivitu u obou svalových testů a následně prostřednictvím statistiky odhalit mezi nimi rozdíly. U všech měřených svalů byla signifikantně vyšší aktivita v rámci MMT Kendall. Proto, abychom mohli vytvořit klinické konsekvence, je v první řadě nutné ozřejmit, co představuje pojem signifikantně vyšší svalová aktivita případně nižší v obecném pojetí a následně ji rozebrat pro jednotlivé hodnocené svaly.

Prvním krokem ke správnému pochopení významu svalové aktivity je stanovit základní pojmy z dostupných literárních zdrojů.

Při depolarizaci membrány svalového vlákna vzniká v jejím okolí elektromagnetické pole. EMG detekuje jeho napětí v průběhu času, což označujeme jako akční potenciál.

Soubor svalových vláken vytvářející motorickou jednotku (MJ), tedy generuje akční potenciál, který je výsledkem prostorové a časové sumace dílčích potenciálů. EMG signál měřený pomocí povrchových elektrod je soubor akčních potenciálů více aktivních MJ. Tento signál má dva základní fyzikální parametry a těmi jsou amplituda a frekvence (Winter, 2009, pp. 250-258). Úroveň svalové aktivity stanovujeme právě na základě analýzy již upravené amplitudy námi vybraného úseku EMG záznamu (Krobot et Kolářová, 2011, s. 33).

Z článku De Luca (2007, pp. 146-169) vyplývá, že nelze pouze na základě velikosti amplitudy daného svalu určit přesně jeho sílu nebo posuzovat jeho efektivitu zapojení v rámci určitého pohybu. Jako jeden z důvodů autor uvádí vliv vzájemné vzdálenosti aktivní MJ a EMG elektrody, čím je vzdálenost mezi nimi větší, tím menší je její podíl na růstu amplitudy.

Vzhledem k tomu, že v této diplomové práci byla využita část EMG záznamu odpovídající izometrické kontrakci, nelze zamítnout určitý vztah mezi vyšší aktivitou svalu a silou, kterou sval generuje v průběhu pohybu. Na základě studií zmíněných v kapitole 1.5.1 Vztah mezi svalovou silou a SEMG s. 26, můžeme minimálně uvažovat o určitém lineárním vztahu mezi velikostí amplitudy a silou, kterou v průběhu kontrakce sval generuje.

Další fakt, který je nutný brát v potaz v rámci úrovně aktivity svalu, respektive charakteru jeho amplitudy, je nábor MJ. Z Andrian-Bronckova zákona (1929) víme, že v průběhu kontrakce svalu dochází k asynchronnímu náboru MJ. Jejich množství se lineárně mění s úsilím, kterým je kontrakce prováděna. Prostorovou sumací aktivity MJ tedy lze dosáhnout plynulé kontrakce svalu, limitem je však maximální dosažitelná síla. Proto, aby bylo za fyziologických podmínek dosaženo maximální síly kontrakce, je zapotřebí přechod k synchronnímu náboru MJ. Tato synchronizace má negativní dopad na plynulost a stálost pohybu (Enoka, 2008, p. 215; Véle, 2006, ss. 45-46). V souvislosti s těmito poznatky byl zkoumán synchronní nábor MJ ve studii Yao et al. (2000, pp. 441-451), kteří využili počítačového modelu izometrické kontrakce. Tento počítačový model měl za úkol reálně simulovat situaci probíhající v kontrahovaném svalu. Výstupem studie byl EMG záznam a hodnota síly produkované svalem v 11 stupních excitace (úsilí). Konečné výsledky byly vytvořeny u kontrakce s mírným a vysokým stupněm synchronizace MJ. Mírný stupeň měl za následek nárůst amplitudy EMG záznamu o 65 % oproti asynchronnímu náboru MJ, vysoký stupeň zvýšil amplitudu o 130 %. Výsledky týkající se vztahu velikosti

výsledné síly a synchronizace poukazují na nárůst síly s vzrůstající excitací a synchronizací MJ, ale velikost produkované síly výrazně kolísá.

Jeden z možných důsledků vyšší aktivity svalstva lze prezentovat na základě výsledků studie Xiao et al. (2015, pp 1-6). Tato studie hodnotí svalovou aktivitu m. erector spinae (na pravé straně v oblasti L2-L3), m. vastus lateralis a m. quadriceps femoris (na pravé straně) v průběhu dvou aktivit, konkrétně při dvou odlišných způsobech zvedání břemene (dvě činky jejich společná váha je 2,5 kg). První způsob zvedání je hluboký předklon, druhý je hluboký podřep. Probandi opakovaně zvedají břemeno v intervalu tři sekund po dobu jedné minuty oběma způsoby. Výsledky prokazují signifikantně vyšší svalovou aktivitu erektorů v porovnání s laterálním vastem quadricepsu při zvedání břemene z předklonu. Změny mediánu frekvence zjištěné při vyhodnocení odhalují nástup únavy snímaného svalu. Právě ta může mít spojitost se zvýšenou svalovou aktivitou. Na druhé straně můžeme popsat totožnou situaci pro laterální vastus quadricepsu při zvedání činek z podřepu, kdy je jeho svalová aktivita také mnohonásobně vyšší stejně jako v případě m. erector spinae. Svalová únava je ze záznamu také patrná, ale její nástup je výrazně pomalejší. Rozdíl v rychlosti nástupu svalové únavy, může být dán mnoha faktory, například rozdílnou morfologií svalu, rozdílným histologickým charakterem svalových vláken a mnoha dalšími. Výsledek této studie tedy radí fyzioterapeutům, aby v rámci své klinické praxe doporučovali pacientům zvedat břemena s využitím podřepu. Zároveň lze na této studii prezentovat dva různé pohledy a signifikantně vyšší svalovou aktivitu. A to negativní funkční dopad zvýšené svalové aktivity, která je zde spojena s napřimováním trupu respektive extenzí lumbální oblasti páteře vlivem zvýšeného zatížení v podobě břemena. Zároveň však pozitivně hodnocený nárůst svalové aktivity svalů dolní končetiny.

Další studie koresponduje s výše uvedeným nástupem svalové únavy, kterou vytvořili Paul et al. (2009, pp. 115-120). Zkoumali rozdíl v odolnosti vůči únavě m. erector spinae (hrudní a bederní části) u zdravých probandů a probandů trpících LBP. Únava svalů byla stejně jako v předchozí studii stanovena na základě analýzy frekvence EMG záznamu, konkrétně byl sledován pokles mediánu frekvence. Bylo testováno 80 probandů (40 LBP a 40 kontrolní skupina). Probandi v průběhu měření prováděli extenzi trupu s konečnou výdrží v horizontální poloze po dobu jedné minuty. Výchozí poloha odpovídala poloze využitě v této diplomové práci (ST dle Jandy), rozdílná byla fixace a postavení horních končetin. Probandi byli fixováni v distální části lýtek pomocí popruhu a horní končetiny měli

složeny na hrudníku. Výsledky prokazují signifikantně nižší rezistenci vůči únavě v obou částech m. erector spinae ve skupině s LBP.

Pokud shrneme poznatky získané z výše uvedených studií. Lze říci, že jedním z důvodů signifikantně vyšší svalové aktivity, může být nutnost provádět kontrakci svalů potažmo daný pohyb s větším úsilím. Jako jeden z klinických důsledků může být uveden rychlejší nástup svalové únavy, která je v rámci rehabilitační praxe rizikem pro pacienty s LBP syndromem, u kterých je prokazatelně menší schopnost odolávat svalové únavě. Tento fakt u nich může být způsoben například změnami typizace vláken vlivem dlouhodobého zatížení (viz. 1.1.2 Typy vláken kosterního svalstva s. 11), jehož důsledkem je hyperaktivita některých svalů.

Negativní funkční dopad signifikantně vyšší svalové aktivity však není jedinou alternativou, kterou nabízí současné studie a literatura. Předchozí studie se ve své podstatě zaměřují na repetitivní pohyb nebo dlouhodobě trvající hyperaktivitu popisovaných svalů. Jako pozitivní lze uvést signifikantní zvýšení aktivity svalstva jako jeden z ukazatelů úspěšnosti terapie, například po úrazech nebo jejich chirurgických řešení v rámci muskuloskeletálního aparátu, ale i mimo něj (břišní chirurgie). Dalším možným pozitivním vysvětlením nárůstu svalové aktivity je změna vnějších podmínek umožňující nárůst aktivity původně utlumených svalů. Ve prospěch tohoto faktu lze uvést studii Eun et al. (2015, pp. 202-206). Autoři zkoumali možnost zvýšení aktivity trupových svalů na základě změny výchozích podmínek při abdukčním cvičení dolní končetinou. Zvýšení svalové aktivity bylo žádoucí s cílem dynamicky stabilizovat páteř u cvičení pacientů po operaci páteře. Studie byla provedena na deseti pacientech. Za pomoci povrchové EMG byly snímány svaly trupu konkrétně mm. multifidi, lumbální erectors páteře, m. gluteus medius, mm. obliqui a m. rectus abdominis. Probandi měli za úkol provést abdukci dolní končetiny bez vnějšího zásahu. Další pokus byl proveden s fixací pánve. Výsledky prokazují signifikantně větší EMG aktivitu všech měřených svalů včetně prime moveru při provedení cviku s fixací.

Poznatky této studie lze uvést v korelaci s kladením důrazu na správnou fixaci a výchozí polohu, uváděnou v rámci basic rules obou svalových testů využitých v této diplomové práci. Fixace při testování svalové síly je neodmyslitelně spjata s aktivací požadovaného prime moveru a jeho synergistů, ale i se stabilitou pohybu, která je dána zvýšením aktivity svalů stabilizačních.

Signifikantně vyšší aktivita daného svalu je variabilní pojem, kterému lze přisuzovat negativní nebo pozitivní funkční dopad. Proto, abychom mohli potvrdit, který z nich platí pro námi vybranou situaci, musíme brát v potaz všechny aspekty jako jsou výchozí podmínky, funkční role daného svalu, doba trvání zvýšené aktivity a další. Mimo těchto aspektů, je nutné myslet na individuální variabilitu v rámci testované skupiny.

5.1 Diskuze k vyšší aktivitě m. gluteus maximus

Na základě morfologie zádových svalů a TLF víme, že trup s horními končetinami je funkčně spojen s pánví a dolními končetinami. V rámci této diplomové práce se zmíníme o pojmu lumbopelvický komplex, který vystihuje právě funkční souvislost pánve s lumbální částí páteře respektive s celým osovým systémem.

Kapandji (2009, p. 42) popisuje GM jako sval, jehož úkolem je stabilizovat pánev v antero-posteriorním směru. Jinými slovy pokud dochází ve vertikále například ve stoji k antevertzi pánve (při předklonu), přesunuje se centre of gravity (COG) pánve před kyčelní kloub. GM svojí aktivitou vrací pánev do původního postavení, při němž je COG nad kyčelním kloubem. V průběhu normální chůze se GM nijak výrazně nezapojuje, jeho funkci přebírají ischiokrurální svaly. K jeho zapojení dochází v aktivitách, jako je skákání, chůze do kopce a další.

Jedno z možných vysvětlení námi zjištěné signifikantně vyšší aktivity GM, lze najít přímo v publikaci Kendall et al. (2005, pp. 180-181). Autoři popisují funkční vztah extenzorů páteře a kyčle na dvou pohybových aktivitách. Jednou z nich je extenze trupu vleže na břiše a druhá je extenze kyčle v totožné poloze. Na prvně uvedeném modelu je vztah erektorů páteře a GM popisován tak, že pro provedení extenze v kyčelním kloubu do 10° dochází ke zvýšení aktivity erektorů s cílem stabilizace pánve. Při provedení extenze v kyčli nad 10° dochází k magnifikaci lumbální lordózy. Následkem je pasivní, ale i aktivní antevertze pánve. Výsledkem je vytvoření punctum fixum pro GM a jeho současné protažení. S představou tohoto kineziologického modelu se ztotožňují také autoři Jeon et al. (2016, pp. 4, 11-14, 22), kteří testovali tři různé polohy pro provedení extenze kyčelního kloubu. V průběhu testovacího pohybu byly pomocí povrchové EMG snímány GM a bilaterálně erectory spinae. K normalizaci EMG signálu byla využita maximální volní kontrakce. Úvodní poloha odpovídala MMT Kendall, další dvě polohy jsou její modifikací. Ve všech polohách je signifikantní nárůst elektromyografické aktivity erektorů při extenzi v kyčelním

kloubu. Mimo to, lze vypořádat i trend naznačující společný nárůst nebo pokles aktivit u obou svalů.

Na tomto podkladě, lze zjednodušeně trup označit jako proximální fixovaný segmentem, jehož fixace umožňuje pohyb distálního segmentu, kterým je v tomto případě dolní končetina. Pokud situaci obrátíme a zafixujeme obě dolní končetiny v distální části stehna, vytvoříme pákový mechanismus, u kterého je osou otáčení kyčelní kloub. Kontrakcí m. gluteus maximus (zvýšením jeho aktivity) dochází k retroverzi pánve. Pro zjednodušení popisu lze opět využít Kendall et al. (2005, pp. 180-181), z které přímo vyplývá, že fixací dolních končetin dochází k záměně funkcí obou svalů, kdy m. gluteus maximus se stává stabilizačním svalem a erektor provádí požadovanou extenzi trupu.

Pokud vztáhneme tyto dva kineziologické modely na námi využitě polohy ze svalových testů, je patrné, že rozdílná fixace může být v důsledku příčinou signifikantně vyšší svalové aktivity obou GM v případě MMT Kendall.

V rámci ST Jandy jsme prokázali signifikantně nižší aktivitu. Pro vysvětlení bychom se rádi zmínili o fixaci tohoto svalu. Správná fixace je podle publikace provedena plošně přes pánev a hýždě, z přiložené fotografie je patrná i částečná fixace dolních končetin (není ovšem uvedena v instrukcích), (Janda, 1996, s. 53). Předpokládaný význam korektní fixace spočívá v manuální retroverzi (směr fixace do retroverze pánve taktéž není uveden v instrukcích) spolu s částečnou fixací dolních končetin. Takto provedená fixace vhodně nastavuje pánev probanda a umožní tak snazší zapojení extenzorů páteře. Modifikovanou fixací využitou pro potřeby experimentu je dosaženo stabilizace pánve, dolní končetiny však zůstávají volné.

Na základě výše zmíněných modelů bude výsledkem modifikované fixace bilaterální kontrakce GM vedoucí k nadlehčení dolních končetin. V závislosti na požadavcích testujícího není primárním cílem probanda provést extenzi dolních končetin, proto nelze očekávat zvýšené úsilí spojené s náborem většího množství motorických jednotek v GM. Tudíž je i v případě ST patrná aktivita GM nikoliv však srovnatelná s MMT.

Dalším možnou příčinou vyšší aktivity GM je insuficience jeho synergistů. Za synergisty v rámci této diplomové práce lze označit břišní svaly. Jejich funkcí související s touto problematikou je provádět retroverzi pánve mimo jiné. Tu lze doložit studií Suehiro et al. (2014, pp. 442-447), která hodnotila náklon pánve při vtahování břicha (hollowing) nebo jeho zpevnování (bracing), v průběhu extenze kyčle v poloze na břiše. Náklon pánve

byl hodnocen na základě výpočtu, který vycházel z rozdílu mezi výchozí polohou sakrální kosti ve vzpřímeném stoji oproti poloze v rámci experimentu. K výsledné hodnotě bylo přičteno 90°, negativní hodnoty odpovídali antevertzi. U probandů aktivujících břišní svaly byl úhel antevertze signifikantně nižší, než-li u kontrolní skupiny.

Závěrem lze tedy uvést, že klíčovou roli ve vyšší aktivitě dle všech poznatků hraje rozdíl v použité fixaci u obou svalových testů. Na základě biomechanických poznatků a svalových smyček (viz. 1.1.3 Morfologie a funkce zádových svalů) víme, že aktivita GM je neoddiskutovatelně nutná pro začátek pohybu a správné provedení extenze trupu. Fixací provedenou v rámci ST dle Jandy je jeho aktivita manuálně nahrazena, ale dochází k nadlehčení dolních končetin (extenzi v kyčelním kloubu). Fixace MMT Kendall et al. vytváří podmínky vhodné pro správnou kontrakci GM. Úroveň jejich aktivity však může být ovlivněna mnoha faktory například pevností fixace, která byla dána vahou a výškou probanda a umístěním fixace, která lze pokládat za variabilní. Může se měnit například na základě rozdílného poměru délky končetin vůči trupu. Mezi zásadní diskutovatelné faktory patří individuální pohybová strategie zahrnující odlišný timing svalů. Další individualitou je synergistická koaktivace svalů, jejíž absence může mít za následek zvýšení aktivity GM, mezi synergisty lze zařadit mimo břišních svalů i další extenzory kyčelního kloubu. Překážkou mající za následek nárůst svalové aktivity GM, může být zkrácení m. rectus femoris.

5.2 Diskuze k vyšší aktivitě erektorů bederní páteře a thorakolumbálního přechodu

Signifikantně vyšší aktivitu lumbální části m. erector spinae (LES) sledovala studie De Ridder et al. (2013, pp. 7-9), kteří hodnotili EMG aktivitu jednotlivých částí svalové smyčky zad při měnícím se charakteru extenčního cvičení. Studie vychází z kineziologických modelů popsanych Kendall et al. Probandi v této studii prováděli dva cviky. Prvním byla extenze trupu v poloze na břiše, u které byl proband v počáteční semiflexi trupu přes okraj lehátka (v oblasti pupku) a dolní končetiny byly fixovány nad kotníky. Druhým cvikem byla extenze dolní končetiny vleže na břiše s fixovaným hrudníkem. Hodnocení EMG svalové aktivity bylo založeno na normalizaci vůči maximální volní kontrakci. Snímány byly všechny části m. erector spinae, m. latissimus dorsi a m. gluteus maximus. Výsledky prokazují signifikantně vyšší aktivitu všech sledovaných

svalů při provádění extenze trupu s konečnou 5 sekundovou izometrickou výdrží v konečné poloze oproti provedení bez konečné výdrže. Stejně výsledky potvrdila duplicitní studie využívající magnetickou rezonanci Ridder et al. (2015, pp. 199-202). Z těchto závěrů je nutné vzít v úvahu možnost vyšší aktivity svalů v rámci našeho experimentu. Důvodem je konečná výdrž ve srovnání s vlastním provedením v praxi, při kterém výdrž není vyžadována.

Jako další faktor ovlivňující svalovou aktivitu LES autoři uvádí postavení horních končetin při provádění extenze trupu. S rostoucí vzdáleností horních končetin od COG dochází k náboru většího množství motorických jednotek v LES (De Ridder et al., 2013, p. 7). Tento poznatek poskytují i výsledky Plamondon et al. (2002, pp. 85-88) a Park et Yoo (2014, pp. 974-975). Právě proto může postavení horních končetin u polohy MMT Kendall mít za následek signifikantně vyšší aktivitu LES.

Vliv rozdílné počáteční polohy trupu na aktivitu LES můžeme pouze předpokládat na základě některých studií. Studie Nelson-Wong et al. (2012, p. 997) a De Ridder et al. (2013, pp. 7-8) uvádí, že nelze lumbální a thorakální (TES) část m. erector spinae brát jako jeden sval. Nýbrž jako svaly dva, jejichž svalová vlákna mají odlišný průběh a plní tedy rozdílné funkce. LES svou aktivitou ovlivňuje pouze bederní páteř, TES vzhledem ke kraniokaudálnímu směru vláken a jejich průběhu ovlivňuje bederní i hrudní úsek. Vývojově má TES význam především při extenzi celé páteře, LES spíše funkci stabilizace bederního úseku. Nelson-Wong et al. (2012, p. 997), Mawston et Boocock (2012, p. 136) uvádí přednostní aktivaci TES v rámci extenze trupu. Janda (1996, s. 53) zmiňuje, že při provádění extenze trupu podle ST je do horizontály hodnocena především aktivita hrudního svalstva a až pohyb nad horizontálu hodnotí svaly bederní části páteře. V závislosti na podobě testovací polohy a informacích získaných ze studií a samotné publikace Svalové funkční testy, lze primárně očekávat především aktivitu TES. Počáteční semiflexe tomuto timingu nahrává. Spolu s pevnou fixací, která vylučuje stabilizační vliv svalů zmíněných v diskuzi GM, může být aktivita LES signifikantně nižší. Pokles aktivity LES v závislosti na nárůstu aktivity TES popisuje studie Park et al. (2015, p. 482).

Studie Petersen et al. (1987, pp. 112-113, 116) porovnávala vliv fixace pánve nebo dolních končetin na točivý moment generovaný při izometrické extenzi trupu ve směru do extenze. Výsledky neprokázaly statisticky významnou změnu točivého momentu v závislosti na fixaci pánve ani dolních končetin. Studie Lee (2015, p. 375) svými výsledky

zpochybňuje signifikantně nižší aktivitu LES vlivem fixace. Ze studie naopak vyplývá zvýšení aktivity m. iliocostalis lumborum vlivem komplexní zevní fixace pánve. Dle autora je výsledkem vyšší aktivity efektivnější zapojení LES. Studie San Juan et al. (2005, p. 906) tyto závěry také potvrzuje. Naopak Undermann et al. (1999, p. 430) je vyvrací.

Důsledky signifikantně vyšší aktivity LES popisuje studie Callaghan (1998, pp 10-17). Při které byla snímána aktivita vybraných svalů včetně LES pomocí povrchové EMG normalizované vůči maximální volní kontrakci. Probandi prováděli různé typy extenčních cvičení včetně extenze trupu proti působení gravitace z polohy flexe trupu přes okraj terapeutického stolu. Závěry prokazují, že s nárůstem aktivity LES se zvyšuje zatížení na páteřní kloub v oblasti L4/L5. Při porovnání jednotlivých druhů cviků je aktivita LES v rámci provádění antigravitační extenze zanedbatelná. S těmito poznatky nesouhlasí studie Drake et al. (2005, pp. 354-360), která hodnotila EMG aktivitu zádočných svalů při extenčních cvičeních bez a s využitím gymballu. Na základě EMG aktivity a pomocí biomechanického modelu bylo vypočítáno zatížení na segment L4/L5. K normalizaci EMG využili izometrický pohyb do extenze s 10 kilogramovým břemenem v horních končetinách. Z výsledků je patrný největší nárůst aktivity LES a TES a největší zatížení sledovaného segmentu při prosté extenzi trupu proti gravitaci v poloze odpovídající MMT Kendall (bez zevní fixace). Jako pozitivní uvádějí snížení aktivity LES například Houghlum et Bertoti (2012, pp. 356-358) a Krekoukias et al. (2009, p. 42). Mimo extenčních cvičení je možné pozorovat mnohonásobný nárůst aktivity svalu při extenzi trupu v průběhu zvedání břemen. Aktivita se zvyšuje v závislosti na hmotnosti zvedaného břemene, nastavení horních končetin a mnoha dalších faktorech. Rozdíl aktivit LES hodnotili na základě výsledků z magnetické rezonance při zvedání břemen. Nejvyšší aktivita byla zaznamenána při takzvaném „stoop lifting“ nebo-li zvedání v předklonu. Při tomto druhu zvedání je bederní páteř flektována (nestabilní) a pánev je v antevertzi (Mayer et al., 2013, pp. 151-153).

5.3 Diskuze k vyšší aktivitě m. trapezius

Zásadním rozdílem mezi použitými pozicemi ze svalových testů je poloha horních končetin v průběhu celého pohybu. Právě ta má za následek signifikantní rozdíl v aktivitě všech tří částí m. trapezius, která je vyšší u MMT Kendall. U vzestupné části m. trapezius byla bilaterální aktivita u MMT 6,32 krát vyšší než u ST, u střední části 4,76 krát vyšší a u sestupné části 2,12 krát vyšší.

Horní končetiny jsou při MMT zevně rotovány a elevovány. Lopatky jsou taženy při extenzi trupu do addukce, retrakce a deprese. Vzhledem k modifikaci polohy horních končetin je proband nucen v průběhu pohybu i při závěrečné izometrické fázi držet končetiny antigravitačně ve stejné poloze. Studie Castelein et al. (2016, pp. 185-190) popisují EMG aktivitu povrchových a hlubokých skapulothorakálních svalů při různých variantách cvičení. Svými výsledky potvrzují, že vyšší aktivita všech částí m. trapezius koresponduje s polohou horních končetin. V rámci studie byla testována elevace horní končetiny ve vnitřní rotaci, při níž došlo k aktivaci UT. Následně při elevaci se zevní rotací dochází spolu s UT k aktivaci MT a LT. Podobné poznatky popisuje studie Faria et al. (2009, pp. 766-770), která také hodnotila aktivitu m. trapezius. Tato studie odhalila na základě EMG, že jednotlivé části jsou v synergistickém vztahu. Jejich aktivita roste s elevací horní končetiny vzájemnou synergií spolu s dalšími svaly, například s m. serratus anterior dynamicky stabilizují lopatku. Na základě této studie lze tedy očekávat vyšší aktivitu z důvodu nutnosti stabilizace lopatky a s tím spojeného udržení polohy horních končetin. V případě Jandova ST jsou horní končetiny ve vnitřní rotaci volně položeny podél těla na lehátko a v průběhu extenze trupu v této poloze setrvávají.

V souvislosti s polohou horních končetin je nutné také ozřejmit vztah ramenního pletence respektive lopatky a hrudní páteře. Cheshomi (2013, pp. 1807-1808) ve své studii uvádí, že při každé změně zakřivení hrudní páteře dochází k reakci svalů stabilizujících lopatku, která má za důsledek změnu jejího postavení. Spojení lopatky s páteří je však pouze poslední částí kinematického řetězce. Tento řetězec začíná humerem, který skrze glenohumerální kloub komunikuje s lopatkou a ta je pomocí svalů a elastických elementů spojena s hrudním košem a trnovými výběžky hrudní páteře. Glousman et al. (1988, pp. 223-226) zkoumáním atletů rozšiřují řetězec o další články. S tímto řetězcem souvisí také například m. latissimus dorsi, který přímo ovlivňuje další svaly skrze TLF. Ve studiích Jelínková (2012, p. 11) a Jelínková et Šorfová (2013, ss. 216-220) je na základě kinematické analýzy a EMG prokázáno, že zevní rotace humeru má prokazatelně vliv na napřímení a aktivitu erektorů páteře. Stejně tak Stackeová (2012, ss. 95-96) popisuje ve spojení s retrakcí, depresí a addukcí lopatek koaktivaci hrudních erektorů spolu s napřímením páteře. Pokud všechny poznatky týkající se polohy horních končetin z výše uvedených studií a publikací spojíme s poznatky o svalových řetězcích (smyčkách), které vytváří funkční spojení mezi dolní a horní končetinou. Tak například při extenzi trupu, lze říci, že postavení horní končetiny při provádění MMT Kendall má za následek signifikantně vyšší aktivitu

všech částí m. trapezius a umožňuje lepší napřímení cervikothorakální oblasti, která je podstatou extenze trupu. Je však nezbytné poznamenat, že úroveň aktivity může být odlišná v případě, že horní končetiny jsou zaklesnuty v zátylku probanda, jak je tomu při nemodifikované variantě testovací polohy.

5.4 Diskuze k vyšší aktivitě erektorů krční páteře

Limitem ve snímání EMG signálu z oblasti erektorů krční páteře je umístění elektrod. Ze studie týkající se optimalizace umístění elektrod pro měření aktivity m. erector spinae v této oblasti vyplývá, že nejvhodnější plocha pro jejich umístění je laterálně od trnového výběžku C7 (De Séze et Cazalets, 2008, p. 141). Z důvodu přítomnosti zemnicí elektrody na trnovém výběžku tohoto obratle, bylo zvoleno pro elektrody erektorů krční páteře kraniálnější umístění. Ze závěrů studie je ovšem dále patrné, že snímání těchto svalů není spolehlivé a jejich výsledná aktivita je zásadně zkreslena crosstalkem ze vzestupné části m. trapezius (De Séze et Cazalets, 2008, p. 141). I přes tato zjištění může aktivita vyhodnocená na základě záznamu z tohoto EMG svodu odhalit některé souvislosti. Signifikantně vyšší aktivita svalů, která je opět patrná v případě MMT Kendall, lze již na první pohled odůvodnit na základě postavení krční páteře a hlavy. Mírné zvednutí brady spolu s extenzí páteře není autory uvedeno jako nežádoucí. V případě ST dle Jandy je nutné, aby pacient udržoval krční páteř spolu s hlavou v ose s hrudní páteří. Právě toto postavení může mít za důsledek nižší EMG aktivitu.

Shirado et al. (1995, pp. 225-229) na základě radiologických pozorování zjistili, že postavení krční páteře a stabilizace pánve přímo ovlivňují úroveň zakřivení bederní páteře (lordózu) v průběhu izometrické extenze trupu. Z výsledků studie je patrné snížení zakřivení bederní páteře a signifikantně nejvyšší aktivita LES při stabilizované pánvi a flektované krční páteři. Podobná úroveň aktivity platí pro extendovanou krční páteř, která však potencuje prohloubení bederní lordózy. Držení krční páteře v ose s hrudní se vyznačuje značně nízkou aktivitou LES i břišních svalů. Z výsledků je možné vyvodit dva závěry. První potvrzuje nižší aktivitu LES při ST dle Jandy. Druhý závěr dává prostor pro diskusi týkající se zakřivení bederní páteře. Kim et al. (2006, pp. 411-413) uvádí, že zvýraznění bederní lordózy může mít negativní dopad na aktivitu břišní a zádové muskulatury, ve smyslu dysbalance mající za následek snížení stability páteře. Důsledkem může být větší zatížení pasivních struktur páteře, jako jsou ligámenta a meziobratlové disky. Jako negativní autoři

uvádí i opačnou situaci, kterou označují jako hypolordózu. Na základě těchto poznatků můžeme pouze spekulovat, do jaké míry je ovlivněno postavení bederní páteře v rámci obou svalových testů.

Dalším poznatkem souvisejícím s erektořky krční páteře je fakt, že jejich dlouhodobá izometrická aktivita vede k rozvoji subjektivního pocitu tlaku v zátylku. Důvodem je omezení cirkulace v těchto svalech s následným městnáním. Dlouhodobá expozice izometrické kontrakce vede k rozvoji vertebrogenních poruch, kterými jsou například posturální nejistota a bolesti hlavy v praxi označované jako kranio cervikální syndrom (Véle, 2006, s. 205).

5.5 Význam pro klinickou praxi

Evaluace svalové síly na základě svalového testu je jednou z nejrozšířenějších a nejpoužívanějších metod v klinické praxi. Výsledky této diplomové práce spolu s teoretickými poznatky mluví ve prospěch vyšetřovacího stupně svalové síly 3 ST a „fair“ MMT ve srovnání s náročnějšími stupni testování. Jako jeden z důvodů můžeme uvést funkci extenzorového aparátu páteře, jejímž cílem je udržovat alignment osového skeletu při sedu, vzpřímeném stoji nebo při dalších běžných denních činnostech. Dalším důvodem je absence individuálního zkreslení výsledků prostřednictvím rozdílné velikosti odporu v rámci jednoho testování a především při jeho dalších opakováních, tím spíše pokud se mění vyšetřující. Lze tedy říci, že již tento stupeň vyšetření nám podává základní informace o stavu kinematických komponent osového skeletu. Mimo to je z výsledků patrné, že se zvyšujícím se odporem může docházet k výrazně vyšší aktivitě svalů, které nejsou předmětem testování. Výsledek zvýšeného zatížení může dojít k ohrožení pacientů s například již počínajícími strukturálními poruchami osového skeletu. Pro minimalizaci vzniku těchto komplikací je nutné především klást důraz na správné postavení, stabilizaci pánve a neustále korigovat provedení daného testu a pokud možno minimalizovat jeho opakování.

Jednotlivé svalové testy mají svou vlastní metodiku, která může bez bližšího zkoumání budít dojem podobnosti ne-li totožnosti. Výsledky diplomové práce tento fakt zamítají. MMT Kendall se vyznačuje variabilitou počátečního nastavení jednotlivých segmentů těla a fixace. Nejedná se ve své podstatě o analytické vyšetření, jednoho jediného svalu nebo svalové skupiny (prime moveru), ale o vyšetření globálních svalových souher

v rámci kinematických řetězců. Je možné ji označit jako diagnostickou metodu, zaměřující se na odhalení insuficientní části svalové smyčky, kterou lze následně kompenzovat vhodnou úpravou fixace či polohy segmentů. Variantu extenze zvolenou v rámci diplomového měření můžeme z dostupných výsledků, pozorování a individuálních hodnocení probandů označit za náročnější na provedení. Pro validní provedení, při němž budou minimalizována rizika komplikací, je nutné mít značné klinické zkušenosti.

Extenze trupu na základě ST profesora Jandy je na druhé straně varianta, která je podle výsledků, pozorování a individuálních poznatků získaných od probandů šetrnější a méně náročná na provedení. Nižší náročnost a šetrnost je dána především manuálním nastavením a následnou stabilizací pánve probanda. Samotná fixace a výchozí poloha jsou faktory, které maximalizují specifičnost testu, jinými slovy ST dle Jandy hodnotí prime mover a případné synergisty s maximální efektivitou.

5.6 Limity diplomové práce

Prvním zásadním limitem této práce byla velikost testované skupiny. S větším množstvím probandů by bylo možné prezentovat výsledky s větší přesností a výpovědní hodnotou.

Limitující byla také nemožnost provedení testů v úplně totožných polohách doporučených autory obou svalových testů. Tento fakt může mít za následek zkreslení některých výsledků. Tato omezení korespondují s využitím povrchové EMG. Její nedostatek spočíval v přenášení signálu pomocí kabelů propojujících elektrody s telemetrií. Tento způsob přenosu značně limitoval probandy v provádění pohybu. Kabely a předzesilovače byly na mnohých místech uchyceny pomocí lepící pásky, která omezovala volnost pohybu a zároveň byla kožním stimulem, který mohl mít za následek ovlivnění svalové aktivity.

V souvislosti s povrchovou EMG je nutné uvést další limitaci, kterou je umístění elektrod, vzhledem k morfologické variabilitě každého měřeného jedince. Není možné vždy totožně a správně zacílit elektrody do oblasti nad požadovaným svalem. K nepřesnostem v umístění přispívá fakt, že elektrody byly na probanda lepeny vždy v poloze ve stoje. V průběhu testování tedy mohlo při pohybu dojít k částečné změně jejich polohy. Za účelem větší přesnosti snímání a s tím spojené možnosti snímat konkrétní svaly, by bylo vhodnější využít jehlovou EMG.

Poslední limity souvisí s hodnocenými parametry a vybranými svaly. Tato diplomová práce má své závěry založené na porovnání svalových aktivit dvou testů, přičemž ST profesora Jandy byl zvolen jako referenční hodnota. Proto, abychom však mohli dostatečně vyhodnotit klinické důsledky obou testů, bylo by vhodnější využít jako referenční hodnotu aktivitu svalů při vzpřímeném stojí nebo při pokusu o zvednutí předmětu v předklonu. Neméně limitujícím faktem je, že hodnocením pouze jednoho parametru, kterým byla právě aktivita svalstva, nám nedává prostor pro hodnocení timingu svalů. To by mohlo vést k ozřejmění příčiny signifikantně vyšších aktivit některých svalů.

Mezi měřenými svaly jsme nesledovali m. latissimus dorsi, který je důležitou součástí zadní svalové smyčky, změna jeho aktivity se změnou polohy horních končetin by pomohla potvrdit nebo vyvrátit některé domněnky.

6 ZÁVĚR

V této práci jsme se snažili popsat a charakterizovat dva svalové testy. První vybraný test byl ST dle Jandy, se kterým se fyzioterapeuti a rehabilitační lékaři běžně setkávají v rámci klinické praxe na pracovištích v České Republice. Druhý vybraný MMT Kendall je naopak typicky využíván v zahraničí. Cílem této diplomové práce bylo na základě EMG aktivity vybraných svalů zjistit případné odlišnosti při testování extenze trupu proti působení gravitace.

Výsledky potvrdili signifikantně vyšší aktivitu všech vybraných svalů při provádění Manual Muscle Testing Kendall et al. Tato vyšší aktivita je dána především větší individuální náročností provedení daného testu. Ta je podmíněna rozdílnou fixací, která spoléhá na nastavení a stabilizaci pánve skrze aktivitu svalů, které nejsou hlavním předmětem testování. Svalový test podle profesora Jandy tento problém řeší přímou manuální fixací pánve, tím zabraňuje zvýšení obtížnosti v případě insuficience „stabilizačních“ svalů.

Mimo rozdílné fixace se na větší náročnosti podílí postavení horních končetin, které svou vzdáleností od center of gravity kladou větší nároky na trupové erektory. Mimo to postavení horních končetin potencuje aktivitu svalů, jejichž vyšetření není zamýšleným cílem. Na druhé straně skrze strukturální propojení s hrudní páteří usnadňují její extenzi a tak se nepřímo podílí na kvalitě provedení.

Proti výše uvedeným tvrzením lze uvést výrok docenta Vélého (2006, s. 50), že k zamýšlenému úkonu může být použito různé kombinace svalů, která se odvíjí v závislosti na interindividuálním motorickém projevu každého jedince. Jinými slovy pohyb je utvářen na základě dostupnosti jednotlivých svalů, na vnějším prostředí, osobnosti pacienta a na strategii, kterou zvolí jeho centrální nervová soustava.

I přes větší náročnost subjektivně vnímanou většinou probandů MMT Kendall et al., umožňují globálnější náhled na pohybový projev pacienta, který dává možnost odhalit funkční nedostatky v jednotlivých částech kinematických řetězců. Zkušený testující má možnost dopředeně měnit jednotlivé výchozí podmínky a tak snižovat jeho náročnost na úkor zúžení diagnostického přínosu.

Svalový test podle profesora Jandy je diagnostickým standardem umožňujícím okamžité hodnocení „prime moveru“ s maximální možnou přesností a možností hodnotit způsob provedení pohybu. Tento fakt je nutné brát jako hlavní cíl svalového testu.

REFERENČNÍ SEZNAM

BÍLKOVÁ, I. 2014. FYZIOklinika: centrum fyzioterapeutické péče [online]. 2014, Praha. [cit. 10.2.2016]. Dostupné z: <https://www.fyzioklinika.cz/clanky-o-zdravi/prof-mudr-vladimir-janda-drsc>.

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. 11.3.2016]. Dostupné z: http://www.greatseminaronline.com/course_documents/six/quant.pdf.

BUCHTHAL, F., SCHMALBRUCH, H. 1970. Contraction times and fibre types in intact human muscle. *Act Physiologica Scandinavica* [online]. 1970, vol. 79, no. 4, pp. 435-452. [cit. 10.3.2016]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1748-1716.1970.tb04744.x/epdf>.

CAGNIE, B., DHOOGHE, F., SCHUMACHER, CH., DE MEULEMEESTER, K., PETROVIC, M., VAN OOSTERWIJCK, J., DANNEELS, L. 2015. Fiber typing of the erector spinae and multifidus muscles in healthy controls and back pain patients: a systematic literature review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 2015, vol. 38, no. 9, pp. 653-663. [cit. 10.4.2016]. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0161475415001827>.

CALLAGHAN, J. P., GUNNING, J. L., MCGILL, S. M. 1998. The relationship between lumbar spine load and muscle activity during extensor exercises. *Journal of the American Physical Therapy Association* [online]. 1998, vol. 78 no. 1, pp. 8-18. [cit. 19.4.2016]. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/ptjournal/78/1/8.full.pdf>.

CASTELEIN, B., CAGNIE, B., PARLEVLIET, T., COOLS, A. 2016. Superficial and deep scapulothoracic muscle electromyographic activity during elevation exercises in the scapular plane. *Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2016, vol. 46, no. 3, pp. 184-193. [cit. 25.4.2016]. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2016.5927>.

CRISCO, J. J., PANJABI, M. M., YAMAMOTO, I., OXLAND, T. R. 1992. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: Experiment. *Clinical Biomechanics*

[online]. 1992, vol. 7, no. 1, pp. 27-32. [cit. 10.4.2016]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/026800339290004N>.

ČECH, S., HORKÝ, D. 2011. *Přehled obecné histologie*. Brno: Masarykova univerzita. ISBN 978-80-210-5543-8.

ČIHÁK, R., GRIM, M., FEJFAR, O. 2011. *Anatomie I*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3817-8.

DE LUCA, C. J. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 1997, vol. 13, no. 2, pp. 135-163. [cit. 15.4.2016]. Dostupné z: <http://faculty.educ.ubc.ca/sanderson/courses/HKIN563/pdf/Surface%20EMG%20Tutorial%202.pdf>.

DE RIDDER, E. D., VAN OOSTERWIJCK, J. O., VLEEMING, A., VANDERSTRAETEN, G. G., DANNEELS, L. A. 2013. Posterior muscle chain activity during various extension exercises: an observational study. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2013, vol. 14, no. 1, pp. 1-11. [cit. 19.4.2016]. Dostupné z: <http://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2474-14-204>.

DE RIDDER, E. D., VAN OOSTERWIJCK, J. O., VLEEMING, A., VANDERSTRAETEN, G. G., DANNEELS, L. A. 2015. Muscle functional MRI analysis of trunk muscle recruitment during extension exercises in asymptomatic individuals. *Scandinavian Journal Of Medicine & Science In Sports* [online]. 2015, vol. 25, no. 2, pp. 196-204. [cit. 19.4.2016]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/sms.12190/pdf>.

DE SÈZE, M. P., CAZALETS, J. 2008. Anatomical optimization of skin electrode placement to record electromyographic activity of erector spinae muscles. *Surgical And Radiologic Anatomy: SRA* [online]. 2008, vol. 30, no. 2, pp. 137-143. [cit. 10.2.2016]. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s00276-007-0289-y/fulltext.html>.

DRAKE, J. D., FISCHER, S. L., BROWN, S. H., CALLAGHAN, J. P. 2006. Do exercise balls provide a training advantage for trunk extensor exercises? A biomechanical evaluation. *Journal Of Manipulative & Physiological Therapeutics* [online]. vol. 29, no. 5, pp. 354-362. [cit. 30.4.2016]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S016147540600090X>.

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

- DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.
- ENOKA R. M. 2008. *Neuromechanics of human movement (4th ed.)*. Champaign III. : Human Kinetics. ISBN ISBN 978-0-7360-6679-2.
- EUN, H. K., TAE, H. L., SO, H. P., CHEOL, S. K., SUNG, H. J. 2015. Effect of hip abduction exercise with manual pelvic fixation on recruitment of deep trunk. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 2015, vol. 94, no. 3, pp. 201-210. [cit. 16.4.2016]. Dostupné z: http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.19.0a/ovidweb.cgi?&S=MGPJFPIJANDDNOMNNCIKMBOBFBIAAA00&Link+Set=S.sh.34%7c1%7csl_10.
- FARIA, C. M., TEIXEIRA-SALMELA, L. F., GOMES, P. F. 2009. Applicability of the coactivation method in assessing synergies of the scapular stabilizing muscles. *Journal Of Shoulder & Elbow Surgery* [online]. 2009, vol. 18, no. 5, pp. 764-772. [cit. 24.4.2016]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274609001347>.
- GLOUSMAN, R., JOBE, F., TIBONE, J., MOYNES, D., ANTONELLI, D., PERRY, J. 1988. Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. *The Journal of Bone & Joint Surgery* [online]. 1988, vol. 70, no. 2, pp. 220-226. [cit. 26.4.2016]. Dostupné z: <http://jbjs.org/content/70/2/220.full.pdf>.
- GROSS, J. M., FETTO J. ROSEN, E. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton. ISBN 80-725-4720-8.
- HOUGLUM, P. A., BERTOTI, D. B. 2012. *Brunnstrom's clinical kinesiology 6th ed.* Philadelphia: F.A. Davis. ISBN 0803623526
- CHESHOMI, S. 2013. The Relationship between thoracic kyphosis curvature and subacromial space. *World Applied Sciences Journal* [online]. 2013, vol. 22, no. 12, pp. 1806-1809. [cit. 26.4.2016]. Dostupné z: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.388.1857&rep=rep1&type=pdf>.
- JANDA, V. 1996. *Funkční svalový test*. Praha: Grada. ISBN 80-7169-208-5.
- JELÍNKOVÁ, I., ŠORFOVÁ, M. 2013. Aktivita svalů trupu a krku při napřimení cerviko-thorakálního úseku páteře provokované zevní rotací paže. *Rehabilitation & Physical Medicine / Rehabilitace A Fyzikalni Lekarstvi* [online]. 2013, vol. 20, no. 4, ss. 215-220. [cit.

19.3.2016]. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=318811cf-3b7b-4ef7-8cf3-22f129e961d8%40sessionmgr4003&vid=10&hid=4211>.

JELÍNKOVÁ, I. 2012. Kinematics of the cervical-thoracic spine and the shoulder girdle. / Kinematika cervikothorakálního přechodu a pletence ramenního. *Acta Universitatis Carolinae: Kinanthropologica* [online]. 2012, vol. 48, no. 2, pp. 7-17. [cit. 26.4.2016]. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=ef3377df-e108-4722-bb58-a7e6fd88b229%40sessionmgr104&vid=4&hid=127>.

JEON, I., HWANG, U., JUNG, S., KWON, O. 2016. Comparison of gluteus maximus and hamstring electromyographic activity and lumbopelvic motion during three different prone hip extension exercises in healthy volunteers. *Physical Therapy In Sport* [online]. 2016, Mar. 16., pp. 1-22. [cit. 17.4.2016]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X1600033X?>

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

KAPANDJI, A. I. 2008. *The physiology of the joints. (6th ed.)*. Edinburgh: Churchill Livingstone. ISBN 978-0-7020-2959-2.

KAPANDJI, A. I. 2009. *The physiology of the joints: the lower limb, volume 2 (5th ed.)*. India: Churchill Livingstone. ISBN 978-0-443-03618-7.

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

KIM, H-J., CHUNG, S., KIM, S., SHIN, H., LEE, J., KIM, S., SONG, M-Y. 2006. Influences of trunk muscles on lumbar lordosis and sacral angle. *European Spine Journal* [online]. 2006, vol. 15, no. 4, pp. 409–414. [cit. 27.4.2016]. Dostupné z: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3489319/pdf/586_2005_Article_976.pdf.

KREKOUKIAS, G., PETTY, N. J., CHEEK, L. 2009. Comparison of surface electromyographic activity of erector spinae before and after the application of central posteroanterior mobilisation on the lumbar spine. *Journal Of Electromyography And Kinesiology* [online]. 2009, vol. 19, no 1, pp. 39-45. [cit. 19.4.2016]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641107001137?>

- KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2762-1.
- LATASH, M. L. 1998. *Neurophysiological basis of movement*. Champaign IL: Human Kinetics. ISBN 0880117567.
- LAWRENCE, L. P. 2000. Florence Kendall: What a wonderful journey. *PT magazine* [online]. 2010, vol. 8, no. 5, pp. 37-45. [cit. 11.4.2016]. Dostupné z: <http://msa.maryland.gov/megafile/msa/speccol/sc3500/sc3520/013800/013804/pdf/lawrence.pdf>.
- LEE, H. 2015. Enhanced muscle activity during lumbar extension exercise with pelvic stabilization. *Journal Of Exercise Rehabilitation* [online]. 2015, vol. 11, no. 6, pp. 372-377. [cit. 19.4.2016]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4697788/>.
- LEHMAN, G. J., HODA, W., OLIVER, S. 2005. Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swissball. *Chiropractic & Osteopathy* [online]. 2005, vol. 13, no. 8, pp. 1-8. [cit. 13.4.2016]. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1186/1746-1340-13-14/fulltext.html>.
- MACINTOSH, B. R., GARDINER, P. F., MCCOMAS, A. J. 2006. *Skeletal muscle: form and function (2nd ed.)*. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 0736045171.
- MANNION, A. F. 1999. Review: Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *Journal Of Electromyography And Kinesiology* [online]. 1999, vol. 9, no. 6, pp. 363-377. [cit. 23.3.2016]. Dostupné z: [http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411\(99\)00010-3/pdf](http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411(99)00010-3/pdf).
- MANNION, A. F., DUMAS, G. A., COOPER, R. G., ESPINOSA, F. J., FARIS, M. W., STEVENSON, J. M. 1996. Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain: normal values and sex differences. *Journal of Anatomy* [online]. 1996, vol. 190 no. 4, pp. 505–513. [cit. 20.3.2016]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1046/j.1469-7580.1997.19040505.x/epdf>.
- MASAHIRO, W., KOJI, K., YUSUKE, W., YASUSHI, M., SHUMPEI, M. 2014. Trunk muscle activity with different sitting postures and pelvic inclination. *Journal Of Back & Musculoskeletal Rehabilitation* [online]. 2014, vol. 27, no. 4, pp. 531-536. [cit. 14.4.2016].

Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=3e28f564-f2c5-45cb-a2b4-2062fb008e56%40sessionmgr120&vid=4&hid=108>.

MAWSTON, G. A., BOOCOOCK, M. G. 2012. The effect of lumbar posture on spinal loading and the function of the erector spinae: implications for exercise and vocational rehabilitation. *New Zealand Journal of Physiotherapy* [online]. 2012, vol. 40, no. 3, pp. 135-140. [cit. 27.4.2016]. Dostupné z: <http://physiotherapy.org.nz/assets/Professional-dev/Journal/2012-November/2012NovBoocock.pdf>.

MAYER, J. M., GRAVES, J. E., MANINI, T. M., NUZZO, J. L., PLOUTZ-SNYDER, L. L. 2013. Lumbar Muscle Activity During Common Lifts: A Preliminary Study Using Magnetic Resonance Imaging. *Journal Of Applied Biomechanics* [online]. 2013, vol. 29, no. 2, pp. 147-154. [cit. 20.4.2016]. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=af5c2280-0395-4ef9-96e1-248b80229881%40sessionmgr102&vid=8&hid=108>.

MCGINNIS, P. 2013. *Merton. Biomechanics of sport and exercise*. 3rd ed. Champaign IL: Human Kinetics. c2013, ISBN 07-360-7966-1.

NELSON-WONG, E., ALEX, B., CSEPE, D., LANCASTER, D., CALLAGHAN, J. P. 2012. Altered muscle recruitment during extension from trunk flexion in low back pain developers. *Clinical Biomechanics* [online]. 2012. vol. 27, no. 10, pp. 994-998. [cit. 19.4.2016]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003312001556>.

NEUFUSS, J., HESSE, B., THORPE, S. S., VEREECKE, E. E., D'AOUT, K., FISCHER, M. S., SCHILLING, N. 2014. Fibre type composition in the lumbar perivertebral muscles of primates: implications for the evolution of orthogrady in hominoids. *Journal Of Anatomy* [online]. 2014, vol. 224, no. 2, pp. 113-131. [cit. 20.4.2016]. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=69bb63c0-5ca5-4ead-ae0f-d74d22f363f7%40sessionmgr4001&vid=3&hid=4111>.

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

PARK, K., OH, J., AN, D., YOO, W., KIM, J., KIM, T., KANG, M. 2015. Difference in selective muscle activity of thoracic erector spinae during prone trunk extension exercise in subjects with slouched thoracic posture. *PM & R: The Journal Of Injury, Function, And*

Rehabilitation [online]. 2015, vol. 7, no. 5, pp. 479-484. [cit. 25.4.2016]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1934148214014397?>.

PARK, S., YOO, W. 2014. Effects of hand and knee positions on muscular activity during trunk extension exercise with the Roman chair. *Journal Of Electromyography And Kinesiology* [online]. 2014, vol. 24, no. 6, pp. 972-976. [cit. 19.4.2016]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641114001837>.

PAUL, S., LAMMERS, A. R., DANIAL, P. 2009. Different parts of erector spinae muscle fatigability in subjects with and without low back pain. *The Spine Journal* [online]. 2009, vol. 9, no. 2, pp. 115-120. [cit. 15.4.2016]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1529943007010601>.

PETERSEN, C. M., AMUNDSEN, L. R., SCHENDEL, M. J. 1987. Effects of pelvic and lower extremity stabilization on isometric trunk extension and flexion muscle strength. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* [online]. 1987, vol. 9, no. 3, pp. 111-117. [cit. 19.4.2016]. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.1987.9.3.111>.

PETTE, D., STARON R. 2000. Myosin Isoforms, Muscle Fiber Types, and Transitions. *Microscopy research and technique* [online]. 2000, vol. 50, no. 6, pp. 500-509. [cit. 14.03.2016]. Dostupné z: [http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1097-0029\(20000915\)50:6%3C500::AID-JEMT7%3E3.0.CO;2-7/epdf](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1097-0029(20000915)50:6%3C500::AID-JEMT7%3E3.0.CO;2-7/epdf)

PLAMONDON, A., SERRESSE, O., BOYD, K., LADOUCEUR, D., DESJARDINS, P. 2002. Estimated moments at L5/S1 level and muscular activation of back extensors for six prone back extension exercises in healthy individuals. *Scandinavian Journal Of Medicine & Science In Sports* [online] vol. 12, no. 2, pp. 81-89. [cit. 19.4.2016]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1034/j.1600-0838.2002.120204.x/full>.

ROY, A., KELLER, T., COLLOCA, C. 2003. Posture-dependent trunk extensor EMG activity during maximum isometrics exertions in normal male and female subjects. *Journal Of Electromyography And Kinesiology* [online]. 2003, vol. 13, no. 5, pp. 469-476. [cit. 20.4.2016]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641103000609>.

SAN JUAN, J. G., YAGGIE, J. A., LEVY, S. S., MOONEY, V., UDERMANN, B. E., MAYER, J. M. 2005. Effects of pelvic stabilization on lumbar muscle activity during dynamic exercise. *Journal Of Strength And Conditioning Research / National Strength &*

Conditioning Association [online]. 2005, vol. 19, no. 4, pp. 903-907. [cit. 19.4.2016]. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=1d89f2b1-fd6a-4f21-8283-13a24b86f173%40sessionmgr120&vid=4&hid=114>.

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. 11.3.2016]. Dostupné z: <http://journals.sfu.ca/ijmbs/index.php/ijmbs/article/view/105/298>.

SHIRADO O, ITO T, KANEDA K, STRAX T.E. 1995. Electromyographic analysis of four techniques for isometric trunk muscle exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1995, vol. 76, no. 3, pp. 225-229. [cit. 27.4.2016]. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(95\)80605-9/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(95)80605-9/pdf) .

SCHILLING, N. 2011. Evolution of the axial system in craniates: morphology and function of the perivertebral musculature. *Frontiers in Zoology* [online]. 2011, vol. 8 no. 4, pp. 1-19. [cit. 20.3.2016]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3041741/pdf/1742-9994-8-4.pdf>.

STACKEOVÁ, D. 2012. Cvičení na bolavá záda. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4089-8.

SUEHIRO, T., MIZUTANI, M., WATANABE, S., ISHIDA, H., KOBARA, K., OSAKA, H. 2014. Comparison of spine motion and trunk muscle activity between abdominal hollowing and abdominal bracing maneuvers during prone hip extension. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2014, vol. 18, no. 3, pp. 482-488. [cit. 16.4.2016]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1360859214000643?>.

UDERMANN, B. E., GRAVES, J. E., DONELSON, R. G., PLOUTZ-SNYDER, L., BOUCHER, J. P., IRISO, J. H. 1999. Article: Pelvic restraint effect on lumbar gluteal and hamstring muscle electromyographic activation. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation* [online]. 1999, vol. 80, no. 4, pp. 428-431. [cit. 19.4.2016]. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(99\)90280-0/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(99)90280-0/pdf).

VACEK, Z. 2006. *Embryologie: učebnice pro studenty lékařství a oborů všeobecná sestra a porodní asistentka*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1267-3.

VÉLE F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

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

WILLARD, F. H., VLEEMING, A., SCHUENKE, M. D., DANNEELS, L., SCHLEIP, R. 2012. The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. *Journal of Anatomy* [online] 2012, vol. 221, no. 6, pp. 507–536. [cit. 10.4.2016]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3512278>.

WINTER, D. A. 2009. *Biomechanics and motor kontrol of human movement (4th ed.)*. New Jersey: John Wiley & Son. ISBN 978-0-470-39818-0.

XIAO, J., GAO, J., WANG, H., LIU, K., YANG, X. 2015. The surface EMG characteristics between erector spinae and vastus lateralis during bending forward and squatting down tasks. *Physiology Journal*. [online]. 2015, article ID 537379, pp. 1-6. [cit. 15.4.2016]. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/physiology/2015/537379>.

YAO, W., FUGLEVAND, R. J., ENOKA, R. M. 2006. Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2000, vol. 83, no. 2, pp. 441-452. [cit. 15.4.2016]. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/jn/83/1/441.full.pdf>.

SEZNAM ZKRATEK

atd. – a tak dále

C7 – číselné označení krčního obratle

CES – erektory krční páteře

cm - centimetr

COG – center of gravity

EBM – evidence-based medicine

EMG- elektromyografie

et al. – a kolektiv

FG – fast glycolytic

FNOL – Fakultní nemocnice Olomouc

FOG – fast oxidative and glycolytic

GM. – musculus gluteus maximus

H₀1 – nulová hypotéza číslo 1

H_A1 – alternativní hypotéza číslo 1

kg – kilogram

L – left „levý“

L2, 3 a 4 – číselné označení bederního obratle

LBP – low back pain

LES- erektory bederní páteře

lig. – z latinského slova „ligamentum“, vaz

LT – lower trapezius

m – metr

m. – z latinského slova „musculus“, sval

MAX – maximální hodnota

MHC – myosin heavy chains

MIN – minimální hodnota

min – minuta

MJ – motorická jednotka

mm. – z latinského slova „musculi“, svaly

MMT – manual muscle testing

MT – middle trapezius

n – počet prvků

p – hodnota statistické významnosti

p. – page, „strana“

pp. – pages, „strany“

PRS – paraspinální retikulární pochva

R – right, „pravý“

R – rozptyl

RMS – root mean square

s. – strana

SD – směrodatná odchylka

SEMG – povrchová elektromyografie (surface electromyography)

SIAS – spina iliaca anterior superior

SIPS – spina iliaca posterior superior

SO – slow oxidative

ss. – strany

ST – svalový test

TES – erektory hrudní páteře

ThLES – erektory thorakolumbálního přechodu

TLF – thorakolumbální fascie

tzn. – to znamená

USA – United States of America

UT – upper trapezius

X – aritmetický průměr

Z – rozdíl párových hodnot

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 hodnoty statistické významnosti (p) pro hypotézu vědecké otázky.....	35
Tabulka 2 odlišnosti poloh vybraných svalových testů.....	43

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 svalová aktivita (mean amplitude) při provádění svalových testů	34
Graf 2 box graf svalové aktivity erektorů krční páteře	36
Graf 3 box graf svalové aktivity vzestupné části m. trapezius	37
Graf 4 box graf svalové aktivity transverzální části m. trapezius	38
Graf 5 box graf svalové aktivity sestupné části m. trapezius	39
Graf 6 box graf svalové aktivity thorakolumbálního přechodu páteře	40
Graf 7 box graf svalové aktivity erektorů bederní páteře	41
Graf 8 box graf svalové aktivity m. gluteus maximus	42

SEZNAM OBRÁZKŮ

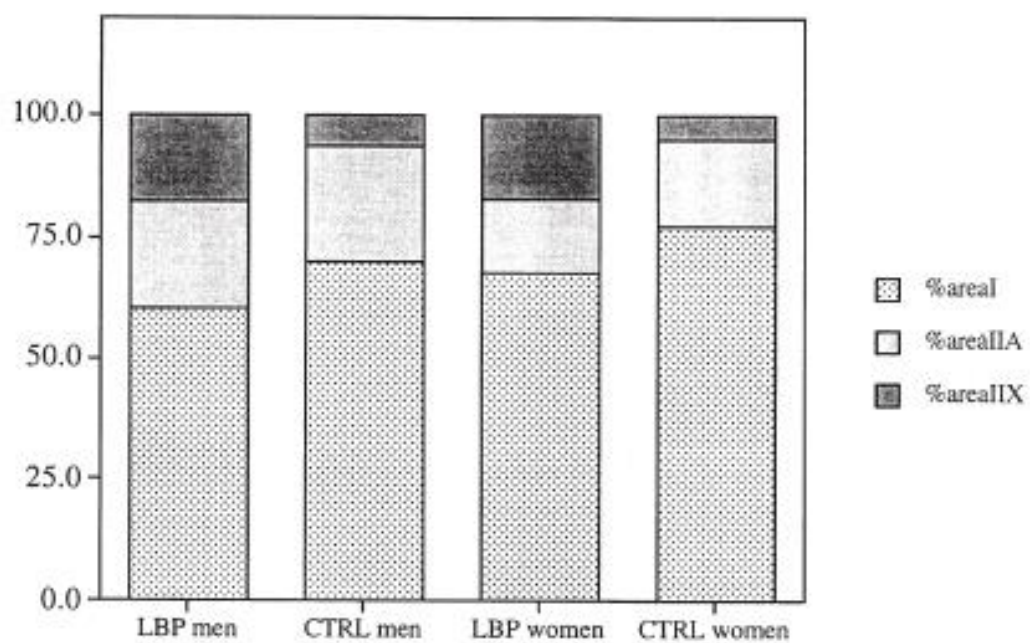
Obrázek 1 počáteční poloha - modifikace ST Janda	31
Obrázek 2 konečná poloha - modifikace ST Janda	32
Obrázek 3 počáteční poloha – modifikace MMT Kendall.....	32
Obrázek 4 konečná poloha – modifikace MMT Kendall.....	33

SEZNAM PŘÍLOH

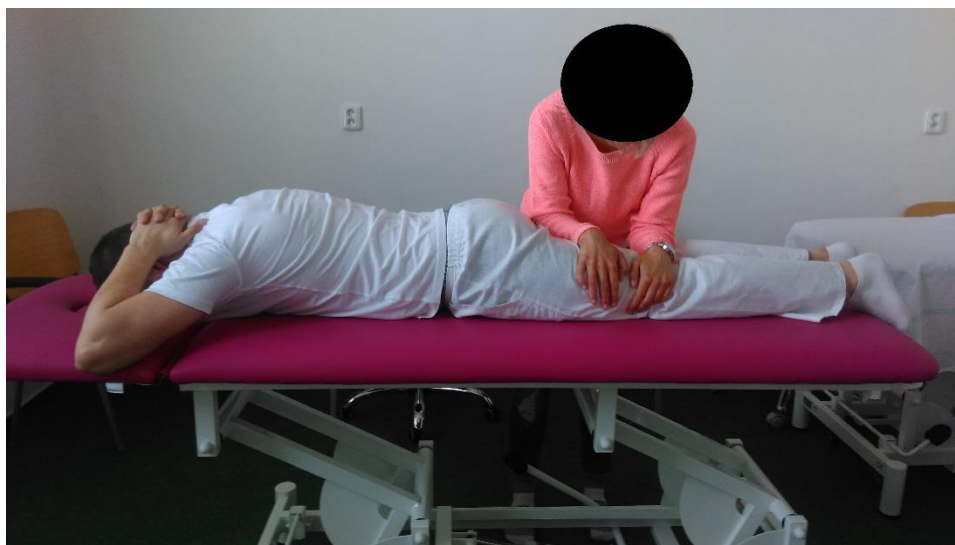
Příloha 1 Mannion (1999, p. 372) distribuce svalových vláken u kontrolní skupiny probandů a LBP	75
Příloha 2 počáteční poloha - MMT Kendall.....	76
Příloha 3 konečná poloha - MMT Kendall.....	76
Příloha 4 počáteční poloha - ST Janda	77
Příloha 5 konečná poloha - ST Janda	77
Příloha 6 kineziologický rozbor 1. část	78
Příloha 7 kineziologický rozbor 2. část	79
Příloha 8 informovaný souhlas	80
Příloha 9 surová data ST Janda 1. část	81
Příloha 10 surová data ST Janda 2. část	82
Příloha 11 surová data MMT Kendall 1. část	83
Příloha 12 surová data MMT Kendall 2. část	84
Příloha 13 popisná statistika ST Janda	85
Příloha 14 popisná statistika MMT Kendall	86
Příloha 15 tabulka Wilcoxonova testu	87

PŘÍLOHY

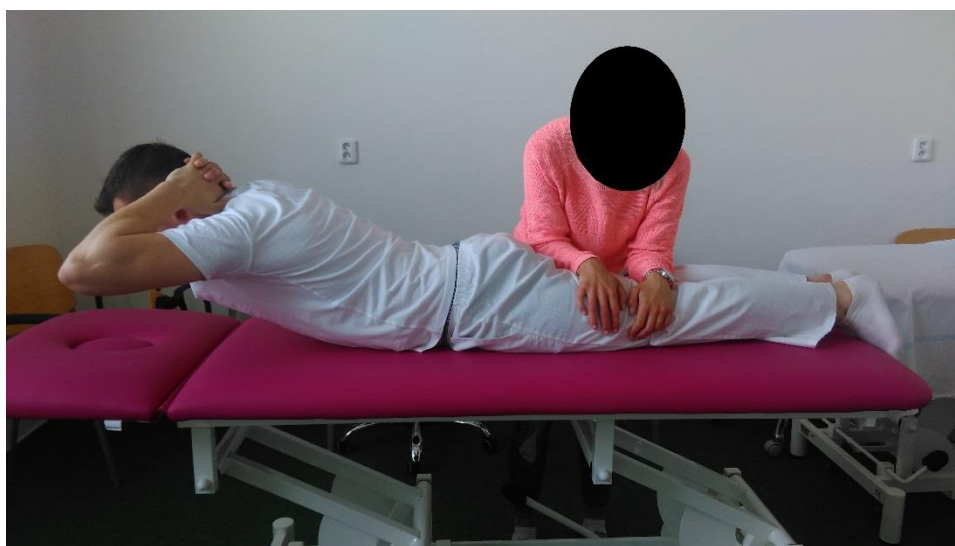
Příloha 1 Mannion (1999, p. 372) distribuce svalových vláken u kontrolní skupiny probandů a LBP



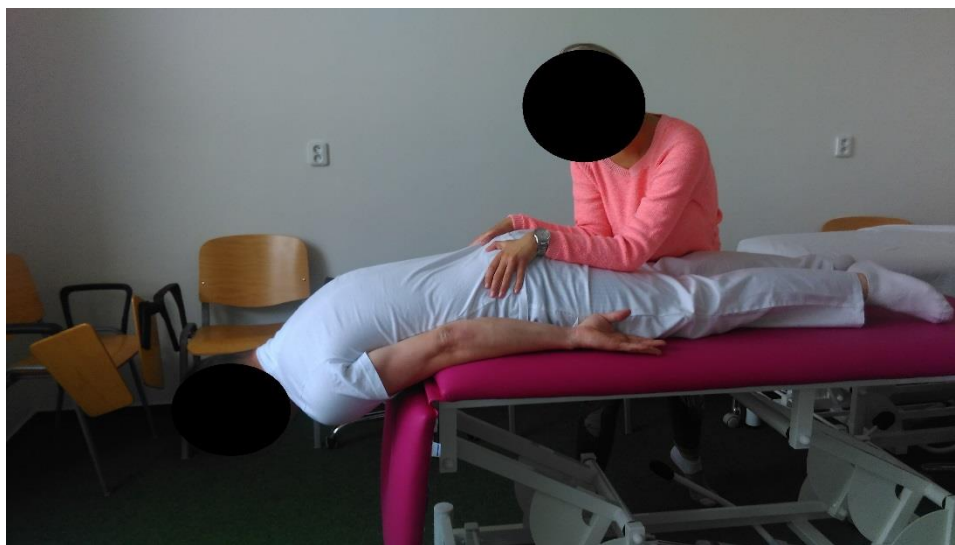
Příloha 2 počáteční poloha - MMT Kendall



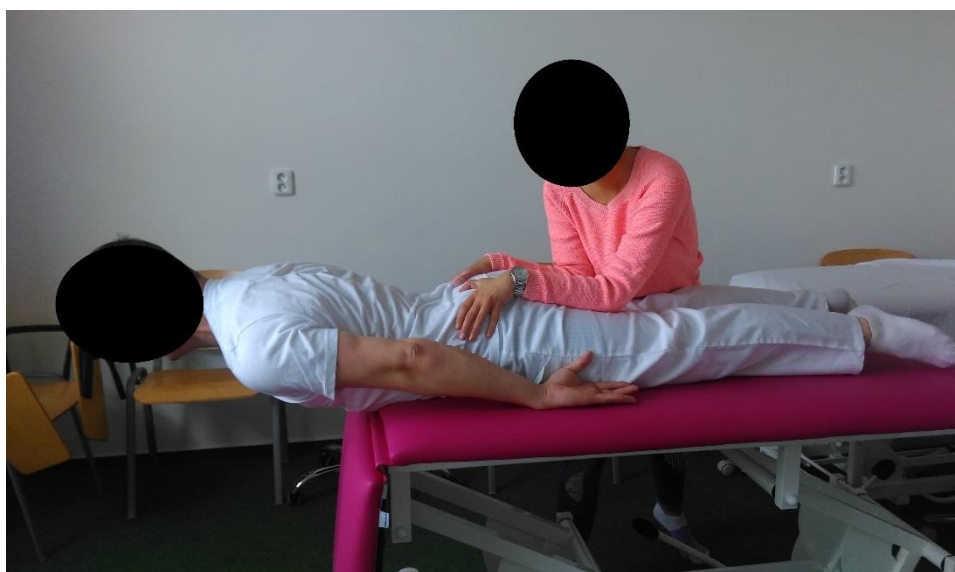
Příloha 3 konečná poloha - MMT Kendall



Příloha 4 počáteční poloha - ST Janda



Příloha 5 konečná poloha - ST Janda



Příloha 6 kineziologický rozbor 1. část



Univerzita Palackého
v Olomouci

KINEZIOLOGICKÝ ROZBOR

EMG analýza u vybraných testů svalové síly

- jméno, příjmení:
- číslo probanda:
- věk:
- výška:
- váha:

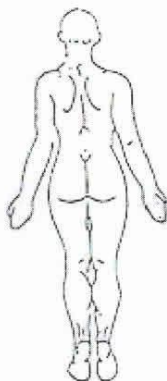
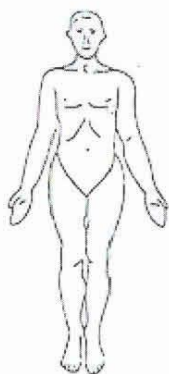
- lateralita:
- OA (operace, úrazy, jizvy):
- SpA:

Svalový test na zádové svaly:

- ST 3 dle Jandy
- ST „Fair“ dle Kendall
- subjektivní hodnocení testů

Zkrácené svaly:

Aspekce:



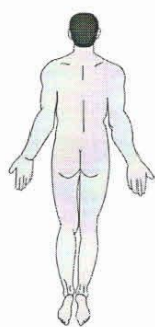
Příloha 7 kineziologický rozbor 2. část



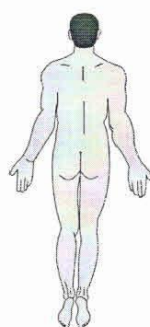
Univerzita Palackého
v Olomouci

Trendelenburgova zkouška:

LDK



PDK



Příloha 8 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. Filipem Vaidlem 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

Příloha 9 surová data ST Janda 1. část

Proband; funkce / sval	L CES	R CES	L UT	R UT	L MT	R MT	L LT
1	11,3742	14,6306	8,04106	16,043	32,3207	29,1487	92,9488
2	5,54014	8,07844	5,80774	5,68054	24,3662	26,9084	31,1669
3	37,2085	16,8581	5,52287	16,3664	19,2229	16,7104	7,32256
4	16,3153	19,5108	44,7688	24,7866	25,3443	97,5171	86,5024
5	26,2318	16,0742	10,2527	16,5228	51,6578	51,4598	61,2795
6	17,1611	15,0484	12,9966	12,2573	24,417	104,795	37,4172
7	12,0763	12,2013	7,87508	8,36908	17,1508	16,0761	43,4808
8	678,434	618,417	441,681	238,641	1311,42	1590,17	4825,93
9	793,796	610,277	524,879	288,559	1643,36	1127,87	2100,68
10	818,26	775,583	447,418	25,1528	2051,18	2277,21	3512,3
11	709,598	646,801	856,593	350,951	2808,81	1793,07	2791,77
12	755,337	509,4	1234,7	641,346	2285,84	1871,04	1630,96
13	940,356	1295,5	662,23	1062,82	1075,67	1440,92	2038,33
14	734,267	928,116	480,447	1747,47	1415,17	2390,5	3119,95
15	389,963	661,501	587,063	703,788	1824,67	1936,32	5851,75
16	851,923	1022,58	927,807	548,778	2058,05	2535,36	2621,67
17	622,776	1367,15	1248,38	1093,38	2357,41	1273,9	5819,71
18	1099,97	693,213	549,694	441,625	1121,57	729,152	1896,36
19	657,722	644,437	593,5	621,494	2731,96	1792,19	3329,71
20	1058,44	870,508	585,657	695,415	1837,62	1878,46	2350,85
X	511,837	537,294	461,766	427,972	1235,860	1148,939	2112,504
SD	400,613	447,674	403,773	473,169	1015,200	923,082	1924,183

Legenda: **X** - aritmetický průměr; **SD** - směrodatná odchylka; **L** - levý; **R** - pravý; **CES** - erektor krční páteře; **UT** - vzestupná část m. trapezius; **MT** - transverzální část m. trapezius; **LT** - sestupná část m. trapezius

Příloha 10 surová data ST Janda 2. část

Proband; funkce / sval	R LT	L ThLES	R ThLES	L LES	R LES	L GM	R GM
1	83,4994	58,2825	84,7051	54,0429	68,3387	6,72781	13,3725
2	27,7825	33,8633	24,158	16,9176	12,1228	2,02105	5,90662
3	32,026	36,6154	44,9617	38,8409	66,5747	2,19314	2,12957
4	122,568	102,521	115,548	95,7673	99,9732	35,5528	29,9946
5	70,9359	108,582	165,481	100,668	81,3872	14,2118	17,4053
6	120,081	87,4204	71,1734	55,7533	62,4307	10,4778	16,7667
7	61,0262	47,5741	42,7284	54,7678	41,2635	1,89878	2,3495
8	1784,26	2705,03	3396,06	754,168	1412,02	3431,58	585,261
9	1665,33	3018,58	3309,05	1828,86	2110,18	747,953	828,759
10	2870,45	5361,5	4496,56	2594,92	2380,43	1106,97	1118,85
11	4938,07	3880,62	4512,46	2829,44	3206,32	497,795	679,34
12	2072,46	3694,29	1999,42	2505,6	1715,48	335,866	503,935
13	2110,64	3284,8	3671,64	1977,18	2561,27	416,158	1421,43
14	5985,7	3750,04	4799,87	4145,44	5412,93	499,552	645,177
15	5249,45	2631,91	2918,71	2905,37	3293,53	1204,08	1294,91
16	2991,05	4182,93	3800,52	3774,04	2965,28	1433,2	1266,32
17	7630,16	5334,61	4245,13	2327,83	1770,46	1555,93	915,31
18	2211,12	2100,6	2881,53	1435,91	1900,16	316,881	201,431
19	3377,84	3187,74	3460,36	2709,3	2187,02	399,289	307,917
20	1947,23	4001,5	3492,76	1879,41	1679,95	126,134	338,085
X	2267,584	2380,450	2376,641	1604,211	1651,356	607,224	509,732
SD	2238,193	1904,423	1837,208	1369,262	1463,215	832,614	492,382

Legenda: **X** - aritmetický průměr; **SD** - směrodatná odchylka; **L** - levý; **R** - pravý; **LT** - sestupná část m. trapezius; **ThLES** - erektor thorakolumbálního přechodu; **LES** - erektor bederní páteře; **GM** - m. gluteus maximus

Příloha 11 surová data MMT Kendall 1. část

Proband; funkce / sval	L CES	R CES	L UT	R UT	L MT	R MT	L LT
1	32,5179	32,7919	126,168	162,073	100,9	151,59	115,134
2	13,6077	10,2685	33,9775	49,4366	63,2373	149,634	70,8468
3	15,7601	15,1788	73,2298	60,2123	186,059	72,0712	18,4908
4	16,3081	13,2242	67,2851	73,0597	51,2067	51,7895	209,345
5	43,1615	46,4925	95,612	126,911	124,853	86,8355	137,009
6	17,2938	17,6146	107,585	162,7	43,388	83,1288	58,7522
7	22,4932	15,244	100,986	57,1189	33,3039	34,692	56,4506
8	816,222	758,883	2462,81	2296,4	3206,85	5398,99	14604,7
9	1270,96	949,518	2217,83	2646,17	10573,6	9433,1	8706,58
10	1045,91	874,901	1962,88	39,5023	13941,6	15654,4	7921,37
11	1165,43	1231,05	8614,57	3089,62	8099,17	6070,73	3943,42
12	1296,78	1057,86	5278,79	2597,67	6417,94	5021,95	5704,27
13	1797,23	1191,11	4276,18	1976,05	3828,36	5500,13	2760,07
14	1653,5	1655,38	3400,01	2833,54	6630,37	16510	3760,46
15	741,212	1363,82	6157,84	12707,3	8361,3	6847,85	8877,46
16	2070,78	1853,63	5519,65	6074,5	8261,9	13996,7	5719,93
17	1013,07	1051,03	6781,58	8057,43	9277,29	6010,91	18335
18	874,503	1000,25	2514,88	2581,5	6695,03	5211,28	5974,55
19	1315,42	1314,22	5278,42	9027,34	24437,4	16536,8	2969,99
20	932,072	939,944	1407,52	1292,72	1697,87	1916,97	3207,79
X	807,712	769,621	2823,890	2795,563	5601,581	5736,978	4657,581
SD	671,353	615,855	2693,783	3534,864	6170,834	5863,079	5080,561

Legenda: **X** - aritmetický průměr; **SD** - směrodatná odchylka; **L** - levý; **R** - pravý; **CES** - erektor krční páteře; **UT** - vzestupná část m. trapezius; **MT** - transverzální část m. trapezius; **LT** - sestupná část m. trapezius

Příloha 12 surová data MMT Kendall 2. část

Proband; funkce / sval	R LT	L ThLES	R ThLES	L LES	R LES	L GM	R GM
1	66,0304	124,154	154,389	103,08	132,272	69,4166	86,9851
2	88,0096	50,5366	39,591	22,9174	18,3705	16,0511	12,2101
3	272,238	70,6788	88,4548	89,5403	113,087	17,1062	14,8838
4	321,32	155	154,375	150,27	143,239	42,3306	41,7466
5	100,265	185,7	268,441	147,203	136,454	62,2592	47,4174
6	85,7367	104,365	98,2208	76,7508	87,2473	19,0791	21,158
7	68,8678	62,4767	57,6102	68,46	60,4317	4,54781	5,26411
8	8792,92	5415,58	5329,07	1641,81	2476,63	4599,12	996,853
9	6789,13	5244,3	5925,68	3519,5	3761,35	1874,1	2321,24
10	3459,6	8139,12	6214,14	3603,1	3588,99	499,229	1083,37
11	12773,1	6568,06	7816,34	4522,42	5405,89	1561,76	1519,7
12	4152,07	5215,85	3427,19	4074,95	2920,77	1497,36	955,338
13	3723,28	3804,1	4550,86	2611,85	3293,69	730,21	2379,65
14	4350,99	5487,63	7712,17	4763,53	5558,63	658,627	1133,19
15	20018,8	4220,11	5266,99	4856,06	5267,66	2624,89	2645,78
16	5056,51	6318,38	7029,23	7099,85	6798,28	4750,57	3931,25
17	11676	6898,76	5484,17	2944,04	2193,95	2198,61	2084,12
18	5155,26	4477,52	6125,7	3287,75	3657,61	420,951	705,091
19	2926,56	5030,29	5787,08	4315,22	3345,53	1288,04	1239,59
20	2677,04	4095,66	4959,73	2949,51	3352,52	225,626	566,178
X	4627,686	3583,414	3824,472	2542,391	2615,630	1157,994	1089,551
SD	5258,686	2797,894	2952,324	2130,244	2182,497	1449,736	1103,756

Legenda: **X** - aritmetický průměr; **SD** - směrodatná odchylka; **L** - levý; **R** - pravý; **LT** - sestupná část m. trapezius; **ThLES** - erektor thorakolumbálního přechodu; **LES** - erektor bederní páteře; **GM** - m. gluteus maximus

Příloha 13 popisná statistika ST Janda

Svaly / funkce	X	ME	MIN	MAX	R	SD
L CES	511,837	668,078	5,54014	1099,97	160491	400,613
R CES	537,294	631,427	8,07844	1367,15	200412	447,674
L UT	461,766	502,663	5,52287	1248,38	163032	403,773
R UT	427,972	319,755	5,68054	1747,47	223888	473,169
L MT	1235,860	1363,295	17,15080	2808,81	1030630	1015,200
R MT	1148,939	1357,410	16,07610	2535,36	852080	923,082
L LT	2112,504	2069,505	7,32256	5851,75	3702479	1924,183
R LT	2267,584	2009,845	27,78250	7630,16	5009508	2238,193
L ThLES	2380,450	2861,805	33,86330	5361,50	3626828	1904,423
R ThLES	2376,641	3113,880	24,15800	4799,87	3375332	1837,208
L LES	1604,211	1854,135	16,91760	4145,44	1874879	1369,262
R LES	1651,356	1742,970	12,12280	5412,93	2140998	1463,215
L GM	607,224	367,578	1,89878	3431,58	693246	832,614
R GM	509,732	421,010	2,12957	1421,43	242441	492,382

Legenda: **X** - aritmetický průměr; **ME** - medián; **MIN** - minimální hodnota; **MAX** - maximální hodnota; **R** - rozptyl; **SD** - směrodatná odchylka; **L** - levý; **R** - pravý; **CES** - erektor krční páteře; **UT** - vzestupná část m. trapezius; **MT** - transversální část m. trapezius; **LT** - sestupná část m. trapezius; **ThLES** - erektor thorakolumbálního přechodu; **LES** - erektor bederní páteře; **GM** - m. gluteus maximus

Příloha 14 popisná statistika MMT Kendall

Svaly / funkce	X	ME	MIN	MAX	R	SD
L CES	807,712	903,288	13,60770	2070,78	450715	671,353
R CES	769,621	944,731	10,26850	1853,63	379278	615,855
L UT	2823,890	2340,320	33,97750	8614,57	7256468	2693,783
R UT	2795,563	2136,225	39,50230	12707,30	12495265	3534,864
L MT	5601,581	5123,150	33,30390	24437,40	38079191	6170,834
R MT	5736,978	5305,135	34,69200	16536,80	34375701	5863,079
L LT	4657,581	3484,125	18,49080	18335,00	25812104	5080,561
R LT	4627,686	3591,440	66,03040	20018,80	27653783	5258,686
L ThLES	3583,414	4348,815	50,53660	8139,12	7828212	2797,894
R ThLES	3824,472	5113,360	39,59100	7816,34	8716217	2952,324
L LES	2542,391	2946,775	22,91740	7099,85	4537938	2130,244
R LES	2615,630	3107,230	18,37050	6798,28	4763292	2182,497
L GM	1157,994	578,928	4,54781	4750,57	2101736	1449,736
R GM	1089,551	976,096	5,26411	3931,25	1218278	1103,756

Legenda: **X** - aritmetický průměr; **ME** - medián; **MIN** - minimální hodnota; **MAX** - maximální hodnota; **R** - rozptyl; **SD** - směrodatná odchylka; **L** - levý; **R** - pravý; **CES** - erektor krční páteře; **UT** - vzestupná část m. trapezius; **MT** - transversální část m. trapezius; **LT** - sestupná část m. trapezius; **ThLES** - erektor thorakolumbálního přechodu; **LES** - erektor bederní páteře; **GM** - m. gluteus maximus

Příloha 15 tabulka Wilcoxonova testu

proměnné	n	Z	p
L CES	20	2,949281	0,003185
R CES	20	2,837283	0,004550
L UT	20	3,919930	0,000089
R UT	20	3,919930	0,000089
L MT	20	3,658602	0,000254
R MT	20	3,658602	0,000254
L LT	20	3,658602	0,000254
R LT	20	2,949281	0,003185
L ThLES	20	3,919930	0,000089
R ThLES	20	3,919930	0,000089
L LES	20	3,919930	0,000089
R LES	20	3,919930	0,000089
L GM	20	3,471938	0,000517
P GM	20	3,658602	0,000254

Legenda: **n** - počet párů s nenulovým rozdílem; **Z** – rozdíl mezi párovými hodnotami; **p** - hodnoty statistické významnosti; **L** - levý; **R** - pravý; **CES** - erektor krční páteře; **UT** - vzestupná část m. trapezius; **MT** - transversální část m. trapezius; **LT** - sestupná část m. trapezius; **ThLES** - erektor thorakolumbálního přechodu; **LES** - erektor bederní páteře; **GM** - m. gluteus maximus