

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

Hodnocení aktivity svalů trupu pomocí polyelektromyografie
během vybraných diagonál PNF u osob s low back pain

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Markéta Šindelová

Studijní obor: Fyzioterapie

Olomouc 2014

Jméno a příjmení autora: Markéta Šindelová

Název závěrečné písemné práce: Hodnocení aktivity svalů trupu pomocí polyelektromyografie během vybraných diagonál PNF u osob s low back pain

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, FTK UP v Olomouci

Vedoucí: Mgr. Amr Mohamed Zaki Zaatar, Ph.D.

Rok obhajoby: 2014

Abstrakt:

Prevalence minimálně jedné ataky bolestí dolní části zad (LBP) za život je celosvětově udávána až kolem 84%. Za významný etiologický faktor vzniku LBP jsou považovány změny v aktivitě svalů trupu. Cílem práce bylo sledovat a zhodnotit aktivitu svalů trupu u pacientů s nespecifickými LBP při diagonálních pohybech pánve. Pomocí povrchové poly-EMG jsme snímali aktivitu svalů trupu (m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, mm. erectores spinae) u 22 osob (11 pacientů s LBP, 11 osob v kontrolní skupině). Ve srovnání s kontrolní skupinou byla u pacientů s LBP zjištěna nižší míra aktivity m. obliquus abdominis internus a naopak vyšší míra aktivity mm. erectores spinae. Na hladině významnosti 5% byly tyto rozdíly potvrzeny při anteriorní elevaci a anteriorní depresi pánve. Dále nebyly prokázány rozdíly v aktivitě svalů trupu mezi diagonálními pohyby dominantní a nedominantní stranou u pacientů s LBP. U pacientů s LBP jsme zjistili nižší míru aktivity m. obliquus abdominis internus při pohybu vedeném stranou shodnou s lokalizací bolesti. Na hladině významnosti 5% jsme toto tvrzení potvrdili při anteriorní depresi pánve bez odporu. Zjištění práce mohou přispět k porozumění změn aktivity svalů trupu u osob s LBP při posturálně nenáročných pohybových úkolech a přispět k cílené rehabilitaci, kterou je vhodné v posturálně méně náročných pozicích zahajovat.

Klíčová slova: povrchová EMG, nespecifické bolesti dolní části zad, pánev, PNF,

Souhlasím s půjčováním závěrečné písemné práce v rámci knihovních služeb.

Name and Surname of Author: Markéta Šindelová

Title of Thesis: Assessment of trunk muscle activity using polyelectromyography in selected PNF diagonals in persons with low back pain

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacky University, Olomouc

Supervisor: Mgr. Amr Mohamed Zaki Zaatari, Ph.D.

Year of Defence: 2014

Abstract:

The world-wide reported prevalence of at least one attack of low back pain (LBP) per life is around 84%. A significant etiological factor of LBP origination involves changes in trunk muscle activity. The objective of the thesis was to monitor and assess trunk muscle activity in patients with non-specific LBP in diagonal pelvis movement. The surface poly-EMG was used to detect trunk muscle activity (m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, mm. erectores spinae) in 22 persons (11 patients with LBP, 11 persons in the control group). Compared with the control group, in patients with LBP we observed a lower degree of activity of m. obliquus abdominis internus and a higher degree of activity of mm. erectores spinae. At the 5% significance level these results were confirmed during anterior pelvis elevation and anterior pelvis depression. Moreover, no differences were observed in trunk muscle activity between diagonal movements of the dominant and non-dominant side in patients with LBP. In patients with LBP we observed a lower degree of activity of m. obliquus abdominis internus during movement on the same side as pain localization. At the 5% significance level we confirmed this observation during anterior pelvis depression without resistance. The results of the thesis can contribute to understanding changes in trunk muscle activity in persons with LBP during posturally undemanding physical activity, and thus contribute to targeted rehabilitation suitable for posturally less demanding positions.

Key words: surface EMG, non-specific low back pain, pelvis, PNF,

I hereby consent to lending the thesis within library services.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem magisterskou diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Amra Mohamed Zaki Zaatara, Ph.D., a uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. června 2014

.....

Poděkování

Děkuji Mgr. Amru Zaatarovi, Ph.D. za velmi vstřícné a odborné vedení, metodickou pomoc a cenné rady při zpracování magisterské práce a panu RNDr. Milanu Elfamrkovi a Mgr. Dagmar Sigmundové, Ph.D. za pomoc při statistickém zpracování dat.

Obsah

1 ÚVOD	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ	10
2.1 Nespecifické bolesti dolní části zad	10
2.1.1 Prevalence LBP	11
2.1.2 Socioekonomické dopady bolestí zad	11
2.1.3 Stabilizační systém bederní páteře	12
2.1.4 Příčiny NSLBP	15
2.1.5 Svalová aktivita u LBP	16
2.1.6 Hodnocení stabilizačního systému páteře	20
2.1.7 Terapie NSLBP	21
2.2 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF)	21
2.2.1 PNF a facilitační postupy a techniky	22
2.2.2 Pohybové vzorce pánve	23
2.3 Povrchová elektromyografie	24
2.3.1 EMG signál	25
2.3.2 Vyhodnocení EMG	27
2.3.3 Aplikace elektrod	27
3 CÍLE A HYPOTÉZY	29
3.1 Cíl diplomové práce	29
3.2 Hypotézy	29
4 METODIKA	30
4.1 Charakteristika souboru	30
4.2 Metodika měření	30
4.2.1 Uložení elektrod	30
4.2.2 Testovací poloha	31
4.2.3 Vlastní průběh měření	31
4.2.4 Popis pohybového úkolu, kladení odporu	32
4.3 Charakteristika přístroje	33
4.4 Analýza EMG signálu	33
4.5 Statistické zpracování dat	33
5 VÝSLEDKY	34

5.1 Výsledky úvodního vyšetření	34
5.2 Výsledky k hypotéze H01	35
5.3 Výsledky k hypotéze H02	45
5.4 Výsledky k hypotéze H03	47
5.5 Výsledky k hypotéze H04	52
6 DISKUSE	54
7 ZÁVĚRY	60
8 SOUHRN	61
9 SUMMARY	63
10 REFERENČNÍ SEZNAM	65
11 PŘÍLOHY	70

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AD	anteriorní deprese
AE	anteriorní elevace
CNS	centrální nervová soustava
EO	m. obliquus abdominis externus
ES	mm. erectores pinae lumbální část
IO	m. obliquus abdominis internus
LBP	low back pain, bolesti dolní části zad
NSLBP	nespecifické bolesti dolní části zad
PNF	proprioceptivní neuromuskulární stabilizace
Poly-EMG	polyelektomyografie
RA	m. rectus abdominis
SEMG	surface electromyography, povrchová elektromyografie
ÚZIS	Ústav zdravotnických informací a statistiky

1 Úvod

Problematika bolestí typu low back pain (LBP, bolest dolní části zad) je díky vysoké prevalenci LBP v populaci (Balagué et al., 2012) předmětem zájmu celé řady odborných studií (Hodges et al., 2003; Middelkoop et al., 2010). Chronické bolesti představují pro evropské země zásadní problém, významně ovlivňují celou společnost nejen po zdravotní ale i sociální a ekonomické stránce (Reid et al., 2011). Prevalence minimálně jedné ataky LBP za život je celosvětově udávána kolem 84%, prevalence chronických LBP je okolo 23%, z nichž 11-12% je kvůli LBP invalidní (Balagué et al., 2012).

V kontextu rozvoje bolestí typu LBP jsou v literatuře popisovány změny v řízení a ve funkci svalů trupu. Sahají od změn v náboru svalů, intenzitě zapojení, snížení svalové síly až po vytrvalostní schopnosti svalů trupu (Hodges et al., 2003). Pohyby pánve, které byly pro hodnocení svalů v této práci vybrány a mají přímý vztah k aktivitě svalů trupu, právě jejich aktivita, jakožto svalů podílejících se na stabilizaci bederní páteře, byla u pacientů s LBP předmětem našeho zájmu. Byly hodnoceny svaly s možností snímání jejich aktivity pomocí povrchové vícekanálové polyelektromyografie (poly-EMG), které jsou v odborných pracích diskutovány v souvislosti změn jejich aktivity u LBP. Zvoleným pohybovým úkolem, při kterém byla aktivita svalů sledována, byly diagonální pohyby pánve dle metodiky proprioceptivní neuromuskulární stabilizace (PNF). Pohybové vzory metodiky PNF byly zvoleny pro jejich jasně definovaný průběh, tímto jsme zajistili jednotné provedení pohybového úkolu u všech vyšetřovaných osob, potřebné pro srovnávání výsledků. Diagonální pohyby anteriorní elevace a anteriorní deprese pánve, byly vybrány především proto, že se svým kineziologickým obsahem vyskytují v běžných denních činnostech a na jejich realizaci se břišní svaly podílejí.

Zjištění práce mohou přispět k dalšímu porozumění změn aktivity svalů trupu u osob s LBP při posturálně nenáročných pohybových úkolech metodiky PNF a přispět k cílené rehabilitaci, kterou je vhodné v posturálně méně náročných pozicích zahajovat.

2 Přehled poznatků

2.1 Nespecifické bolesti dolní části zad

Bolest dolní části zad je lokalizována pod dolním okrajem žeber a nad gluteálními rýhami. Máme mnoho klasifikačních dělení bolestí zad. Základní dělení je na akutní a chronické bolesti zad, dále pak na specifické a nespecifické.

V klasifikaci bolestí zad přetrvává nejednotná terminologie (Juniper et al, 2009; Opavský, 2011, 190; Chou et al., 2007; Freemont & Oldham, 2004). Nespecifická bolest dolní části zad (NSLBP) je termín v literatuře používaný jako synonymum k řadě poněkud různých stavů. NSLBP je primárně termín odvozený z počátečního diagnostického procesu třídění pacientů s bolestí zad do jedné ze tří kategorií – **bolesti zad s kořenovou symptomatikou, bolesti zad v důsledku přítomnosti závažné patologie a NSLBP**. Toto třídění je upřednostňováno na základě několika mezinárodních doporučení a je postupně přijímán i v klinické praxi. Drtivá většina pacientů s LBP spadá do kategorie NSLBP (Freemont & Oldham, 2004). Jak uvádí i v českých zdrojích například Opavský (2011, 192) obdobné členění LBP se jeví z hlediska rozdílného terapeutického přístupu ke každé ze tří kategorií nejefektivnější.

Chou et al. (2007) v dokumentu Low back pain guideline definuje NSLBP jako LBP bez známek závažného základního onemocnění (jako je například rakovina, infekce, nebo syndrom caudy equiny), spinální stenózy nebo radikulopatie, nebo jiné specifické spinální příčiny (jako je například kompresní fraktura obratlů nebo ankylozující spondylitida). Degenerativní změny na bederní páteři jsou pro nedostatečně jednoznačně klasifikovatelné příznaky obvykle řazeny mezi NSLBP.

Stejně tak chronicita bolesti zad nemá z hlediska délky trvání zcela jednotnou definici. Hoy et al. (2010) uvádí členění LBP dle délky trvání na **chronické** při trvání tři měsíce a na **akutní** méně než tři měsíce. Dále například Breivik et al. (2013) uvádí definici chronické bolesti jako bolest středně silnou až těžkou, trvající nejméně 6 měsíců, která se za poslední měsíc objevila alespoň dvakrát za týden.

2.1.1 Prevalence LBP

Díky nejednotnosti posuzování chronických LBP v Evropských zemích se napříč jednotlivými studii udávané hodnoty prevalence značně liší (Juniper et al, 2009). Také v klasifikaci bolestí zad přetrvává nejednotná terminologie, která ztěžuje srovnávání výsledků mezi studii, ale také hodnocení či srovnávání jednotlivých pacientů. (Juniper et al, 2009; Opavský, 2011, 190; Chou et al., 2007; Freemont & Oldham, 2004).

Prevalence LBP (minimálně jedna ataka za život) je celosvětově udávána kolem 84%, prevalence chronických LBP je udávána 23%, z nichž 11-12% pacientů je kvůli LBP invalidní (Balagué et al., 2012). Prevalence LBP významně roste s věkem, výskyt LBP je nejvyšší ve věkové skupině 60 - 65 let (Hoy et al., 2010).

Všeobecně přijímaný názor o nárůstu výskytu bolestí zad a jeho statistické důkazy významně zpochybňuje Vařeka (1999). Předpokládá, že bolest zad v posledních letech přijímaná jako civilizační choroba, spíše vytváří podmínky pro sledování této problematiky, zvyšování zájmu o ni a tím i zvyšování počtu zaznamenaných případů spíše, než samotný nárůst v populaci. Za méně příznivých životních podmínek by tento problém byl vedlejším a nebyl by tolik sledován a považován za celospolečenský problém. Autor poukazuje také na základní nedostatky užívaných důkazů nárůstu bolestí zad vycházejících z nedostatků medicínské terminologie a problematiky objektivizace diagnostiky. (Vařeka et al, 1999)

Skála et al. (2011) uvádí pořadí četnosti výskytu bolestí zad v jednotlivých úsecích páteře je v poměru LS: C: Th páteře 4: 2: 1. (Skála et al., 2011)

2.1.2 Socioekonomické dopady bolestí zad

Chronické bolesti představují pro evropské země zásadní problém, významně ovlivňují celou společnost nejen po zdravotní ale i sociální a ekonomické stránce (Reid et al., 2011). V roce 2006 studie (Breivik et al., 2006) probíhající v 15 evropských zemích potvrdila, že chronické bolesti lze spojovat s celou řadou dalších problémů. Přibližně 21% pacientů je zároveň diagnostikována deprese způsobená dlouhodobou bolestí, 61% udává sníženou pracovní schopnost, nebo neschopnost pracovat mimo domov, 19% udává, že v

důsledku dlouhodobé bolesti ztratilo zaměstnání a 13% pacientů udává, že v důsledku dlouhodobých problémů s bolestivostí museli zaměstnání změnit (Breivik et al., 2006).

Opavský (2011) uvádí výsledky mezinárodní studie orientované na hodnocení kvality života respondentů s bolestí. Z této studie realizované v 16 zemích vyplývá, že 56% dotazovaných trpí poruchami spánku, jsou pro bolest limitováni v pohybových aktivitách a chůzi a omezováni na společenských aktivitách (Opavský, 2011, 23).

LBP jsou hlavní příčinou pracovní neschopnosti a to jak ve vyspělých zemích, tak v zemích na nižším stupni ekonomického rozvoje (Hoy et al., 2010). V České republice tvoří po onemocněních dýchací soustavy nemoci svalové a kosterní soustavy druhou nejčastější příčinu pracovní neschopnosti (18,9% všech případů). Vyznačují se však značnou délkou trvání jednoho případu. V roce 2012 byla v České republice průměrná délka trvání jednoho případu pracovní neschopnosti z důvodu bolesti zad 68 dní, čímž se bolesti zad stávají jednou z příčin pracovní neschopnosti s nejdelším trváním. Na celkovém počtu dnů v pracovní neschopnosti se nemoci svalové a kosterní soustavy (kde největší zastoupení mají onemocnění zad a páteře) podílely 28,4%, což je dlouhodobě nejvyšší podíl (ÚZIS, 2013).

Bolesti zad způsobují také nemalé ekonomické ztráty. Jedná se jak o přímé náklady spojené s léčbou pacientů, tak nepřímé ztráty způsobené snížením produktivity práce, zvýšenou absencí v práci a předčasným odchodem do důchodu (Breivik, Eisenberg & Tony, 2013). V Německu, kde je bolest zad diagnostikována více než u 70% dospělé populace, byly průměrné roční náklady na jednoho pacienta vzniklé z důvodu bolesti zad 1322 EUR (46% přímé náklady, 54% nepřímé náklady) což v roce 2005 činilo celkem 48,9 miliard EUR ztráty (2.2% HDP). (Wenig et al, 2009)

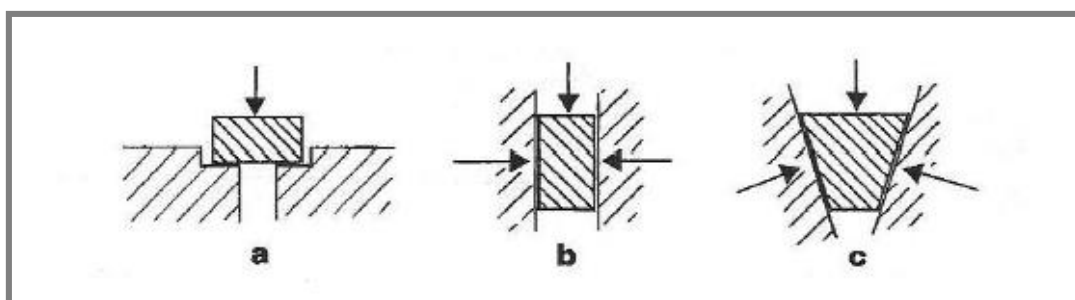
2.1.3 Stabilizační systém bederní páteře

Stabilizační systém lze popsat jako aktivní prostředek CNS pro zachování stability kloubu. Stabilita kloubu je chápána jako stav, kdy dochází k nejmenší námaze kloubního pouzdra, periartikulární svaly optimálně spolupracují a v důsledku toho je v kontextu dané situace pohyb v kloubu vykonáván s nejmenšími možnými energetickými nároky. Stabilita

bederní páteře a lumbosakrálního přechodu je ovlivněna mnoha faktory. Hodnocení stability, či schopnosti stavu stability co nejlépe dosahovat, je také jednou z možností jak posuzovat kvalitu funkce organismu obecně. (Suchomel, 2006)

Dle autorů Cholewicki et al. (2002) by měla být stabilita nebo nestabilita páteře chápána jako stav komplexního systému celé páteře determinovaný aktivitou svalů trupu, pasivními kloubními prvky, pozicí páteře a stávajícími podmínkami.

Suchomel a Lysický (2004) aplikují dva mechanismy stabilizace SI kloubu „uzamčení silou“ a „uzamčení tvarem“ z původní práce Pool-Goudzwarda et al. (1998) z oblasti sakroiliakální i na další oblasti pohybového aparátu. Uzamčení tvarem je dáno vzájemnou kongruencí kloubních ploch (obrázek 1a). Uzamčení silou je realizováno pomocí svalů a vazů (obrázek 1b). Při kombinaci obou mechanismů zároveň hovoříme o tzv. „self-locking mechanism“ (obrázek 1c). Tyto tři mechanismy znázorňuje obrázek 1.



Obrázek 1. Uzamčení tvarem (a), uzamčení silou (b), self-locking mechanism (c) (Pool-Goudzwaard et al., 1998)

Jak uvádí Panjabi (1992, Part I) celkovou stabilitu zajišťují tři subsystémy stabilizačního systému (pasivní, aktivní, neurální). **Pasivní subsystém** tvořený obratli, intervertebrálními disky a ligamenty, **aktivní subsystém** tvořený svaly s přímým vlivem na páteř a **neurální subsystém**, který ovlivňuje stabilizaci páteře řízením aktivní složky, tedy svalů, na základě aferentace z receptorů. Pasivní systém není schopen zajistit stabilitu vzhledem k neutrální zóně. Neutrální zóna je zóna takového rozsahu pohybu, kdy jsou odpory tkáně zanedbatelné a pohyb je provázen minimálním vnitřním napětím struktur. Jde o zónu největší flexibility a laxicity. V neutrální zóně mají tedy na segmentální stabilitu pasivní složky stabilizačního systému minimální vliv. O neutrální zóně se přesvědčujeme při palpaci „joint play“ při segmentálním vyšetření. (Suchomel, 2006)

Stanford (2002) rozděluje svalový stabilizační systém v bederní oblasti na **stabilizátory globální a lokální**. Globální stabilizační systém převádí silové působení a zatížení z oblasti končetin, trupu, pánve. Globální systém zahrnuje m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus, m. erector spinae, m. biceps femoris, mm. obliqui abdominis externi et interni, m. rectus abdominis. Z hlediska stabilizace je důležitá souhra těchto svalových skupin a jejich vzájemná ko-kontrakce. S globálním stabilizačním systémem je úzce spjata také thorakolumbální fascie, prostřednictvím jejichž jednotlivých listů tyto svalové skupiny globálního stabilizačního systému komunikují.

Lokální stabilizátory odpovídají za stabilizaci segmentální, tedy za nastavení segmentů vůči sobě. Lokálními stabilizátory bederní oblasti jsou mm. multifidi, m. transversus abdominis, zadní vlákna m. psoas major, bránice, svaly pánevního dna. Tyto svaly jsou součástí hlubokého stabilizačního systému. Lokální stabilizátory kontrolují neutrální zónu (Lewit, 2001). Zásadní schopností lokálních stabilizátorů je aktivovat se před samotným vykonáním pohybu, tedy již při anticipaci pohybu. A teprve na tuto aktivitu navazuje aktivace globálních stabilizátorů. Studie Hodgese a Richardsona (1996) potvrzuje, že kontrakci jakéhokoliv svalu trupu předchází aktivace m. transversus abdominis.

Páteř je stabilizována souhrou aktivity hlubokých flexorů krku, extenzorů páteře, bránicí, svaly pánevního dna a břišními svaly. Za patologické situace dochází ke změnám timingu těchto svalů a k dysfunkci bránice a k převaze povrchových stabilizátorů páteře. Koordinační porucha těchto mechanismů vede k narušení stability bederní páteře, rozvoji bolesti a neurologického deficitu (Kolář, 2006; Kolář & Lewit, 2005). Svalová souhra pro posturální vzor stabilizace páteře svým kineziologickým obsahem vychází z kineziologie posturální ontogeneze. Během zrání CNS vznikají svalové souhry, které mají formativní vliv na morfologický vývoj páteře. Při poruchách CNS pak dochází vlivem nerovnováhy svalové aktivity ke vzniku posturálních funkcí, ale i anatomických poruch s odpovídajícími biomechanickými důsledky (Kolář, 2006).

Suchomel (2003) uvádí důležitost spolupráce a vyvážené funkce mezi globálními a lokálními stabilizátory. Porucha této rovnováhy ve smyslu nedostatečného zapojení lokálních stabilizátorů vede k převaze globálního stabilizačního systému. Stabilita je zajišťována odlišným způsobem, není dostatečně kontrolována neutrální zóna. Následkem

toho dochází k přetěžování svalového systému s důsledky na vazivovém a kostěném aparátu.

Cholewicki et al. (2002) však konstatuje, že klasifikace svalů trupu na globální (povrchové, multisegmentální) a lokální (hluboké, intersegmentální) stabilizátory nesprávný. Nesouhlasí se striktním rozlišením zodpovědnosti těchto dvou skupin svalů za intersegmentální stabilitu nebo globální pohyby páteře, je nesprávný. Všechny svaly trupu přispívají svou aktivitou ke stabilizaci páteře a jejich podíl na stabilizaci se odvíjí od mnoha proměnných. Stabilita nebo nestabilita páteře by dle autorů měla být chápána jako stav komplexního systému celé páteře determinovaný aktivitou svalů trupu, pasivními kloubními prvky, pozicí páteře a stávajícími podmínkami. K těmto závěrům autoři dospěli na základě vytvoření biomechanického modelu pro odhad stability bederní páteře. Do modelu byla zařazena data získaná povrchovou elektromyografií z 12 svalů trupu při základních izometrických úkolech trupu (flexe, extenze, lateroflexe a rotace). Každé měření bylo následně simulováno pomocí biomechanického modelu. Při postupném vyřazování vždy jednoho ze svalů trupu ze simulace, nedošlo v tomto modelu k výraznějšímu snížení stability páteře pro určitý sval. Zároveň autoři konstatovali, že se podíl účasti svalů na stabilizaci páteře významně mění při jednotlivých pohybových úkolech a nelze tak určit konkrétní sval nebo skupinu, která by byla primárně za stabilitu páteře zodpovědná (Cholewicki et al., 2002).

2.1.4 Příčiny NSLBP

Významným etiopatogenetickým faktorem při vzniku vertebrogenních poruch jsou poruchy hlubokého stabilizačního systému páteře (Kolář & Lewit, 2005). Dle Panjabiho (1992) je jednou z nejdůležitějších příčin bolestí typu LBP segmentální instabilita páteře. Nestabilita páteře je popisována jako ztráta schopnosti stabilizačního systému páteře bez omezení zajišťovat neutrální zónu tak, aby nedocházelo ke vzniku neurologického deficitu, deformit a omezující bolesti (Panjabi, 1992, Part II). Nestabilitu v segmentu lze charakterizovat, jako rozšíření neutrální zóny. Pokud nedojde ke kompenzaci takového posunu až ztráty fyziologické bariéry svalovou stabilizací, stává se příslušný úsek zranitelným (Suchomel & Lysický, 2004).

Porucha funkce hlubokého stabilizačního systému může být získaná nebo vzniká již v období rané ontogeneze. Jako příčina recidivujících bolestí typu LBP je uváděna atrofie mm. multifidy a m. transversus abdominis (Stanford, 2002).

Problematika vertebrogenních poruch je vnímána z hlediska anatomických a biomechanických podmínek, tedy vnějších sil ale také z pohledu tzv. vnitřních sil a tedy i kvality řídicích procesů centrální nervové soustavy (CNS). K pochopení etiopatogeneze stabilizačních poruch je nutné uvažovat princip biomechanický s principem neurofyzilogickým. Během zrání CNS vznikají svalové souhry, které mají formativní vliv na morfologický vývoj páteře. Při poruchách CNS pak dochází vlivem nerovnováhy svalové aktivity ke vzniku poruch posturálních funkcí, ale i anatomických poruch s odpovídajícími biomechanickými důsledky (Kolář, 2006). Vlivem poruchy řídicí složky dochází dle Lewita (2003) k poruchám svalové koordinace a vzniku chybných pohybových stereotypů. Dochází-li ke dlouhodobým změnám v signalizaci do CNS dochází k fixaci těchto chybných pohybových stereotypů.

Nejzávažnější stavy bolestí zad označujeme jako tzv. red flags (červené – varovné praporky). K nim patří nádory, infekce, zánětlivá onemocnění, strukturální deformity – zlomeniny, rozsáhlá neurologická onemocnění. Faktory, které je nutné brát na zřetel při uvažování o nebezpečí přítomnosti red flags, jsou: věk pod 20 a nad 55 let, násilné poranění páteře, bolest hrudní páteře a bolesti břicha jinak nevysvětlitelné, bolest v klidu, v noci a při lehu (položení). Bolest je převážně nezávislá na pohybu, je stálá a progresivní. Pacient se cítí celkově špatně (např. horečka, ztráta váhy apod.). (Vrba, 2008)

2.1.5 Svalová aktivita u LBP

Pozornost studií byla dříve zaměřena na otázky síly a vytrvalosti svalů trupu, proti tomu se v poslední době přesunula k otázkám řízení a kontroly pohybu. Řízení lumbopelvické oblasti, které musí zajistit kontrolu stability, ale i pohyb páteře v kontextu vnějšího prostředí a reagovat na interakce mezi vnějšími a vnitřními silami je složitý proces. Vzhledem k faktu, že lumbopelvická oblast je bez účasti svalů ze své podstaty nestabilní, jde o komplikovaný proces, při kterém musí svaly trupu disponovat dostatečnou silou a

vytrvalostí k realizaci požadavků řídicích složek, ale účinnost svalového systému je zároveň na řízení závislá, tedy závislá na centrálním nervovém systému (CNS). CNS musí soustavně sledovat a hodnotit stabilitu páteře, pohyb, plánovat strategie k překonávání předvídatelných problémů a bez prodlevy zahájit činnost v reakci na nečekané situace. CNS musí zpracovávat aferentní informace z periferních mechanoreceptorů a jiných senzoryckých systémů, vyhodnotit je v kontextu situace, generovat a koordinovat odpověď svalů trupu včas, ve správném časovém sledu, v adekvátní intenzitě atd. a to vše v kontextu zevního prostředí. Svaly trupu se však zároveň kromě realizace pohybu a udržování stability trupu vždy účastní na dalších procesech, jako dýchání nebo vylučování. S ohledem na komplexní požadavky na kontrolu svalů trupu, se dá předpokládat, že dochází v oblasti řízení u osob s LBP ke změnám. (Hodges et al., 2003)

Změny v řízení a ve funkci svalů trupu u pacientů s LBP jsou v literatuře často popisovány. Sahají od změn v náboru svalů, snížení svalové síly až po výdrž svalů trupu. Byla sestavena řada hypotéz k vysvětlení následků a mechanismu těchto změn. Většina uváděných hypotéz je víceméně v souladu se dvěma základními teoriemi: první, změny aktivity svalů trupu vedou k rozvoji bolestí zad (v zahraničních zdrojích: muscle-tension model nebo také pain-spasm-pain model) a druhá, změny svalové aktivity zajišťují zmenšení rozsahu pohybu (pain adaptation model). (Hodges et al., 2003)

Byla vedena rozsáhlá diskuse v souvislosti interpretace změn aktivity svalů trupu při bolestech. Na jedné straně model „bolest-spasmus-bolest, předpokládá, že bolest způsobuje zvýšení svalové aktivity, což zpětně bolest zvyšuje. Na straně druhé model „pain adaptation“ předpokládá, že bolest způsobuje snížení aktivity svalů agonistů a zvyšuje aktivitu svalů antagonistů. Tímto mechanismem dochází ke snížení rychlosti i rozsahu pohybu a tím k zabránění mechanické provokace bolesti v poškozených tkáních a jejímu případnému dalšímu poškození (van Dieën et al, 2003; Lund et al, 1991).

Dle závěrů přehledové studie autorů Hodges et al. (2003) experimentální i klinická data nasvědčují, že „muscle-tension“ model je příliš zjednodušený a přiklání se k možné variantě modelu „pain adaptation“.

U pacientů s NSLBP dochází ke změnám náboru povrchových ale i hlubokých svalů. Řada studií (van Dieën et al, 2003; Radebold et al, 2003; Arendt-Nielsen, 1996) potvrzuje

zvýšenou aktivitu povrchových svalů trupu, jako například zvýšená ko-kontrakce flexorů a extenzorů, zvýšená aktivita m. erector spinae při chůzi a během vstávání ze sedu a zvýšená aktivita břišních svalů během straight leg raise testu.

Hodges et al. (2003) uvádí na základě analýzy dostupných publikačních výstupů změnu v řízení nejhluběji uložených paravertebrálních svalů (mm. multifidi) ve smyslu snížení jejich aktivity. Zároveň však tomu řada autorů popisuje zvýšení aktivity paravertebrálních svalů za přítomnosti bolesti či zranění. V přehledu poznatků těchto autorů je prezentována možnost rozdílných reakcí ve smyslu heperaktivity nebo hypoaktivity mezi jednotlivými skupinami paravertebrálních svalů (Hodges et al., 2003).

Studie autorů Asfalck et al. (2010) sledovala rozdíly v kinematice páteře a aktivitě svalů trupu mezi zdravými a jedinci s NSLBP při dvou variantách sedu, vzpřímeném a zhrouceném, uvolněném sedu. Pomocí povrchové EMG byly u dvou skupin po 28 členech sledovány tyto svaly: m. obliquus abdominis internus, m. obliquus abdominis externus, povrchový lumbální m. multifidus, m. iliocostalis lumborum pars thoracis a m. longissimus thoracis pars lumborum. Studie potvrdila větší aktivitu m. obliquus abdominis internus při vzpřímeném sedu u zdravých ve srovnání se skupinou s NSLBP. Z práce dále vyplývá menší míra relaxace m. multifidus ve zhrouceném sedu u zdravých jedinců ve srovnání s nemocnými. Pro úplnost výsledků studie, kinematická analýza poukázala u pacientů s extenční úlevovou polohou větší antevertzi pánve a zvýšenou bederní lordozu v sedu, zatímco u pacientů s flekční úlevovou polohou byl sed doprovázený kyfotizací bederní páteře (Asfalck et al., 2010).

Ferreira et al. (2004) sledovali nábor břišních svalů (měřený jako změna v tloušťce svalu pomocí ultrazvukového záznamu) při extenzi a flexi dolní končetiny vleže na zádech u pacientů s LBP a zdravých jedinců. Hodnocení pomocí ultrazvuku bylo srovnáváno s výsledky souběžného záznamu EMG aktivity svalů (m. transversus abdominis, m. obliquus abdominis internus a externus). Studie potvrdila signifikantně menší nárůst tloušťky m. transversus abdominis při izometrických pohybových úkolech dolních končetin u pacientů s NSLBP ve srovnání s kontrolní skupinou, ne tak pro m. obliquus abdominis internus a externus. Podobné závěry byly vyvozeny ze záznamů EMG. Jedinci s LBP vykazovali při flexi a extenzi dolní končetiny menší míru EMG aktivity m. transversus abdominis než

zdraví jedinci. EMG měření stejně tak nepotvrdilo signifikantní rozdíly mezi skupinami pro aktivitu svalů pro *m. obliquus abdominis internus* a *externus*. (Ferreira et al., 2004)

Výsledky studie autorů Cholewicki et al. (2002) podporují hypotézu, že nelze určit jediný sval, který by byl nejdůležitější pro stabilitu bederní páteře. Namísto toho se relativní podíl účasti každého svalu na stabilitě páteře odvíjí od směru a rozsahu pohybu. Autoři tyto výsledky nepovažují za nijak překvapivé díky předpokladu, že celková stabilita páteře je nelineární funkcí mnoha proměnných. Za dynamických podmínek musí pro udržení stability probíhat nábor jednotlivých svalů v přesném pořadí a s přesnou intenzitou kontrakce jednotlivých svalů. Porucha včasné aktivace svalů trupu při jeho zatížení byla u pacientů s LBP dokumentována. (Cholewicki et al., 2002)

Kromě změn v náboru svalů trupu u pacientů s LBP byly zjištěny poruchy v dalších složkách účastnících se na motorické kontrole. Přehledová studie Hodgese et al. (2003) potvrzuje poruchy rovnováhy a jiné senzorní poruchy u pacientů s LBP, tyto studie jsou zaměřené například na sníženou schopnost udržení rovnováhy při stoje na jedné dolní končetině nebo na obou dolních končetinách nebo vsedě. Řada studií potvrzuje delší reakční dobu u osob s LBP. Porucha včasné aktivace svalů trupu při jeho zatížení je také dokumentována u pacientů s LBP. (Hodgese et al., 2003; Cholewicki et al., 2002)

U pacientů s NSLBP byly dokumentovány zvýšené posturální výkyvy (titubace) v posturálně náročné situaci, labilním sedu. Pacienti s LBP vykazují opožděné a nestálé reakce svalů trupu a vyšší míru kokontrakce svalů trupu při náhlém zatížení a jeho následném odeznění. Je popsána abnormální aktivita svalů trupu při posturálním vychýlení z vnějších příčin, zhoršená kontrola trupu a kyčelních kloubů při pohybech horních končetin u pacientů s LBP ve srovnání se zdravými jedinci. Daele et al. (2009) pomocí 3D analýzy pohybu pomocí kamerového systému měřili úhlové odchylky trupu a pánve (ve třech rovinách) při testu posturální stability v labilním sedu u skupiny pacientů s NSLBP a u zdravých jedinců. Rozsah celkového úhlového vychýlení v labilním sedu byl větší u pacientů s LBP. U obou skupin pak docházelo při balančním vyrovnávání sedu k největšímu vychýlení ve směru rotace, méně pak ve směru lateroflexe a flexe a extenze. (Daele et al, 2009)

2.1.6 Hodnocení stabilizačního systému páteře

K hodnocení stabilizačního systému páteře je užívána řada testů, které ověřují aktivitu zejména laterální skupinu břišních svalů v souhře s bránicí. Kolář (2006) uvádí tyto: Test flexe trupu, brániční test, extenční test, test extenze v kyčli, test flexe v kyčli. Pro naši práci jsme k hodnocení stabilizačního systému vybrali test flexe trupu a brániční test, tyto jsou popsány níže.

Test flexe trupu

Z výchozí polohy vleže na zádech pacient provádí flexi trupu. Při testování aspekci sledujeme chování hrudního koše během prováděné flexe trupu, zároveň palpací sledujeme souhyby dolních žebber. Za fyziologické situace dochází při flexi šije k aktivaci břišních svalů, která ve vhodné souhře zajišťuje udržení kaudálního postavení hrudníku v průběhu pohybu. Při flexi trupu sledujeme zapojení laterální skupiny břišních svalů. Za patologické situace, kdy je stabilizační systém páteře insuficientní, není zajištěno kaudální postavení hrudníku a při flexi hlavy dojde k synkinéze hrudníku a klíčních kostí kraniálním směrem. Nedostatečná stabilizace páteře se projeví konvexním vyklenutím laterálních svalů břišních a souhybu žebber směrem laterálním. Hrudník je při provedení testu v nádechovém postavení, je patrné vyklenutí břišní diastázy. Takovýto průběh nasvědčuje hyperaktivitě m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus a naopak bránice a laterální skupina břišních svalů se pohybu neúčastní. (Kolář, 2006; Kolář, 2009).

Brániční test

Testovací poloha je vsedě v napřímění páteře, hrudník ve výdechovém postavení. Palpací v oblasti laterálního trupu pod dolním okrajem žebber sledujeme laterární skupinu břišních svalů. Prsty vyšetřujícího při testu vytváří odpor laterálním svalům a pacient provádí protitlak s roztažením dolní části hrudníku. Sledujeme postavení žebber. Nesmí docházet k flexi v hrudní oblasti. Pro správné provedení je nezbytná souhra činnosti bránice a břišních svalů. Palpace umožňuje stranové srovnání a odhalení asymetrie v provedení. Při správném provedení pacient aktivuje břišní svaly proti palpujícímu prstům terapeuta a dochází k rozšíření dolní části hrudníku směrem laterálně, rozšiřují se mezižeberní prostory. Neobjeví se kraniální pohyb žebber. Insuficience se projevuje aktivací svalů v malé intenzitě, dochází ke kraniální synkinéze žebber, hrudník se laterálně nerozšiřuje, nedochází k rozšíření mezižeberních prostor. (Kolář, 2006; Kolář, 2009).

2.1.7 Terapie NSLBP

Systematické přehledy ukazují, že pohybová léčba bolestí zad je úspěšná v případě chronických nikoliv akutních bolestí. Van Middelkoop et al. (2010) uvádí systematický přehled studií zabývajících se úspěšností terapie LBP s těmito závěry: Pohybová terapie LBP přináší výsledky ve zmírnění bolesti a je v léčbě chronických bolestí dolní části zad úspěšná. Neexistují důkazy o metodách pohybové léčby LBP, které by přinášely lepší výsledky než metody jiné, přičemž byly analyzovány studie srovnávající úspěšnost různých typů pohybové léčby. Adherence pacientů k doporučeným cvičením v domácím prostředí je velmi nízká, proto je doporučováno cvičení pod dohledem terapeuta. (Middelkoop et al. 2010)

Hlavním terapeutickým cílem je zapojit stabilizační svalovou aktivitu v takové kvalitě, v jaké ji pozorujeme u fyziologicky se vyvíjejícího dítěte. (Kolář, 2007)

2.2 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF)

Tato práce využívá diagonálních pohybových vzorů definovaných konceptem PNF. Jsou jednou ze základních facilitačních technik PNF, které jsou definovány pro horní a dolní končetinu, pro trup, lopatku a hlavu.

Koncept proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) je založený na základní filozofii mobilizovat nevyužitý potenciál každého člověka. Terapeut identifikuje dysfunkci a facilituje optimální kapacitu pacienta. Přístup v terapii je vždy pozitivní. Terapie je zahájena vždy tak aby byla pacientem zvládnuta po fyzické i psychické stránce. Terapie je cílena na dosažení maximálních možných funkčních schopností organismu, osoby jako celku, nikoliv jen určitého segmentu nebo pouze porušené funkce.

PNF je tedy filozofie a léčebný koncept, který není rigidní, neustále se vyvíjí. Od svého vzniku je svými širiteli neustále zdokonalován, a proto je stále aktuální podobou terapie již od roku 1940. Širiteli tohoto konceptu v jeho počátcích jsou Hermann Kabat a Margaret Knott a o málo později i Dorothy Voss. V roce 1956 byla vydána první publikace PNF konceptu. Z původního zaměření konceptu zejména na terapii pacientů

s poliomyelitidou se využití rozšířilo na široké spektrum funkčních i strukturálních poruch napříč neurologickými, traumatologickými i ortopedickými diagnózami.

2.2.1 PNF a facilitační postupy a techniky

Základním principem facilitace v PNF, jak i z názvu vyplývá, je aferentace z vlastního těla. Facilitačními principy cíleně ovlivňujeme motoneurony předních rohů míšních a to pomocí aferentních vzruchů z proprioceptorů nebo eferentní cestou z řídicích složek CNS. Významný teoretický základ neurofyziologických principů PNF popisuje práce Sira Charlese Sherringtona. PNF využívá následného podráždění, časové sumace, prostorové sumace, Iradiace, následné indukce a reciproční inervace. PNF je koncept, který systematizuje facilitační prvky do terapeutického systému. (Sharrington 1947 in Adler et al, 1993)

Následné podráždění se projevuje jako přetrvávající podráždění po již ukončeném svalovém stimulu. Se zvyšující se intenzitou a dobou trvání průvodního stimulu je i následné podráždění silnější. Jev je vysvětlován snížením prahu dráždivosti po ukončení svalové aktivity. **Časová sumace** způsobuje excitaci svalového vlákna pomocí více impulzů malé intenzity jdoucích v krátkém časovém sledu za sebou. Tyto impulzy jednotlivě excitaci nevyvolají, následkem časové sumace ano. Stejně tak i **prostorovou sumací** dochází k excitaci současným působení více impulsů malé intenzity sbíhajících se z různých částí těla na jednom místě. **Iradiace** ve smyslu inhibice nebo excitace nastává následkem zvýšeného počtu stimulů nebo zvýšením jejich síly, jde o rozšíření nebo zvětšení odpovědi. **Sukcesivní indukce** agonisty nastává po předcházející aktivitě antagonisty. Aktivita antagonisty zlepšuje podmínky pro následnou aktivitu agonisty. Na základě **reciproční inervace** dochází k inhibici antagonisty při aktivitě agonisty. (Adler et al, 1993)

Facilitační techniky a postupy, které PNF využívá, dále uvádím jen ve stručném přehledu a pouze pro úplnost. Mezi **facilitační postupy** PNF patří iradiace a zesílení, manuální kontakt, poloha těla, verbální stimulace, zraková stimulace, trakce a aproximace, protažení svalu, timing a pohybové vzorce. Odpor terapeut klade ve směru průběhu pohybového vzorce a takovou silou, která je optimální pro daný účinek a pro konkrétního

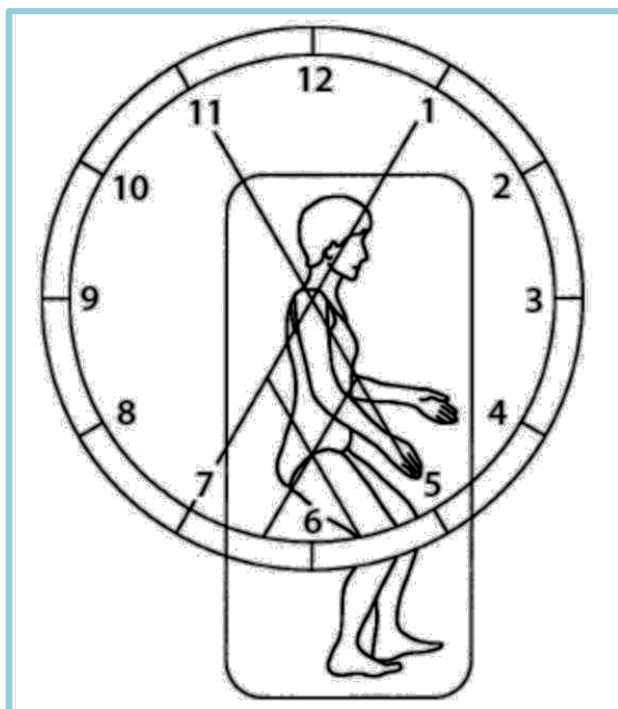
pacienta. Odpor facilituje schopnost svalové kontrakce a zvyšuje schopnost motorického učení. (Adler, Beckers & Buck, 2008)

Facilitační techniky podrobně uvádí publikace autorů Adler, Beckers, & Buck (2008). Patří mezi ně: rytmická iniciace (Rhythmic initiation), kombinace izotonických kontrakcí (Combination of Isotonics), opakované protažení (Repeated Stretch), zvrát antagonistů (Reversal of Antagonists, dynamický zvrát, stabilizační zvrát, rytmická stabilizace, kontrakce-relaxace (Contract-Relax) a výdrž-relaxace (Hold-Relax).

2.2.2 Pohybové vzorce pánve

Všechny pohybové vzorce metodiky PNF mají diagonální průběh a uskutečňují se v rovině sagitální, frontální i transverzální zároveň. Pro rotační průběh svalů má význam i rotační složka pohybového vzorce. Všechny vzorce PNF jsou svým kineziologickým obsahem součástí běžných denních činností. Pohybové vzorce jsou popsány pro horní, dolní končetinu, pánevní pletenec, trup, lopatku a hlavu. Každý hlavní segment se pohybuje ve dvou základních diagonálách, které jsou vzájemně antagonistické. Pro pánev jde o anteriorní elevaci - posteriorní depresi a anteriorní depresi – posteriorní elevaci. (Adler, Beckers, & Buck, 2008)

Na anteriorní elevaci pánve se podílí m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis. Anteriorní depresi pánve realizuje kontralaterální m. quadratus lumborum, m. iliocostalis lumborum, m. longissimus thoracis. kontralaterální m. obliquus abdominis internus et externus. (Adler, Beckers, & Buck, 2008)



Obrázek 2. Schéma diagonál pánve a lopatky (Adler, Beckers, & Buck, 2008, 55)

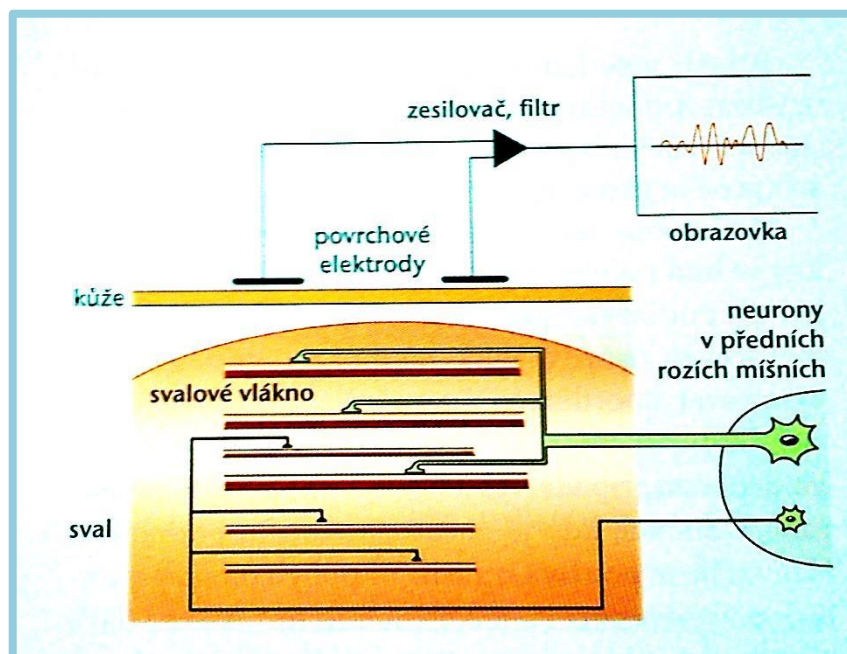
2.3 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (SEMG, v zahraniční literatuře surface electromyography a někdy také povrchová polyelektromyografie) je neinvazivní metoda běžně používaná pro hodnocení svalové aktivity, která umožňuje pomocí povrchových elektrod z povrchu těla registrovat elektrické projevy, které provázejí aktivitu svalových vláken. (Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011)

Kontrakce svalového vlákna nastává na základě vybavení a šíření akčního potenciálu na jeho membráně. Akční potenciál vzniká depolarizací membrány. Vzruch, způsobující depolarizaci, je z motoneuronu na svalové vlákno přenášen prostřednictvím nervosvalové ploténky. Kolem aktivních vláken vzniká elektrické pole, měřením elektrického potenciálu tohoto pole získáváme EMG signál. Signál snímaný z povrchu těla při povrchové EMG je výsledkem činnosti mnoha motorických jednotek. (Konrad, 2005)

My jsme pracovali s takzvanou kineziologickou SEMG, kdy obecně platí, že je vyšetřována svalová funkce během selektovaného nebo komplexního pohybu. Takto je

možné sledovat koordinaci činnosti svalů, velikost signálu ve vztahu ke svalové únavě, intenzitě aktivity svalu a další vztahy. SEMG umožňuje sledovat například funkci svalů v čase nebo míru aktivace svalu. (Rodová et al 2001)



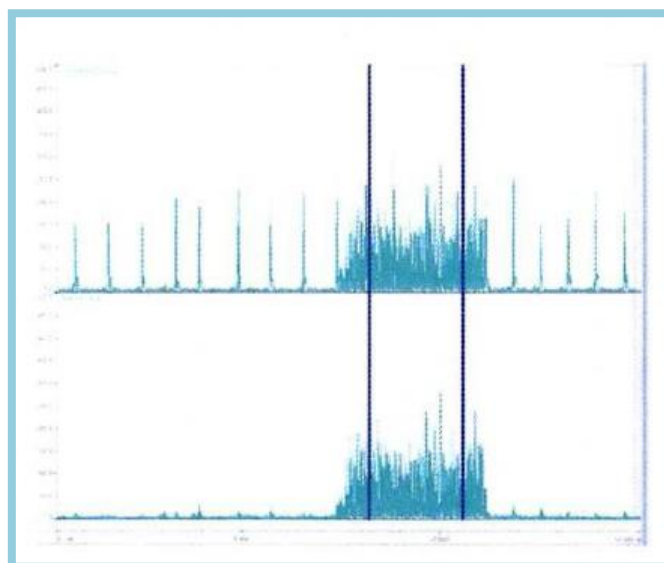
Obrázek 3. Schéma snímání elektrických potenciálů ze svalových vláken motorických jednotek povrchovými elektrodami a zobrazení signálu na obrazovce počítače, (Kolář et al, 200, 2009)

2.3.1 EMG signál

Při svalové kontrakci vzniká změnou iontových poměrů na membráně transmembránový proud. Elektromyogram, tedy záznam EMG-aktivity, zachycuje sumu potenciálů několika motorických jednotek. (Rodová et al, 2001)

Povrchové elektrody snímají takzvaný syrový signál, který je dále upravován. Získaný signál má nízkou amplitudu, je tedy nejprve diferenciatně zesílen zesilovačem, dále filtrován a rektifikován. Filtrací jsou odstraněny signály s frekvencí mimo stanovené frekvenční rozpětí. (Konrad 2005, Rodová et al 2001)

Signál prochází rektifikací tzv. usměrněním (negativní vlny jsou převedeny na pozitivní), vyhlazením (je vytvořena obalová křivka a vysokofrekvenční výchylky jsou potlačeny) a redukcí EKG křivky (Obrázek 3). (Konrad, 2005)



Obrázek 4. Redukce EKG křivky (Konrad, 2005, 35)

U svalů trupu lokalizovaných v blízkosti srdce se do signálu promítá i elektrokardiogram (EKG), tedy aktivita srdečního svalu. Dochází ke zkreslení EMG záznamu, které je nutné ze získaného signálu odstranit, redukovat EKG křivku. (Konrad 2005)

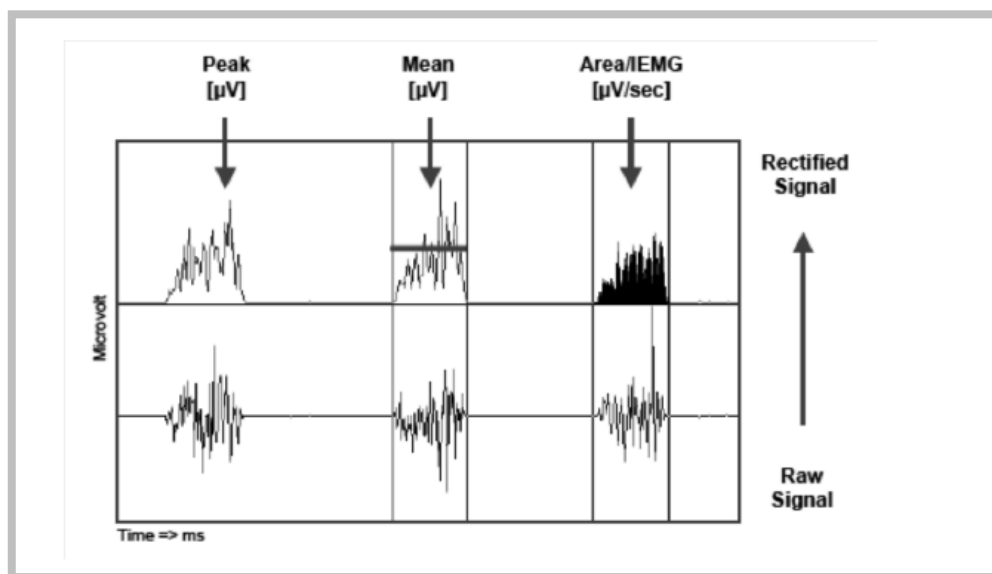
Registrovaný signál ovlivňuje velikost a uložení elektrod, tkáň, na které leží, její složení, míra prokrvení, typ vláken a v neposlední řadě počet zapojených motorických jednotek. Signál může být zkreslen špatným uložením elektrod nebo EMG aktivitou jiných, blízko uložených svalů. Proto je nutné dbát na správné uložení elektrod, přípravu povrchu kůže před lepením elektrod a brát v úvahu hloubku uložení vyšetřovaného svalu. (Konrad 2005)

Ze studie O'Sullivan et al. (2009) byli z měření vyřazeni účastníci, jejichž body mass index (BMI) přesahoval 28 kg/m^2 . Stejnou maximální hodnotu BMI doporučuje pro SEMG například také Astfalck, et al (2010).

2.3.2 Vyhodnocení EMG

Na získaném EMG signálu lze popisovat amplitudu a frekvenci. Dle amplitudy signálu můžeme určit začátek i konec aktivity svalu. Jako začátek aktivity svalu je považován nárůst amplitudy signálu o dvojnásobek směrodatné odchylky klidové hodnoty nebo nárůst amplitudy na sumu 10% peaku a klidové hodnoty. Podle rychlosti kontrakce může tento nárůst amplitudy signálu trvat 200 až 1500 ms. Z EMG lze odečítat **timing svalů**, tedy posloupnost v zapojování vybraných svalů během určeného pohybového úkolu. (Konrad, 2005; Rodová et al 2001)

Dle signálu lze určit, zda byl sval aktivní či nikoliv a do jaké míry se zapojil do sledovaného pohybového úkolu. Amplituda signálu roste s rostoucí silou. Průměrnou hodnotu amplitudy popisuje hodnota **Mean** (Obrázek 4). K popisu se užívá také od něj odvozený parametr vyjádřený v procentech, nazývaný **Imput**. **100% EMG Imput** je suma hodnot Mean všech jednotlivých kanálů. **Imput jednoho kanálů** je pak procentuálním vyjádřením hodnoty Mean daného kanálu ze 100% EMG Imput.



Obrázek 5. Peak, mean, rektifikace (Konrad, 2005, 39)

2.3.3 Aplikace elektrod

Kineziologické studie využívají povrchových elektrod, jejichž výhodou je neinvazivní aplikace a snadná obsluha. Nevýhodou povrchových elektrod je interference

EMG signálů od blízko uložených svalů, tzv. cross talk. Možnost uložení elektrod je monopolární nebo častější bipolární. (Rodová et al 2001)

Při bipolární aplikaci, která byla využita i pro naše účely, jsou na snímání sval uloženy dvě elektrody v doporučené vzdálenosti 1cm od sebe, paralelně k průběhu vláken. Elektrody jsou připevněny samolepicími náplastmi kolmo na průběh svalových vláken, v místě nejsilnějšího svalového bříška, ve střední linii svalu. Kožní povrch je před nalepením elektrody řádně očištěn a zbaven ochlupení. Elektrody jsou na kůži připevněny tak, aby nedocházelo k přerušení kontaktu elektrody s kožním povrchem. V případě potřeby jsou kabely navíc přichyceny lepicí páskou, aby byl minimalizován jejich tah. (Konrad, 2005)

Při měřeních doprovázených pohybem segmentu je důležité zohledňovat pohyb svalového bříška vůči kožnímu povrchu a elektrody uložit tak, aby elektroda po celý průběh pohybu kontaktovala vybraný sval. Na toto je nutné dbát zejména u svalů biceps brachii a biceps femoris, ne tolik u svalů vyšetřovaných v této práci. Dále je při přikládání elektrod nutné brát na vědomí protažlivost kůže. Při provedení pohybu, v naší práci především u svalů m. rectus abdominis a m. erector spinae, hrozí odlepení elektrod vlivem protažení kůže pod náplastí, ale také vzájemný kontakt elektrod při koncentrických kontrakcích. (De Luca, 2002; Konrad, 2005)

3 Cíle a hypotézy

3.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je pomocí povrchové poly-EMG sledovat a popsat aktivitu vybraných svalů trupu u pacientů s chronickou jednostrannou bolestí dolní části zad při diagonálních pohybech pánve.

3.2 Hypotézy

H01: Není rozdíl v aktivitě svalů trupu dle EMG ukazatele Input mezi zdravými jedinci a pacienty s LBP.

H02: Není rozdíl v aktivitě svalů trupu dle EMG ukazatele Mean mezi polohami na dominantní a nedominantní straně u osob s LBP.

H03: Není rozdíl v aktivitě svalů trupu dle EMG ukazatele Mean mezi polohami na dominantní a nedominantní straně u zdravých jedinců.

H02: Není rozdíl v aktivitě svalů trupu dle EMG ukazatele Mean mezi bolestivou a nebolestivou stranou u pacientů LBP.

4 Metodika

Práce hodnotí pomocí povrchové poly-EMG aktivitu svalů trupu u pacientů s nespecifickou bolestí dolní části zad při diagonálních pohybech pánve dle metodiky propioceptivní neuromuskulární stabilizace (PNF). Byly hodnoceny svaly s možností snímání jejich aktivity pomocí povrchové vícekanálové polyelektromyografie. Výsledky naměřené u skupiny 11 osob s nespecifickou LBP byly porovnány s výsledky kontrolní skupiny, která sestávala z jedenácti zdravých probandů. U obou skupin jsme hodnotili aktivitu svalů při některých pánevních diagonálách dle metodiky PNF.

4.1 Charakteristika souboru

Výzkumného měření se účastnilo celkem 22 osob. První výzkumná skupina byla tvořena 11 osobami s chronickými bolestmi dolní části zad. Průměrný věk skupiny činil 31,5 let (SD=2,9). Tato skupina sestávala z osob s jednostranně lokalizovanou bolestí dolní části zad. Do souboru nebyli zařazeni pacienti s propagací bolesti do dolní končetiny, s významnými morfologickými změnami na páteři a v oblasti dolní končetiny a pacienti po operačních výkonech na páteři a dolních končetinách.

Kontrolní skupinu tvořilo 11 zdravých osob, o průměrném věku skupiny 29,7 (SD=2,6). Do kontrolní skupiny byli na základě anamnestického vyšetření vybráni probandi bez dalších bolestí pohybového aparátu a bez operačních zákroků na páteři, v oblasti břicha a dolních končetinách.

4.2 Metodika měření

Povrchovými elektrodami byla snímána aktivita vybraných svalů trupu při diagonálních pohybech pánve dle metodiky PNF. Samotnému měření předcházela odběr krátké anamnézy, dále vyšetření HSS pomocí testů dle Koláře a stanovení stranové dominance a umístění povrchových elektrod.

4.2.1 Uložení elektrod

Povrchovými elektrodami jsme snímali elektromyografický potenciál čtyř svalů, vždy oboustranně: musculus rectus abdominis (RA), musculus obliquus externus abdominis

(EO), musculus obliquus internus abdominis (IO), mm. erectores spinae – lumbální část (ES). Samolepící elektrody zespod opatřené jednorázovými lepícími náplastmi byly umístěny na vodou očištěnou kůži. Zemnicí elektroda, byla umístěna na spina iliaca anterior superior vpravo. Joseph K. Ng et al ve svých studiích z let 1998, 2001 (zaměřených na reliabilitu měření EMG, sledování aktivity svalů trupu u pacientů s LBP a na směr průběhu svalových vláken a uložení elektrod) uvádí následující lokalizaci povrchových elektrod pro snímání EMG svalů m. rectus abdominis, m. obliquus abdominis externus, m. obliquus abdominis internus, mm. erectores spinae:

M. rectus abdominis: 1cm nad umbilicus a 2cm laterálně od linea alba

M. obliquus abdominis externus: pod poslední žebro, podél linie spojující nejkaudálnější bod posledního žebra a kontralaterální tuberculum pubicum

M. obliquus abdominis externus: 1cm mediálně od spina iliaca anterior superior pod linií spojující spina iliaca anterior superior dexter et sinister

Mm. erectores spinae: na úroveň obratle L5 na linii spojující spina iliaca posterior superior a interspinální prostor mezi obratli L1 a L2

4.2.2 Testovací poloha

Měření bylo provedeno ve dvou testovacích polohách, vleže na levém boku a vleže na pravém boku. Výchozí polohou probanda byl leh na boku, trup napřímen, hlava a krční páteř prodloužení páteře, dolní končetiny spočívaly v semiflexi v kloubech kyčelních a v 90° flexi v kloubech kolenních, horní končetina spodní spočívala volně uložená pod hlavou probanda dlaní vzhůru, horní končetina svrchní spočívala volně před trupem. Při provedení testu nesmělo dojít k zapření o svrchní horní končetinu.

4.2.3 Vlastní průběh měření

Vyšetřovaná osoba podepsala informovaný souhlas, následně byla odebrána anamnéza. U výzkumné skupiny osob s low back pain byla pozorně zaznamenána bolestivá strana. Následné vstupní vyšetření i vlastní měření absolvovali probandi ve spodním prádle. Vyšetření sestávalo z testování hlubokého stabilizačního systému páteře a určení laterality dolních končetin.

Stabilizační systém byl vyšetřován pomocí vybraných testů dle Koláře (2009): test flexe trupu a brániční test. Lateralita dolních končetin byla určena na základě testu kopu do míče na cíl. Dle Měkoty (1984) je dominantní končetina obratnější. Při testování je nepreferovaná dolní končetina stojnou, končetina provádějící kop na cíl, byla označena za preferovanou. Preferovanou dolní končetinu lze označovat jako dominantní nebo vedoucí. (Měkota, 1984).

Vlastní měření EMG aktivity bylo zahájeno vždy v poloze vleže na levém boku, nejprve byla vyšetřena anteriorní elevace poté anteriorní deprese pánve. Stejně pořadí bylo dodrženo následně v poloze vleže na pravém boku. Aktivita svalů byla pro každý pohybový úkol snímána při aktivním pohybu a při aktivním pohybu s odporem terapeuta.

4.2.4 Popis pohybového úkolu, kladení odporu

Metodika provedení technik PNF probíhala na základě konzultace a odborného vedení PhDr. Petra Uhlíře.

Požadovaný pohyb (anteriorní elevace a anteriorní deprese pánve) byl každému nejprve důkladně popsán. Před zahájením měření si za vedení fyzioterapeuta vyšetřovaná osoba pohyb pánve 2-3x vyzkoušela. Měřen byl nejprve pohyb bez odporu, následně s odporem. Odpor byl kladen manuálně terapeutem na oblast spina iliaca anterior superior dle metodiky PNF. Pohybu byl terapeutem kladen přiměřený odpor, tedy maximální odpor, který nebrání plynulému průběhu pohybu. Provedení pohybů pánve bylo v tomto pořadí: 1. anteriorní elevace aktivně, 2. anteriorní elevace aktivně proti odporu a 3. anteriorní deprese aktivně a 4. anteriorní deprese aktivně proti odporu. Tento průběh byl stejný pro obě polohy, vleže na levém boku a vleže na pravém boku.

Pohybový úkol má tři fáze, které byly v EMG záznamu odděleny linií markeru. V **první fázi** pacient po zaznění povelu „ted“ zahájil pohyb a provedl jej, až dosáhl koncové polohy diagonály (anteriorní elevace, anteriorní deprese). **Druhá fáze** je dobou izometrického setrvání v koncové poloze pohybu. **Třetí fáze** začíná zahájením pohybu zpět do výchozí polohy a končí zastavením pohybu ve zpět výchozí poloze.

Při odporované variantě, byl v první fázi kladen maximální odpor, který však nebránil plynulému vykonání pohybu vyšetřovaného do dosažení koncové polohy

diagonály. Druhá fáze pohybu je fáze izometrického setrvání v koncové poloze diagonály za konstantního odporu kladeného terapeutem. Ve třetí fázi se pacient nechal odporem fyzioterapeuta excentricky přetlačit do výchozí polohy. Terapeut kladl důraz na plynulý průběh pohybu v průběhu celé diagonály.

4.3 Charakteristika přístroje

Osmi povrchovými elektrodami jsme snímali elektromyografický potenciál čtyř svalů, vždy vlevo i vpravo. Celkem bylo tedy použito 8 svodů. Na každý sval byly povrchově umístěny dvě jednorázové samolepící elektrody. Pro realizaci měření EMG-aktivity vybraných jsme použili elektromyografický systém NORAXON – MYOSYSTEM 1400A. Ke zpracování naměřených dat byl využit EMG software MyoResearch XP Master Version 1.03.05.

4.4 Analýza EMG signálu

Získaný surový signál byl upraven. Vzhledem k lokalizaci vyšetřovaných svalů byl EMG signál zkeslen EKG aktivitou, proto byly artefakty EKG signálu odfiltrovány. Dále byl EMG záznam rektifikován a vyhlazen. Každá diagonála byla rozdělena na tři fáze, které byly v EMG záznamu odděleny linií markeru. Hodnoty Mean byly určeny pro každou z těchto fází pohybu zvlášť. Mean byl normalizována (podíl Mean úseku aktivity svalu a klidové hodnoty svalu). Pro porovnávání výzkumné a kontrolní skupiny byly hodnoty Mean přepočteny na EMG ukazatel Input.

4.5 Statistické zpracování dat

Získaná data byla zpracována v tabulkovém software Microsoft Excel do tabulky. Mean byl pro další hodnocení normalizován. Takto připravená data byla dále statisticky zpracována v programu STATISTICA ver. 8.0. K testování byl použit neparametrický test pro srovnávání dvou nezávislých souborů – Mann-Whitney test. Neparametrický test byl zvolen pro malý počet účastníků měření, u kterého nepředpokládáme dosažení normálního rozložení hodnot dle Gausovy křivky.

5 Výsledky

5.1 Výsledky úvodního vyšetření

Výsledky testování hlubokého stabilizačního systému páteře jsou zaznamenány v tabulce 2. Souhrnně lze konstatovat, že brániční test byl častěji pozitivní u osob s LB než u zdravých jedinců. Test flexe trupu byl pozitivní u všech pacientů s LBP a u necelé poloviny zdravých. Testování hlubokého stabilizačního systému sloužilo k bližšímu popisu souboru, tyto výsledky nejsou statisticky zpracovány.

Tabulka 1. Výsledky testů hlubokého stabilizačního systému páteře

Proband	brániční test	test flexe trupu	Pacient	brániční test	test flexe trupu	Intenzita současné bolesti dle PPI
05	1	2	01	1	2	2
07	1	1	02	2	2	1
09	2	1	03	2	2	2
10	2	2	04	2	2	3
12	1	2	06	2	2	2
15	1	1	08	2	2	2
16	1	2	11	1	2	0
17	1	1	13	2	2	2
18	1	2	14	2	2	3
19	1	1	20	2	2	2
22	2	1	21	2	2	2

Legenda: 1 – pozitivita testu, 2- negativita testu, PPI – intenzita současné bolesti, PPI: 1 – žádná, 1- mírná, 2-středně silná, 3-silná, 4-krutá, 5-nesnesitelná

Na základě testování laterality bylo určeno 19 osob s preferovanou pravou dolní končetinou (10 osob s LBP a 9 zdravých jedinců). Levá dolní končetina byla preferenční pouze u třech osob (2 mezi zdravými, 1 mezi osobami s LBP). Určená preferenční dolní končetina je dolní končetina švihová.

Další podrobná charakteristika souboru je souhrnně zaznamenána v příloze 1. Charakteristika vyšetřovaných osob obsahuje tyto informace: pohlaví, věk, BMI a preference v pohybových aktivitách.

5.2 Výsledky k hypotéze H01

H01: Není rozdíl v aktivitě vybraných svalů trupu dle EMG ukazatele Input mezi zdravými jedinci a pacienty s LBP při diagonálních pohybech pánve.

V této kapitole jsou v tabulkách uvedeny pouze svaly s rozdíly hodnot na hladině významnosti $p \leq 0,05$. Svaly popisované jako kontralaterální a homolaterální jsou vztaženy vždy vzhledem k pohybující se straně pánve.

Při srovnání míry aktivace svalů trupu mezi výzkumnou (pacienti s LBP) a kontrolní skupinou (zdraví jedinci) podle EMG ukazatele Input byly zjištěny statisticky významné rozdíly ($p \leq 0,05$) pro všechny 4 pohyby: anteriorní elevace pánve s odporem a bez odporu i anteriorní depresi pánve s odporem a bez odporu. Výsledky s hodnotami $p \leq 0,05$ (Mann-Whitney test) statistického zhodnocení rozdílu aktivace svalů trupu (Input) mezi výzkumnou a kontrolní skupinou uvádí tabulka 2.

Dále jsou popsány výsledky získané u jednotlivých pohybů:

- anteriorní elevace bez odporu první fáze
- anteriorní elevace bez odporu druhá fáze
- anteriorní elevace bez odporu třetí fáze
- anteriorní elevace s odporem první fáze
- anteriorní elevace s odporem druhá fáze
- anteriorní elevace s odporem třetí fáze
- anteriorní deprese bez odporu první, druhá a třetí fáze
- anteriorní deprese s odporem první, druhá a třetí fáze

Tabulka 2. Statistické zhodnocení rozdílu aktivace svalů trupu (Input) mezi výzkumnou a kontrolní skupinou, pouze výsledky s hodnotami $p \leq 0,05$ (Mann-Whitney test)

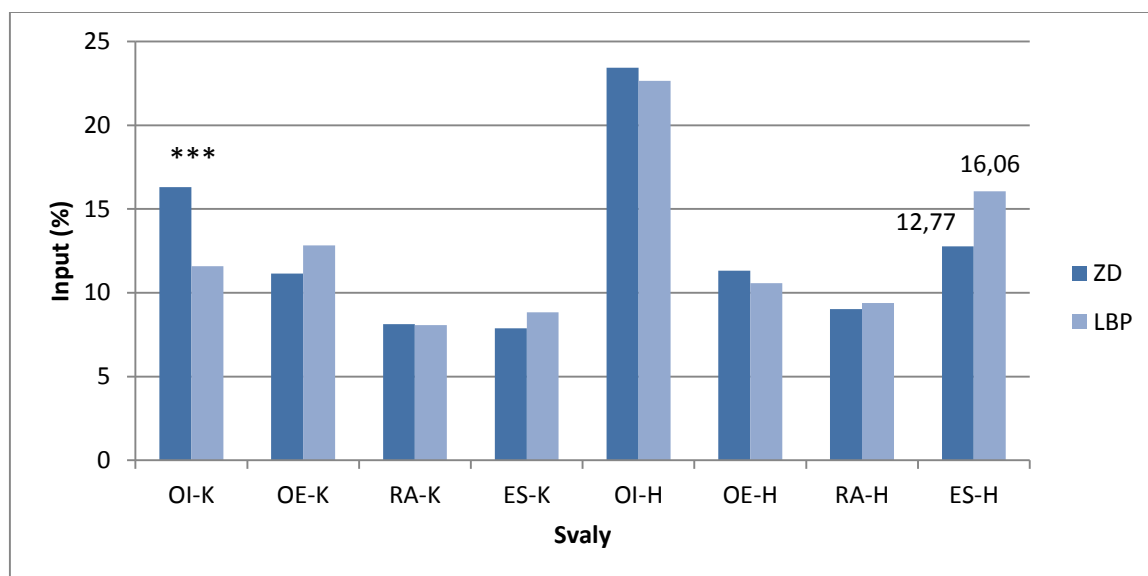
Sval	Strana	Diagonální pohyb	Fáze pohybu	$p \leq 0,05$
OI	kontralaterální	AE bez odporu	1	0,04232
OI	kontralaterální	AE s odporem	1	0,01832
OI	kontralaterální	AE bez odporu	2	0,01613
OI	kontralaterální	AE s odporem	2	0,02992
OI	kontralaterální	AE bez odporu	3	0,02210
OI	kontralaterální	AE s odporem	3	0,03365
OI	kontralaterální	AD bez odporu	1	0,02992
OI	kontralaterální	AD s odporem	1	0,01512
OI	kontralaterální	AD bez odporu	2	0,03566
OI	kontralaterální	AD s odporem	2	0,00503
ES	kontralaterální	AD bez odporu	1	0,00887
ES	kontralaterální	AD s odporem	1	0,02819
ES	kontralaterální	AD bez odporu	2	0,00827
ES	kontralaterální	AD s odporem	2	0,02210
ES	kontralaterální	AD bez odporu	3	0,03365
ES	kontralaterální	AD s odporem	3	0,01512
ES	homolaterální	AD bez odporu	1	0,03566
ES	homolaterální	AD bez odporu	2	0,03777
ES	homolaterální	AD s odporem	2	0,03677
ES	homolaterální	AD bez odporu	3	0,01327

Legenda: AE – anteriorní elevace, AD – anteriorní deprese, 1 – první fáze pohybu, 2 - druhá fáze pohybu, 3 - třetí fáze pohybu, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erector spines v lumbálním úseku

Anteriorní elevace první fáze

Bez odporu: Mezi skupinami byl zjištěn statisticky významný rozdíl v hodnotách Input pro m. obliquus abdominis internus kontralaterálně. Aritmetický průměr hodnot Input tohoto svalu činil 11,59% u výzkumné skupiny a 16,31% u kontrolní skupiny. V grafu 1. jsou znázorněny rozdíly průměrných hodnot parametru Input mezi výzkumnou a kontrolní skupinou pro jednotlivé svaly. Z grafu lze dále odečíst větší míru aktivace kontralaterálních mm. erectore spines v lumbálním úseku u výzkumné skupiny, není však potvrzený na hladině významnosti $p \leq 0,05$.

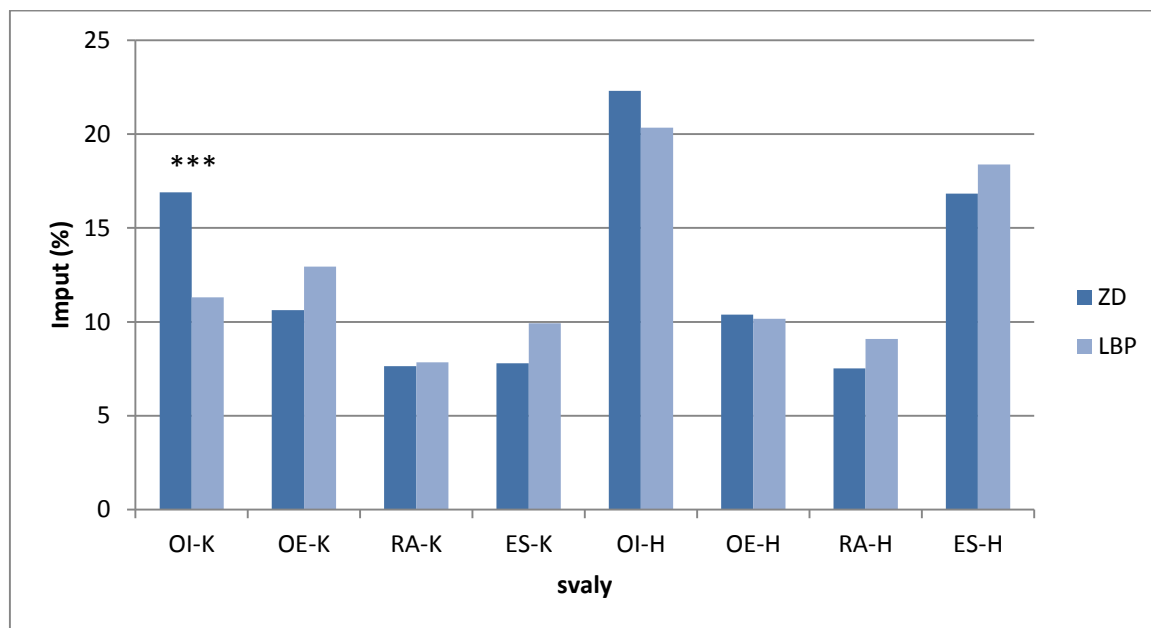
Graf 1. Znázornění rozdílů aritmetických průměrů hodnot Input svalů trupu mezi zdravými a pacienty s low back pain v první fázi anteriorní elevace pánve bez odporu



Legenda: ZD – kontrolní skupina, LBP – výzkumná skupina, AE – anteriorní elevace, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erectore spines v lumbálním úseku; *** – označení svalu u kterého jsme zaznamenali statisticky významný rozdíl hodnot na hladině $p \leq 0,05$

S odporem: Mezi skupinami byl zjištěn statisticky významný rozdíl v míře aktivace (Input) m. obliquus abdominis internus kontralaterálně. Aritmetický průměr hodnot parametru Input tohoto svalu činil 11,3% u výzkumné skupiny a 16,89% u kontrolní skupiny. V grafu 2. jsou znázorněny rozdíly průměrných hodnot parametru Input mezi výzkumnou a kontrolní skupinou pro jednotlivé svaly. Další rozdíly na hladině významnosti 5% nebyly zjištěny, přesto vyšších průměrných hodnot Input dosahoval homolaterální m. obliquus abdominis externus u kontrolní skupiny.

Graf 2. Znázornění rozdílů aritmetických průměrů hodnot Input svalů trupu mezi zdravými a pacienty s low back pain v první fázi anteriorní elevace pánve s odporem

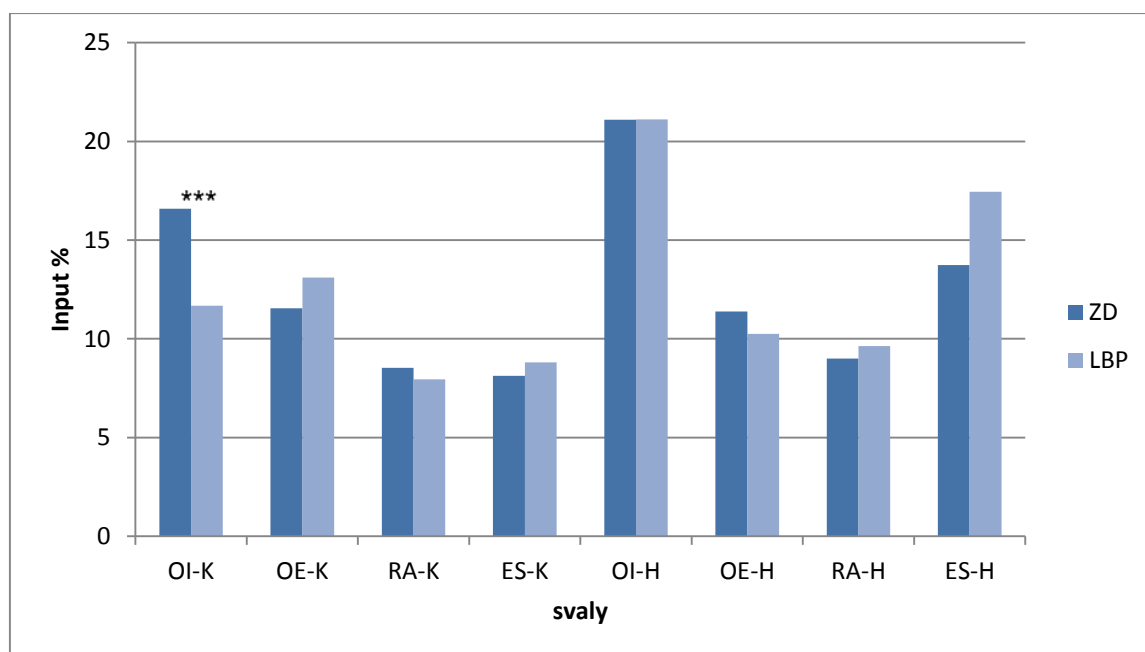


Legenda: ZD – kontrolní skupina, LBP – výzkumná skupina, AE – anteriorní elevace, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erector spinae v lumbálním úseku; *** – statisticky významný rozdíl hodnot na hladině $p \leq 0,05$

Anteriorní elevace druhá fáze

Bez odporu: Mezi skupinami byl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) v hodnotách Input pro m. obliquus abdominis internus kontralaterálně. Aritmetický průměr Inputu tohoto svalu činil 11,68% u výzkumné skupiny a 16,59% u kontrolní skupiny. V grafu 3. jsou znázorněny rozdíly průměrných hodnot parametru Input mezi výzkumnou a kontrolní skupinou. Pro jednotlivé svaly, je patrná větší míra aktivity m. obliquus abdominis externus kontralaterálně a homolaterálních mm. erectore spines v lumbálním úseku u skupiny s LBP (tyto rozdíly nedosahovaly hladiny významnosti $p \leq 0,05$). Z grafu lze dále odečíst větší míru aktivace kontralaterálních mm. erectore spines v lumbálním úseku u výzkumné skupiny, není však potvrzený na hladině významnosti ($p \leq 0,05$).

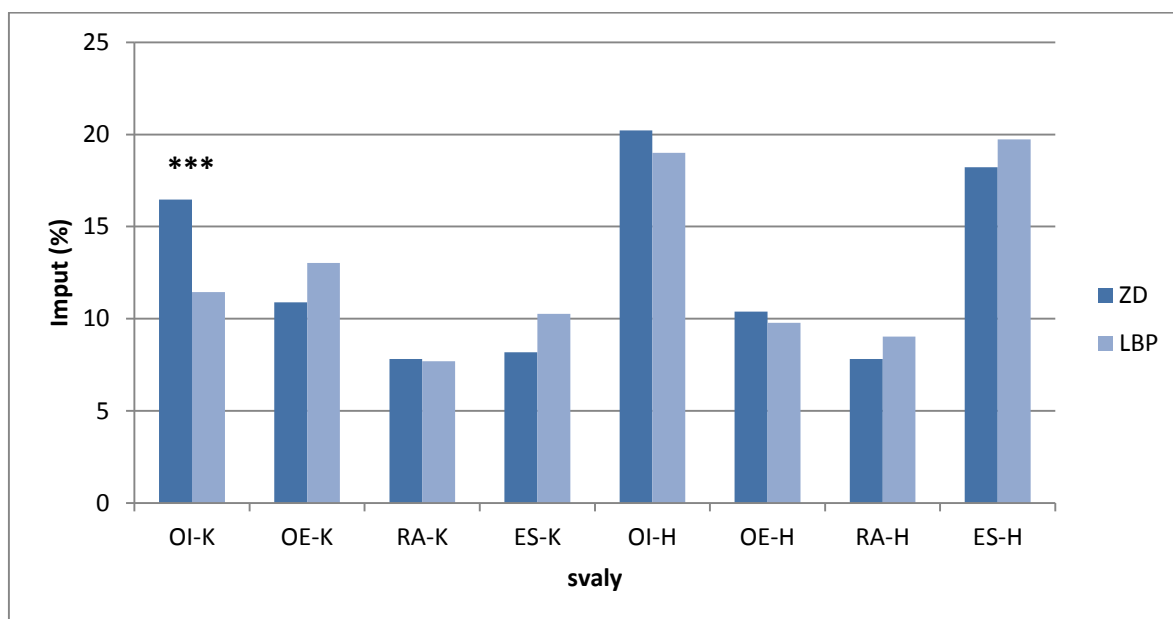
Graf 3. Znázornění rozdílů aritmetických průměrů hodnot Input svalů trupu mezi zdravými a pacienty s low back pain při druhé fázi anteriorní elevace pánve bez odporu



Legenda: ZD – kontrolní skupina, LBP – výzkumná skupina, AE – anteriorní elevace, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erectore spines v lumbálním úseku; *** – statisticky významný rozdíl hodnot na hladině $p \leq 0,05$

S odporem: Mezi skupinami byl zjištěn statisticky významný rozdíl v hodnotách ukazatele Input m. obliquus abdominis internus kontralaterálně. Aritmetický průměr Inputu tohoto svalu činil 11,44% u výzkumné skupiny a 16,46% u kontrolní skupiny. Grafu 4. uvádí rozdíly průměrných hodnot parametru Input.

Graf 4. Znázornění rozdílů aritmetických průměrů hodnot Input svalů trupu mezi zdravými a pacienty s low back pain při druhé fázi anteriorní elevace pánve s odporem

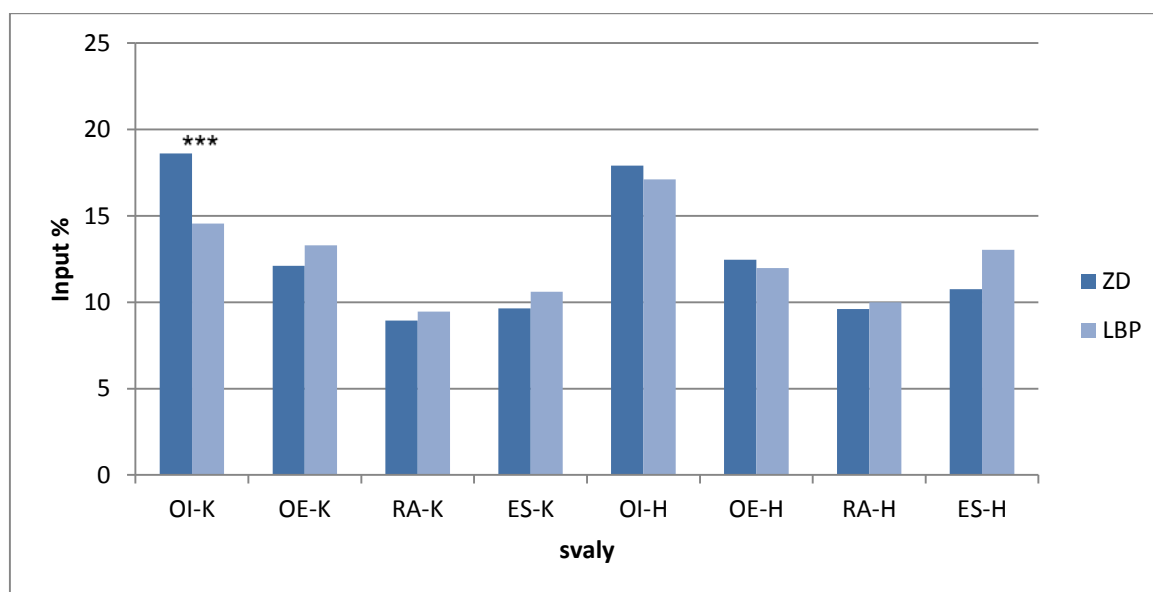


Legenda: ZD – kontrolní skupina, LBP – výzkumná skupina, AE – anteriorní elevace, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erectores spines v lumbálním úseku; *** – statisticky významný rozdíl hodnot na hladině $p \leq 0,05$

Anteriorní elevace bez odporu a s odporem třetí fáze

Bez odporu: Mezi skupinami byl na hladině významnosti ($p \leq 0,05$) zjištěn rozdíl v míře zapojení (Input) m. obliquus abdominis internus kontralaterálně. Aritmetický průměr Inputu tohoto svalu činil 14,56% u výzkumné skupiny a 18,6% u kontrolní skupiny. V grafu 5. jsou znázorněny rozdíly průměrných hodnot parametru Input mezi výzkumnou a kontrolní skupinou pro jednotlivé svaly. Z grafu lze dále odečíst větší míru aktivity kontralaterálních mm. erectore spines v lumbálním úseku u výzkumné skupiny, není však potvrzený na hladině významnosti $p \leq 0,05$.

Graf 5. Znázornění rozdílů aritmetických průměrů hodnot Input svalů trupu mezi zdravými a pacienty s low back pain ve třetí fázi anteriorní elevace pánve bez odporu

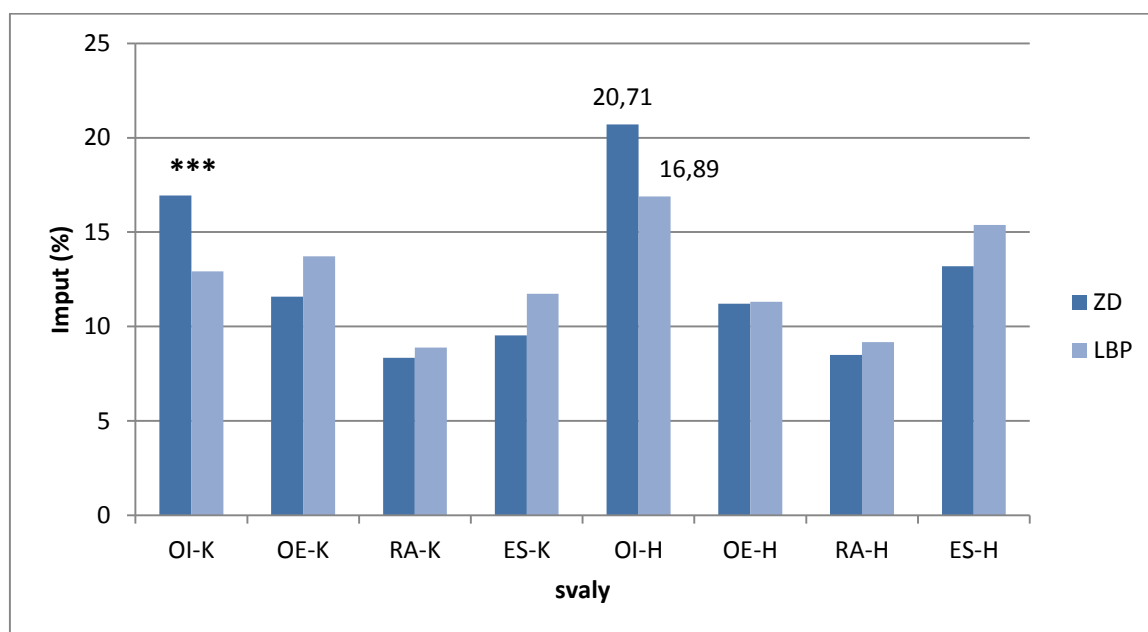


Legenda: ZD – kontrolní skupina, LBP – výzkumná skupina, AE – anteriorní elevace, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erectore spines v lumbálním úseku; *** – statisticky významný rozdíl hodnot na hladině $p \leq 0,05$

S odporem: Mezi skupinami byl zjištěn rozdíl na hladině významnosti ($p \leq 0,05$) v hodnotách Input u svalu m. obliquus abdominis internus kontralaterálně. Aritmetický průměr inputu tohoto svalu činil 12,91% u výzkumné skupiny a 16,93% u kontrolní skupiny. V grafu 6 jsou rozdíly průměrných hodnot parametru Input.

Rozdílných průměrných hodnot Input dosahoval m. obliquus internus homolaterálně ($p > 0,05$), průměrné hodnoty Inputu u zdravých dosahovaly vyšších hodnot.

Graf 6. Znázornění rozdílů aritmetických průměrů hodnot Input svalů trupu při třetí fázi anteriorní elevace pánve s odporem mezi zdravými a pacienty s low back pain



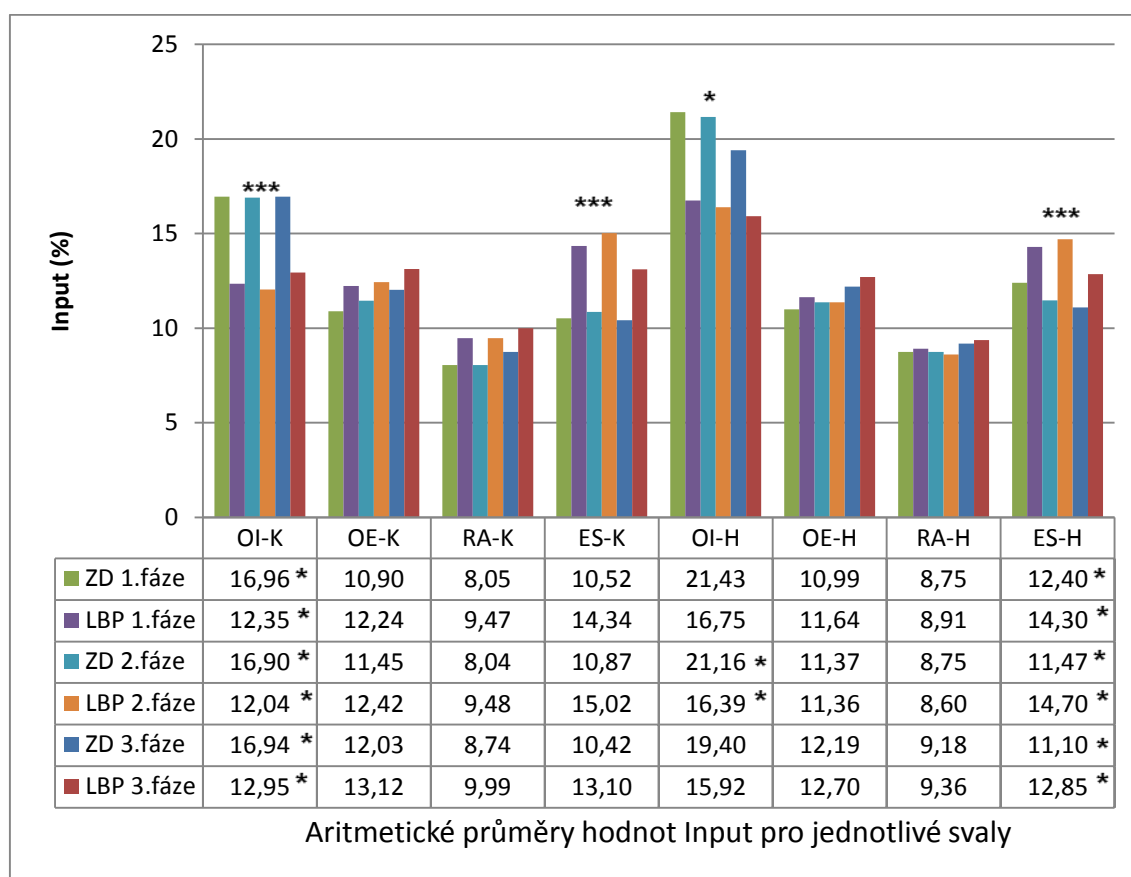
Legenda: ZD – kontrolní skupina, LBP – výzkumná skupina, AE – anteriorní elevace, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erector spines v lumbálním úseku; *** – statisticky významný rozdíl hodnot na hladině $p \leq 0,05$

Anteriorní deprese bez odporu (první, druhá a třetí fáze)

Mezi kontrolní a výzkumnou skupinou byl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) parametru Input v každé ze tří fází pohybu: kontralaterální m. obliquus abdominis internus dosahoval větších hodnot Input u zdravých jedinců než u výzkumné skupiny pacientů s LBP (v první a v druhé fázi). Mm. erectores spinae (homolaterální i kontralaterální) dosahovaly vyšších hodnot Input u výzkumné skupiny pacientů s LBP (ve třech fázích).

Tabulka 3. uvádí hladiny významnosti pro jednotlivé svaly. Porovnání aritmetických průměrů hodnot Input znázorňuje graf 7. Z grafu jsou patrné větší hodnoty Input homolaterálního m. obliquus abdominis internus u kontrolní skupiny ve všech fázích pohybu, statisticky významný rozdíl byl však prokázán pouze pro druhou fázi.

Graf 7. Znázornění rozdílů aritmetických průměrů hodnot Input svalů trupu mezi výzkumnou a kontrolní skupinou pro tři fáze anteriorní deprese pánve bez odporu

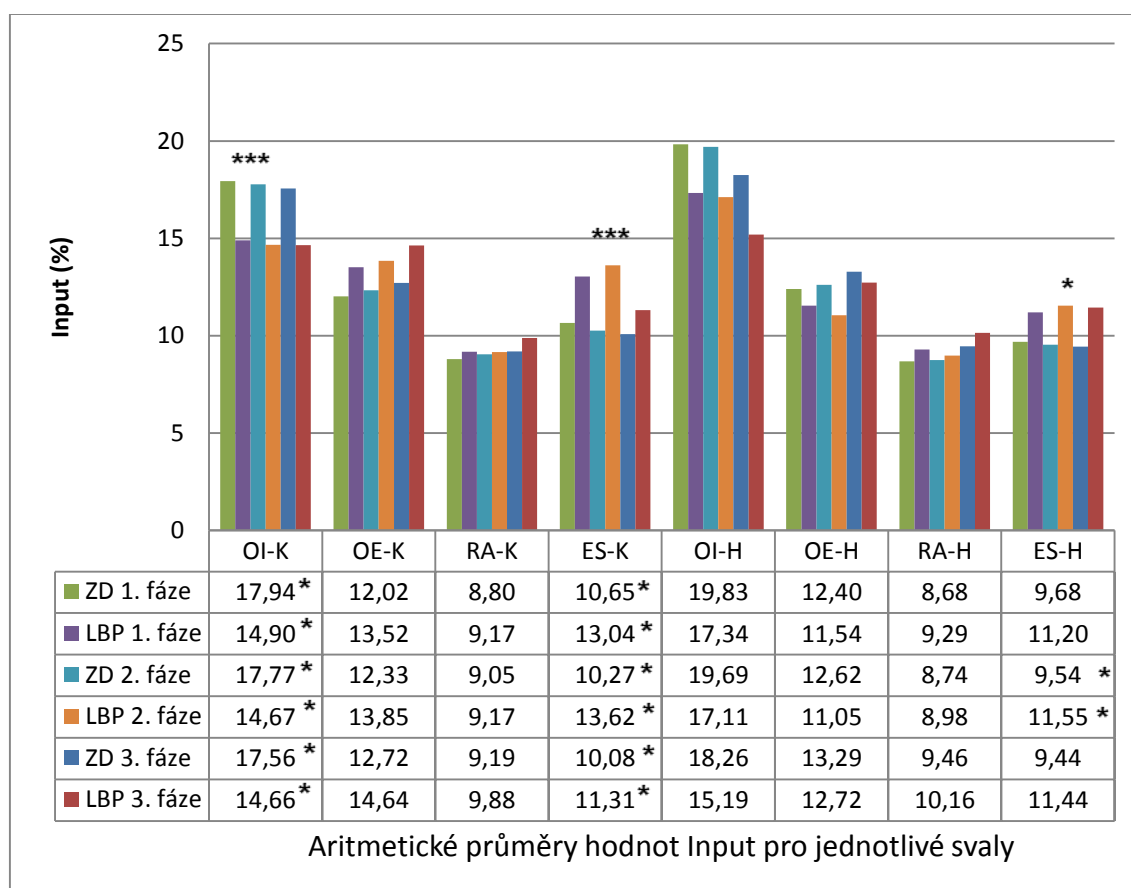


Legenda: ZD – kontrolní skupina, LBP – výzkumná skupina, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erectores spinae v lumbálním úseku; *** – hodnoty, kterých se týkají rozdíly na hladině $p \leq 0,05$

Anteriorní deprese s odporem (první, druhá a třetí fáze)

Mezi kontrolní a výzkumnou skupinou byl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) v hodnotách Input v každé ze tří fází pohybu: Kontralaterální m. obliquus abdominis internus dosahoval větších hodnot Input u zdravých jedinců než u pacientů s LBP (v první a v druhé fázi). Mm. erectores spinae kontralaterálně dosahovaly vyšších hodnot Input u výzkumné skupiny pacientů s LBP (ve třech fázích pohybu). Tabulka 3. uvádí hladiny významnosti pro jednotlivé svaly. Erektor spinae homolaterálně dosahoval na hladině významnosti 5% vyšších hodnot Input u pacientů s LBP pro druhou fázi pohybu, pro první a třetí fázi nebyly pro tento sval výsledky signifikantní, přesto jsou z grafu 8. patrné.

Graf 8. Znázornění rozdílů aritmetických průměrů hodnot Input svalů trupu mezi výzkumnou a kontrolní skupinou pro tři fáze anteriorní deprese pánve s odporem



Legenda: ZD – kontrolní skupina, LBP – výzkumná skupina, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erectores spinae v lumbálním úseku; *** – hodnoty, kterých se týkají rozdíly na hladině $p \leq 0,05$

Tabulka 4. Statistické zhodnocení rozdílu hodnot Mean mezi výzkumnou a kontrolní skupinou, výsledky s hodnotami $p \leq 0,05$ (Mann-Whitney test)

Sval - strana	Diagonální pohyb	Fáze pohybu	$p \leq 0,05$
OI-K	AE bez odporu	1	0,00987
OI-K	AE s odporem	1	0,01405
OI-K	AE bez odporu	2	0,01405
OI-K	AE bez odporu	2	0,03911
OI-K	AE s odporem	3	0,04396

Legenda: p – hladina významnosti AE – anteriorní elevace, 1 – první fáze pohybu, 2 - druhá fáze pohybu, 3 - třetí fáze pohybu, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erectores spines v lumbálním úseku

Při statistickém hodnocení rozdílů intenzity zapojení svalů při diagonálních pohybech byly mezi výzkumnou a kontrolní skupinou pomocí Mann-Whitneyova testu zjištěny výsledky na hladině významnosti $p \leq 0,05$ pro parametr Imput. **Hypotéza H01 je na základě výsledků zamítnuta.**

5.3 Výsledky k hypotéze H02

H02: Neexistuje rozdíl v aktivitě svalů trupu dle EMG ukazatelů Mean mezi polohami na dominantní a nedominantní straně u osob s LBP.

Při statistickém srovnání intenzity aktivity svalů (Mean) mezi dominantní a nedominantní stranou nebyly pomocí Mann-Whitneyova testu zjištěny žádné statisticky významné rozdíly na hladině významnosti $p \leq 0,05$ (tabulka 5). **Hypotézu H02 nelze na základě výsledků zamítnout.**

Tabulka 5. Statistické hodnocení rozdílu hodnot mean svalů trupu mezi polohou na dominantní a nedominantní straně u osob s LBP, výsledky s hodnotami $p \leq 0,05$ (Mann-Whitney test)

Sval - strana	fáze pohybu	AE bez odporu hodnota p	AE s odporem hodnota p	AD bez odporu hodnota p	AE s odporem hodnota p
OI-K	1	0,293425	0,532748	0,411754	0,189083
OI-K	2	0,115036	0,511406	0,430709	0,237218
OI-K	3	0,576741	0,792813	0,450161	0,393302
OE-K	1	0,293425	0,767618	0,921537	0,693589
OE-K	2	0,554531	0,742666	0,921537	0,693589
OE-K	3	0,693589	0,973808	0,470101	0,717982
RA-K	1	0,167906	0,843832	0,947645	0,669509
RA-K	2	0,148563	0,818226	0,693589	0,599361
RA-K	3	0,130969	0,812245	0,717982	0,693589
ES-K	1	0,921537	0,554531	0,792813	0,357934
ES-K	2	0,862400	0,554531	0,742666	0,450161
ES-K	3	0,645764	0,921537	0,869603	0,308770
OI-H	1	0,130969	0,973808	0,767618	0,792813
OI-H	2	0,139553	0,973808	0,742666	0,792813
OI-H	3	0,189083	0,645764	0,921537	0,669509
OE-H	1	0,076237	0,357934	0,599361	0,599361
OE-H	2	0,056617	0,450161	0,576741	0,511406
OE-H	3	0,057240	0,264292	0,411754	0,511406
RA-H	1	0,264292	0,576741	0,921537	0,622375
RA-H	2	0,189083	0,599361	0,843832	0,490520
RA-H	3	0,224442	0,853645	0,869603	0,308770
ES-H	1	0,393302	0,622375	0,869603	0,895514
ES-H	2	0,693589	0,458061	0,947645	0,742666
ES-H	3	0,921537	0,792813	0,973808	0,921537

Legenda: AE – anteriorní elevace, 1 – první fáze pohybu, 2 - druhá fáze pohybu, 3 - třetí fáze pohybu, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE - m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erectore spines v lumbálním úseku

5.4 Výsledky k hypotéze H03

H03: Není rozdíl v aktivitě svalů trupu dle EMG ukazatelů Mean mezi polohami na dominantní a nedominantní straně u zdravých jedinců.

Při statistickém srovnání intenzity zapojení svalů (mean) mezi pohyby dominantní a nedominantní stranou u zdravých jedinců byly pomocí Mann-Whitneyova testu zjištěny některé statisticky významné rozdíly na hladině významnosti $p \leq 0,05$, tyto uvádí tabulka 5.

Tabulka 5. Statistické zhodnocení rozdílu aktivace svalů trupu (Mean) mezi dominantní a nedominantní stranou, uvedeny jsou pouze výsledky s hodnotami $p \leq 0,05$ (Mann-Whitney test)

Sval - strana	srovnání	skupina	diagonální pohyb	fáze pohybu	p-hodnota
OE-H	DOM-NED	ZD	AE bez odporu	3	0,048845
OI-H	DOM-NED	ZD	AD bez odporu	3	0,041790

Legenda: DOM-NEDOM – srovnání mezi dominantní a nedominantní stranou, AD – anteriorní deprese, 1 – první fáze pohybu, 2 - druhá fáze pohybu, 3 - třetí fáze pohybu, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erector spines v lumbálním úseku

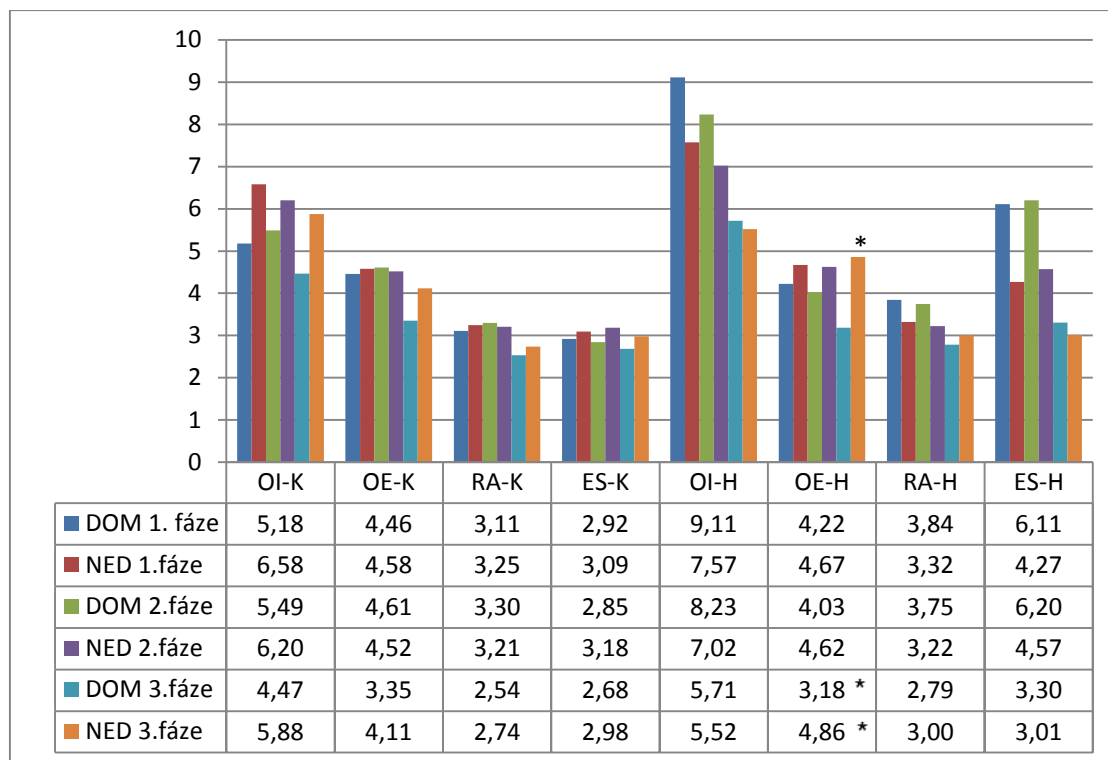
Anteriorní elevace bez odporu (první, druhá a třetí fáze):

Mezi pohyby dominantní a nedominantní stranou byl pomocí Mann-Whitneyova testu zjištěn statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) v intenzitě aktivity svalů (Mean) v jediném případě: Při pohybu dominantní polovinou dosahoval homolaterální m. obliquus abdominis externus nižších hodnot Mean než při pohybech nedominantní stranou a to pouze ve třetí fázi pohybu, podobné výsledky jsou patrné i pro první a druhou fázi, nedosáhly ale požadované hladiny významnosti.

Z aritmetických průměrů hodnot Mean jsou patrné další rozdíly, které však nedosahují hladiny významnosti $p \leq 0,05$: Při pohybu dominantní polovinou dosahoval kontralaterální m. obliquus abdominis internus nižších hodnot Mean (ve všech částech pohybu), zatímco homolaterální m. abdominis internus nabýval hodnot vyšších, vyšších hodnot dosahovaly i

homolaterální mm. erectores spinae lumbální oblasti (pro první dvě části pohybu). Aritmetické průměry hodnot Mean a znázornění rozdílů hodnot aritmetických průměrů Mean uvádí graf 9.

Graf 9. Znázornění rozdílů aritmetických průměrů hodnot Mean mezi pohyby dominantní a nedominantní stranou pro tři fáze anteriorní elevace pánve bez odporu u zdravých jedinců



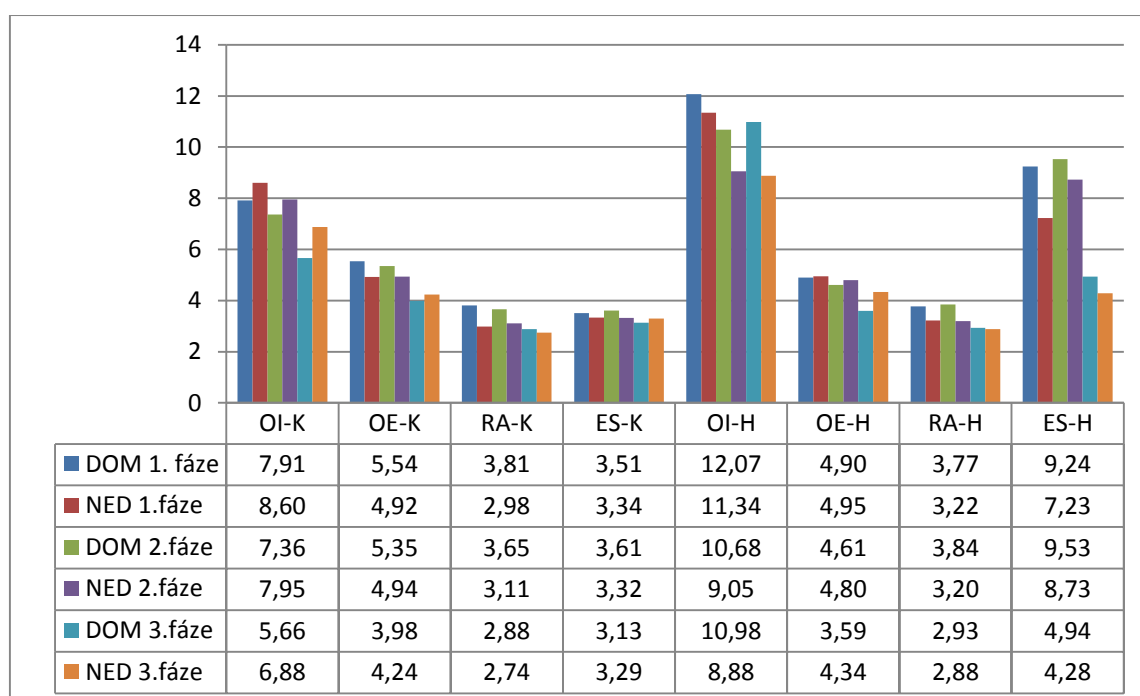
Legenda: DOM – pohyb dominantní stranou, NED – pohyb nedominantní stranou, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erectores spinae v lumbálním úseku; * – statisticky významné rozdíly hodnot na hladině $p \leq 0,05$

Anteriorní elevace s odporem (první, druhá a třetí fáze):

Mezi pohyby dominantní a nedominantní stranou nebyl pomocí Mann-Whitneyova testu zjištěn statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) v EMG aktivitě svalů (Mean).

Aritmetické průměry hodnot Mean a znázornění rozdílů těchto hodnot mezi pohybem dominantní a nedominantní polovinou pro tři části anteriorní elevace pánve s odporem u zdravých jedinců znázorňuje graf 10.

Graf 10. Znázornění rozdílů aritmetických průměrů hodnot Mean mezi pohyby dominantní a nedominantní stranou pro tři fáze anteriorní elevace pánve s odporem u zdravých jedinců



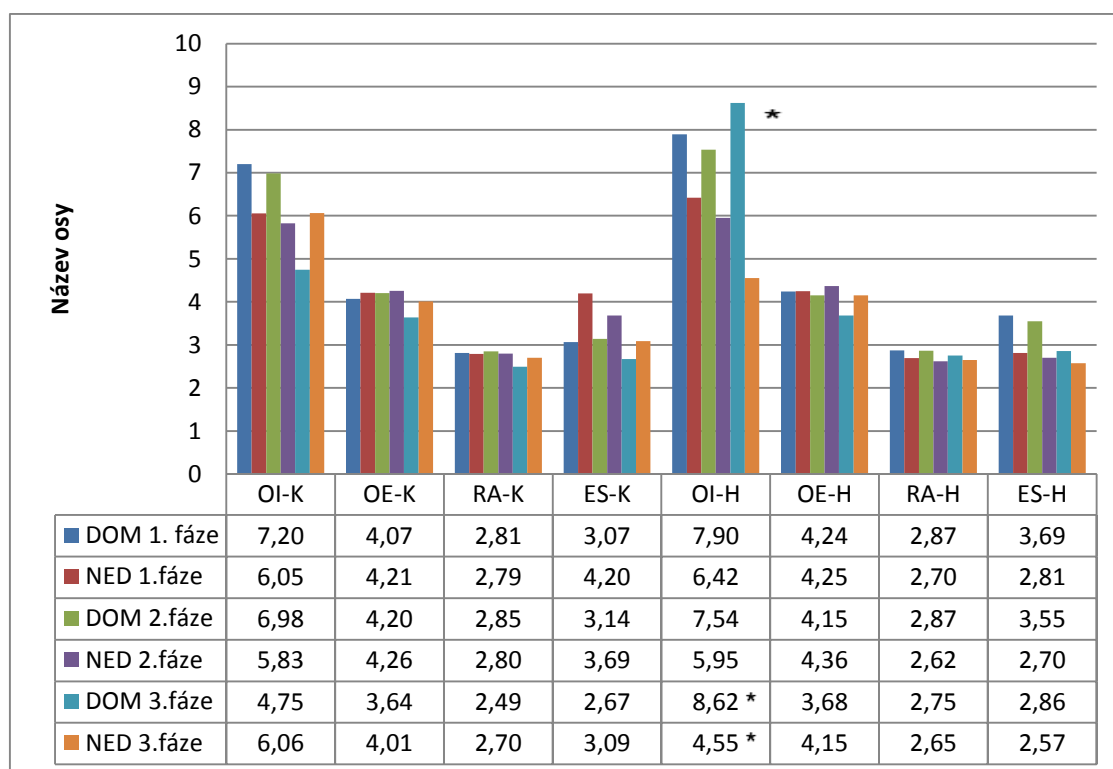
Legenda: DOM – pohyb dominantní stranou, NED – pohyb nedominantní stranou, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erectores spinae v lumbálnímu úseku;

Anteriorní deprese bez odporu (první, druhá a třetí fáze)

Mezi pohyby dominantní a nedominantní stranou byl pomocí Mann-Whitneyova testu zjištěn statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) v intenzitě aktivace svalů (Mean) v jediném případě (graf 11.): Při pohybu dominantní stranou dosahoval homolaterální m. obliquus abdominis internus vyšších hodnot Mean než při pohybech nedominantní stranou a to pouze ve třetí fázi pohybu. V prvních dvou fázích se tento sval choval obdobně, rozdíly však nedosáhly hodnot hladiny významnosti ($p \leq 0,05$).

Stejně tak m. obliquus abdominis internus kontralaterální dosahoval vyšších průměrných hodnot Mean (graf 11.) při pohybu provedeném dominantní stranou, tyto rozdíly nedosáhly hladiny významnosti ($p \leq 0,05$).

Graf 11. Znázornění rozdílů aritmetických průměrů hodnot Mean mezi pohyby dominantní a nedominantní stranou pro tři fáze anteriorní deprese pánve bez odporu u zdravých jedinců



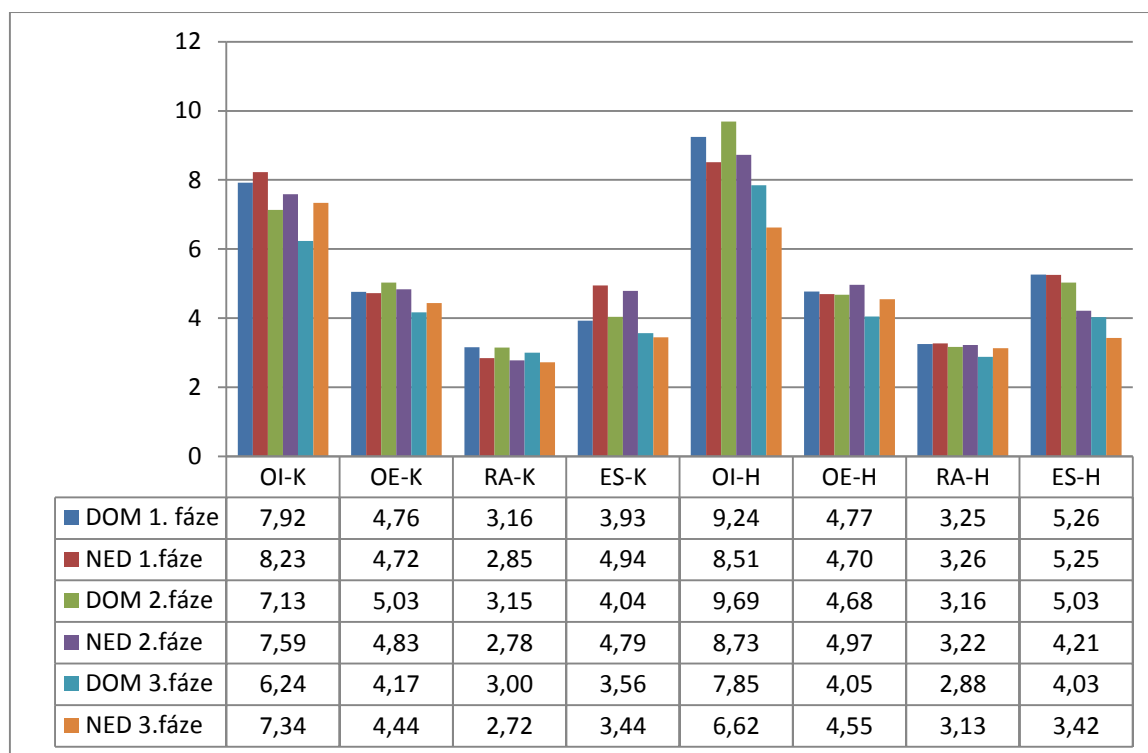
Legenda: DOM – pohyb dominantní stranou, NED – pohyb nedominantní stranou, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erector spinae v lumbálním úseku; * – statisticky významné rozdíly hodnot na hladině $p \leq 0,05$

Anteriorní deprese s odporem (první, druhá a třetí fáze)

Mezi pohyby dominantní a nedominantní stranou nebyl pomocí Mann-Whitneyova testu zjištěn statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) v intenzitě aktivace svalů (Mean).

Aritmetické průměry hodnot Mean a znázornění rozdílů těchto hodnot mezi pohybem dominantní a nedominantní polovinou pro tři části anteriorní deprese pánve s odporem u zdravých jedinců znázorňuje graf 12.

Graf 12. Znázornění rozdílů aritmetických průměrů hodnot Mean mezi pohyby dominantní a nedominantní stranou pro tři fáze anteriorní deprese pánve s odporem u zdravých jedinců



Legenda: DOM – pohyb dominantní stranou, NED – pohyb nedominantní stranou, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erector spines v lumbálním úseku; * – statisticky významné rozdíly hodnot na hladině $p \leq 0,05$

Při statistickém srovnání intenzity zapojení svalů (mean) mezi pohyby dominantní a nedominantní stranou u zdravých jedinců byly pomocí Mann-Whitneyova testu zjištěny některé statisticky významné rozdíly na hladině významnosti $p \leq 0,05$. **Hypotézu H03 na základě výsledků zamítáme.**

5.5 Výsledky k hypotéze H04

H02: Není rozdíl v aktivitě svalů trupu dle EMG ukazatele Mean mezi bolestivou a nebolestivou stranou u osob s jednostranně lokalizovanou LBP.

Mezi pohyby v poloze na straně s bolestí a bez bolesti byl pomocí Mann-Whitneyova testu zjištěn statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) v intenzitě aktivace svalů (Mean) pouze u anteriorní deprese bez odporu. (tabulka 6.)

Tabulka 6. Statistické zhodnocení rozdílu aktivace svalů trupu (Mean) mezi pohyby vedenými bolestivou a nebolestivou stranou, pouze výsledky s hodnotami $p \leq 0,05$ (Mann-Whitney test)

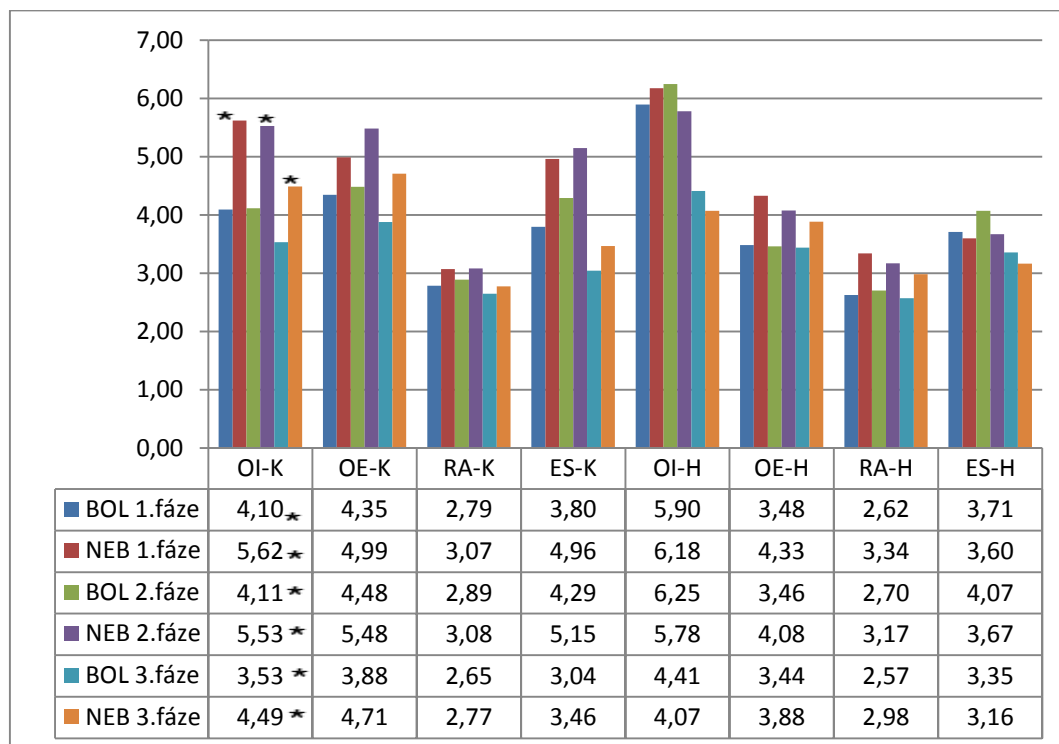
Sval - strana	srovnání	skupina	diagonální pohyb	fáze pohybu	p-hodnota
OI-K	BOL-NEB	LBP	AD bez odporu	1	0,012587
OI-K	BOL-NEB	LBP	AD bez odporu	2	0,006429
OI-K	BOL-NEB	LBP	AD bez odporu	3	0,011469

Legenda: BOL- NEBOL – srovnání polohy na bolestivé a nebolestivé straně, LBP-pacienti s LBP, AD – anteriorní deprese, 1 – první fáze pohybu, 2 - druhá fáze pohybu, 3 - třetí fáze pohybu, OI – m. internus obliquus abdominis

Při pohybu vedeném bolestivou stranou dosahoval kontralaterální m. obliquus abdominis internus ve srovnání s polohou na straně bolestivé nižších průměrných hodnot ukazatele Mean a to ve všech třech fázích anteriorní deprese pánve bez odporu. Žádný z dalších uvedených svalů nedosáhl v rozdílech požadované hladiny významnosti ($p \leq 0,05$). Přestože hladiny významnosti nebylo u jiných svalů dosaženo průměrné hodnoty Mean však

vykazují u anteriorní deprese celkově vyšších hodnot při pohybu vedeném bolestivou stranou u většiny uvedených svalů.

Graf 13. Znázornění rozdílů aritmetických průměrů hodnot Mean mezi pohyby vedenými bolestivou a nebolestivou stranou pro tři fáze anteriorní deprese pánve bez odporu u pacientů s jednostranně lokalizovanou LBP



Legenda: BOL-pohyb vedený bolestivou stranou, NEB-pohyb vedený nebolestivou stranou, K – kontralaterální, H – homolaterální, OI – m. internus obliquus abdominis, OE – m. externus obliquus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – mm. erectore spines v lumbálním úseku; * – statisticky významné rozdíly hodnot na hladině $p \leq 0,05$

Mezi bolestivou a nebolestivou stranou byl pomocí Mann-Whitneyova testu zjištěn statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) v intenzitě aktivace svalů (Mean). **Hypotézu H04 na základě výsledků zamítáme.**

6 Diskuse

Aktivita svalů stabilizačního systému páteře u pacientů s LBP je předmětem zájmu řady studií. Většina z nich je zaměřena na EMG aktivitu svalů trupu v posturálně náročných polohách a nejčastěji při chůzi (van Dieën et al, 2003). Cílem této práce bylo sledovat a zhodnotit aktivitu svalů trupu u pacientů s chronickou bolestí dolní části zad při diagonálních pohybech pánve dle metodiky PNF. Zajímalo nás, zda se projeví rozdíly v aktivitě stabilizátorů bederní páteře mezi zdravými a pacienty s LBP i v posturálně méně nenáročné situaci. Pro sledování aktivity svalů trupu u pacientů s LBP jsme zvolili polohu vleže na boku. Pohyby pánve, které byly pro hodnocení svalů v naší práci vybrány, mají přímý vztah k aktivitě svalů trupu. Pohybové vzory metodiky PNF byly zvoleny pro jejich jasně definovaný průběh (Adler, Beckers, & Buck, 2008), tímto jsme zajistili jednotné provedení pohybového úkolu u všech vyšetřovaných osob, potřebné pro srovnávání výsledků. Diagonální pohyby anteriorní elevace a anteriorní deprese pánve, byly vybrány především proto, že se svým kineziologickým obsahem vyskytují v běžných denních činnostech a na jejich realizaci se podílejí svaly podílející se na stabilizaci páteře. Podle Adlera et al. (2008) se anteriorní elevace pánve účastní m. obliquus abdominis externus a m. obliquus abdominis internus. Anteriorní deprese pánve se dle Adlera et al. (2008) účastní: kontralaterální m. quadratus lumborum, m. iliocostalis lumborum, m. latissimus thoracis, kontralaterální m. obliquus abdominis internus et externus.

Naše práce dospěla v souhrnu k těmto výsledkům: Při porovnání aktivity vybraných svalů trupu mezi výzkumnou skupinou pacientů s LBP a kontrolní skupinou byla u pacientů s LBP zjištěna nižší míra aktivity (Input) m. obliquus abdominis internus při anteriorní elevaci a anteriorní depresi pánve. Naopak byla u pacientů s LBP zjištěna vyšší míra aktivity mm. erectores spinae při anteriorní depresi pánve. Nebyly prokázány statisticky významné rozdíly ($p \leq 0,05$) v aktivitě svalů trupu (Mean) mezi pohyby dominantní a nedominantní stranou u pacientů s LBP. U zdravých jedinců jsme pouze ve dvou případech potvrdili rozdíly v aktivitě m. obliquus abdominis externus a m. obliquus abdominis internus. Při porovnání aktivity svalů trupu mezi bolestivou a nebolestivou stranou u pacientů s LBP

jsme zjistili nižší míru aktivity (Mean) m. obliquus abdominis internus při pohybu bolestivou stranou při anteriorní depresi pánve bez odporu.

Celkově m. obliquus abdominis internus dosahoval oboustranně nižší aktivity u pacientů s LBP. Při porovnání kontrolní a výzkumné skupiny pacientů s LBP jsme zaznamenali větší míru aktivity m. obliquus abdominis internus ve všech případech anteriorní elevace i deprese s odporem a bez odporu. Při anteriorní elevaci byl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) v hodnotách Input pouze pro m. obliquus abdominis internus kontralaterálně, při anteriorní depresi stejně tak. Tyto výsledky byly zjištěny ve všech fázích anteriorní elevace. Lze tedy říci, že rozdíly byly stejné pro koncentrickou, excentrickou i izomentrickou aktivitu svalu. Snížená EMG aktivita (Input) m. obliquus abdominis internus u pacientů s LBP může naznačovat změnu kvality stabilizačního systému proti zdravým jedincům. Mluvíme o útlumu lokálních stabilizátorů páteře.

M. obliquus abdominis internus je řazen mezi lokální stabilizátory hlubokého stabilizačního systému (Suchomel, 2003). Porucha mechanismů stabilizačního systému páteře je uváděna jako příčina vzniku bolestí typu LBP. Porucha těchto mechanismů vede k narušení stability bederní páteře a rozvoji bolesti (Kolář, 2006; Kolář & Lewit, 2005). Při poruše spolupráce mezi globálními a lokálními stabilizátory je stabilita páteře zajišťována odlišným způsobem. Dochází k převaze globálních stabilizátorů nad lokálními (výčet svalů uvádí teoretická část práce). Není dostatečně kontrolována neutrální zóna a následkem toho dochází k přetěžování svalového systému s důsledky na vazivovém a kostěném aparátu (Suchomel, 2003). Přestože v naší práci nebyla statisticky potvrzena větší míra aktivity snímaného globálního stabilizátoru m. obliquus abdominis externus, je u pacientů s LBP z výsledků patrná. Výsledky této práce tedy uvedený mechanismus rozvoje LBP podporují.

Výše popsáný útlum lokálního stabilizátoru m. internus abdominis se tedy projevil i v případě nižších nároků na stabilizaci páteře než je například stoj či sed. Naše výsledky můžeme porovnávat pouze s pracemi, které sledovaly aktivitu m. obliquus abdominis v posturálně náročnějších situacích, jako je sed a chůze (Asfalck et al. 2010, Hanada et al, 2011; Lamothe et al, 2006). Například autoři Asfalck et al. (2010) ve své práci sledovali rozdíly v kinematice páteře a aktivitě svalů trupu mezi zdravými a jedinci s NSLBP při variantách sedu. Pomocí povrchové EMG byly u dvou skupin po 28 členech sledovány tyto

svaly: m. obliquus abdominis internus, m. obliquus abdominis externus, povrchový lumbální m. multifidus, m. iliocostalis lumborum pars thoracis a m. longissimus thoracis pars lumborum. Studie také jednoznačně potvrdila větší aktivitu m. obliquus abdominis internus u zdravých jedinců ve srovnání se skupinou s NSLBP. K obdobným závěrům dospěli také autoři Hanada et al. (2011) a Lamothe et al. (2006) při sledování aktivity svalů trupu při chůzi.

Při anteriorní depresi pánve jsme zjistili vyšší míru aktivity mm. erectores spinae (kontralaterální i homolaterálních) u pacientů s LBP než u zdravých jedinců. Rozdíly hodnot Input dosahovaly hladiny významnosti ($p \leq 0,05$). Stejně tak při anteriorní elevaci byla větší míra aktivity mm. erectores pozorována, rozdíly ale potřebné hladiny významnosti nedosáhly. Zjištěná vyšší míra aktivity mm. erectores v lumbální oblasti při anteriorní depresi může odpovídat větší aktivitě v důsledku změny kvality provedení pohybu. Větší participace paravertebrálních svalů na pohybu v substituci ke snížené aktivitě m. obliquus abdominis internus.

Vzhledem k poloze mm. erectores spinae a lokalizaci bolesti u výzkumné skupiny v oblasti bederní páteře, lze také uvažovat vyšší EMG aktivitu těchto svalů z pouhé přítomnosti nocicepce v blízkosti svalu při pohybu. Nikoliv z důvodů větší participace na pohybu. Van Dieën et al. (2003) v systematickém přehledu poznatků uvádí souhrnně výsledky prací, které se zabývají vlivem uměle vyvolané bolesti na amplitudu EMG záznamu při různých pohybových úkolech zaměřených na aktivitu svalů trupu. Zdravým jedincům byl injekčně aplikován heparinický solný roztok do oblasti lumbálních erektorů. Byla pozorována zvýšená EMG aktivita těchto svalů při narůstající bolesti a její snižování při odeznívání bolesti. Z žádné z těchto studií však nebyl k této problematice vyvozen jednoznačný závěr (van Dieën et al, 2003).

Větší EMG aktivita lumbálních erektorů u osob s LBP byla stejně jako v naší práci zjištěna autory Hanada et al. (2011). Autoři sledovali pomocí povrchové EMG oboustranně aktivitu m. rectus abdominis, m. obliquus abdominis internus, laterální erector spinae longissimus, a lumbální m. multifidus. Do studie bylo zařazeno 9 zdravých jedinců a 9 osob s LBP. Příčina bolesti zad účastníků studie nesměla být spojována s infekcí, tumory, osteoporózou, zlomeninami, strukturálními změnami, radikulárním syndromem nebo

chirurgickými zákroky na páteři. Kritéria výběru odpovídala nespecifickým bolestem dolní části zad, tak jako v našem případě. Kromě jiných závěrů autoři zaznamenali u pacientů s LBP větší EMG aktivitu obou zmiňovaných skupin dorzálních svalů ve srovnání se zdravými. K obdobným závěrům došla řada dalších publikovaných prací zaměřených zejména na sledování aktivity svalů trupu při variantách chůze (Arendt - Nielsen et al., 1995; Lamothe et al., 2009; Vogt et al., 2003).

Při srovnání aktivity svalů trupu (Mean) mezi dominantní a nedominantní stranou u pacientů s LBP jsme při diagonálních pohybech pánve nezjistili žádné statisticky významné rozdíly v aktivitě vybraných svalů, stejně tak jsme u zdravých jedinců shledali jen málo rozdílů. Obdobné výsledky uvádí také Hanada et al. (2011). U pacientů s LBP jsme také sledovali stranový rozdíl v aktivitě svalů mezi stranou s bolestí a bez bolesti. Stranové rozdíly byly zjištěny jen v jediné variantě z měřených diagonál. Přisuzujeme to zejména malému počtu účastníků studie. Zjistili jsme nižší hodnoty Mean kontralaterálního m. obliquus abdominis internus při pohybu stranou pánve shodnou s bolestí a to pouze při anteriorní depresi bez odporu. Při variantě s odporem rozdíly nedosahovaly hladiny významnosti ($p \leq 0,05$). Domníváme se, že tyto rozdílné výsledky pro stejný pohyb lze přisuzovat právě kladenému odporu. Odpor kladený dle techniky PNF facilituje schopnost svalové kontrakce a zvyšuje schopnost motorického učení a je tedy vnějším vstupem do spontánní činnosti svalů (Adler, Beckers & Buck, 2008). Můžeme se domnívat, že z tohoto důvodu byly výsledky signifikantní pouze pro pohyb bez odporu.

Dieën et al. (2003) na základě systematického přehledu literatury prezentuje několik závěrů ke stranovým rozdílům v aktivitě svalů trupu u osob s LBP. Uvádí sedm studií, které se asymetrii v aktivitě svalů trupu zabývaly. Prezentujeme tedy závěry systematického přehledu autorů Dieën et al. (2003): Alexiev et al. (in Dieën, 2003) popisuje u pacientů s LBP signifikantní rozdíly v aktivitě svalů trupu mezi stranou s bolestí a stranou bez bolesti, přičemž svaly na bolestivé straně dosahovaly nižší aktivity. Zároveň tito autoři nepotvrdili žádné stranové rozdíly v kontrolní skupině. Hoy et al. (in Dieën, 2003) uvádí větší asymetrii v aktivitě svalů trupu ve stoji u pacientů s LBP ve srovnání se zdravými jedinci. K podobným závěrům dospěli i autoři Cram et al. (in Dieën, 2003). Triano et al. (in Dieën, 2003) uvádí vsedě, ve stoje a při flexi trupu, větší asymetrii v aktivitě paravertebrálních svalů u pacientů s LBP než u zdravých jedinců. Práce autorů Ng. Et al. (2001) vedla

k závěrům, že jsou signifikantní stranové rozdíly v aktivitě břišních svalů mezi rotací trupu doprava a doleva pro m. obliquus abdominis internus, obliquus abdominis externus, m. iliocostalis lumborum a latissimus dorzi, ale nepotvrdili stranové rozdíly v aktivaci m. rectus abdominis mm. multifidi. Dále autoři přehledu literatury uvádí, že řada studií asymetrii v aktivitě svalů trupu u pacientů s LBP neprokázala. Jako možnou příčinu však uvádějí malý počet respondentů.

Stranovými rozdíly v aktivitě svalů u pacientů s LBP se zabývaly některé další studie. Autoři Hanada et al. (2011) prezentují, že nebyly potvrzené stranové rozdíly v aktivitě takzvaných anteriorních lokálních stabilizátorů ani ve skupině pacientů s LBP ani ve skupině zdravých jedinců. Anteriorními lokálními stabilizátory, jejichž aktivita byla pomocí EMG sledována, jsou m. transversus abdominis a m. obliquus abdominis internus. V této studii autoři sledovali aktivitu svalů trupu při chůzi u devíti pacientů s NSLBP a devíti zdravých jedinců. Studie se účastnil malý počet respondentů, který autoři uvádějí jako možný důvod nedosažení statisticky významných výsledků.

V současné době je dostupná řada kontroverzních výsledků týkajících se asymetrie aktivity svalů trupu u jedinců s jednostranně lokalizovanou LBP. Naše výsledky nemůžeme na základě výsledků jiných studií jednoznačně podpořit. Tato práce má vzhledem k počtu respondentů charakter spíše pilotní studie. Proto by bylo vhodné rozšířit skupiny respondentů a naše výsledky ověřit.

Významným limitujícím faktorem této práce je velikost sledovaného souboru. Toto hledisko limituje zejména zobecnění výsledků. Pro generalizaci výsledků by bylo nutné rozšířit sledovaný soubor. Také výběr jednotlivců kontrolní a ani výzkumné skupiny neprobíhal náhodně.

Do našeho výzkumu byli zařazeni pouze jedinci s nespecifickou bolestí dolní části zad, což je skupina s jasně danými kritérii (Opavský, 2011). Přesto se variabilitě zkoumaného vzorku nelze ve výzkumu našeho typu zcela vyhnout. Autoři White a McNair (2002) prezentují názor, že hodnocení rozdílů v aktivaci svalů mezi jedinci je při používání výpočtů zkresleno užitím průměrných hodnot souboru a to pro velkou variabilitu mezi jedinci v rámci jednoho souboru. Jako vhodnou metodu uvádějí autoři Cluster analýzu, která užívá rozdělení subjektů ve skupině podle podobných charakteristik. Limitem pro členění

do skupin je pro nás opět velikost souboru. Problematickým však také zůstává vhodný výběr kritérií do jednotlivých skupin dle relevance ve vztahu k patologii. Snahou eliminovat faktor nehomogenity souboru v naší práci byl důsledný výběr osob s NSLBP.

Amplituda EMG signálu snímaná z povrchu těla je ovlivňována řadou faktorů, které nesouvisí s aktivitou svalu. Příkladem je rozdílná tloušťka podkoží (Konrad 2005). Autoři White & McNair (2002) zmiňují riziko zkreslení získaných výsledků při srovnávání kontrolní a výzkumné skupiny s LBP. Vycházejí z předpokladu, že osoby s LBP mohou být pro přítomnost bolesti méně pohybově aktivní než zdraví jedinci, z čehož lze usuzovat na rozdílnou vrstvu podkoží mezi kontrolní a výzkumnou skupinou. Pro porovnání dvou rozdílných skupin jsme v naší práci použili EMG ukazatel Input. Input je podíl hodnoty Mean daného svalu a součtu hodnot Mean ze všech snímaných kanálů. Nevyjadřuje tedy absolutní hodnotu Mean svalu, ale hodnotu vztaženou k aktivitě ostatních svalů, vyjádřenou procenty (Konrad 2005). Alespoň částečně jsme tímto výše uvedené riziko eliminovali.

Další faktory, které ovlivňují výsledky měření, však není možné ovlivnit. Reliabilita měření pomocí povrchového EMG je dále ovlivňována například: umístěním elektrod, velikost odporu mezi elektrodou a kůží a rychlostí a rozsahem pohybu, který je vykonáván (Goodwin et al., 1999).

7 Závěry

Cílem této práce bylo sledovat a zhodnotit aktivitu svalů trupu u pacientů s chronickou bolestí dolní části zad při diagonálních pohybech pánve dle metodiky PNF. Cíle práce byly splněny a na základě výsledků jsme vyvodili následující závěry:

1. Mezi skupinami byl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) v hodnotách Input pro m. obliquus abdominis internus kontralaterálně k pohybující se straně při anteriorní elevaci pánve s odporem a bez odporu. Dosahoval větších průměrných hodnot Input u zdravých jedinců.
2. Mm. erectores spinae (homolaterální i kontralaterální) dosahovaly vyšších průměrných hodnot Input u výzkumné skupiny pacientů s LBP. Pro kontralaterální m. erector spinae tento rozdíl mezi skupinami dosáhl hladiny významnosti ve všech třech fázích pohybu anteriorní deprese bez odporu a s odporem.
3. U pacientů s LBP jsme nepotvrdili rozdíl v aktivitě vybraných svalů trupu při diagonálních pohybech pánve mezi dominantní a nedominantní stranou, u zdravých jedinců jsme ve dvou případech rozdíl shledali.
4. U pacientů s LBP jsme zjistili statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) v aktivitě (Input) m. obliquus abdominis internus mezi polohami na bolestivé a nebolestivé straně pouze při anteriorní depresi pánve bez odporu. Dosahoval nižších průměrných hodnot Input na straně s bolestí.

8 Souhrn

Cílem této práce bylo sledovat a zhodnotit aktivitu svalů trupu u pacientů s nespecifickou bolestí dolní části zad (LBP) při diagonálních pohybech pánve dle metody proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF).

Teoretická část práce shrnuje poznatky tematiky LBP. Obsahuje přehled užívané terminologie, příčiny vzniku LBP, teorii stabilizačního systému páteře a metody jeho testování a také uvádí poznatky některých studií týkajících se změn v aktivitě svalů trupu u pacientů s LBP. Je zde popsána také teorie poly-EMG a souhrnné informace o metodice proprioceptivní neuromuskulární facilitace.

Výzkumného měření se účastnilo celkem 22 osob. Výzkumná skupina byla tvořena 11 osobami s nespecifickými bolestmi dolní části zad (průměrný věk 31,5 let). Tato skupina sestávala z osob s jednostranně lokalizovanou bolestí dolní části zad. Kontrolní skupinu tvořilo 11 zdravých osob (průměrný věk 29,7).

Osmi povrchovými elektrodami jsme bilaterálně snímali elektromyografický potenciál čtyř svalů: m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, mm. erectores spinae – lumbální část. Aktivita svalů byla měřena při diagonálních pohybech pánve: anteriorní elevace aktivně, anteriorní elevace aktivně proti odporu a anteriorní deprese aktivně a anteriorní deprese aktivně proti odporu. Pohybový úkol byl vždy rozdělen na tři fáze, které byly v EMG záznamu odděleny linií markeru. Pro měření EMG-aktivity vybraných svalů jsme použili elektromyografický systém NORAXON – MYOSYSTEM 1400A. Získaná data byla zpracována v tabulkovém software Microsoft Excel a v programu STATISTICA ver. 8.0.

Ve srovnání s kontrolní skupinou byla u pacientů s LBP zjištěna nižší míra aktivity m. obliquus abdominis internus a naopak vyšší míra aktivity mm. erectores spinae. Na hladině významnosti 5% byly tyto rozdíly potvrzeny při anteriorní elevaci a anteriorní depresi pánve. Dále nebyly prokázány rozdíly v aktivitě svalů trupu mezi diagonálními pohyby dominantní a nedominantní stranou u pacientů s LBP. U pacientů s LBP jsme zjistili nižší míru aktivity m. obliquus abdominis internus při pohybu vedeném stranou shodnou

s lokalizací bolesti. Na hladině významnosti 5% jsme toto tvrzení potvrdili při anteriorní depresi pánve bez odporu. Zjištění práce mohou přispět k porozumění změn aktivity svalů trupu u osob s LBP při posturálně nenáročných pohybových úkolech a přispět k cílené rehabilitaci, kterou je často vhodné v posturálně méně náročných pozicích zahajovat.

9 Summary

The objective of the thesis was to monitor and assess trunk muscle activity in patients with non-specific low back pain (LBP) in diagonal pelvis movement according to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) methods.

The theoretical part summarizes available findings related to LBP. This part presents a terminological overview, causes of LBP origination, the theory of the spine stabilization system and appropriate testing methods, and findings of some studies relating to changes in trunk muscle activity in patients with LBP. The theoretical part describes the poly-EMG theory and summarizes information about proprioceptive neuromuscular facilitation methods.

The research measurement involved a total of 22 persons. The research group consisted of 11 persons with non-specific low back pain (average age 31.5 years). This group consisted of persons with unilaterally localized low back pain. The control group consisted of 11 healthy persons (average age 29.7 years).

Eight surface electrodes were used for bilateral detection of electromyographic potential in four muscles: m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, mm. erectores spinae – lumbar part. Muscle activity was measured during diagonal pelvis movement: active anterior elevation, active anterior elevation against resistance, active anterior depression and active anterior depression against resistance. The physical movement was divided into three stages, which were separated in the EMG record by a marker line. For the measurement of EMG activity in selected muscles we used the NORAXON – MYOSYSTEM 1400A electromyographic system. The acquired data were processed in Microsoft Excel spreadsheet and the STATISTICA ver. 8.0 programme.

Compared with the control group, in patients with LBP we observed a lower degree of activity of m. obliquus abdominis internus and a higher degree of activity of mm. erectores spinae. At the 5% significance level these results were confirmed during anterior pelvis elevation and anterior pelvis depression. Moreover, no differences were observed in trunk muscle activity between diagonal movements of the dominant and non-dominant side in patients with LBP. In patients with LBP we observed a lower degree of activity of m.

obliquus abdominis internus during movement on the same side as pain localization. At the 5% significance level we confirmed this observation during anterior pelvis depression without resistance. The results of the thesis can contribute to understanding changes in trunk muscle activity in persons with LBP during posturally undemanding physical activity, and thus contribute to targeted rehabilitation suitable for posturally less demanding positions.

10 Referenční seznam

- Adler, S. S., Beckers, D., & Buck, M. (1993). *PNF in practice*. Berlin: Springer.
- Arendt-Nielsen, L., Graven-Nielsen, T., Svarrer, H., & Svensson, P. (1996). The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain, 64*(2), 231-240.
- Astfalck, R. G., O'Sullivan, P. B., Straker, L. M., Smith, A. J., Burnett, A., Caneiro, J. P., & Dankaerts, W. (2010). Sitting postures and trunk muscle activity in adolescents with and without nonspecific chronic low back pain: an analysis based on subclassification. *Spine, 35*(14), 1387-1395.
- Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., & Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *The Lancet, 37* (9814), 482-491.
- Breivik, H., Eisenberg, E., & Tony, O. (2013). The individual and societal burden of chronic pain in Europe: the case for strategic prioritisation and action to improve knowledge and availability of appropriate care. *BMC Public Health, 3*, 1229.
- Breivik, H., C., B., Ventafridda, V., Cohen, R., & Gallacher, D. (2006). Survey of chronic pain in Europe: prevalence, impact on daily life, and treatment. *European Journal of Pain, 4*, 287-287.
- De Luca, C., J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics, 13*(2), 135-163.
- De Luca, C. J. (2003). Surface electromyography : detection and recording. Retrieved from World Wide Web:http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.Pdf
- de Sèze, M., Falgairolle, M., Viel, S., Assaiante, C., & Cazalets, J. R. (2008). Sequential activation of axial muscles during different forms of rhythmic behavior in man. *Experimental brain research, 185*(2), 237-247.
- Ferreira, P. H., Ferreira, M. L., & Hodges, P. W. (2004). Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain: ultrasound measurement of muscle activity. *Spine, 29*(22), 2560-2566.
- Ferreira, P. H., Ferreira, M. L., Maher, C. G., Refshauge, K., Herbert, R. D., & Hodges, P. W. (2010). Changes in recruitment of transversus abdominis correlate with disability in people with chronic low back pain. *British Journal of Sports Medicine, 16*, 1166-1172.
- Freemont, A., & Oldham, J. A. (2004). The biopsychosocial classification of non-specific low back pain: a systematic review. *Physical Therapy Reviews, 9*(1), 17-30.

- Goodwin, P., C., Koorts, K., Mack, R., Mai, S., Morrissey, M., C. & Hooper, D., M. (1999). Reliability of leg muscle electromyography in vertical jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79(4), 374-378.
- Hanada, E., Y., Johnson, M., & Hubley-Kozey, Ch. (2011). A comparison of trunk muscle activation amplitudes during gait in older adults with and without chronic low back pain. *PM&R* 3(10), 920-928.
- Hodges, P. W., & Moseley, G. L. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 361-370.
- Hoy, D., Brooks, P., Blyth, F., & Buchbinder, R. (2010). The epidemiology of low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 24(6), 769-781.
- Hoy, D., March, L., Brooks, P., Woolf, A., Blyth, F., Vos, T., & Buchbinder, R. (2010). Measuring the global burden of low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 24(2), 155-165.
- Cholewicki, J., & Vanvliet IV, J. J. (2002). Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clinical Biomechanics*, 17(2), 99-105.
- Chou, R., Qaseem, A., Snow, V., Casey, D., Cross, J. T., Shekelle, P., & Owens, D. K. (2007). Diagnosis and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. *Annals of Internal Medicine*, (147)7, 478-491.
- Juniper, M., Le, T. K., & Mladi, D. (2009). The epidemiology, economic burden, and pharmacological treatment of chronic low back pain in France, Germany, Italy, Spain and the UK: a literature-based review. *Expert Opinion on Pharmacotherapy*, (10)16, 2581-2592.
- Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 45, 155-170.
- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 1, 3-17.
- Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 5, 270-275.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon: USA.

- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci* [Vysokoškolská skripta]. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta zdravotnických věd.
- Larivière, C., Bilodeau, M., Forget, R., Vadeboncoeur, R., & Mecheri, H. (2010). Poor back muscle endurance is related to pain catastrophizing in patients with chronic low back pain. *Spine*, 35(22), 1178-1186.
- Lamoth, C. J., Daffertshofer, A., Meijer, O. G., & Beek, P. J. (2006). How do persons with chronic low back pain speed up and slow down?: Trunk–pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait & Posture*, 23(2), 230-239.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletární medicíně*. Praha: Sdělovací technika.
- Lund, J. P., Donga, R., Widmer, C. G., & Stohler, C. S. (1991). The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, (69)5, 683-694.
- Ng, J., K., F., Richardson, C., A., Parnianpour, M. & Kippers, V. (2002). EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(1), 112-121.
- Ng, J., K., F., Richardson, C., A., Kippers, V. & Parnianpour M. (1998). Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 27(6), 389-402.
- Ng, J., K., F., Kippers, V. & Richardson, C., A. (1998). Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, (38)1, 51-58.
- Opavský, J. (2011). *Bolest v ambulanci praxi: od diagnózy k léčbě častých bolestivých stavů*. Praha: Maxdorf.
- O'Sullivan, P., Dankaerts, W., Burnett, A., Straker, L., Bargon, G., Moloney, N., & Tsang, S. (2006). Lumbopelvic kinematics and trunk muscle activity during sitting on stable and unstable surfaces. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(1), 19-25.
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 5(4), 383-389.

- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, (5)4, 390-397.
- Pavlů, D. (2003). *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody* (2nd ed.). Brno: Akademické nakladatelství.
- Reid, K. J., Harker, J., Bala, M. M., Truyers, C., Kellen, E., Bekkering, G. E., & Kleijnen, J. (2011). Epidemiology of chronic non-cancer pain in Europe: narrative review of prevalence, pain treatments and pain impact. *Current Medical Research & Opinion*, 27(2), 449-462.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. M., & Patel, T. C. (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*, 25(8), 947-954.
- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001(4), 173-177.
- Skála, B., Effler, J., Herle, P., & Fila, P. (2011). *Bolesti zad – vertebrogenní algický syndrom. Doporučený diagnostický a léčebný postup pro všeobecné praktické lékaře*. 1. vyd. Praha: Společnost všeobecného lékařství.
- Stanford, M. E. (2002). Effectiveness of specific lumbar stabilization exercises: A single case study. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 10(1), 40-46.
- Suchomel, T., & Lisický, D. (2004). Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2004(3), 128-136.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(3), 112-124.
- Ústav zdravotnických informací a statistiky (2013). *Ukončené případy pracovní neschopnosti pro nemoc a úraz 2012*. Praha: ÚZIS.
- Van Daele, U., Hagman, F., Truijen, S., Vorlat, P., Van Gheluwe, B., & Vaes, P. (2009). Differences in balance strategies between nonspecific chronic low back pain patients and healthy control subjects during unstable sitting. *Spine*, 34(11), 1233-1238.
- van Dieën, J. H., Selen, L. P., & Cholewicki, J. (2003). Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 333-351.

- Van Middelkoop, M., Rubinstein, S. M., Verhagen, A. P., Ostelo, R. W., Koes, B. W., & van Tulder, M. W. (2010). Exercise therapy for chronic nonspecific low-back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 24(2), 193-204.
- Vařeka, I. (1999) Bolesti zad a pracovní neschopnost. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1999(2), 43-45.
- Vařeka, I., Poulová, L., Elfmark, M., & Janura, M. (1999). Vývoj pracovní neschopnosti pro diagnózy související s bolestmi zad v letech 1960-1990. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1999(2), 39-42.
- Vrba, M. I. (2008). Diferenciální diagnostika a léčba bolestí zad. *Interní medicína pro praxi*, 10(3), 142-145.
- Vogt, L., Pfeifer, K., & Banzer, W. (2003). Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Manual Therapy*, 8(1), 21-28.
- Wenig, C. M., Schmidt, C. O., Kohlmann, T., & Schweikert, B. (2009). Costs of back pain in Germany. *European Journal of Pain*, 13(3), 280-286.
- White, S. G., & McNair, P. J. (2002). Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clinical Biomechanics*, 17(3), 177-184.

11 Přílohy

Příloha 1. Charakteristika souboru

účastník	pohlaví	bolest	věk	BMI	lateralita	pohybová aktivita
1	1	1	34	25,95	1	sportovní lezení, cyklistika, běh
2	1	1	34	22,46	1	cyklistika, lezení,
3	1	1	30	24,86	1	fitnes
4	1	1	33	25,38	1	tenis, lyže
5	1	0	34	26,78	2	cyklistika, běh, squash
6	2	1	25	23,80	1	cyklistika, squash
7	2	0	31	23,92	1	jízda na koni (8 let arobacie), cyklistika, squash, běh
8	1	1	31	31,46	1	fotbal, nordic walking
9	2	0	29	21,60	2	tai-chi, squash, lezení
10	2	0	28	24,45	1	squash, běh, volejbal
11	1	1	32	22,09	2	cyklistika, běžecké lyžování
12	1	0	34	22,64	1	horské kolo, plavání
13	1	1	33	25,95	1	florbal, cyklistika bedminton
14	2	1	34	25,82	1	dřív squash, dnes ne
15	2	0	27	19,88	1	běh, tenis, squash, cyklistika, lyže, snowboard
16	2	0	27	23,83	1	teakwondo, squach, cyklistika
17	2	0	31	19,94	1	běh, lyžování
18	2	0	26	19,72	1	sportovní lezení, turistika, squach
19	2	0	29	21,56	1	plavání, chikung, lezení
20	1	1	27	27,17	1	judo, cyklistika, běh
21	1	1	34	25,46	1	bubeník, snowboard
22	2	0	31	21,05	1	tanec, běh

Příloha 2. Vyjádření etické komise



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 2. 6. 2014 byl projekt diplomové práce
autorky **Bc. Markéty Šindelové**

s názvem **Hodnocení aktivity břišních svalů pomocí poly-EMG během vybraných
diagonál PNF**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 37 / 2014
dne: 30. 6. 2014.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory**
s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské
účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

razítko fakulty

Příloha 3. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas probanda

Téma diplomové práce: Hodnocení aktivity břišních svalů pomocí poly-EMG během vybraných diagonál PNF

Jméno: Datum narození:

Účastník bude do studie zařazen pod číslem:

1. Souhlasím s účastí na této studii.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejím průběhu a všech vyšetřovacích postupech, které absolvuji. Jsem plně srozuměn(a) s tím, že se jedná o zcela neinvazivní postupy.
3. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
4. Moje účast na studii je dobrovolná. Vím, že ji mohu kdykoliv přerušit nebo ukončit.
5. Při zařazení do studie budou osobní data uchována s plnou ochrannou důvěrností dle platných zákonů ČR. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (tzn. anonymní data – pod číselným kódem) nebo s mým výslovným souhlasem. Porozuměl(a) jsem tomu, že moje osobní identifikační údaje nebudou nikde uveřejněny.
6. S účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
7. Souhlasím s tím, že nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka studie:

Datum:

Podpis zpracovatele diplomové práce:

Datum:

Příloha 4. Potvrzení odborného překladu - abstrakt

Name and Surname of Author: Markéta Šindelová

Title of Thesis: Assessment of trunk muscle activity using polyelectromyography in selected PNF diagonals in persons with low back pain

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacky University, Olomouc

Supervisor: Mgr. Amr Mohamed Zaki Zaatar, PhD.

Year of Defence: 2014

Abstract:

The world-wide reported prevalence of at least one attack of low back pain (LBP) per life is around 84%. A significant etiological factor of LBP origination involves changes in trunk muscle activity. The objective of the thesis was to monitor and assess trunk muscle activity in patients with non-specific LBP in diagonal pelvis movement. The surface poly-EMG was used to detect trunk muscle activity (m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, mm. erectores spinae) in 22 persons (11 patients with LBP, 11 persons in the control group). Compared with the control group, in patients with LBP we observed a lower degree of activity of m. obliquus abdominis internus and a higher degree of activity of mm. erectores spinae. At the 5% significance level these results were confirmed during anterior pelvis elevation and anterior pelvis depression. Moreover, no differences were observed in trunk muscle activity between diagonal movements of the dominant and non-dominant side in patients with LBP. In patients with LBP we observed a lower degree of activity of m. obliquus abdominis internus during movement on the same side as pain localization. At the 5% significance level we confirmed this observation during anterior pelvis depression without resistance. The results of the thesis can contribute to understanding changes in trunk muscle activity in persons with LBP during posturally undemanding physical activity, and thus contribute to targeted rehabilitation suitable for posturally less demanding positions.

Key words: surface EMG, non-specific low back pain, pelvis, PNF,

I hereby consent to lending the thesis within library services.

Bc. et Bc. Tomáš Vacek
překlady • tlumočení • výuka
tel.: 602 708 568
ICO: 73040967 DIČ: CZ73/0085748
www.vacom.cz

Příloha 5. Potvrzení odborného překladu - souhrn

Summary

The objective of the thesis was to monitor and assess trunk muscle activity in patients with non-specific low back pain (LBP) in diagonal pelvis movement according to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) methods.

The theoretical part summarizes available findings related to LBP. This part presents a terminological overview, causes of LBP origination, the theory of the spine stabilization system and appropriate testing methods, and findings of some studies relating to changes in trunk muscle activity in patients with LBP. The theoretical part describes the poly-EMG theory and summarizes information about proprioceptive neuromuscular facilitation methods.

The research measurement involved a total of 22 persons. The research group consisted of 11 persons with non-specific low back pain (average age 31.3 years). This group consisted of persons with unilaterally localized low back pain. The control group consisted of 11 healthy persons (average age 29.7 years).

Eight surface electrodes were used for bilateral detection of electromyographic potential in four muscles: m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, mm. erectores spinae – lumbar part. Muscle activity was measured during diagonal pelvis movement: active anterior elevation, active anterior elevation against resistance, active anterior depression and active anterior depression against resistance. The physical movement was divided into three stages, which were separated in the EMG record by a marker line. For the measurement of EMG activity in selected muscles we used the NORAXON – MYOSYSTEM 1400A electromyographic system. The acquired data were processed in Microsoft Excel spreadsheet and the STATISTICA ver. 8.0 programme.

Compared with the control group, in patients with LBP we observed a lower degree of activity of m. obliquus abdominis internus and a higher degree of activity of mm. erectores spinae. At the 5% significance level these results were confirmed during anterior pelvis elevation and anterior pelvis depression. Moreover, no differences were observed in trunk muscle activity between diagonal movements of the dominant and non-dominant side in patients with LBP. In patients with LBP we observed a lower degree of activity of m. obliquus abdominis internus during movement on the same side as pain localization. At the 5% significance level we confirmed this observation during anterior pelvis depression without

Bc. et Bc. Tomáš Vacek
překladatel a tlumočnická výuka
tel. / 607 808 538
ico: 730486741, IČO: 22751088748
www.vacek.cz