

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ AKTIVITY VYBRANÝCH SVALŮ BĚHEM IZOKINETICKÉ
KONTRAKCE PŘED A PO APLIKACI KINEZIOTAPU U PACIENTŮ
S CHRONICKÝMI NESPECIFICKÝMI BOLESTMI DOLNÍ ČÁSTI ZAD

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Adéla Vrbková, obor fyzioterapie

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

Olomouc 2016

Jméno a příjmení autora: Bc. Adéla Vrbková

Název diplomové práce: Hodnocení aktivity vybraných svalů během izokinetické kontrakce před a po aplikaci kineziotapu u pacientů s chronickými nespecifickými bolestmi dolní části zad

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2016

Abstrakt: Hlavním cílem této práce je zhodnocení aktivity vybraných svalů během izokinetické kontrakce před a po aplikaci kineziotapu u osob s chronickými nespecifickými bolestmi dolní části zad (LBP). Dílčími cíli bylo zhodnocení aktivity vybraných svalů během izokinetické kontrakce u zdravých osob a u osob s chronickými nespecifickými LBP a porovnání aktivity vybraných svalů během izokinetické koncentrické kontrakce mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi. Výzkumný soubor tvořilo 15 probandů s chronickými nespecifickými LBP (experimentální skupina, průměrný věk $22,4 \pm 1,73$ let) a 15 probandů bez LBP v anamnéze (kontrolní skupina, průměrný věk $21,47 \pm 2,01$ let). Testován byl izokinetický pohyb do předklonu a záklonu v koncentrickém režimu při úhlových rychlostech $30^\circ/s$, $60^\circ/s$ a $90^\circ/s$ a v excentrickém režimu úhlovou rychlostí $30^\circ/s$. Probandům z experimentální skupiny byl po prvním měření aplikován kineziotape (KT) k facilitaci funkce bránice a po 24 hodinách bylo měření zopakováno. Aktivita svalů (bilaterálně: lumbální část musculus (m.) erector spinae, m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis a m. obliquus internus abdominis) byla snímána pomocí povrchové elektromyografie (EMG) a byl hodnocen parametr mean amplitude. K měření byly využity EMG přístroje Noraxon MyoSystem 1400A a Noraxon TeleMyo 2400 G2 a izokinetický dynamometr IsoMed 2000. Při porovnání svalové aktivity před a po aplikaci KT nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl u žádného ze svalů. Při porovnání kontrolní a experimentální skupiny byla u kontrolní skupiny zjištěna signifikantně vyšší aktivita pouze lumbální části m. erector spinae vlevo ($30^\circ/s$), m. obliquus internus abdominis vpravo ($30^\circ/s$) a m. rectus abdominis vlevo ($90^\circ/s$). Při porovnání svalové aktivity při jednotlivých úhlových

rychlostech byla u experimentální skupiny zjištěna signifikantně vyšší aktivita m. obliquus externus abdominis vlevo při úhlové rychlosti 60°/s oproti 90°/s.

Klíčová slova: chronická bolest dolní části zad, povrchová elektromyografie, izokinetická kontrakce, kineziotape

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Adéla Vrbková

Title of the master thesis: Assessment of the activity of selected muscles during isokinetic contraction before and after kinesiotape application in patients with chronic non-specific low back pain

Department: Department of physiotherapy

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

The year of presentation: 2016

Abstract: The main aim of this work is to evaluate activities of selected muscles during isokinetic contraction before and after the application of kinesio tape in the persons with chronic non-specific pain of lower back (LBP). Partial aims were to evaluate the activity of selected muscles during isokinetic contraction in healthy persons and in the persons with chronic non-specific LBP and to compare the activities of selected muscle during isokinetic concentric contraction between individual angular velocities. The research group was created by 15 probands with chronic non-specific LBP (experimental group, the average age of 22.4 ± 1.73 years) and 15 probands without LBP in anamnesis (control group, the average age of 21.47 ± 2.01 years). There was tested isokinetic move to forward bend and back bend in concentric regimen at angular velocities of $30^\circ/s$, $60^\circ/s$ and $90^\circ/s$ and in eccentric regimen with the angular velocity of $30^\circ/s$. After the first measurement, kinesio tape (KT) was applied to the probands from the experimental group to facilitate diaphragm function and after 24 hours, the measurement was repeated. Muscles activity (bilaterally: lumbar part of musculus (m.) erector spinae, m. Rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis and m. obliquus internus abdominis) was recorded by surface electromyography (EMG) and mean amplitude parameter was evaluated. EMG devices Noraxon MyoSystem 1400A and Noraxon TeleMyo 2400 G2 and isokinetic dynamometer IsoMed 2000 were used for measuring. When comparing muscular activity before and after the application of KT, no statistically significant difference was found out in any muscle. When comparing the control and experimental group, there was determined in the control group significantly higher activity of the lumbar part of m. erector spinae left ($30^\circ/s$), m. obliquus internus abdominis right ($30^\circ/s$) and m. rectus abdominis left ($90^\circ/s$) only.

When comparing muscular activities at individual angular velocities, there was determined in the experimental group the significantly higher activity of m. obliquus externus abdominis left at the angular velocity of 60°/s compared to 90°/s.

Keywords: chronic low back pain, surface electromyography, isokinetic contraction, kinesiotape

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

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

V Olomouci dne 4. 7. 2016

.....

Děkuji Mgr. Amru Zaatarovi, Ph.D. za odborné vedení a cenné rady, které mi poskytl během zpracování této diplomové práce. Velké poděkování patří také Mgr. Zuzaně Xaverové za její ochotu a vstřícnost při realizaci měření. Dále děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc se statistickým zpracováním dat. A v neposlední řadě děkuji svým nejbližším za podporu jak při psaní této práce, tak v průběhu celého studia.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

CNS – centrální nervová soustava

DIBDA - Dotazník interference bolestí s denními aktivitami

EMG - elektromyografie

HSSP – hluboký stabilizační systém páteře

KT - kineziotape

LBP – low back pain (bolest dolní části zad)

Lp – bederní páteř

m. – musculus

m. TrA – musculus transversus abdominis

ODI – Oswestry Disability Index

Th/L - thorakolumbální

TrP – trigger point (spoušťový bod)

VAS – vizuální analogová škála

OBSAH

ÚVOD.....	13
1 PŘEHLED POZNATKŮ	15
1.1 Bolesti zad.....	15
1.1.1 Nespecifické bolesti dolní části zad.....	15
1.1.1.1 Insuficience hlubokého stabilizačního systému páteře.....	17
1.1.2 Chronické bolesti dolní části zad	18
1.1.3 Vyšetření pacienta s chronickými nespecifickými bolestmi dolní části zad 20	
1.1.3.1 Anamnéza	20
1.1.3.2 Klinické vyšetření.....	22
1.1.3.2.1 Brániční test	23
1.1.3.2.2 Test břišního lisu	23
1.1.3.2.3 Extenční test.....	24
1.1.4 Fyzioterapie u chronických nespecifických bolestí dolní části zad.....	24
1.2 Kineziotape	25
1.2.1 Facilitace svalové funkce pomocí kineziotapu	26
1.3 Izokinetika	28
1.3.1 Izokinetická kontrakce	28
1.3.2 Izokinetická dynamometrie.....	28

1.3.2.1	Faktory ovlivňující výsledky izokinetické dynamometrie	29
1.4	Povrchová elektromyografie	30
1.4.1	Elektrofyzilogická podstata elektromyografie	31
1.4.2	Bipolární snímání	31
1.4.3	Zpracování elektromyografického signálu	32
1.4.4	Faktory ovlivňující elektromyografický signál	33
1.4.5	Elektromyografické studie	34
2	CÍLE A HYPOTÉZY	36
2.1	Hlavní cíl	36
2.1.1	Dílčí cíle	36
2.2	Hypotézy	36
3	METODIKA	37
3.1	Charakteristika měřeného souboru	37
3.2	Technické vybavení	37
3.3	Příprava měření	38
3.4	Aplikace elektrod	38
3.5	Průběh měření	39
3.6	Kineziotaping	40
3.7	Analýza elektromyografického signálu	41
3.8	Statistické zpracování dat	41

4	VÝSLEDKY	43
4.1	Výsledky testování funkce hlubokého stabilizačního systému páteře.....	43
4.1.1	Brániční test	43
4.1.2	Test břišního lisu.....	44
4.1.3	Extenční test.....	45
4.2	Hypotéza H ₀₁	46
4.3	Hypotéza H ₀₂	49
4.4	Hypotéza H ₀₃	50
4.5	Hypotéza H ₀₄	56
4.6	Hypotéza H ₀₅	57
5	DISKUSE.....	62
5.1	Diskuse k hypotézám H ₀₁ a H ₀₂	62
5.2	Diskuse k hypotézám H ₀₃ a H ₀₄	64
5.3	Diskuse k hypotéze H ₀₅	66
5.4	Diskuse k výsledkům testů hlubokého stabilizačního systému páteře	68
5.5	Limity studie a ovlivnění výsledků.....	69
5.6	Využití izokinetické dynamometrie v rehabilitaci.....	70
6	ZÁVĚRY	71
7	SOUHRN.....	72
8	SUMMARY	74

9	REFERENČNÍ SEZNAM	76
10	PŘÍLOHY	91

ÚVOD

Bolesti dolní části zad (LBP) jsou v současné době velice závažným problémem zejména ve vyspělých zemích. Obrovské množství publikovaných studií týkající se jak diagnostiky, tak terapie bolesti zad jen potvrzuje, že se jedná o opravdu aktuální problematiku. Dagenais a Haldeman (2012) udávají vznik LBP alespoň jednou za rok až u poloviny populace, přičemž prevalence stále stoupá.

Ač většina LBP spontánně odezní a mohou se tak jevit spíše jako banalita, významnou komplikací je velice časté opakování epizody LBP a následný přechod do chronicity, což znamená nejen snížení kvality života pacienta, ale také výraznou ekonomickou zátěž z důvodu vysokých výdajů na léčbu a také pracovní neschopnosti až invalidního důchodu. Výskyt LBP souvisí s dnešním životním stylem, zejména se sedavým zaměstnáním, nedostatkem pohybové aktivity a také s vysokou psychosociální zátěží. Lze tak o LBP hovořit jako o civilizační chorobě (Leopoldino et al., 2016; Opavský, 2015; Ratajczak, Hawrylak, Demidaś, Kuciel-Lewandowska, & Boerner, 2011).

Tato diplomová práce se zabývá nespecifickými LBP, tedy LBP bez prokazatelného strukturálního poškození. U pacientů s nespecifickými LBP je porušená stabilizační funkce trupových svalů, vzniká nerovnováha mezi hlubokými svaly, které poskytují segmentální stabilitu, a mezi velkými povrchovými svaly trupu. LBP způsobuje útlum hlubokých stabilizátorů a následnou nestabilitu se snaží kompenzovat zvýšenou aktivitou povrchové svaly. Tato skutečnost je potvrzena elektromyografickými studiemi zkoumajícími aktivaci trupových svalů v různých posturálních situacích, žádná studie ale nezkoumá aktivaci trupových svalů u pacientů s chronickými nespecifickými LBP během izokinetické kontrakce. A proto se tomu bude věnovat tato diplomová práce.

Terapie chronických nespecifických LBP je interdisciplinární a neustále jsou zkoumány léčebné strategie, které by byly co neúčinnější. Fyzioterapeutických technik existuje celá řada, přičemž cílem většiny z nich je opětovné dosažení vzájemné koordinace mezi povrchovými a hlubokými svaly trupu.

Hlavním cílem této diplomové práce je zhodnocení efektu aplikace kineziotapu k facilitaci funkce bránice. Vzhledem k tomu, že je při LBP funkce bránice insuficientní (Janssens et al., 2013; Kolář et al., 2012; Vosatek, Novák, Rychnovský, & Rychnovská, 2013), jeví se tato metoda jako vhodný doplněk k terapii.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Bolesti zad

Bolest dolní části zad (low back pain - LBP) je charakterizována jako bolest a diskomfort v oblasti mezi dolním okrajem žeber a gluteálními rýhami s bolestmi dolních končetin nebo bez nich. Jedná se o jeden z nejčastějších důvodů návštěvy lékaře a pracovní neschopnosti, přičemž prevalence LBP se stále, zejména ve vyspělých státech, zvyšuje. Tato situace má negativní vliv nejen na postižené osoby, ale má i závažné sociálně ekonomické dopady na jejich blízké okolí, rodinu i celou společnost (Ramond-Roquin et al., 2015; Vrba, 2010). Celoživotní prevalence LBP (LBP alespoň jednou za život) je dle Balagué, Mannion, Pellisé a Cedraschi (2012) až 84 %.

LBP lze dělit na specifické a nespecifické. Specifické LBP mají prokazatelnou strukturální příčinu jako je například výhřez meziobratlové ploténky, spondylolistéza, nádory, traumata a záněty v oblasti bederní páteře (Lp), autoimunitní procesy, spinální stenóza či jiná degenerativní onemocnění v oblasti Lp. Ale až 85 % LBP je nespecifických (Vrba, 2010).

1.1.1 Nespecifické bolesti dolní části zad

Jako nespecifické či idiopatické LBP se nazývají LBP, které nemají žádný strukturální podklad bolesti. Jde o bolest bez diagnózy, nelze ji nijak objektivizovat pomocí přístrojového vyšetření. Pacient sice může mít prokazatelné morfologické změny, ale nelze je prokázat jako dostatečně relevantní příčinu bolesti (Kolář et al., 2009; Kolář & Lewit, 2005). Přesná příčina nespecifických LBP často není známa, obvykle je multifaktoriální (Norton, McDonough, Cabral, Shwartz, & Burgess, in press; Opavský, 2015).

Nespecifické LBP nezahrnují bolesti vyvolané těhotenstvím a viscerovertebrální bolesti – přenesená bolest z vnitřních orgánů (Norton et al., in press; Opavský, 2015; Vrba, 2010).

Zdrojem nocicepce je přítomnost funkčních změn v měkkých tkáních, které jsou při diagnostice často přehlíženy. Jedná se o kloubní blokády, reflexní změny ve svalech, fasciích, podkoží a kůži. Nejvýraznějším zdrojem bolesti bývá myofasciální spoušťový bod, tzv. trigger point (TrP). Jedná se o místo hyperiritability v hypertonním svalovém vlákně, tzv. taut bandu. Při palpačním přebrnknutí dochází bolesti v zóně referenční bolesti, která je charakteristická pro každý sval. Přebrnknutí je také spojeno s motorickou či autonomní odpovědí. TrP může být aktivní či latentní. Vzniká při přetížení svalu a je spojen s abnormálním uvolněním acetylcholinu v oblasti nervosvalové ploténky, což vede k trvalému zkrácení sarkomer způsobující lokální ischemií, která vede ke snížení pH a následnému uvolnění zánětlivých mediátorů. Tento lokální mikrosasmus omezuje pohyb a bývá hlavní příčinou změny kloubního vzoru. Dále reflexní změny způsobují zhoršenou posunlivost měkkých tkání vůči sobě (týká se zejména hlubokých fascií). To má výrazný vliv na pohybovou soustavu, která není schopna fungovat v případě, že se nepohybují všechny měkké tkáně včetně vnitřních orgánů v harmonii s pohybem navozeným svaly a klouby (Kolář et al., 2009; Kolář & Lewit, 2005; Sharan, Rajkumar, Mohandoss, & Ranganathan, 2014).

Nejvýraznějším etiopatogenetickým faktorem nespecifických LBP je porucha vzájemné svalové souhry, kterou řídí centrální nervová soustava (CNS) - centrálními programy zodpovědnými za držení těla a pohyb. Nejčastěji se jedná o poruchu stabilizační (posturální) svalové funkce, dále o poruchy relaxace, poruchy mezisvalové koordinace a poruchy při diferenciaci pohybu, což znamená, že pacient během pohybu vlivem nedostatečné inhibice v motorickém systému zapojuje větší množství svalů a používá větší síly, než je při daném pohybu potřeba. Tím vznikají vnitřní (svalové) síly, které výrazně přetěžují pohybové segmenty (Kolář, 2006; Kolář & Lewit, 2005; Lepšíková, Čech, & Kolář, 2013).

1.1.1.1 Insuficience hlubokého stabilizačního systému páteře

Hluboký stabilizační systém páteře (HSSP) je popisován jako svalová souhra zabezpečující stabilizaci, neboli zpevnění páteře během všech pohybů. K automatické aktivaci svalů HSSP dochází při jakémkoli pohybu horních i dolních končetin i při statickém zatížení. Chrání páteř proti vnějším silám (tíhová síla, střížné a rotační síly), které na ni působí (Kolář, 2006; Kolář & Lewit, 2005).

Jako svaly HSSP jsou nejčastěji zmiňovány svaly břišní stěny, především musculus (m.) transversus abdominis (TrA), dále bránice, pánevní dno a autochtonní svaly páteře, zejména hluboká vlákna m. multifidus. Pro horní hrudní a krční páteř to jsou kromě autochtonních svalů páteře také hluboké flexory krku. K jejich aktivaci nedochází izolovaně, ale fungují jako jedna funkční jednotka, a tak při postižení jedné části HSSP dochází k dysfunkci celého systému (Malátová, 2006). Svou spontánní koaktivací regulují nitrobřišní tlak, který poskytuje přední stabilizaci páteře. Je velice důležité, aby mezi těmito svaly byla vyvážená míra aktivace, správný timing a aby pracovaly v koordinaci s velkými povrchovými svaly (Key, 2013).

Při insuficienci HSSP dochází k nepřiměřenému zatížení kloubů a ligament páteře. Nejen samotná insuficience HSSP však páteř přetěžuje. Tuto nedostatečnost totiž kompenzuje nadměrná a jednostranná aktivita svalů. Tím vznikají vnitřní síly, které jsou stejně významné jako síly vnější, často dokonce jejich význam přesahují a páteř ještě více přetěžují (Kolář & Lewit, 2005). Kromě toho způsobuje dysfunkce HSSP také poruchy kontinence a dýchání (Key, 2013).

Porucha funkce HSSP může být způsobena nefyziologickou posturální ontogenezí nebo získaná během života nevhodnými pohybovými stereotypy či hypoaferencí a inaktivitou, která způsobuje funkční inhibici (nejen) svalů HSSP. K výrazným poruchám HSSP dochází také po atace LBP. LBP způsobuje tendenci k návratu k ontogeneticky starším motorickým vzorům, vzniká tedy reflexní inhibice svalů HSSP, která vede ke strukturálním změnám ve svalu jako je změna typu svalových vláken z tonických na fázické, infiltrace tuku, hypotrofie až atrofie. Dále vzniká porucha propiocepce se zhoršenou motorickou kontrolou. Kontrakce svalů

HSSP je snižená a opožděná - nedochází k preaktivaci před zahájením pohybu, a svaly rychle podléhají únavě. Tuto insuficienci kompenzuje nadměrná aktivita velkých povrchových svalů (globální stabilizátory), které ale nejsou schopny segmentální stabilizace. Kompenzační hyperaktivita povrchových velkých svalů může vyústit v jejich přetížení a myofasciální bolest. Tyto změny přetrvávají i po odeznění ataky LBP, což zvyšuje riziko recidivy LBP (D'Hooge, et al., 2013; Dickx, Cagnie, Parlevliet, Lavens, & Danneels, 2010; Hodges, 1999; Key, 2013; Lewis, Holmes, Woby, Hindle, & Fowler, 2014; Skalka, 2002; Suchomel, 2006).

V případě, že insuficience HSSP není včas a správně terapeuticky ovlivněna, způsobují původně funkční změny neustálou mikrotraumatizaci tkání. Postupem času dochází k rozšíření neutrální zóny a ke zvýšení zátěže na meziobratlové ploténky, klouby a ligamenta. To vede již ke strukturálnímu poškození – vzniku degenerativních změn jako je diskopatie, spondylartróza či pseudospondylolistéza (Kolář et al., 2009, 2012; Suchomel, 2006).

1.1.2 Chronické bolesti dolní části zad

Většinou LBP spontánně odezní poměrně rychle, ale v 10-15 % LBP přetrvávají déle než 12 týdnů a označují se za chronické (Balagué et al., 2013). Navíc během prvního roku po atace LBP může dojít dokonce až u 84 % pacientů k recidivě potíží a hrozí následný přechod do chronicity (Franke, Fryer, Ostelo, & Kamper, in press).

Chronickými LBP trpí dle Opavského (2015) 8-10 % populace, dle Balagué et al. (2012) je to dokonce až 23 % populace, přičemž u 11-12 % pacientů vede k disabilitě.

Výraznou komplikací chronických bolestí je centrální senzitivace s wind-up fenoménem, kdy s každým dalším nociceptivním stimulem dochází ke zvyšování poměru výstupních a vstupních akčních potenciálů neuronů zadních rohů míšních. Vlivem dlouhodobé nocicepce dochází nejprve k periferní senzitivaci, která je spojena s prosáknutím tkáně a lokálním snížením prahu bolesti a tolerance bolesti. Prolongované bolestivé dráždění způsobuje, že senzitivizační a neuroplastické změny

pokračují přes míšní segmenty, mozkový kmen, thalamus, limbický systém až po kortex. Na úrovni somatosenzorické kůry dochází k funkční reorganizaci somatosenzorických oblastí, rozšíření oblastí reprezentujících bolestivou oblast a také ke zvýšení reaktivity této oblasti (Flor, Braun, Elbert, & Birbaumer, 1997; Lepšíková et al., 2013; Opavský, 2015; Vondráčková, 2004). Při chronické bolesti bylo oproti jedincům bez bolesti prokázáno také nižší prokrvení periakveduktální šedi (Wand et al., 2009). Dle Schmidt-Wilcke (2006) dochází dokonce k její degeneraci. Periakveduktální šed' je součástí descendentního inhibičního systému, který je ale dlouhodobým působením nocicepce vyčerpán a není schopen plnit svou funkci. Následkem je snazší pronikání nociceptivních stimulů do vyšších etáží CNS a podpora vzniku centrální senzitivace (Wand et al., 2009).

Dlouhodobé bolestivé dráždění dále způsobuje adaptační a maladaptační změny somatognozie, která je popisována jako schopnost vnímání vlastního těla a podílí se na ní informace z proprioceptorů, interoceptorů, taktilního čítí, zraku a vestibulárního aparátu. Vstupní senzorní informace jsou pro CNS nezbytným podkladem pro tvorbu adekvátního motorického výstupu. V somatosenzorické kůře ale dochází k neuroplastickým změnám způsobujícím nedostatečnou schopnost inhibice a poruch synchronizace neuronální aktivity. CNS tedy vykazuje horší schopnost získat přesnou informaci z určité lokality v důsledku poruchy schopnosti potlačit irelevantní informační šum v pozadí a cílit pozornost na podnět relevantní. Tyto změny jsou v terapii ovlivnitelné velice obtížně, nejsou jednoduše reverzibilní (Lepšíková et al., 2013). Bylo prokázáno, že pacienti s chronickými LBP mají vyšší práh detekce pohybu v oblasti Lp a také, že vykazují zhoršenou kvalitu body image a dvoubodové diskriminace oproti zdravým jedincům, kdy pacienti mají zkreslenou (nebo žádnou) představu o obrysu svých zad a hýždí a o umístění obratlů (Lee, Cholewicki, Reeves, Zazulak, & Myśliwiec, 2010; Moseley, 2008).

Nedílnou součástí podílející se na perzistenci LBP je také psychosociální faktor. Jde zejména o strach z vyvolání bolesti pohybem, individuální psychické problémy, pracovní problémy nebo nedostatečnou rodinnou podporu (Ramond-Roquin et al., 2015). Na druhou stranu chronické LBP výše zmiňované potíže také vyvolává a vytváří se tak „bludný kruh“. Výskyt depresí, somatizace, poruch spánku či úzkostí zmiňuje

Vondráčková (2004). Dle Opavského (2015) může vzniknout až „chování nemocného“, kdy se pacient stává pasivním, ztrácí motivaci a adherenci k navržené léčbě. Nijs et al. (2015) to nazývá kognitivně-emoční senzitivací. Dále bylo prokázáno, že pacienti s chronickými LBP mají menší amygdalu a neurodegenerativní změny v dorzolaterálním prefrontálním kortexu, což se pravděpodobně může také podílet na vzniku výše uváděných psychických obtíží (Mao & Yang, 2015; Wand & O'Connell, 2008).

Výše uvedené informace pouze potvrzují, že příčina chronických LBP není jen v oblasti zad, ale zejména v CNS. Dle toho by se měla odvíjet terapie, která by měla být multimodální (Wand & O'Connell, 2008).

1.1.3 Vyšetření pacienta s chronickými nespecifickými bolestmi dolní části zad

1.1.3.1 Anamnéza

Stejně jako u jiných diagnóz předchází vyšetření kvalitně odebraná anamnéza. Podstatný je vznik a průběh obtíží a také faktory, které bolesti vyvolávají či zhoršují nebo naopak bolesti ulevují. Dále je nutné zjistit intenzitu, lokalizaci (obvykle asymetrická a nikdy není přesně v průběhu nervu) a charakter bolesti – u chronických bolestí je často zastoupena afektivní dimenze bolesti, kdy pacient při popisu bolesti používá citově zabarvené výrazy jako „krutá“, „deprimující“, „navující“ apod. Pacient s nespecifickými LBP si obvykle nestěžuje na trvalé silné neutišitelné bolesti a na bolesti, které se zvyšují v klidu či v noci, což by svědčilo spíše pro zánětlivé či nádorové onemocnění (Knotek, Blahuš, Šolcová, & Žalský, 2000; Nedělka, T., Nedělka, J. Schlenker, & Mazanec, 2011; Opavský, 2015).

Typicky pacient popisuje intermitentní potíže, kdy se střídají období, kdy má pacient bolesti, s obdobími, kdy je zcela bez potíží. Důležitá je frekvence a délka trvání atak a zda jsou ataky pořád stejné nebo se postupně zhoršují či zlepšují. Zjišťuje se jak probíhala dosavadní léčba a jak na ni pacient reagoval. Samozřejmostí je podrobná farmakologická anamnéza (Kolář et al., 2009; Nedělka, T., Nedělka, J. Schlenker, & Mazanec, 2011; Opavský, 2015).

K vyloučení radikulárního dráždění je pacient tázán na změny kvality cití (parestezie, hypestezie, dysestezie) a na provokaci bolesti spojenou se zvýšením nitrobřišního tlaku – tlak na stolicí, kašel, kýchání (Opavský, 2015).

U žen by se v rámci anamnézy také mělo dotazovat na bolestivou menstruaci, která může při fyziologickém gynekologickém nálezu svědčit o funkční poruše v oblasti Lp či pánve (Kolář et al., 2009).

Vzhledem k tomu, že chronická bolest je výrazně spojená s psychickým faktorem, nesmí se během anamnézy zapomenout na zjištění psychického stavu a sociální situace pacienta. Jedná se o odhalení tzv. žlutých praporků (yellow flags). Žluté praporky jsou psychosociální faktory zvyšující riziko přechodu bolesti do chronicity, její perzistence a dlouhodobé disability. Jde o úzkost, deprese, stres, problémy související se zaměstnáním, omezování fyzické i sociální aktivity, chování nemocného, problémy v rodině, neúspěšné terapeutické výsledky, katastrofizace bolesti apod. (Hallner & Hasenbring, 2004; Jarošová, 2010; Kolář et al., 2009; Opavský, 2015).

Vhodným doplňkem anamnézy může být použití algofunkčních dotazníků, aby byla zjištěna míra disability. Mezi nejběžnější patří Dotazník interference bolestí s denními aktivitami (DIBDA) a Oswestry Disability Index (ODI), které hodnotí, do jaké míry pacienta bolesti omezují v běžném životě. Pro zjištění aktuální bolesti se používá vizuální analogová škála (VAS), kde pacient vyznačí současnou intenzitu bolesti na úsečku znázorňující stav bez bolesti až po nejhorší možnou bolest, jakou si je pacient schopen představit. Při podezření na depresi, kterou mohou chronické bolesti způsobovat, lze použít Zungovu sebesposuzovací stupnici deprese (Nedělka et al., 2011; Opavský, 2015).

1.1.3.2 Klinické vyšetření

Během vyšetření je nezbytné nejprve vyloučit či potvrdit tzv. červené praporky (red flags), které by mohly ukazovat na závažné onemocnění – maligní onemocnění, traumata, autoimunitní choroby, záněty, závažná neurologická či kardiovaskulární onemocnění (např. aneurysma aorty). Mezi faktory, které by mohly červené praporky nasvědčovat jsou: věk pod 20 let a nad 55 let, úbytek hmotnosti, noční bolesti, maligní onemocnění v anamnéze, nevysvětlitelná bolest hrudní páteře, bolest, která je stálá, progredující a nezávislá na pohybu, výrazné omezení flexe v Lp, slabost dolních končetin, výrazný neurologický deficit (Ferguson, Holdsworth, & Rafferty, 2010; Vrba, 2008).

Pro vyloučení radikulárního dráždění je vhodné v rámci vyšetření provést napínací manévry, otestovat cití a napínací reflexy (Opavský, 2015).

Vzhledem k tomu, že u nespecifických LBP je porušena koordinace svalů trupu, mělo by být kineziologické vyšetření zaměřeno na její zhodnocení. K tomu jsou používány testy hodnotící HSSP. Tyto testy hodnotí kvalitu a způsob zapojení svalů během stabilizace (Šafářová & Kolář, 2011). Lze použít například testy „Australské školy“, které hodnotí schopnost volního dosažení centrovaného postavení páteře a schopnost aktivace m. TrA a hluboké vrstvy m. multifidus (Richardson, Hodges, & Hides, 2004). Pravděpodobně nejčastěji používanými testy na HSSP jsou testy vycházející z posturální ontogeneze, které sledují charakteristické odchylky ve stabilizační funkci svalů ve srovnání s vývojovým vzorem nebo vzorem, který je mimovolně vyvoláván při reflexní lokomoci dle Vojty (Hellebrandová & Šafářová, 2012). Zde budou uvedeny a popsány pouze tři testy vycházející z posturální ontogeneze, a to ty, které byly použity v praktické části.

Protože je často porušena kvalita řídicích procesů CNS, je výhodné provést také vyšetření selektivní hybnosti, body image, propiocepce a relaxačních funkcí (Kolář et al., 2009).

1.1.3.2.1 Brániční test

Tímto testem se zjišťuje, zda je pacient schopen aktivovat bránici v souhře s aktivitou pánevního dna a břišních svalů. Sleduje se také symetrie zapojení svalů. Během testu pacient sedí na lehátku, bederní páteř je napřímená, hrudník v kaudálním postavení, chodidla jsou bez kontaktu s podložkou. Vyšetřující palpuje laterálně pod kaudálními žebry a mírně tlačí proti laterální skupině břišních svalů. Pacient je požádán, aby provedl protitlak a roztažení dolní části hrudníku a mezižeberních prostor při zachování kaudálního postavení hrudníku. Při fyziologickém zapojení se dolní část hrudníku laterálně rozšíří a zvětšují se mezižeberní prostory. Žebra se pohybují pouze laterálním směrem, nikoli kraniálním. Při patologickém zapojení pacient není schopen aktivace svalů proti kladenému odporu, případně svaly aktivuje pouze malou silou. Není schopen hrudník udržet v kaudálním postavení, žebra migrují kraniálně. Ve snaze zapojit bránici dochází k substituční kyfotizaci hrudní páteře (Šafářová & Kolář, 2011).

1.1.3.2.2 Test břišního lisu

Při tomto testu se sleduje koordinace břišních svalů a chování hrudníku. Pacient leží na zádech, dolní končetiny v trojflečném postavení podpírá vyšetřující svou horní končetinou. Kyčelní klouby jsou v abdukci zhruba na šíři ramen, mírné zevní rotaci a v 90° flexi. Vyšetřující pasivně nastaví hrudník do výdechového postavení. Poté postupně odstraňuje podporu dolních končetin, až pacient musí končetiny udržet samostatně. U starších lidí se pouze sníží opora. Při správném zapojení se břišní svaly aktivují rovnoměrně, hrudník zůstává v kaudálním postavení a dolní hrudní apertura se laterálně rozšíří. Při patologickém zapojení se aktivuje především horní část m. rectus abdominis. Laterální skupina břišních svalů se aktivuje minimálně, především v dolní části. Pupek se pohybuje kraniálně a nad úrovní tříselného vazů se břišní stěna konkávně vyklenuje. Hrudník přechází do inspiračního postavení. Zvyšuje se aktivita extenzorů páteře (Kolář & Lewit, 2005).

1.1.3.2.3 Extenční test

Při provádění extenčního testu se sleduje koordinace a kvalita zapojení zádových svalů a laterální skupina břišních svalů. Pacient leží na břiše s horními končetinami podél těla. Poté je požádán, aby zvednul hlavu nad podložku, provedl mírnou extenzi trupu a v této poloze se zastavil. Při fyziologickém zapojení se kromě extenzorů páteře aktivuje také laterální skupina břišních svalů. Hodnotí se vzájemná vyváženost mezi extenzory, laterální skupinou břišních svalů a hamstringy. Opora pánve je v oblasti symfýzy, pánev je v neutrálním postavení. Při patologickém zapojení se nadměrně aktivují extenzory páteře, především v oblasti thorakolumbálního (Th/L) přechodu. Laterální skupina břišních svalů se aktivuje pouze minimálně nebo vůbec. To se projevuje konvexním vyklenutím v dolní části laterální skupiny břišních svalů. Naopak konkávní vyklenutí se objevuje v místě tenké aponeurózy začátku m. TrA. Pánev se klopí do anteverze a místo opory se přesouvá na úroveň pupku. Horní úhly lopatek jsou horní částí m. trapezius taženy mediokraniálně, zevní úhly lopatek rotují zevně. Dále se nadměrně aktivují hamstringy, někdy i m. triceps surae (Kolář et al., 2009; Šafářová & Kolář, 2011).

1.1.4 Fyzioterapie u chronických nespecifických bolestí dolní části zad

Při terapii je důležité si uvědomit, že problém není v místě bolesti a terapie zaměřená pouze na dolní část zad bude tedy neúčinná, protože nebude řešena příčina, ale pouze změny vzniklé na základě kompenzace primární poruchy (Steiger, Wirth, de Bruin, & Mannion, 2012).

Cílem terapie je ovlivnění řídicích funkcí CNS a přepracování chybných pohybových stereotypů na stereotypy, které jsou ekonomické. Tedy aby byly co nejméně namáhány měkké tkáně a pohyb vykonávaly skutečně jen svaly, které jsou pro daný pohyb potřebné, a aby byl pohyb proveden pouze tak vysokou intenzitou, jaká je potřeba. Tyto vhodné pohybové stereotypy pacient musí dostat pod volní kontrolu, učí se je zapojit v různých posturálních situacích a snaží se je zapojit je do běžných denních aktivit (Kolář, 2007; Steiger et al., 2012).

Pro korekci posturálních funkcí svalů je také důležité klást důraz na to, aby se pacient soustředil na uvědomění, jak se pohybuje, kde má ve svalech zvýšené napětí nebo kde vydává zbytečně mnoho svalové aktivity. Cvičení nepředepisují, jak dýchat nebo chodit, sedět či stát, ale cílem je naučit pacienta přesnému rozlišování. Cvičení se provádí pomalu, několikrát se opakuje a pacient se snaží o maximální prožitek polohy a pohybu. Je nucen vnímat svou propriocepci a exterocepci. Cílem je, aby pacient tímto cvičením „hypertrofoval“ oblasti senzorického vnímání a naučil se tak lepší pohybové diferenciaci - selektivní hybnosti. Navíc má toto cvičení také pozitivní vliv na psychiku pacienta (Kolář, 2008).

1.2 Kineziotape

Kineziotaping je vhodnou doplňkovou metodou léčby v rámci fyzioterapie a často může usnadňovat práci fyzioterapeuta. Je ale důležité kineziotapování vnímat pouze jako doprovodnou techniku. Jak již název napovídá, kineziotaping vychází z kineziologie, tedy respektuje anatomické poměry a neurofyziologické zákonitosti. Oproti klasickému rigidnímu tapu má kineziotape (KT) několik rozdílů. Páska je elastická (lze natáhnout až na 140 % své původní délky a zase se zpátky smrští), což umožňuje aplikaci až na několik dní a ne jen na konkrétní výkon, protože neomezuje rozsah pohybu, ale provádí funkční stabilizaci segmentu. Také nijak neomezuje krevní cirkulaci, což může být spojeno s určitým dyskomfortem až bolestí (Bajerová, 2015, 2016; Flandera, 2012; Kobrová & Válka, 2012; Kumbrink, 2012).

Existuje mnoho technik lepení KT, kterými lze ovlivňovat svaly, šlachy, fascie, vazy i lymfatický systém. Konkrétní technika se určuje podle požadovaného účinku (Kobrová & Válka, 2012).

Aplikace kineziotapu působí na kožní receptory, proprioreceptory, potažmo CNS a tím způsobuje:

- zlepšení cirkulace krve a lymfy tím, že se lepí v určitém napětí a dochází k „liftingu“ – zvedá se kůže od podkoží, podkoží od fascie a krev i lymfa pak lépe proudí
- snížení otoku, nadbytečného tepla a zánětlivých exsudátů ve tkáních, čímž se urychluje proces regenerace
- dekompresi intersticiálního prostoru, která snižuje tlak na chemoreceptory, což vede k analgezii
- neuromodulaci skrze kožní receptory vedoucí k analgezii
- stimulací propriceptorů dochází ke vnímání podpory funkce svalu, kloubu, zlepšuje se somatognozie a body schema
- centraci kloubů skrze podporu normalizace funkce svalů – ve smyslu buď inhibice nebo facilitace

Při každém pohybu se účinek KT ještě umocňuje a působí do hlubších struktur. Výhodou je, že KT terapeuticky působí 24 hodin denně (Bajerová, 2015; Kobrová & Válka, 2012; Kumbrink, 2012; Šopíková, 2013).

1.2.1 Facilitace svalové funkce pomocí kineziotapu

Aplikace KT, která facilituje funkci určitého svalu, je cílena na svaly, které jsou utlumené a potřebují podpořit ve své funkci. Cílem je tedy zvýšit svalový tonus skrze senzorickou stimulaci vedoucí ke zvýšení pálení gama motoneuronů a následnému zvýšení excitability motorického kortexu a snížení motorického prahu. Kontrakce se také podpoří aplikací pásky v protažení svalu a ve směru od origa k inserci, případně od punctum fixum k punctum mobile. Jelikož se KT smršťuje ke své bázi, táhne kůži ve směru k punctum fixum a pomáhá mu tak ke kontrakci. Čím větší je protažení pásky, tím více se také zkracuje a kontrahuje sval, ale při příliš velkém napětí se KT může stát zdrojem nocicepce a zhoršuje se jeho přilnavost. Proto je u této techniky doporučováno lepit KT v 25-50 % napětí (Bajerová, 2015; Kumbrink, 2012).

Popisovaný facilitační účinek KT ale není studii prokázáný. Naopak mnoho studií facilitační účinek KT popírá.

Alam, Malhotra, Munjal a Chachra (2015) prováděli u zdravých osob aplikaci KT na m. teres minor a m. infraspinatus. KT lepili od začátku svalů k jejich úponu, v protažení svalů a s 50 % napětím pásky. Ihned po aplikaci měřili pomocí izokinetické dynamometrie sílu vnitřních rotátorů ramenního kloubu. Výsledky neukázaly rozdíl mezi silou bez aplikace KT, s aplikací KT s facilitačním účinkem a s aplikací placebo KT (aplikace KT v relaxované pozici horní končetiny, lepeno bez napětí pásky a bez zažehlení).

Ke stejným výsledkům došli také Cai, Au, An a Cheung (2016), kteří aplikovali KT na extenzory zápěstí u zdravých osob. Hodnotili okamžitý vliv facilitačního a inhibičního KT na aktivitu extenzorů zápěstí pomocí povrchové EMG a pomocí úchopového dynamometru sílu úchopu. Ani u jednoho hodnoceného parametru nebyly zaznamenány rozdíly mezi aplikací inhibičního KT, facilitačního KT nebo žádného KT.

Také Poon et al. (2015) ve své studii nepotvrdili facilitační schopnost KT. Aplikovali KT s facilitačním účinkem na m. rectus femoris a m. vastus medialis a ihned po nalepení KT měřili sílu extenzorů kolenního kloubu pomocí izokinetické dynamometrie. Opět nebyl zjištěn rozdíl mezi skupinou s facilitačním KT, placebo KT a žádným KT.

Oproti výše uváděným studiím, které se zabývaly okamžitým efektem KT, hodnotili Gómez-Soriano et al. (2014) efekt KT s časovým odstupem. Aplikovali KT s facilitačním účinkem na m. gastrocnemius u zdravých osob. Po 10 minutách byla hodnocena EMG aktivita m. gastrocnemius medialis a síla maximální volní kontrakce. Oproti skupině s placebo KT, byla zjištěna signifikantně vyšší aktivace m. gastrocnemius medialis, nicméně bez klinické významnosti. Navíc při následujícím měření po 24 hodinách již byly již všechny hodnoty opět srovnatelné s kontrolní skupinou.

1.3 Izokinetika

1.3.1 Izokinetická kontrakce

Izokinetická kontrakce je popisována jako kontrakce, v jejímž průběhu je udržována konstantní úhlová rychlost. Je tedy nutné, aby v průběhu pohybu rychlost kontroloval a udržoval speciální přístroj, tzv. izokinetický dynamometr (např. Cybex, IsoMed, Isosystem či Biodex). Tento přístroj klade pohybujícímu se segmentu odpor, který je stejný jako vyvíjená svalová síla, aby byla udržena lineární rychlost. Umožňuje tak dosažení maximální síly v celém rozsahu pohybu (Baltzopoulos & Brodie, 1989; Dvir, 2004).

1.3.2 Izokinetická dynamometrie

Jak již název napovídá, izokinetický dynamometr se využívá k měření velikosti svalové síly v celém rozsahu pohybu, který je hodnocen. Úhlová rychlost je nastavitelná, lze nastavit násobky $15^\circ/s$ až do $360^\circ/s$, stejně tak je nastavitelný i rozsah pohybu. Pohyb je možný jak v koncentrickém, tak v excentrickém režimu (Baltzopoulos & Brodie, 1989; Dvir, 2004; Ripamonti, Colin, & Rahmani, 2008).

Izokinetická dynamometrie je považována za spolehlivou a objektivní diagnostickou metodu, která se za posledních třicet let velice rozšířila. Tím, že měří sílu v celém rozsahu pohybu, lze zjistit přesnou pozici, ve které bylo dosaženo největší nebo naopak nejmenší síly. Veliká výhoda této metody je její velice nízké riziko poranění během měření, jelikož je zabráněno, aby v průběhu pohybu došlo ke zrychlení a provedení pohybu švihem. Používá se k hodnocení tréninkových programů, zejména k odhalení případného svalového oslabení a také ke zjištění svalových dysbalancí jako prevence před zraněním pohybového aparátu. Dále lze izokinetickou dynamometrii použít ke zhodnocení efektu rehabilitační intervence nebo chirurgického zákroku (Baltzopoulos, King, Gleeson, & De Ste Croix, 2012; Lehnert, Urban, Procházka, & Psotta, 2011; Mohamed & Ali, 2011; Rahnama & Bambaiechi, 2008).

Častým důvodem kritiky izokinetické dynamometrie je absence izokinetické kontrakce v běžném životě. Je diskutováno, zda jde výsledky porovnávat s běžně prováděným pohybem (Mohamed & Ali, 2011).

Nejčastější využití izokinetické dynamometrie je v testování svalů kolenního kloubu, kdy se obvykle řeší silový poměr mezi hamstringy a m. quadriceps femoris. Avšak dostupných studií zabývajících se izokinetickým testováním svalů trupu je výrazně méně.

V posledních letech se izokinetické testování kombinuje také s elektromyografickým (EMG) vyšetřením testovaných svalů a následně se hodnotí jejich aktivace.

1.3.2.1 Faktory ovlivňující výsledky izokinetické dynamometrie

Výsledky izokinetické dynamometrie mohou být ovlivněny různými faktory. Výrazný podíl na výkonu má motivace pacienta, je proto vhodné pacienta během měření verbálně povzbuzovat a je vhodné využít také vizuálního feedbacku, pokud je to možné. Pro korektní provedení je nutná motivace během celého měření a vizuální feedback musí být řádně vysvětlen (Baltzopoulos & Brodie, 1989; Baltzopoulos et al., 2012).

Nugent, Snodgrass a Callister (2015) hovoří také o vlivu familiarizace. Doporučují před samotným měřením jednu návštěvu, kdy si pacient vyzkouší měření nanečisto, aby se seznámil s přístrojem a pochopil pohyb, který bude provádět během měření.

Úhlová rychlost ovlivňuje velikost produkované síly. U koncentrické kontrakce platí, že největší síla je produkována u nízkých úhlových rychlostí a se zvyšováním úhlové rychlosti se síla nelineárně snižuje. U excentrické kontrakce je to přesně naopak, se zvyšující se úhlovou rychlostí stoupá také velikost produkované síly. Toto zvýšení je ale nevýrazné. Při porovnání koncentrické a excentrické kontrakce je větší síla produkována u kontrakce excentrické (Rahnama & Bambaiechi, 2008).

Dle Langrana a Lee (1983) záleží při testování trupových svalů také na poloze pacienta. Ve stoje je oproti sedu izokinetická síla větší jak do flexe, tak do extenze. Na druhou stranu je ale měření v sedě lépe tolerováno a je považováno za bezpečnější.

Dále výsledek ovlivňuje aktivita antagonistů a vícekloubových svalů a také gravitační síla, kterou způsobuje hmotnost pohybujícího se segmentu (Baltzopoulos & Brodie, 1989; Baltzopoulos et al., 2012).

1.4 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (EMG) či poly-EMG je moderní neinvazivní diagnostická metoda, která se zabývá záznamem a analýzou myoelektrických signálů (Konrad, 2006). Umožňuje registrovat elektrické projevy konkrétní svalové činnosti, kdy zdrojem EMG signálu je transmembránový proud na úrovni sarkolemy. Jde o elektrický ekvivalent změny iontové výměny na membráně během svalové kontrakce (Karas, Otáhal, & Sušanka, 1990, in Rodová, Mayer, & Janura, 2001; Krobot & Kolářová, 2011).

Užitečnost této metody je spatřována v možnosti analýzy a současně také objektivizace pohybu jako funkce. Oproti klasické neurologické EMG, kde svalová kontrakce vzniká skrze elektrickou stimulaci a je analyzována za statických podmínek, se ve fyzioterapii používá kineziologická EMG, u které se hodnotí volní aktivita několika svalů během různých pohybů a za různých posturálních podmínek. Hodnotí se vzájemná součinnost měřených kosterních svalů, která vypovídá o individuální motorické strategii a zároveň také o funkci jak pohybové periferie, tak centrálních senzomotorických oblastí. Nezabývá se tedy pouhou kvantifikací svalové aktivity, ale také svalovými synergii, sekvencí zapojování jednotlivých svalů, svalovou únavou apod. Hlavním zaměřením kineziologické EMG je přístrojová objektivizace poruch řízení pohybu. Kromě diagnostiky ji lze použít i v terapii – jako biofeedback či v rámci funkční elektrické stimulace (Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011).

1.4.1 Elektrofyziologická podstata elektromyografie

Povrchová EMG odráží elektrofyziologickou aktivitu excitovaných svalových vláken. Při depolarizaci postsynaptické membrány dochází k jejímu šíření od nervosvalové ploténky podél svalových vláken v obou směrech. Depolarizace je spojena s pohybem iontů. To je zdrojem zdroje elektrických potenciálů, které generují potenciálové pole. Toto potenciálové pole se šíří prostorovým vodičem (sval, kůže a elektrody), kde je modifikováno a následně je snímáno na povrchu kůže pomocí povrchových elektrod, které ve svém okolí detekují napětí, jehož časový průběh představuje akční potenciál (Pánek, Pavlů, & Čemusová, 2009; Rodová et al., 2001).

Výsledný signál, který je snímán, představuje časovou a prostorovou superpozici vzájemně překrytých akčních potenciálů svalových vláken několika motorických jednotek. V případě sledování pouze jedné motorické jednotky by bylo nezbytné použití jehlové EMG (Krobot & Kolářová, 2011; Rodová et al., 2001).

1.4.2 Bipolární snímání

Aktivita bývá nejčastěji snímána bipolárně – pomocí dvou elektrod umístěných paralelně ve směru vláken svalu, který je měřen. Elektrody se obvykle aplikují ve střední linii svalu přes největší bříško svalu, případně mezi šlachou a motorický bod. Nejčastěji doporučovaná a preferovaná vzdálenost mezi elektrodami je 20 mm. Lze použít i monopolární snímání, kdy se měří napětí mezi zemnicí elektrodou a elektrodou nad měřeným svalem, hrozí ale, že bude snímána také aktivita okolních svalů (Dupalová & Zaatar, 2015; Krobot & Kolářová, 2011; Rodová et al., 2001).

Obě elektrody snímají v daném okamžiku různé elektrické potenciály vzhledem k referenční elektrodě, která je umístěna v co nejméně elektricky aktivní oblasti (kostěný výběžek, kloub, šlacha). Výsledný bipolární signál je následně zesílen v diferentním zesilovači a odpovídá potenciálovému rozdílu snímanému v daném okamžiku oběma elektrodami (De Luca, 1997; Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011).

1.4.3 Zpracování elektromyografického signálu

Surový (raw) výsledný signál je u většiny přístrojů vysílán ze snímacích senzorů do vyhodnocovací jednotky ve formě analogového signálu. Tam dojde ke konverzi na digitální signál. K přenosu signálu dochází skrze kabely, které mohou být dlouhé až několik metrů, anebo telemetricky – bezdrátově (Krobot & Kolářová, 2011).

Ze surového záznamu lze vyčíst, zda je sval v danou chvíli aktivní nebo ne a do určité míry je možné zjistit, jak velká je aktivace svalu. Ale aby bylo možné záznam přesně reprodukovat, je nutné provedení několika úprav signálu (Konrad, 2006).

K úpravě surového EMG signálu se provádí frekvenční filtrace, která slouží k odstranění případných artefaktů vzniklých pohybem kabelů apod. Cílem je odstranit veškeré signály, které nejsou způsobeny aktivací svalů. Upravuje se tzv. high pass a low pass filtrem, výsledný signál má pak obvykle maximální frekvenční rozpětí 50-150 Hz (De Luca, 1997; Dupalová & Zaatar, 2015; Rodová et al., 2001).

Dále se signál upravuje pomocí rektifikace (usměrnění), kdy jsou signály oscilující nad a pod bazální linii převedeny do absolutních hodnot – negativní amplitudy jsou tedy převráceny na pozitivní (Konrad, 2006).

I po provedení rektifikace je EMG signál stále složen z náhodných amplitud superponovaných akčních potenciálů a není tedy stále přesně reprodukovatelný. Proto je nezbytné provést vyhlazení (smoothing), kdy se odstraní ostré hroty amplitud a signál se amplitudově zmoduluje a obdrží obalovou křivku (Konrad, 2006).

Při měření svalů trupu nebo svalů levého ramenního pletence se do EMG signálu projevují artefakty elektrokardiografického (EKG) signálu. Tyto artefakty je nutné odstranit, ale zároveň se nesmí EMG signál poškodit (Konrad, 2006).

Důležité je také provedení normalizace signálu, pokud jsou porovnávány amplitudové hodnoty EMG signálu více svalů intraindividuálně nebo jednoho svalu

interindividuálně. Jdu o poměrové vyjádření amplitudových hodnot EMG aktivity daného pohybu k přesně definované referenční hodnotě (Dupalová & Zaatar, 2015).

Po konečném zpracování EMG signálu jej lze kvantifikovat různými parametry:

- peak – vrchol amplitudy, obvykle se používá průměr několika maximálních hodnot;
- mean – průměrná hodnota amplitudy, tento parametr je považován za nejvýhodnější pro srovnávací analýzu;
- input – procentuální vyjádření aktivity každého testovaného svalu, kdy 100 % input je součet hodnot mean všech měřených svalů;
- root mean square (RMS) – efektivní hodnota signálu, používá se k hodnocení statických aktivit;
- area – plocha pod křivkou usměrněného EMG signálu (Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011; Rodová et al., 2001).

1.4.4 Faktory ovlivňující elektromyografický signál

Výsledný EMG signál je ovlivněn mnoha faktory. Jedná se o faktory vnitřní i vnější. Vnitřní faktory nelze během měření ovlivnit, jde o anatomické, biochemické a fyziologické vlastnosti svalů – svalová aktivita měřeného svalu (vlastnosti aktivních svalových vláken, hloubka a umístění aktivních svalových vláken vůči elektrodě, počet aktivních svalových vláken), srdeční aktivita, vlastnosti tkání mezi svalem a elektrodou (vrstva podkožního tuku), pocení a teplota pokožky, pH krve, prokrvení pokožky, cross talk (aktivita okolních svalů) (De Luca, 1997; Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011).

Naopak vnější faktory jsou při měření ovlivnitelné. Mezi vnější faktory se řadí umístění elektrod, vzdálenost a velikost elektrod, externí šum a kontakt mezi kůží a elektrodami (De Luca, 1997; Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011).

1.4.5 Elektromyografické studie

Van Damme et al. (2013) porovnávali vliv úhlové rychlosti na míru aktivace svalů trupu (bilaterálně: m. obliquus internus abdominis, m. obliquus externus abdominis, lumbální část m. multifidus a hrudní část m. iliocostalis) u zdravých osob bez LBP v anamnéze. V rámci EMG měření byla prováděna izokinetická koncentrická kontrakce do flexe a extenze trupu v úhlových rychlostech 30°/s, 60°/s, 90 °/s a 120°/s. Rozsah pohybu byl 15° extenze a 45° flexe. Pro lumbální m. multifidus a hrudní část m. iliocostalis bylo zjištěno, že jejich aktivace signifikantně stoupá se snižující se úhlovou rychlostí. Ale u šikmých břišních svalů tato vlastnost nebyla pozorována - mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi nebyly žádné signifikantní změny v jejich aktivaci. Dále byl hodnocen poměr mezi aktivací m. multifidus a m. iliocostalis v průběhu izokinetické extenze Lp a bylo zjištěno, že se tento poměr zvyšuje se zvyšující se rychlostí – to znamená, že se zvyšující se úhlovou rychlostí je snižování aktivity m. multifidus nižší oproti m. iliocostalis, což autoři zdůvodňují funkcí m. multifidus jako lokálního stabilizátoru. K jeho aktivaci dochází za účelem segmentální stabilizace dochází nezávisle na charakteru prováděného pohybu. Oproti tomu m. iliocostalis jako globální stabilizátor s převahou rychlých svalových vláken reaguje odlišně. U vyšších úhlových rychlostí dochází preferenčně k náboru rychlých svalových vláken. Nižší úhlové rychlosti jsou ale spojeny s vyššími nároky na sílu a s delším trváním, dochází tak k náboru více motorických jednotek a kromě rychlých svalových vláken se zapojují i vlákna pomalá. U šikmých břišních svalů ke změně poměru jejich aktivace nedocházelo.

Úhlovými rychlostmi se zabývali také Fan, Liu a Ni (2014). Porovnávali u zdravých osob aktivaci trupových svalů (bilaterálně m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis a m. latissimus dorsi) během koncentrické rotace trupu při úhlových rychlostech 30°/s, 60°/s a 120°/s. Rozsah pohybu byl 45° na každou stranu. Nejvyšší svalová aktivita byla naměřena na kontralaterálním m. obliquus externus abdominis a to u všech úhlových rychlostí. Se zvyšující se úhlovou rychlostí byl zjištěn pokles svalové aktivity agonistů – tedy kontralaterálního m. obliquus externus abdominis a homolaterálního m. obliquus internus abdominis a m. latissimus dorsi.

Zároveň se zvyšující se úhlovou rychlostí je také vyšší koaktivace agonistů s antagonisty – pravděpodobně z důvodu udržení stability. Toto zvýšení aktivace antagonistů se může podílet na již zmiňovaném snižování síly a výkonu se zvyšující se úhlovou rychlostí. U žádné z úhlových rychlostí nebyla zjištěna stranová asymetrie.

Tsai et al. (2010) porovnávali pomocí povrchové EMG aktivitu paraspinálních svalů u zdravých adolescentů a u adolescentů s idiopatickou skoliózou, kteří měli Cobbův úhel menší než 50°. Byla hodnocena bilaterálně bederní i hrudní část paraspinálních svalů a to jak jejich mediální, tak laterální část. Byla prováděna izokinetická flexe a extenze trupu v úhlových rychlostech 30°/s, 90°/s a 120°/s, přičemž úhlová rychlost 120°/s nebyla probandy tolerována a proto byla vyloučena. Rozsah pohybu byl 90° flexe a 0° extenze trupu. V obou úhlových rychlostech byla prováděna excentricky flexe a koncentricky extenze. V porovnání úhlových rychlostí nebyl ani u jedné skupiny pozorován rozdíl. Ale byl zjištěn stranový rozdíl u zdravých osob a u osob s velikostí Cobbova úhlu do 20° – vyšší aktivita paraspinálních svalů v bederní oblasti na dominantní straně během všech testovaných pohybů, aktivita paraspinálních svalů v oblasti hrudní páteře byla stranově symetrická. U osob s velikostí Cobbova úhlu od 20° do 50° byla u paraspinálních svalů zjištěna vyšší aktivita na straně konkavity křivky.

V současné době nejsou dostupné žádné studie týkající se EMG hodnocením aktivace trupových svalů během izokinetické kontrakce u osob s LBP.

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Hlavní cíl

Zhodnocení aktivity vybraných svalů během izokinetické kontrakce před a po aplikaci kineziotapu u osob s chronickými nespecifickými LBP.

2.1.1 Dílčí cíle

1. Zhodnocení aktivity vybraných svalů během izokinetické kontrakce u zdravých osob a u osob s chronickými nespecifickými LBP.
2. Porovnání aktivity vybraných svalů během izokinetické koncentrické kontrakce mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi.

2.2 Hypotézy

H₀₁: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude během izokinetické koncentrické kontrakce před a po aplikaci kineziotapu u osob s chronickými nespecifickými LBP.

H₀₂: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude během izokinetické excentrické kontrakce před a po aplikaci kineziotapu u osob s chronickými nespecifickými LBP.

H₀₃: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude během izokinetické koncentrické kontrakce mezi zdravými osobami a osobami s chronickými nespecifickými LBP.

H₀₄: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude během izokinetické excentrické kontrakce mezi zdravými osobami a osobami s chronickými nespecifickými LBP.

H₀₅: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude během izokinetické koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 30°/s, 60°/s a 90°/s.

3 METODIKA

3.1 Charakteristika měřeného souboru

Měření se účastnilo dohromady 30 probandů s průměrným věkem $21,93 \pm 1,87$ let, z toho bylo 15 probandů bylo v kontrolní skupině a 15 probandů ve skupině experimentální.

Experimentální skupinu tvořilo 14 žen a 1 muž s chronickými nespecifickými LBP. Průměrný věk experimentální skupiny byl $22,4 \pm 1,73$ let. Jednalo se o osoby, které měly LBP bez prokazatelné strukturální poruchy a to minimálně po dobu tří měsíců. Průměrná intenzita současné bolesti byla na deseticentimetrové VAS $2,9 \pm 0,89$ cm. Dle dotazníku ODI trpělo 14 probandů minimální disabilitou a 1 proband střední disabilitou (průměrná disabilita byla $12,16 \pm 5,69$ %). V době měření neužíval žádný proband analgetickou medikaci, přičemž 5 probandů uvedlo občasné užívání nesteroidních antirevmatik. Žádný z probandů netrpěl v době prvního měření akutní LBP. Pouze tři probandi měli jednostrannou bolest, zbývajících 12 uvádělo bolest bilaterálně nebo nebyli schopni bolest zcela lokalizovat.

Kontrolní skupinu tvořilo 12 žen a 3 muži. Průměrný věk kontrolní skupiny byl $21,47 \pm 2,01$ let. Jednalo se o zdravé osoby bez LBP v anamnéze, bez předchozích úrazů či chirurgických zákroků v oblasti páteře a bez současné bolesti jakékoli části pohybového aparátu.

3.2 Technické vybavení

U prvních 11 probandů (7 probandů z kontrolní skupiny a 4 probandi z experimentální skupiny) byl EMG signál měřen pomocí osmikanálového povrchového elektromyografu Noraxon MyoSystem 1400A. U zbývajících probandů byl z technických důvodů použit telemetrický elektromyograf Noraxon TeleMyo 2400 G2. Ke snímání signálu byly použity kruhové samolepící jednorázové elektrody Kendall-ARBO Ag/AgCl s pevným hydrogelem o průměru 24 mm. Signál byl snímán osmi svody s frekvencí 1000 Hz, odpor přístrojů byl $> 10 \text{ M}\Omega$.

Pro provedení izokinetické kontrakce probíhalo měření na přístroji IsoMed 2000 s přídatným modulem „back extension“.

3.3 Příprava měření

Měření probíhalo v laboratoři Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci a to od července do listopadu 2015. Projekt byl schválen Etickou komisí FTK UP (Příloha 2).

Před samotným měřením byli všichni probandi seznámeni s průběhem a cílem měření a podepsali informovaný souhlas (Příloha 1). Poté byla odebrána krátká anamnéza a byla otestována funkce HSSP (viz kapitola 2.1.3.2 Klinické vyšetření). Během vyšetření HSSP byli probandi ve spodním prádle. Probandi z experimentální skupiny navíc ještě vyplnili dotazník ODI a zaznačili intenzitu současné bolesti na VAS.

Jako prevenci před možným zraněním během měření absolvovali probandi krátké rozehrátí a rozcvičení skládající se z 5 minut jízdy na bicyklovém ergometru a z následného dynamického strečinku trupových svalů.

Následně byla ve stoji zaznačena osa otáčení izokinetického dynamometru, která byla 3,5 cm pod crista iliaca v ose trochanteru major. Tato osa byla zaznačena fixou na pravou hýždi.

3.4 Aplikace elektrod

Po rozcvičení byly probandům nalepeny elektrody pro snímání EMG signálu a následně byly k elektrodám připojeny kabely EMG přístroje. EMG signál byl snímán bilaterálně z lumbální části m. erector spinae, m. obliquus internus abdominis, m. obliquus externus abdominis a m. rectus abdominis.

Daný sval byl nejprve palpačně ozřejmen za repetitivní kontrakce, poté byla kůže nad ním očištěna vodou a řádně osušena a následně byly nalepeny elektrody do středu svalového břicha a kolmo na průběh svalových vláken. Elektrody byly nalepeny

v lokalizaci dle Konrada (2006) (Příloha 3 a 4). Vzdálenost mezi elektrodami na jednom svalu byla 2 cm pro m. erector spinae a pro zbývající svaly 3 cm z důvodu, aby během předklonu nedocházelo ke kontaktu elektrod. Zemní elektroda byla umístěna na spina iliaca posterior superior vpravo.

V případě odlepení elektrody v průběhu měření byla nalepená elektroda nová.

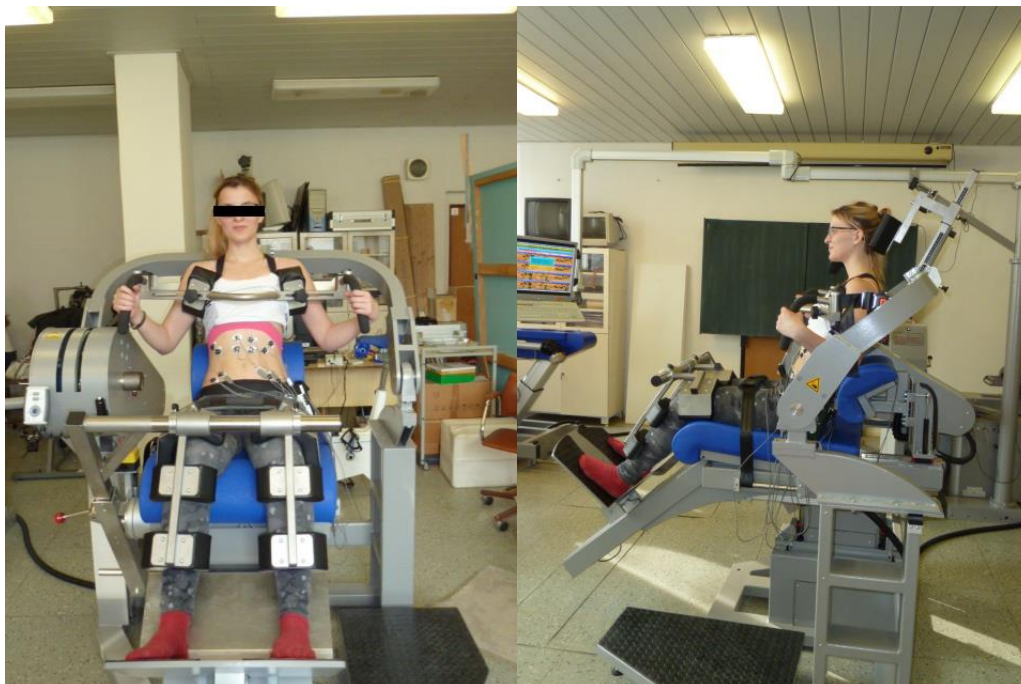
3.5 Průběh měření

Po nalepení elektrod se probandi posadili na sedadlo izokinetického dynamometru a byly jim zafixovány dolní končetiny, pánev a ramena. Dle značky byla nastavena osa otáčení izokinetického dynamometru. Výška bederní opěrky a opěrky hlavy byla nastavena individuálně, aby se probandi při měření cítili co nejpohodlněji. Součástí fixačního pásu na ramena jsou madla, za která se při testování probandi drží (Obrázek 1). Byli ale instruováni, aby se snažili pohyb vykonávat svaly zad a břicha a co nejméně si pomáhali horními končetinami.

Měřil se izokinetický pohyb do flexe a extenze Lp (rozsah pohybu 15° extenze a 45° flexe Lp) v následujícím pořadí: v koncentrickém režimu úhlovými rychlostmi 30°/s, 60°/s a 90°/s a v excentrickém režimu úhlovou rychlostí 30°/s (excentrická flexe a koncentrická extenze Lp). Byly tedy provedeny čtyři série, přičemž před každou sérií proběhla familiarizace, kdy si proband třikrát vyzkoušel pohyb danou úhlovou rychlostí v submaximální intenzitě. Při samotném měření byli probandi instruováni k maximální volní kontrakci a během výkonu byli verbálně povzbuzováni. Během excentrické kontrakce dostali probandi povel, aby se snažili co nejvíce brzdit pohyb do předklonu a při pohybu zpět nedělat nic. Každý testovaný pohyb danou úhlovou rychlostí byl třikrát za sebou zopakován.

Probandi z kontrolní skupiny toto měření podstoupili pouze jednou. Probandi z experimentální skupiny se účastnili měření dvakrát a to v odstupu 24 hodin. Druhé měření bylo totožné s první měřením, jediný rozdíl byl aplikovaný KT při druhém měření.

Obrázek 1. Testovací pozice na přístroji IsoMed 2000 (Foto: autor)



3.6 Kineziotaping

Probandi z experimentální skupiny podstoupili ihned po prvním měření aplikaci KT k facilitaci funkce bránice. Byla použita metodika dle Bajerové (2015). Aplikovaly se dva KT, jejichž délka odpovídala šířce hrudníku daného probanda (cca 30 cm). Konce KT byly zaobleny.

1. Proband stál s rukama spojenýma za hlavou, provedl extenzi hrudní páteře (Thp) a v hlubokém nádechu byl nalepen střed KT v 50 % napětí na oblast processus xiphoideus. Poté se proband znovu nadechl, zadržel dech a zbytek KT byl lepen bez napětí podél kaudálních žebířků. Poté byl KT zažehlen.
2. Proband stál se spojenýma rukama, extenzí v loketních kloubech a flexí v ramenních kloubech, provedl flexi Thp a v hlubokém nádechu byl lepen střed KT v 50 % napětí v úrovni obratle Th12. Poté se proband znovu nadechl, zadržel dech a zbytek KT byl lepen bez napětí podél kaudálních žebířků. Poté byl KT zažehlen.

Byl použit KT značky BB tape o šířce 5 cm. Probandům s citlivou pokožkou byl aplikován BB tape pro citlivou pokožku.

Probandi byli poučeni, že KT je v ničem neomezuje a mohou s ním provádět běžné pohybové aktivity, mohou se s ním sprchovat, ale nemají poté KT třít ručníkem, pouze zažehlit rukou a mají se opatrně oblékat, aby si neodlepili konce KT. Také byli informováni, že v případě výraznějšího svědění či pálení v oblasti KT či jiných nepříjemných pocitů, si mají KT odstranit.

3.7 Analýza elektromyografického signálu

EMG signál byl zaznamenán a následně zpracován v programech MyoResearch XP Master verze 1.03.05 (data z přístroje Noraxon MyoSystem 1400A) a MyoResearch XP Master verze 1.07.09 (data z přístroje Noraxon TeleMyo 2400 G2). Zpracování dat bylo v obou programech zcela totožné.

Pro každou úhlovou rychlost byla zaznamenána klidová hodnota před samotným pohybem a poté všechny tři provedené pokusy. Surový EMG signál byl upraven pomocí rektifikace a vyhlazení a byla redukována EKG křivka. Následně byl analyzován vždy druhý pokus, případně první pokus – jestliže byl druhý pokus pro analýzu nevhodný. Analýzou byly zjištěny hodnoty mean amplitude pro každý měřený sval.

3.8 Statistické zpracování dat

Zpracovaná data byla ručně přepsána do tabulek v programu Microsoft Excel 2013. V tomto programu byla normalizována hodnota mean amplitude podílem aktivní a klidové hodnoty. Normalizovaná hodnota mean byla dále zpracována v programu Statistica verze 12.

Vzhledem k nesplnění normálního rozdělení dat byly k ověření hypotéz použity následující testy:

- pro ověření hypotézy H_{01} a H_{02} byl použit Wilcoxonův párový test pro dvě závisle proměnné;
- pro ověření hypotézy H_{03} a H_{04} byl použit Mann-Whitneyův U test (s opravou na spojitost) pro dvě nezávisle proměnné;
- pro ověření hypotézy H_{05} byl použit Friedmanův test pro tři závisle proměnné a následně Wilcoxonův párový test pro dvě závisle proměnné.

Hladina statistické významnosti byla stanovena hodnotou $p < 0,05$.

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky testování funkce hlubokého stabilizačního systému páteře

Dle testů na funkci HSSP byli v kontrolní skupině dva probandi, u kterých nebyla nalezena žádná patologie HSSP. U ostatních probandů z kontrolní skupiny byla vždy alespoň v jednom testu nalezena patologie.

V experimentální skupině byla nalezena patologická funkce HSSP u všech probandů. Kromě jednoho probanda, který byl schopen fyziologického provedení testu břišního lisu, byla u všech probandů zjištěna patologie ve všech třech prováděných testech.

4.1.1 Brániční test

Zcela korektně provést brániční test bylo schopno 7 probandů z kontrolní skupiny a žádný proband z experimentální skupiny. Jednotlivé patologie a jejich četnost jsou popsány v Tabulce 1.

Tabulka 1. Četnost jednotlivých patologických známek během bráničního testu

	Kontrolní skupina	Experimentální skupina
Nedostatečný laterální pohyb žeber	8	14
Inspirační postavení hrudníku	5	14
Kyfozace Thp	2	7
Stranová asymetrie	2	5

4.1.2 Test břišního lisu

Zcela korektně provést test břišního lisu bylo schopno 7 probandů z kontrolní skupiny a jeden proband z experimentální skupiny. Jednotlivé patologie a jejich četnost jsou popsány v Tabulce 2.

Tabulka 2. Četnost jednotlivých patologických známek během testu břišního lisu

	Kontrolní skupina	Experimentální skupina
Insuficience laterální skupiny břišních svalů	8	14
Inspirační postavení hrudníku	6	10
Hyperaktivita horní porce m. rectus abdominis	8	14
Kraniální migrace pupku	8	14
Konkavity v tříslech	6	9
Hyperaktivita extenzorů páteře	5	6

4.1.3 Extenční test

Zcela korektně provést brániční test bylo schopno 6 probandů z kontrolní skupiny a žádný proband z experimentální skupiny. Jeden proband z experimentální skupiny popisoval při testu bolest v oblasti lumbosakrálního přechodu. Jednotlivé patologie a jejich četnost jsou popsány v Tabulce 3.

Tabulka 3. Četnost jednotlivých patologických známek během extenčního testu

	Kontrolní skupina	Experimentální skupina
Insuficience laterální skupiny břišních svalů	9	15
Anteverze pánve	7	14
Hyperaktivita extenzorů v Th/L přechodu	9	15
Iradiace svalové aktivity do dolních končetin	7	14

4.2 Hypotéza H₀₁

H₀₁: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude během izokinetické koncentrické kontrakce před a po aplikaci kineziotapu u osob s chronickými nespecifickými LBP.

Tabulka 4. Porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude před a po aplikaci kineziotapu během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 30°/s

Koncentrická kontrakce, 30°/s		
Sval	Z	p
R ES	0,17	0,86
L ES	0,57	0,57
R RA	0,23	0,82
L RA	0,28	0,78
R MOEA	0,34	0,73
L MOEA	0,97	0,33
R MOIA	0,28	0,78
L MOIA	0,53	0,59

Vysvětlivky k Tabulce 4: R – pravá strana, L – levá strana, Z – hodnota testovacího kritéria, p - hladina statistické významnosti, ES – bederní část m. erector spinae, RA - m. rectus abdominis, MOEA – m. obliquus externus abdominis, MOIA - m. obliquus internus abdominis

Při porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude před a po aplikaci kineziotapu k facilitaci funkce bránice u probandů s chronickými nespecifickými LBP (experimentální skupina) nebyl při izokinetické koncentrické kontrakci úhlovou rychlostí 30°/s zjištěn statisticky významný rozdíl u žádného ze svalů (Tabulka 4).

Tabulka 5. Porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude před a po aplikaci kineziotapu během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 60°/s

Koncentrická kontrakce, 60°/s		
Sval	Z	p
R ES	0,68	0,50
L ES	0,62	0,53
R RA	0,28	0,78
L RA	0,17	0,86
R MOEA	0,17	0,86
L MOEA	1,02	0,30
R MOIA	0,34	0,73
L MOIA	0,62	0,53

Vysvětlivky k Tabulce 6: R – pravá strana, L – levá strana, Z – hodnota testovacího kritéria, p - hladina statistické významnosti, ES – bederní část m. erector spinae, RA - m. rectus abdominis, MOEA – m. obliquus externus abdominis, MOIA - m. obliquus internus abdominis

Při porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude před a po aplikaci kineziotapu k facilitaci funkce bránice u probandů s chronickými nespécifickými LBP (experimentální skupina) nebyl při izokinetické koncentrické kontrakci úhlovou rychlostí 60°/s zjištěn statisticky významný rozdíl u žádného ze svalů (Tabulka 5).

Tabulka 6. Porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude před a po aplikaci kineziotapu během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 90°/s

Koncentrická kontrakce, 90°/s		
Sval	Z	p
R ES	0,51	0,61
L ES	1,82	0,07
R RA	1,53	0,13
L RA	1,70	0,09
R MOEA	0,91	0,36
L MOEA	0,74	0,46
R MOIA	0,91	0,36
L MOIA	0,18	0,86

Vysvětlivky k Tabulce 6: R – pravá strana, L – levá strana, Z – hodnota testovacího kritéria, p - hladina statistické významnosti, ES – bederní část m. erector spinae, RA - m. rectus abdominis, MOEA – m. obliquus externus abdominis, MOIA - m. obliquus internus abdominis

Při porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude před a po aplikaci kineziotapu k facilitaci funkce bránice u probandů s chronickými nespécifickými LBP (experimentální skupina) nebyl při izokinetické koncentrické kontrakci úhlovou rychlostí 90°/s zjištěn statisticky významný rozdíl u žádného ze svalů (Tabulka 6).

Dle výsledků Wilcoxonova párového testu byla hypotéza H_0 potvrzena.

4.3 Hypotéza H₀₂

H₀₂: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude během izokinetické excentrické kontrakce před a po aplikaci kineziotapu u osob s chronickými nespecifickými LBP.

Tabulka 7. Porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude před a po aplikaci kineziotapu během izokinetické excentrické kontrakce úhlovou rychlostí 30°/s

Excentrická kontrakce, 30°/s		
Sval	Z	p
R ES	0,28	0,78
L ES	0,11	0,91
R RA	1,65	0,10
L RA	1,25	0,21
R MOEA	0,91	0,36
L MOEA	0,62	0,53
R MOIA	0,34	0,73
L MOIA	0,62	0,53

Vysvětlivky k Tabulce 7: R – pravá strana, L – levá strana, Z – hodnota testovacího kritéria, p - hladina statistické významnosti, ES – bederní část m. erector spinae, RA - m. rectus abdominis, MOEA – m. obliquus externus abdominis, MOIA - m. obliquus internus abdominis

Při porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude před a po aplikaci kineziotapu k facilitaci funkce bránice u probandů s chronickými nespecifickými LBP (experimentální skupina) nebyl při izokinetické excentrické kontrakci úhlovou rychlostí 30°/s zjištěn statisticky významný rozdíl u žádného ze svalů (Tabulka 7).

Dle výsledků Wilcoxonova párového testu byla hypotéza H₀₂ potvrzena.

4.4 Hypotéza H₀₃

H₀₃: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude během izokinetické koncentrické kontrakce mezi zdravými osobami a osobami s chronickými nespecifickými LBP.

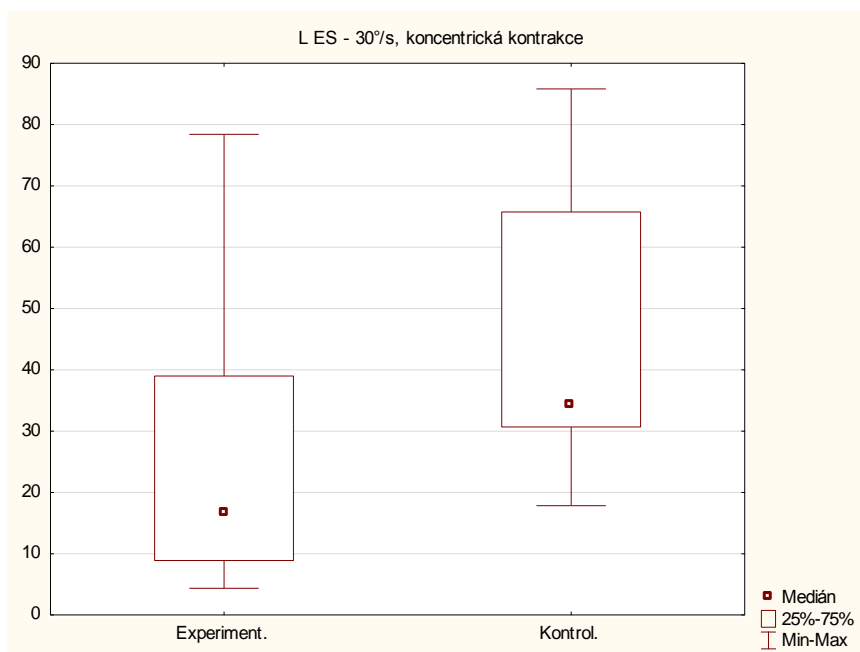
Tabulka 8. Porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 30°/s

Koncentrická kontrakce, 30°/s		
Sval	Z	p
R ES	-1,16	0,25
L ES	-2,20	0,03
R RA	-1,78	0,07
L RA	-1,53	0,13
R MOEA	-1,45	0,15
L MOEA	-1,83	0,07
R MOIA	-2,61	0,01
L MOIA	-0,38	0,71

Vysvětlivky Tabulky 8: R – pravá strana, L – levá strana, Z – hodnota testovacího kritéria, p - hladina statistické významnosti, ES – bederní část m. erector spinae, RA - m. rectus abdominis, MOEA – m. obliquus externus abdominis, MOIA - m. obliquus internus abdominis, statisticky významné hodnoty jsou zvýrazněny červenou barvou

Při porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou byl během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 30°/s zjištěn statisticky významný rozdíl u bederní části m. erector spinae vlevo a m. obliquus internus abdominis vpravo (Tabulka 8).

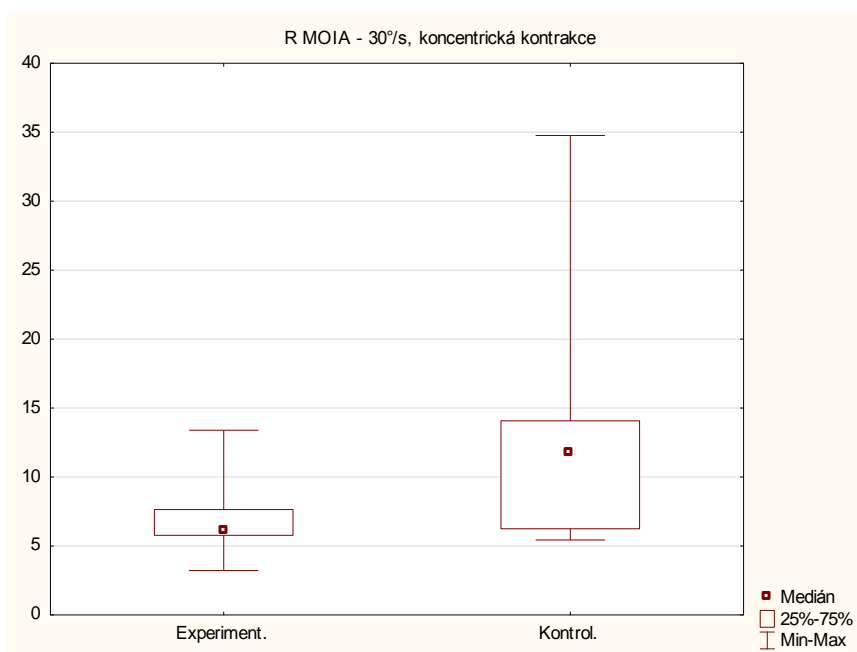
Graf 1. Porovnání aktivity bederní části m. erector spinae vlevo dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 30°/s



Vysvětlivky Grafu 1: L ES – bederní část m. erector spinae vlevo, Experiment. - experimentální skupina (chronické nespécifické LBP), Kontrol. - kontrolní skupina (probandi bez LBP)

Při porovnání aktivity bederní části m. erector spinae vlevo dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou byl během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 30°/s byla zjištěna signifikantně vyšší aktivita u kontrolní skupiny (Graf 1).

Graf 2. Porovnání aktivity m. obliquus internus abdominis vpravo dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 30°/s



Vysvětlivky Grafu 2: R MOIA – m. obliquus internus abdominis vpravo, Experiment. - experimentální skupina (chronické nespécifické LBP), Kontrol. - kontrolní skupina (probandi bez LBP)

Při porovnání aktivity m. rectus abdominis vpravo dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou byl během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 30°/s byla zjištěna signifikantně vyšší aktivita u kontrolní skupiny (Graf 2).

Tabulka 9. Porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 60°/s

Koncentrická kontrakce, 60°/s		
Sval	Z	p
R ES	1,67	0,10
L ES	0,91	0,37
R RA	-1,08	0,29
L RA	-0,10	0,32
R MOEA	0,00	1,00
L MOEA	-0,21	0,84
R MOIA	-1,37	0,17
L MOIA	0,78	0,44

Vysvětlivky Tabulky 9: R – pravá strana, L – levá strana, Z – hodnota testovacího kritéria, p - hladina statistické významnosti, ES – bederní část m. erector spinae, RA - m. rectus abdominis, MOEA – m. obliquus externus abdominis, MOIA - m. obliquus internus abdominis

Při porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou nebyl během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 60°/s zjištěn statisticky významný rozdíl u žádného ze svalů (Tabulka 9).

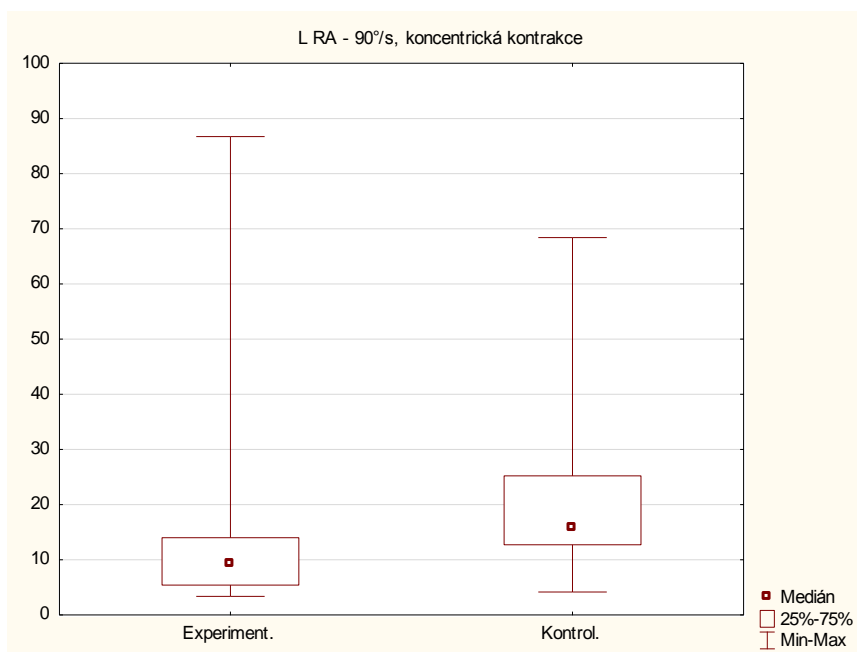
Tabulka 10. Porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 90°/s

Koncentrická kontrakce, 90°/s		
Sval	Z	p
R ES	0,50	0,62
L ES	-0,33	0,74
R RA	-0,87	0,39
L RA	-2,36	0,02
R MOEA	0,29	0,77
L MOEA	-1,66	0,10
R MOIA	-1,20	0,23
L MOIA	-0,55	0,59

Vysvětlivky Tabulky 10: R – pravá strana, L – levá strana, Z – hodnota testovacího kritéria, p - hladina statistické významnosti, ES – bederní část m. erector spinae, RA - m. rectus abdominis, MOEA – m. obliquus externus abdominis, MOIA - m. obliquus internus abdominis, statisticky významné hodnoty jsou zvýrazněny červenou barvou

Při porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou byl během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 90°/s zjištěn statisticky významný rozdíl u m. rectus abdominis vlevo (Tabulka 10).

Graf 3. Porovnání aktivity m. rectus abdominis vlevo dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 90°/s



Vysvětlivky Grafu 3: L RA – m. rectus abdominis vlevo, Experiment. - experimentální skupina (chronické nespecifické LBP), Kontrol. - kontrolní skupina (probandi bez LBP)

Při porovnání aktivity m. rectus abdominis vlevo dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou byl během izokinetické koncentrické kontrakce úhlovou rychlostí 90°/s byla zjištěna signifikantně vyšší aktivita u kontrolní skupiny (Graf 3).

Dle výsledků Mann-Whitneyova U testu byla hypotéza H_03 zamítnuta.

4.5 Hypotéza H₀₄

H₀₄: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude během izokinetické excentrické kontrakce mezi zdravými osobami a osobami s chronickými nespécifickými LBP.

Tabulka 11. Porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou během izokinetické excentrické kontrakce úhlovou rychlostí 30°/s

Excentrická kontrakce, 30°/s		
Sval	Z	p
R ES	1,87	0,06
L ES	0,71	0,49
R RA	-1,24	0,22
L RA	-1,70	0,09
R MOEA	-0,08	0,94
L MOEA	-0,75	0,46
R MOIA	-0,54	0,60
L MOIA	0,55	0,59

Vysvětlivky Tabulky 11: R – pravá strana, L – levá strana, Z – hodnota testovacího kritéria, p - hladina statistické významnosti, ES – bederní část m. erector spinae, RA - m. rectus abdominis, MOEA – m. obliquus externus abdominis, MOIA - m. obliquus internus abdominis

Při porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude mezi experimentální a kontrolní skupinou nebyl během izokinetické excentrické kontrakce úhlovou rychlostí 30°/s zjištěn statisticky významný rozdíl u žádného ze svalů (Tabulka 11).

Dle výsledků Mann-Whitneyova U testu nebyla hypotéza H₀₄ zamítnuta.

4.6 Hypotéza H₀₅

H₀₅: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude během izokinetické koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 30°/s, 60°/s a 90°/s.

Tabulka 12. Rozdíly svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude mezi úhlovými rychlostmi 30°/s, 60°/s a 90°/s (izokinetická koncentrická kontrakce) u experimentální skupiny

Experimentální skupina	
Sval	p
R ES	0,63
L ES	0,06
R RA	0,63
L RA	0,77
R MOEA	0,77
L MOEA	0,02
R MOIA	0,25
L MOIA	0,34

Vysvětlivky Tabulky 12: R – pravá strana, L – levá strana, p - hladina statistické významnosti, ES – bederní část m. erector spinae, RA - m. rectus abdominis, MOEA - m. obliquus externus abdominis, MOIA - m. obliquus internus abdominis, statisticky významné hodnoty jsou zvýrazněny červenou barvou

Tabulka 13. Rozdíly svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude mezi úhlovými rychlostmi 30°/s, 60°/s a 90°/s (izokinetická koncentrická kontrakce) u kontrolní skupiny

Kontrolní skupina	
Sval	p
R ES	0,94
L ES	0,42
R RA	0,45
L RA	0,63
R MOEA	0,19
L MOEA	0,19
R MOIA	0,77
L MOIA	0,05

Vysvětlivky Tabulky 13: R – pravá strana, L – levá strana, p - hladina statistické významnosti, ES – bederní část m. erector spinae, RA - m. rectus abdominis, MOEA - m. obliquus externus abdominis, MOIA - m. obliquus internus abdominis, statisticky významné hodnoty jsou zvýrazněny červenou barvou

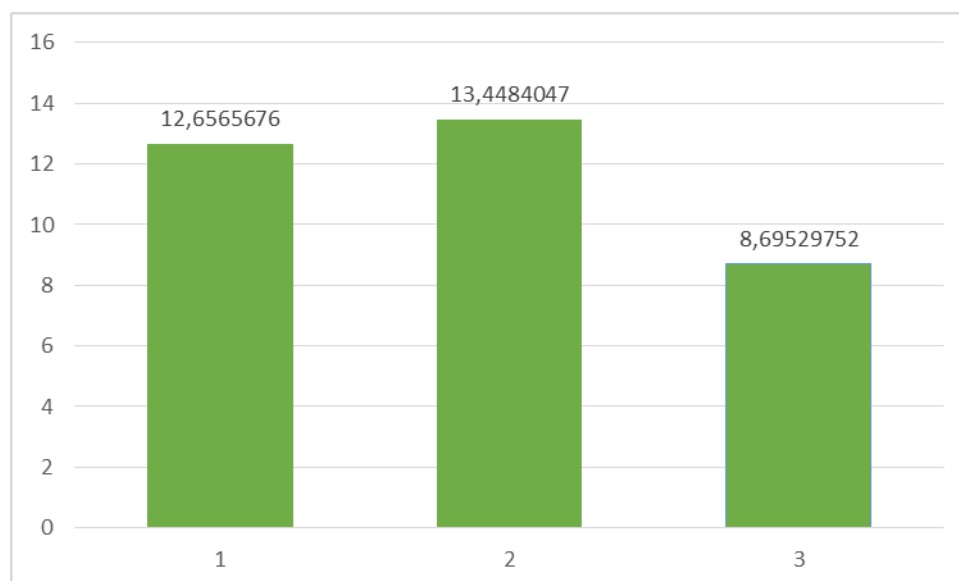
Při porovnání svalové aktivity dle EMG parametru mean amplitude mezi úhlovými rychlostmi 30°/s, 60°/s a 90°/s (izokinetická koncentrická kontrakce) byl zjištěn statistický významný rozdíl u m. obliquus externus abdominis vlevo u experimentální skupiny a m. obliquus internus u kontrolní skupiny (Tabulka 12 a 13).

Tabulka 14. Porovnání aktivity m. obliquus externus abdominis vlevo (experimentální skupina) dle EMG parametru mean amplitude mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi (izokinetická koncentrická kontrakce)

L MOEA, experimentální skupina		
Úhlová rychlost	Z	p
30°/s & 60°/s	0,57	0,57
60°/s & 90°/s	2,10	0,04
30°/s & 90°/s	1,59	0,11

Vysvětlivky Tabulky 14: L MOEA – m. obliquus externus abdominis vlevo, Z - hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti

Graf 4. Rozdíly aritmetických průměrů aktivity m. obliquus externus abdominis vlevo (experimentální skupina) dle EMG parametru mean amplitude mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi (izokinetická koncentrická kontrakce)



Vysvětlivky Grafu 4: 1 – úhlová rychlost 30°/s, 2 – úhlová rychlost 60°/s, 3 – úhlová rychlost 90°/s

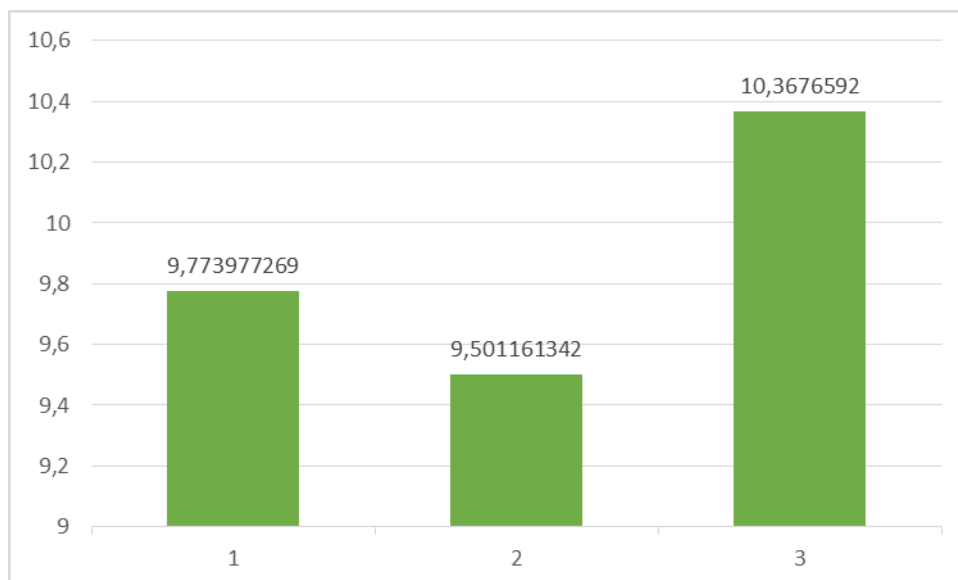
Při porovnání aktivity m. obliquus externus abdominis vlevo (experimentální skupina) dle EMG parametru mean amplitude mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi (izokinetická koncentrická kontrakce) byl prokázán statisticky významný rozdíl mezi úhlovými rychlostmi 60°/s a 90°/s (Tabulka 14). Významně vyšší aktivita byla zjištěna v úhlové rychlosti 60°/s oproti 90°/s. Vyšší aktivita během úhlové rychlosti 60°/s byla zjištěna také oproti úhlové rychlosti 30°/s, rozdíl však nebyl statisticky významný (Graf 4).

Tabulka 15. Porovnání aktivity m. obliquus internus abdominis vlevo (kontrolní skupina) dle EMG parametru mean amplitude mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi (izokinetická koncentrická kontrakce)

L MOIA, kontrolní skupina		
Úhlová rychlost	Z	p
30°/s & 60°/s	1,26	0,21
60°/s & 90°/s	1,65	0,10
30°/s & 90°/s	0,08	0,94

Vysvětlivky Tabulky 15: L MOIA - m. obliquus internus abdominis vlevo, Z - hodnota testovacího kritéria , p – hladina statistické významnosti

Graf 5. Rozdíly aritmetických průměrů aktivity m. obliquus internus abdominis vlevo (kontrolní skupina) dle EMG parametru mean amplitude mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi (izokinetická koncentrická kontrakce)



Vysvětlivky Grafu 5: 1 – úhlová rychlost 30°/s, 2 – úhlová rychlost 60°/s, 3 – úhlová rychlost 90°/s

Při porovnání aktivity m. obliquus internus abdominis vlevo (kontrolní skupina) dle EMG parametru mean amplitude mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi (izokinetická koncentrická kontrakce) nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi žádnými z úhlových rychlostí (Tabulka 15). Rozdíly, které však nejsou statisticky významné, jsou uvádí Graf 5.

Dle výsledků Friedmanova testu a Wilcoxonova párového testu byla hypotéza H_05 zamítnuta.

5 DISKUSE

Tato práce se zabývá hodnocením EMG aktivity trupových svalů během izokinetické kontrakce. Zjišťuje vliv aplikace KT k facilitaci funkce bránice na aktivaci vybraných svalů, porovnává svalovou aktivitu mezi zdravými probandy a probandy s chronickými nespecifickými LBP a také mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi (30°/s, 60°/s a 90°/s).

Vzhledem k tomu, že doposud neexistují studie, které by hodnotily aktivaci trupových svalů během izokinetické kontrakce u pacientů s LBP, byly v průběhu měření zjišťovány různé limity, které mohly do jisté míry ovlivnit výsledky měření.

5.1 Diskuse k hypotézám H₀₁ a H₀₂

Při porovnání EMG aktivity trupových svalů před a po aplikaci KT k facilitaci funkce bránice nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl ani u jednoho z hodnocených svalů, při žádné z úhlových rychlostí.

Ač se izokinetické dynamometrii trupových svalů věnuje několik studií (např. Kolyniak, Cavalcanti, & Aoki, 2004; Langrana, Lee, Alexander, & Mayott, 1984; Mostardi, Noe, Kovacik, & Porterfield, 1992), žádná se příliš nezabývá bolestivostí v průběhu měření či po něm. Lagrana a Lee (1983) hovoří pouze o lepší toleranci probandů (bez LBP) při testovací pozici v sedě oproti stoji, ale žádné bližší informace ohledně bolesti či jiného dyskomfortu v průběhu testování neposkytují. Tsao et al. (2010) uvádí, že probandi s idiopatickou skoliózou netolerují úhlovou rychlost 120°/s a výše, opět ale blíže nespecifikují potíže probandů. Bayramoğlu et al. (2001) prováděli izokinetickou dynamometrii i u pacientů s chronickými nespecifickými LBP a to úhlovými rychlostmi 60°/s, 120°/s a 180°/s, ale nezmiňují se o tom, jak na testování probandi reagovali, pouze podotýkají, že konečný výsledek může být ovlivněn strachem probanda z bolesti. V naší práci nepopisovali během prvního žádné subjektivní obtíže probandi ani z jedné skupiny. Avšak probandi s chronickými nespecifickými LBP, kteří absolvovali měření dvakrát, udávali při druhé návštěvě zhoršení bolesti, přičemž nástup obtíží byl několik hodin po prvním měření. Tyto potíže mělo 12 probandů z 15. Tito

probandi popisovali při druhém měření pocit nejistoty, strach z provedení maximální volní kontrakce či bolestivost, kdy subjektivně nejhůř vnímali provádění izokinetické excentrické kontrakce. Z tohoto důvodu nebyli při testu schopni maximální volní kontrakce a prováděli pohyb pouze submaximální intenzitou.

Přestože mezi svalovou aktivací při prvním a druhém měření nebyl statisticky významný rozdíl, nelze s jistotou prohlásit, že provedená aplikace KT neměla žádný efekt, protože při prvním měření prováděli probandi maximální volní kontrakci a při druhém měření pouze submaximální volní kontrakci. To znamená, že i když byla intenzita kontrakce při jednotlivých měřeních jiná, svalová aktivita zůstala stejná. V případě, že by při druhém měření byl vykonaný silový moment nižší oproti prvnímu měření, znamenalo by to pravděpodobně pouze únavu hodnocených svalů projevující se zvýšením amplitudy. Farina, Arendt-Nielsen, Merletti a Graven-Nielsen (2004) totiž uvádějí, že samotná svalová bolest způsobuje snížení pálení motorických jednotek, které ale kompenzuje vyšší nábor motorických jednotek, a tak se to na výsledné amplitudě EMG signálu neprojeví. V tomto případě by aplikace KT neměla žádný prokazatelný efekt. Avšak je zde ještě možnost, že by aplikace KT způsobila zvýšení síly hodnocených svalů a při obou měřeních by byl vykonaný silový moment přibližně stejný nebo dokonce vyšší při druhém měření (ač by probandi subjektivně měli pocit, že při druhém měření byl vykonaný silový moment nižší). V tomto případě by také byla velikost amplitudy stejně velká při obou měřeních. Abychom mohli přesně určit, zda měla aplikace KT u probandů efekt, bylo by vhodné hodnotit kromě EMG aktivity také silový moment. Jistě by také bylo výhodné provést měření ještě jednou s určitým časovým odstupem, až probandům odezní bolesti. Zjistilo by se tak, jaká je svalová aktivita po aplikaci KT, ale možnosti ovlivnění výsledku skrze bolest v průběhu měření.

Přesto, že nebyl efekt aplikace KT k facilitaci funkce bránice prokázán, nemyslím si, že by bylo vhodné ji zcela zavrhnout. Není sice příliš pravděpodobné, že by KT působil přímo na bránici, vzhledem k tomu, že je aplikován na kaudální žebra. Navíc ani nelze dodržet doporučovaný směr aplikace facilitačního KT - směru od punctum fixum k punctum mobile (centrum tendineum bránice). Co ale aplikaci KT k facilitaci funkce bránice nelze dle mého názoru upřít, je vliv na postavení dolní hrudní apertury. KT způsobuje mírné stažení hrudníku do výdechového postavení.

U všech probandů z experimentální skupiny se v některém z testů HSSP projevilo inspirační postavení hrudníku, proto je pro ně tato korekce žádoucí. Když se hrudník dostane do výdechového postavení, dojde k propojení horního a dolního trupu, předozadní osa bránice (osa mezi inzercí pars sternalis a kostofrenickým úhlem) se dostane do horizontální polohy. Tím je horizontálně nastaveno i centrum tendineum a bránice se tak může kontrahovat symetricky a spolu s břišními svaly a svaly pánevního dna se uplatnit ve své fyziologické stabilizační funkci, kdy působí jako píst a vytváří tak tlak na obsah břišní dutiny, čímž poskytuje přední stabilizaci Lp (Kolář, 2006; Kolář et al., 2012; Voráčková & Šafářová, 2011).

Aplikace KT také stimuluje proprioceptory, čímž se zlepšuje vnímání pozice hrudníku a také vlastního dechu. Terapie s aplikovaným KT k facilitaci funkce bránice je jednodušší než bez něj, protože pacient si lépe uvědomuje pohyb svého hrudníku a je schopen lépe pochopit pokyny fyzioterapeuta při nácviku aktivace bránice (a HSSP) a nácviku správného dechového stereotypu. Pro pacienta je terapie srozumitelnější, protože lépe cítí a prožívá, „jak je to správně“. Nicméně dle mého názoru KT jako monoterapie příliš pozitivní výsledky mít nebude, opravdu je potřeba KT používat jen jako doplněk ke kinezioterapii, která je v léčbě zásadní. Jistě by bylo zajímavé provést výzkum porovnávající u pacientů s chronickými nespecifickými LBP samotnou kinezioterapii a kinezioterapii doplněnou o aplikaci KT k facilitaci funkce bránice.

5.2 Diskuse k hypotézám H₀₃ a H₀₄

Při porovnání EMG aktivity trupových svalů mezi zdravými probandy a probandy s chronickými nespecifickými LBP byla prokázána u zdravých probandů vyšší aktivita bederního m. erector spinae vlevo a m. obliquus internus abdominis vpravo při úhlové rychlosti 30°/s (koncentrická kontrakce) a m. rectus abdominis vlevo při úhlové rychlosti 90°/s (koncentrická kontrakce). Při úhlové rychlosti 60°/s koncentrickou kontrakcí a 30°/s excentrickou kontrakcí nebyl mezi skupinami zjištěn statisticky významný rozdíl u žádného ze svalů. Hypotéza H₀₃ byla tedy zamítnuta, nicméně u většiny testovaných svalů nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl.

Jak již bylo řečeno, prozatím nebyla provedena studie hodnotící EMG aktivitu trupových svalů během izokinetické kontrakce u pacientů s chronickými LBP. Podobnou práci jako my ale prováděli Larivière, Gagnon a Loisel (2000), kteří porovnávali EMG aktivitu trupových svalů během předklonu a záklonu u zdravých osob a u pacientů s chronickými LBP. Testovaný prohyb byl prováděn nejprve zcela bez zátěže a poté s 12 kg zátěží (drželi krabici o hmotnosti 12 kg). Výsledky byly docela podobné výsledkům naší práce. Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi zdravými probandy a probandy s chronickými LBP u lumbální části m. erector spinae, m. rectus abdominis, m. obliquus internus abdominis a m. obliquus externus abdominis (bilaterálně), a to ani při pohybu bez zátěže, ani při pohybu se zátěží.

Studie Bayramoğlu et al. (2001) porovnávala pomocí izokinetické dynamometrie silové momenty svalů trupu u zdravých osob a u osob s chronickými nespecifickými LBP. Ve všech hodnocených úhlových rychlostech ($60^\circ/s$, $120^\circ/s$ a $180^\circ/s$) byl zjištěn významně nižší silový moment u osob s chronickými nespecifickými LBP a to jak při pohybu do flexe, tak při pohybu do extenze. Ke stejným výsledkům dospěla také studie Mohameda a Ali (2011). Krobot a Kolářová (2011) uvádějí, že při porovnávání EMG aktivity je důležitá velikost produkované síly. Pokud je svalová síla u obou porovnávaných skupin stejná, znamená vyšší EMG aktivita slabost, protože dochází k vyššímu náboru motorických jednotek, aby bylo dosaženo stejné síly jako u druhé skupiny. Z toho lze vyvodit, že většina hodnocených svalů, u kterých nebyl zjištěn významný rozdíl, byla ve skutečnosti u probandů s chronickými nespecifickými LBP oslabená, protože tato skupina vykazovala nižší silový moment oproti zdravým probandům. To ale nelze s jistotou prohlásit o lumbální části m. erector spinae vlevo, m. rectus abdominis vlevo a m. obliquus internus abdominis vpravo, u kterých byla zjištěna významně nižší EMG aktivita oproti zdravým probandům, nicméně ne při všech úhlových rychlostech. Je tedy diskutabilní, zda je lze označit také za oslabené či nikoli.

U probandů z experimentální skupiny byla ve 14 případech zjištěna minimální disabilita, pouze jeden proband trpěl střední disabilitou (ODI dotazník) a průměrná hodnota VAS byla 2,9 cm, je proto možné, že zjištěné nepříliš velké rozdíly mezi skupinami byly ovlivněny spíše nižší aktuální intenzitou bolesti a disabilitou.

Na druhou stranu je ale pravděpodobné, že probandi s vyšší intenzitou bolesti a disabilitou by měření mnohem hůře tolerovali a druhé měření by nemuseli vůbec zvládnout.

Je poněkud překvapivé, že zjištěné statisticky významné rozdíly byly vždy pouze na jedné straně. Přisuzuji to pravděpodobnému projevu stranových dysbalancí. Everett, Strutton a McGregor (2008) porovnávali stranovou symetrii EMG aktivity m. rectus abdominis a lumbální části m. erector spinae mezi osobami věnujícími se asymetrickým sportovním aktivitám (tenis, badminton, hokej), symetrickým sportovním aktivitám (běh, plavání, rugby) a mezi kontrolní skupinou, která se sportu věnovala méně jak hodinu týdně. Stranové asymetrie byly zjištěny u všech tří skupin u obou hodnocených svalů, přičemž největší asymetrie byly zjištěny u osob, které se věnují asymetrickým sportovním aktivitám, a nejmenší asymetrie byly u nesportujících osob. Ale nebyla zjištěna korelace mezi stranovou asymetrií m. rectus abdominis a m. erector spinae ani mezi stranovou asymetrií a lateralitou. Dle této studie je tedy stranová asymetrie běžným jevem, který se ještě umocní v případě pravidelných asymetrických pohybových aktivit.

Případně by tyto výsledky mohla ovlivnit unilaterální LBP, u které jsou stranové rozdíly svalové aktivity zcela pochopitelné. Avšak v naší práci trpěli unilaterální bolestí pouze 3 probandi a zřívajících 12 probandů popisovalo bolest bilaterálně nebo ji nebyli schopni přesně specifikovat. Proto nepředpokládám, že by tento faktor statisticky ovlivnil výsledky.

5.3 Diskuse k hypotéze H₀₅

Statistický významný rozdíl mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi byl zjištěn u m. obliquus externus abdominis vlevo u experimentální skupiny a m. obliquus internus abdominis vlevo u kontrolní skupiny. Párový test poté odhalil významný rozdíl mezi úhlovou rychlostí 60°/s a 90°/s u m. obliquus externus abdominis vlevo (experimentální skupina), kdy při 60°/s byla EMG aktivita významně vyšší. Avšak u m. obliquus internus abdominis vlevo (kontrolní skupina) následný párový test neodhalil žádný statisticky významný rozdíl.

Výsledky se částečně shodují se studií Van Damme et al. (2013), která je již zmiňovaná v kapitole 2.4.5 Elektromyografické studie. Také nezjistili statisticky významný rozdíl v EMG aktivaci mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi pro m. obliquus internus abdominis a m. obliquus externus abdominis u zdravých osob.

Van Damme et al. (2013) také ve své studii prokázali, že u zdravých osob se s narůstající úhlovou rychlostí snižuje vykonaný silový moment. To samé prokázali také Bayramoğlu et al. (2001) a to jak u zdravých osob, tak u pacientů s chronickými nespécifickými LBP. Lze tedy očekávat, že EMG aktivita se bude snižovat s narůstající úhlovou rychlostí. Dle výsledků naší práce se však EMG aktivita s narůstající úhlovou rychlostí nemění (jedinou výjimkou je m. obliquus externus abdominis vlevo u probandů s LBP). To znamená, že s narůstající úhlovou rychlostí se zvyšuje nábor motorických jednotek. Případně mohl být výsledek způsoben svalovou únavou – pořadí měření bylo od nejnižší úhlové rychlosti k nejvyšší. Se zvyšující se úhlovou rychlostí tedy mohla postupně vznikat únava a tím se i zvyšovala EMG amplituda – relativně k vykonanému silovému momentu.

Rychlost pohybu určuje poměr zapojení fázičických a tonických svalových vláken. Čím je pohyb rychlejší, tím se zapojuje větší množství fázičických vláken. Je tedy možné, že při nízké úhlové rychlosti (30°/s) se aktivovaly ve velké míře hluboké svaly (m. TrA, m. multifidus) s převahou tonických vláken. A kvůli svému hlubokému uložení se jejich aktivita nepromítla na EMG signálu.

Také je důležité si uvědomit, že elektroda není schopná snímat EMG signál ze všech svalových vláken, což může být problémem zejména u velkých svalů, které jsme hodnotili v této práci. Znamená to, že při změně úhlové rychlosti se mohou aktivovat jiné motorické jednotky daného svalu a na výsledném EMG signálu se to poté projeví jako snížení či zvýšení aktivity daného svalu.

5.4 Diskuse k výsledkům testů hlubokého stabilizačního systému páteře

U všech probandů s chronickými nespecifickými LBP byla zjištěna patologie minimálně ve dvou testech HSSP. Tyto výsledky nejsou nijak nečekané, insuficience HSSP je u pacientů s LBP známým jevem a je popsána v kapitole 2.1.1.1 Insuficience hlubokého stabilizačního systému páteře.

Mírně překvapivé ale mohou být výsledky zdravých probandů bez LBP, kdy pouze u 2 probandů z 15 byla zjištěna fyziologická funkce HSSP. U 13 probandů tedy byla zjištěna patologie HSSP, ač se jednalo o probandy bez obtíží v oblasti pohybového systému. Suchomel (2006) uvádí, že je běžné nalézt insuficienci HSSP i u (subjektivně) zdravých osob, které nemají žádné příznaky. Jak již bylo řečeno, vznik LBP je multifaktoriální a velkou roli hraje schopnost autoreparačních a kompenzačních mechanismů, psychický stav, schopnost zpracování nocicepce a účast limbického systému (Hancock, Maher, Laslett, Hay, & Koes, 2011). To jen potvrzuje studie Brinjikji et al. (2015), kde bylo pomocí magnetické rezonance zjištěno, že až 37 % dvacetiletých zcela asymptomatických osob již trpí degenerací meziobratlové ploténky v oblasti Lp (29 % má dokonce protruzi disku). Tedy že z původně funkční poruchy HSSP již vznikla porucha strukturální, a přesto tyto osoby subjektivně nepocítují žádné obtíže. Také Hellebrandová a Šafářová (2012) zjistily dysfunkci HSSP u osob bez LBP. Při hodnocení HSSP u sportujících starších dětí s mírnou patologií plicních funkcí (nešlo však o onemocnění s respirační insuficiencí) autorky zjistily patologii HSSP u 17 probandů z 21.

Samotná dysfunkce HSSP tedy automaticky nezpůsobí LBP. To ale neznamená, že se u asymptomatických probandů z našeho výzkumu nemůže LBP vyvinout. Rozhodně by bylo vhodné zařadit tyto probandy do terapie, i přesto, že v současné době nemají žádné potíže.

5.5 Limity studie a ovlivnění výsledků

Výsledek měření mohl být ovlivněn pohybovou strategií probandů. Probandi byli instruováni, aby se snažili si při pohybu do předklonu nepomáhat tahem horních končetin, ale vykonávat pohyb čistě trupovými svaly. Nicméně i přes tuto instrukci nebylo možné probandům zcela zabránit provádět tuto kompenzaci, která způsobí nižší aktivaci zejména m. rectus abdominis, méně již šikmých břišních svalů. Také docházelo k situacím, kdy proband i přes provedení familiarizace provedl pohyb v průběhu testu špatně (tlačili ve špatném směru) a bylo nutné test zopakovat. Přičemž při opakovaném testu se již mohla odstavit únava, která se na EMG projeví zvětšením amplitudy (Dimitrov, Arabadzhiev, Hogrel, & 2008) a dojde ke zkreslení výsledků.

Výsledný EMG signál je výrazně ovlivněn lokalizací elektrod (Sacco et al., 2009) a je zde riziko, že při opakovaném měření nebyla dodržena zcela stejná lokalizace elektrod a při každém měření tedy byla snímána aktivita z jiných svalových vláken. Další zkreslení EMG signálu mohl způsobit pohyb kabelů během provádění testu či tlak bederní opěrky na elektrody.

Z důvodu kontaktování elektrod během provádění předklonu byla vzdálenost mezi jednotlivými elektrodami 3 cm oproti obvykle používaným a doporučeným 2 cm (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). Farina, Merletti, Indino, Nazzaro a Pozzo (2002) tvrdí, že se zvyšující se vzdáleností mezi elektrodami se zvyšuje také cross talk. Nicméně toto tvrzení vyvrací studie Beck et al. (2005), kteří zjistili, že během snímání EMG signálu velkých svalů je i při 6 cm vzdálenosti mezi elektrodami snímáný signál totožný jako při doporučené vzdálenosti 2 cm. K podobným výsledkům došli také Elfving, Liljequist, Mattsson a Németh (2002) nebo Beck, Housh, Cramer a Weir (2009).

Výrazným limitem je jistě nízký počet probandů. Dohromady se měření účastnilo 30 probandů, přičemž 15 probandů bylo ve skupině kontrolní a 15 probandů ve skupině experimentální. Aby bylo možné výsledky zobecnit, bylo by nutné provést studii s vyšším počtem probandů. Naše práce je ale spíše pilotní studií, která měla za úkol ověřit metodiku a odhalit její případné nedostatky.

5.6 Využití izokinetické dynamometrie v rehabilitaci

Protože se tato práce zabývá hodnocením izokinetické kontrakce, považuji za vhodné zmínit také využití izokinetického dynamometru v terapii pacientů s LBP. Doporučuji to např. Fan, Liu a Ni (2014) nebo Van Damme et al. (2013). Když pominu obrovskou finanční nákladnost a nezbytnost zkušené obsluhy přístroje, nepovažuji to vůbec za vhodné. Bylo sice prokázáno, že osoby s chronickými LBP mají nižší sílu trupových svalů, to ale neznamená, že je třeba je izolovaně posilovat. Postižené svaly potřebují cíleně ovlivnit svou stabilizační funkci, aby pracovaly v koordinaci s ostatními svaly a správně se zapojovaly do pohybových stereotypů. Dle mého názoru je terapie zaměřená na analytické posilování kontraproduktivní a akorát ještě prohloubí již přítomné dysbalance. Myslím, že v současné době je již dávno překonáno tvrzení, že u LBP je potřeba posilovat břišní a zádové svaly.

6 ZÁVĚRY

Statistická analýza výsledků neprokázala změnu aktivity vybraných svalů dle EMG parametru mean po aplikaci kineziotapu k facilitaci funkce bránice u probandů s chronickými nespécifickými LBP. Výsledky však nejsou zcela jednoznačné vzhledem k možnému ovlivnění výsledků zhoršením obtíží probandů při druhém měření. Efekt aplikace kineziotapu tak nelze zcela vyloučit.

Porovnání vybraných svalů dle EMG parametru mean mezi probandy bez LBP v anamnéze a probandy s chronickými nespécifickými LBP byla z 8 testovaných svalů odhalilo u kontrolní skupiny signifikantně vyšší EMG aktivitu pouze u tří svalů a to vždy jen v jedné úhlové rychlosti. V úhlové rychlosti 30°/s (koncentrická kontrakce): lumbální část m. erector spinae vlevo a m. obliquus internus abdominis vpravo, v úhlové rychlosti 90°/s (koncentrická kontrakce): m. rectus abdominis vlevo. Při úhlové rychlosti 90°/s (koncentrická kontrakce) a 30°/s (excentrická kontrakce) nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly u žádného ze svalů.

Porovnání vybraných svalů dle EMG parametru mean v jednotlivých úhlových rychlostech ukázalo signifikantně vyšší aktivitu pouze u m. obliquus externus abdominis vlevo při úhlové rychlosti 60°/s oproti 90°/s (experimentální skupina).

Jedná se o první práci testující EMG aktivitu trupových svalů během izokinetické kontrakce u pacientů s LBP, jde tedy spíše o pilotní studii sloužící k otestování metodiky a odhalení jejich nedostatků. Aby bylo možné výsledky zobecnit, je nutné provést další výzkum na větší výzkumné skupině a bylo by vhodné do hodnocení zahrnout kromě EMG aktivity také výsledky izokinetické dynamometrie.

7 SOUHRN

Tato práce se zabývá hodnocením svalové aktivity během izokinetické kontrakce u pacientů s chronickými nespecifickými LBP. Hlavním cílem bylo zjistit, zda aplikace kineziotapu k facilitaci funkce bránice ovlivní aktivitu hodnocených svalů u těchto osob. Dílčími cíli poté bylo porovnání svalové aktivity mezi osobami bez LBP v anamnéze a osobami s chronickými nespecifickými LBP a porovnání svalové aktivity mezi jednotlivými testovanými úhlovými rychlostmi.

Teoretická část této diplomové práce se věnuje zejména problematice nespecifických LBP, je zde rozebrán přechod do chronicity a jeho komplikace a také diagnostika a terapie u těchto potíží. Dále jsou shrnuty poznatky o izokinetické dynamometrii a povrchové elektromyografii, které byly použity k testování během praktické části výzkumu.

Vlastního výzkumu se účastnilo dohromady 30 probandů: 15 probandů s chronickými nespecifickými LBP (experimentální skupina, průměrný věk $22,4 \pm 1,73$ let) a 15 probandů bez LBP v anamnéze (kontrolní skupina, průměrný věk $21,47 \pm 2,01$ let). Testován byl izokinetický pohyb do předklonu a záklonu v koncentrickém režimu při úhlovými rychlostmi $30^\circ/s$, $60^\circ/s$ a $90^\circ/s$ a v excentrickém režimu úhlovou rychlostí $30^\circ/s$. Probandům z experimentální skupiny byl po prvním měření aplikován kineziotape (KT) k facilitaci funkce bránice a po 24 hodinách bylo měření zopakováno. Aktivita svalů (bilaterálně: lumbální část musculus (m.) erector spinae, m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis a m. obliquus internus abdominis) byla snímána pomocí povrchové EMG a byl hodnocen parametr mean amplitude. K měření byly využity EMG přístroje Noraxon MyoSystem 1400A a Noraxon TeleMyo 2400 G2 a izokinetický dynamometr IsoMed 2000. Získané hodnoty byly statisticky zpracovány, přičemž jako hladina statistické významnosti byla stanovena hodnota $p < 0,05$. Při porovnání svalové aktivity před a po aplikaci KT nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl u žádného ze svalů v žádné úhlové rychlosti. Při porovnání kontrolní a experimentální skupiny byla u kontrolní skupiny zjištěna signifikantně vyšší aktivita pouze lumbální části m. erector spinae vlevo (úhlová rychlost $30^\circ/s$), m. obliquus internus abdominis vpravo (úhlová rychlost $30^\circ/s$)

a m. rectus abdominis vlevo (úhlová rychlost $90^{\circ}/s$). Při porovnání svalové aktivity při jednotlivých úhlových rychlostech byla u experimentální skupiny zjištěna signifikantně vyšší aktivita m. obliquus externus abdominis vlevo při úhlové rychlosti $60^{\circ}/s$ oproti $90^{\circ}/s$.

8 SUMMARY

This work deals with the evaluation of muscular activity during isokinetic contraction in the patients with chronic non-specific LBP. The main aim was to find out, if the use of kinesio tape for facilitating diaphragm function will affect the activity of the muscles evaluated in these persons. Subsequently, partial aims were set to compare muscular activities between the persons without LBP in anamnesis and the persons with chronic non-specific LBP and the comparison of muscular activity between individual tested angular velocities.

The theoretical part of this Diploma Thesis mainly deals with the issue of non-specific LBP, the analysis of the transition to the chronic status and its complication and also diagnostics and therapy in case of these problems. There is also summarized the knowledge of isokinetic dynamometry and surface electromyography which were used for testing during the practical part of the research.

Total 30 probands participated in the research: 15 probands with chronic non-specific LBP (experimental group, the average age of 22.4 ± 1.73 years) and 15 probands without LBP in anamnesis (control group, the average age of 21.47 ± 2.01 years). There was tested isokinetic move to forward bend and back bend in concentric regimen at angular velocities of $30^\circ/\text{s}$, $60^\circ/\text{s}$ and $90^\circ/\text{s}$ and in eccentric regimen at the angular velocity of $30^\circ/\text{s}$. After the first measurement, kinesio tape (KT) was applied to the probands from the experimental group to facilitate diaphragm function and after 24 hours, the measurement was repeated. Muscles activity (bilaterally: lumbar part of musculus (m.) erector spinae, m. Rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis and m. obliquus internus abdominis) was recorded by surface electromyography (EMG) and mean amplitude parameter was evaluated. EMG devices Noraxon MyoSystem 1400A and Noraxon TeleMyo 2400 G2 and isokinetic dynamometer IsoMed 2000 were used for measuring. Obtained values were statistically processed whereas the value of $p < 0.05$ was determined as the level of statistical significance. When comparing muscular activities before and after the application of KT no statistically significant difference was found out in any muscle at any angular velocity. When comparing the control and experimental group the significantly higher activity was determined

in the lumbar part of m. erector spinae left (the angular velocity of 30°/s), m. obliquus internus abdominis right (the angular velocity of 30°/s) and m. rectus abdominis left (the angular velocity of 90°/s) only. When comparing muscular groups at individual angular velocities there was found out the significantly higher activity of m. obliquus externus abdominis left at the angular velocity of 60°/s compared to 90°/s.

9 REFERENČNÍ SEZNAM

- Alam, S., Malhotra, D., Munjal, J., & Chachra, A. (2015). Immediate effect of Kinesio taping on shoulder muscle strength and range of motion in healthy individuals: A randomised trial. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 33(2), 80-88. Retrieved 20. 5. 2016 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1013702515000032>
- Bajerová, M. (2015). *Terapeutické možnosti aplikace elastické pásky ve fyzioterapii* [skripta ke kurzu].
- Bajerová, M. (2016). Kineziotejpování dětské nohy. *Umění fyzioterapie*, 1(1), 47-51.
- Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., & Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *The Lancet*, 379(9814), 482-491. Retrieved 24. 4. 2016 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0140673611606107>
- Baltzopoulos, V., & Brodie, D. A. (1989). Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Medicine*, 8(2), 101-116.
- Baltzopoulos, B., King, M., Gleeson, N., & De Ste Croix, M. (2012). The bases expert statement on measurement of muscle strength with isokinetic dynamometry. *The Sport and Exercise Scientist*, 31, 12-13. Retrieved 12. 5. 2016 from the World Wide Web: <http://www.bases.org.uk/write/images/baltz12-13.pdf>
- Bayramoğlu, M., Akman, M. N., Kiliç, S., Cetin, N., Yavuz, N., & Ozker, R. (2001). Isokinetic measurement of trunk muscle strength in women with chronic low-back pain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 80(9), 650-655. Retrieved 20. 9. 2015 from the World Wide Web: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.20.0b/ovidweb.cgi?QS2=434f4e1a73d37e8c4c7d6b65ba1a76f1838575f686c142acc345f0387b8091fa24a777cb7b0c05b3efd305995609118087dd8e09224b3bc33d78329aac9c54d63294357a5f24031282a55dfe21070034be71dbb37cb08485513a32317348c8e0544e051252f20e3a2f7b2bb16f2aebc092611253719d42326cd382114d3f8749>

b8c8342ee837a749b15de7caddb9befa674f03a0a96a60552d3480c3a65f27957edf4b6
2534b7524217a56ac0b528885966cc162f9e0082cc05ca9bfff86171dcac8e0dbdcb789
2867502dd01f0beb99c2852b9833f7813d846a74bc8f7f790d6686953680510d05abc5
17f3f265346013f24c25b0b6ec5ef57c5e461c338df58706a31bec91d82e13444d9933
80653016768206830e89ebb64c502ad651d751ff06a2b458d4c01f3833cdfd487b1b3f
44692da19f536359911560779f146749bd364ce23b4ed223

Beck, T. W., Housh, T. J., Cramer, J. T., & Weir, J. P. (2009). The effects of interelectrode distance over the innervation zone and normalization on the electromyographic amplitude and mean power frequency versus concentric, eccentric, and isometric torque relationships for the vastus lateralis muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 219-231. Retrieved 4. 6. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641107001265>

Beck, T. W., Housh, T. J., Johnson, G. O., Weir, J. P., Cramer, J. T., Coburn, J. W., & Malek, M. H. (2005). The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(5), 482-495. Retrieved 4. 6. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641105000155>

Brinjikji, W., Luetmer, P. H., Comstock, B., Bresnahan, B. W., Chen, L. E., Deyo, R. A., Halabi, S., Turner, J. A., Alvins, A. L., James, K., Wald, J. T., Kallmes, D. F., & Jarvik, J. G. (2015). Systematic literature review of imaging features of spinal degeneration in asymptomatic populations. *American Journal of Neuroradiology*, 36(4), 811–816. Retrieved 30. 6 . 2016 from the World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4464797/>

Cai, C., Au, I. P. H., An, W., & Cheung, R. T. H. (2016). Facilitatory and inhibitory effects of kinesio tape: Fact or fad? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(2), 109-112. Retrieved 20. 5. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1440244015000365>

- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- Dagenais, S., & Haldeman, S. (2012). *Evidence-based management of low back pain*. Riverport Lane: Elsevier.
- D'Hooge, R., Cagnie, B., Crombez, G., Vanderstraeten, G., Achten, E., & Danneels, L. (2013). Lumbar muscle dysfunction during remission of unilateral recurrent nonspecific low-back pain: Evaluation with muscle functional MRI. *The Clinical Journal of Pain*, 29(3), 187-194. Retrieved 5. 4. 2016 from the World Wide Web: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.10.0b/ovidweb.cgi?QS2=434f4e1a73d37e8c740ce3cde7a3378581dce4f396e86b59e4cc17f54c100513ff062c43dd3fc59feee648fd96cd0bc05ec6d7b290ea1c29d8848c1d4aea068b86a3f412318f4a64c9c8ffd50e8b0699040d351c23dc5c6b64c84290978d5c45883a0b6e631075653ba5350ebe55678ecc4003b5a9db03d5ddd8e4e529d7940cc7b401a65cc2e2e1fedfbf94b413acb0f6f86db91fb75e1c47dcbc681718da93d53a426388d222507d47f68fef4d3977adee8942b828b369651a7526d56859f9e940eda598fd792f977857251ed86db03675c73d95a4a3da23f0eabe3fb49ce1ea4d56f28003fe7a55ea8e135b78b9f08d76e06de8b03df696a1bc89f661113df801161ab78a4932f973e41cfa2c62eab6fb9e459587585aa3d0cb4c1d0b053c6b4d892e728119d40b979633cf7fbce3395a98dd31256c389e2cbbfbd4ab9b606505973fada55bb3d50234008b9ebf9fae6798615deb77139491696537b8b6c28ac59b51c4d71ab13f03729f80e1d53907d71c50d95913f4a5006cfefa8d589583a5e41e8bf3a4e91e345fd38aadf634>
- Dickx, N., Cagnie, B., Parlevliet, T., Lavens, A., & Danneels, L. (2010). The effect of unilateral muscle pain on recruitment of the lumbar multifidus during automatic contraction. An experimental pain study. *Manual Therapy*, 15(4), 364-369. Retrieved 17. 1. 2014 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X10000299>
- Dimitrov, G. V., Arabadzhiev, T. I., Hogrel, J. Y., & Dimitrova, N. A. (2008). Simulation analysis of interference EMG during fatiguing voluntary contractions. Part II—Changes in amplitude and spectral characteristics. *Journal*

of Electromyography and Kinesiology, 18(1), 35-43. Retrieved 18. 6. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641106000897>

Dupalová, D., & Zaatari, A. M. Z. (2015). Problematika použití povrchové elektromyografie – poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 22(1), 26-30.

Dvir, Z. (2004). *Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications* (2nd edition). Edinburgh: Churchill Livingstone.

Elfving, B., Liljequist, D., Mattsson, E., & Németh, G. (2002). Influence of interelectrode distance and force level on the spectral parameters of surface electromyographic recordings from the lumbar muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(4), 295-304. Retrieved 4 .6. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641102000275>

Everett, R., Strutton, P. H., & McGregor, A. H. (2008). Do asymmetries exist in the trunk muscles and is this influenced by sporting task? *Isokinetics and Exercise Science*, 16(4), 255-262. Retrieved 30.6.2016 from the World Wide Web:
<http://content.ebscohost.com/ContentServer.asp?T=P&P=AN&K=35821823&S=R&D=s3h&EbscoContent=dGJyMNLe80Seqa44yOvsOLCmr06eprVSrqa4SLKWxWXS&ContentCustomer=dGJyMPGtr0i2q7dLuePfgeyx43zx>

Fan, J. Z., Liu, X., & Ni, G. X. (2014). Angular velocity affects trunk muscle strength and EMG activation during isokinetic axial rotation. *BioMed Research International*. Retrieved 20. 5. 2015 from the World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3996988/>

Farina, D., Arendt-Nielsen, L., Merletti, R., & Graven-Nielsen, T. (2004). Effect of experimental muscle pain on motor unit firing rate and conduction velocity. *Journal of Neurophysiology*, 91(3), 1250-1259. Retrieved 20. 6. 2016 from the World Wide Web: <http://jn.physiology.org/content/91/3/1250>

- Farina, D., Merletti, R., Indino, B., Nazzaro, M., & Pozzo, M. (2002). Surface EMG crosstalk between knee extensor muscles: experimental and model results. *Muscle & Nerve*, 26(5), 681-695. Retrieved 4. 6. 2016 from the World Wide Web: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mus.10256/full>
- Ferguson, F., Holdsworth, L., & Rafferty, D. (2010). Low back pain and physiotherapy use of red flags: the evidence from Scotland. *Physiotherapy*, 96(4), 282-288. Retrieved 10.5. 2016 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031940610000258>
- Flandera, S. (2012). *Tejpování pevnými a pružnými tejpů* (4. vydání). Olomouc: Poznání.
- Flor, H., Braun, C., Elbert, T., & Birbaumer, N. (1997). Extensive reorganization of primary somatosensory cortex in chronic back pain patients. *Neuroscience Letters*, 224(1), 5-8. Retrieved 4. 5. 2016 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394097134413>
- Franke, H., Fryer, G., Ostelo, R. W., & Kamper, S. J. (in press). Muscle energy technique for non-specific low-back pain. A Cochrane systematic review. *International Journal of Osteopathic Medicine*. Retrieved 1. 5. 2016 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746068916000031>
- Gómez-Soriano, J., Abián-Vicén, J., Aparicio-García, C., Ruiz-Lázaro, P., Simón-Martínez, C., Bravo-Esteban, E., & Fernández-Rodríguez, J. M. (2014). The effects of Kinesio taping on muscle tone in healthy subjects: a double-blind, placebo-controlled crossover trial. *Manual Therapy*, 19(2), 131-136. Retrieved 25. 5. 2016 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X13001550>
- Hallner, D., & Hasenbring, M. (2004). Classification of psychosocial risk factors (yellow flags) for the development of chronic low back and leg pain using artificial neural network. *Neuroscience Letters*, 361(1), 151-154. Retrieved 10. 5. 2016

from the World Wide Web:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394003015362>

Hancock, M. J., Maher, C. G., Laslett, M., Hay, E., & Koes, B. (2011). Discussion paper: what happened to the “bio” in the bio-psycho-social model of low back pain? *European Spine Journal*, 20(12), 2105–2110. Retrieved 20. 6. 2016 from the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3229745/>

Hellebrandová, L., & Šafařová, M. (2012). Ovlivnění ventilačních plicních parametrů koaktivací bránice s ostatními svaly trupu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 19(1), 18-24.

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374. Retrieved 3. 6. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641100000274>

Hodges, P. (1999). Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy*, 4(2), 74-86. Retrived 20. 1. 2014 from the World Wide Web:
<http://www.oefentherapie.be/archief/TA.pdf>

Janssens, L., Brumagne, S., McConnell, A. K., Hermans, G., Troosters, T., & Gayan-Ramirez, G. (2013). Greater diaphragm fatigability in individuals with recurrent low back pain. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 188(2), 119-123. Retrieved 2. 6. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S156990481300178X?>

Jarošová, H. (2010). Bolesti zad – bolesti dolního úseku páteře (low back pain) – z pohledu internisty. *Postgraduální medicína*, 11(3), 50-54. Retrieved 10. 5. 2016 from the World Wide Web: <http://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina-priloha/bolesti-zad-bolesti-dolniho-useku-patere-low-back-pain-z-pohledu-internisty-454149>

- Key, J. (2013). 'The core': Understanding it, and retraining its dysfunction. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 17(4), 541-559. Retrieved 25. 11. 2015 from the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1360859213001162>
- Kobrová, J., & Válka, R. (2012). *Terapeutické využití kinesio tapu*. Praha: Grada.
- Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(4), 155-170.
- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 14(1), 3-17.
- Kolář, P. (2008). Chronický algický vertebrogenní syndrom. *Lékařské listy*, 57(12), 31-34. Retrieved 11. 5. 2016 from the World Wide Web:
<http://zdravi.euro.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/chronicky-algicky-vertebrogenni-syndrom-364537>
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 6(5), 273-275. Retrieved 29.4. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>
- Kolář, P., Šulc, J., Kynčl, M., Šanda, J., Čákr, O., Andel, R., Kumagai, K., & Kobesová, A. (2012). Postural function of the diaphragm in persons with and without chronic low back pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(4), 352-362. Retrieved 2. 6. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2012.3830>
- Kolyniak, I. E. G. G., Cavalcanti, S. M. D. B., & Aoki, M. S. (2004). Isokinetic evaluation of the musculature involved in trunk flexion and extension: Pilates© method effect. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 10(6), 487-490. Retrieved

12. 5. 2016 from the World Wide Web: http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1517-86922004000600005&script=sci_arttext

Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Scottsdale: Noraxon U.S.A., Inc.

Knotek, P., Blahuš, P., Šolcová, I., & Žalský, M. (2000). Standardizovaná česká verze krátké formy dotazníku bolesti McGillovy univerzity. *Bolest*, 3(2), 113-117.

Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Kumbrink, B. (2012). *K-Taping*. Berlin: Springer.

Langrana, N. A., & Lee, C. K. (1983). Isokinetic evaluation of trunk muscles. *Spine*, 9(2), 171-175. Retrieved 20. 9. 2015 from the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6233711>

Langrana, N. A., Lee, C. K., Alexander, H., & Mayott, C. W. (1984). Quantitative assessment of back strength using isokinetic testing. *Spine*, 9(3), 287-290. Retrieved 20. 9. 2015 from the World Wide Web: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.20.0b/ovidweb.cgi?QS2=434f4e1a73d37e8ca89125752c42fd2be37180fb36b4bc52dbacf146380e94899943846f2818e2d76bf89447e5eb5401ff89f910514146d721454c0b66b4944d0f6c56d75503f181eaba875607ad166096681cdee9228ef98d5b1faef9dfdafc3ef9cf77ad3acc163d4244ea974d6a35cc0bacfc19f21dd68d963c7c24ed0e18612c02b47d810adbf98e6c75e3da8fca7631e5742cfce6ffa043a81888269aa5d815ba54432ccec4102ba1f41fc28bb156d26f7d3b6636aac983715a2dbfb02a7a2bc255f213b53a412ab936ed3b415114b55dea0cb8b499a8afd604ff034145b70107bc113747877063f1998f9d552f9af304276007c34713382e2a40537bd98d2a647a82d61dfce285633377801b41079ffffacccff3ff6b572e307d7c7b93178d80973468c465b83259d6a5f955898aff80282938d18f6b27f31cf159a9>

Larivière, C., Gagnon, D., & Loisel, P. (2000). The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion–

- extension and lateral bending tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(2), 79-91. Retrieved 20. 6. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641199000279>
- Lee, A. S., Cholewicki, J., Reeves, N. P., Zazulak, B. T., & Myśliwiec, L. W. (2010). Comparison of trunk proprioception between patients with low back pain and healthy controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(9), 1327-1331. Retrieved 5. 6. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999310003096>
- Lehnert, M., Urban, J., Procházka, J. H., & Psotta, R. (2011). Isokinetic strength of knee flexors and extensors of adolescent soccer players and its changes based on movement speed and age. *Acta Gymnica*, 41(2), 45-53. Retrieved 13. 5. 2016 from the World Wide Web:
<http://content.ebscohost.com/ContentServer.asp?T=P&P=AN&K=71816470&S=R&D=s3h&EbscoContent=dGJyMNHr7ESep7M4y9f3OLCmr06eprZSsqg4Ta%2BWxWXS&ContentCustomer=dGJyMPGtr0i2q7dLuePfgeyx43zx>
- Leopoldino, A. A. O., Diz, J. B. M., Martins, V. T., Henschke, N., Pereira, L. S. M., Dias, R. C., & Oliveira, V. C. (2016). Prevalence of low back pain in older Brazilians: a systematic review with meta-analysis. *Revista Brasileira de Reumatologia (English Edition)*, 56(3), 258-269. Retrieved 1. 6 . 2016 from the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2255502116300050>
- Lepšíková, M., Čech, Z., & Kolář, P. (2013). Změny somatognozie v klinickém obraze chronických bolestivých poruch pohybového aparátu. *Medicína po promoci*, 14(2), 42-47. Retrieved 1. 5. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.tribune.cz/clanek/29842-zmeny-somatognozie-v-klinickem-obraze-chronicky-bolestivych-poruch-pohyboveho-aparatu>
- Lewis, S., Holmes, P., Woby, S., Hindle, J., & Fowler, N. (2014). Changes in muscle activity and stature recovery after active rehabilitation for chronic low back pain.

- Manual Therapy*, 19(3), 178-183. Retrieved 8. 5. 2016 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X14000095>
- Malátová, R. (2006). Význam hlubokého stabilizačního systému páteře. *Studia Kinanthropologica*, 7(2), 89-96. Retrieved 5. 5. 2016 from the Word Wide Web: http://www.pf.jcu.cz/stru/katedry/tv/SK_vol_7_2006_2.pdf
- Mao, C. P., & Yang, H. J. (2015). Smaller amygdala volumes in patients with chronic low back pain compared with healthy control individuals. *The Journal of Pain: Official Journal of the American Pain Society*, 16(12), 1366-1376. Retrieved 4. 5. 2016 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1526590015008810>
- Mohamed, M. S. E., & Ali, M. M. I. (2011). Isokinetic evaluation of lifting capacity in healthy and non-specific low back pain subjects. *Bulletin of Faculty of Physical Therapy*, 16(2), 35-43. Retrieved 3. 11. 2015 from the World Wide Web: <http://erepository.cu.edu.eg/index.php/BFPTH/article/view/466/452>
- Moseley, G. L. (2008). I can't find it! Distorted body image and tactile dysfunction in patients with chronic back pain. *Pain*, 140(1), 239-243. Retrieved 3. 5. 2016 from Science Direct on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304395908004442>
- Mostardi, R. A., Noe, D. A., Kovacik, M. W., & Porterfield, J. A. (1992). Isokinetic lifting strength and occupational injury: A prospective study. *Spine*, 17(2), 189-193. Retrieved 18. 5. 2016 from the World Wide Web: http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.20.0b/ovidweb.cgi?WebLinkFrameset=1&S=MIHOFPGDMKDDIJHKNCIKIHF BPDCHAA00&returnUrl=ovidweb.cgi%3fMain%2bSearch%2bPage%3d1%26S%3dMIHOFPGDMKDDIJHKNCIKIHF BPDCHAA00&directlink=http%3a%2f%2fovidsp.tx.ovid.com%2fovftpdfs%2fFPDDNCFBIHHKMK00%2ffs047%2fovft%2flive%2fgv038%2f00007632%2f00007632-199202000-00012.pdf&filename=Isokinetic+Lifting+Strength+and+Occupational+Injury%3a+A+Prospective+Study.&navigation_links=NavLinks.S.sh.22.1&link_from=S.sh.22%7c1&pdf_key=FPDDNCFBIHHKMK00&pdf_index=/fs047/ovft/live/gv038/0000

7632/00007632-199202000-

00012&D=ovft&link_set=S.sh.22|1|sl_10|resultSet|S.sh.22.23|0

- Nedělka, T., Nedělka, J., Schlenker, J., & Mazanec, R. (2011). Neuropatická komponenta chronických bolestí bederní páteře. *Neurologie pro praxi*, 12(2), 104-109. Retrieved 9. 5. 2016 from the World Wide Web: <http://www.solen.cz/pdfs/neu/2011/02/08.pdf>
- Nijs, J., Apeldoorn, A., Hallegraeff, H., Clark, J., Smeets, R., Malfliet, A., Girbés, E. L., De Kooning, M., & Ickmans, K. (2015). Low back pain: guidelines for the clinical classification of predominant neuropathic, nociceptive, or central sensitization pain. *Pain Physician*, 18(3), E333-E346. Retrieved 1. 5. 2016 from the World Wide Web: <http://www.painphysicianjournal.com/current/pdf?article=MjMyNQ%3D%3D&journal=88>
- Norton, G., McDonough, C. M., Cabral, H. J., Shwartz, M., & Burgess, J. F. (in press). Classification of patients with incident non-specific low back pain: implications for research. *The Spine Journal*. Retrieved 23. 4. 2016 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1529943015012255>
- Nugent, E., Snodgrass, S., & Callister, R. (2015). Effect of velocity and familiarisation on reliability of isokinetic dynamometry in healthy adults: A test–retest reliability study [Conference Abstract]. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(19), e6. Retrieved 12. 5. 2016 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1440244015006398?>
- Opavský, J. (2015). Algeziologické, neurologické a rehabilitační aspekty v diagnostice a terapii pacientů s chronickými nespecifickými bolestmi bederního úseku páteře. *Neurologie pro praxi*, 16(5), 262-265. Retrieved 23. 4. 2016 from the World Wide Web: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2015/05/05.pdf>
- Pánek, D., Pavlů, D., & Čemusová, J. (2009). Rychlost vedení akčního potenciálu jako identifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 16(3), 96-101.

- Poon, K. Y., Li, S. M., Roper, M. G., Wong, M. K. M., Wong, O., & Cheung, R. T. H. (2015). Kinesiology tape does not facilitate muscle performance: A deceptive controlled trial. *Manual Therapy, 20*(1), 130-133. Retrieved 22. 5. 2016 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X14001416>
- Rahnama, N. B., & Bambaiechi, E. (2008). Musculoskeletal assessment in soccer: a review. *Journal of Movement Sciences & Sports, 1*, 13-24. Retrieved 15. 5. 2016 from the World Wide Web: http://www.sid.ir/en/vewssid/j_pdf/97020080102.pdf
- Ramond-Roquin, A., Bouton, C., Bègue, C., Petit, A., Roquelaure, Y., & Huez, J.-F. (2015). Psychosocial risk factors, interventions, and comorbidity in patients with non-specific low back pain in primary care: need for comprehensive and patient-centered care. *Frontiers in Medicine, 2*(73), 1-14. Retrieved 24. 4 . 2016 from the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4597113/>
- Ratajczak, B., Hawrylak, A., Demidaś, A., Kuciel-Lewandowska, J., & Boerner, E. (2011). Effectiveness of diadynamic currents and transcutaneous electrical nerve stimulation in disc disease lumbar part of spine. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation, 24*(3), 155-159. Retrieved 1. 6. 2016 from the World Wide Web: <http://www.surmefi.org.uy/web/images/eventos/emc28112015/Effectiveness%20of%20diadynamic%20currents.pdf>
- Richardson, C., Hodges, P. W., & Hides, J. (2004). *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization* (2nd edition). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Ripamonti, M., Colin, D., & Rahmani, A. (2008). Torque–velocity and power–velocity relationships during isokinetic trunk flexion and extension. *Clinical Biomechanics, 23*(5), 520-526. Retrieved 12. 6. 2015 from the World Wide Web: [http://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033\(07\)00292-6/fulltext?mobileUi=0](http://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033(07)00292-6/fulltext?mobileUi=0)
- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 9*(4), 173-177.

Sacco, I. C., Gomes, A. A., Otuzi, M. E., Pripas, D., & Onodera, A. N. (2009).

A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions. *Journal of Neuroscience Methods*, 180(1), 133-137.

Retrieved 18. 6. 2016 from the World Wide Web:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165027009001435>

Sharan, D., Rajkumar, J. S., Mohandoss, M., & Ranganathan, R. (2014). Myofascial

low back pain treatment. *Current Pain and Headache Reports*, 18(9), 1-8. Retrieved

8. 5. 2016 from the World Wide Web:

<http://content.ebscohost.com/ContentServer.asp?T=P&P=AN&K=25091133&S=R&D=mdc&EbscoContent=dGJyMNHr7ESeprY4y9f3OLCmr06ep7BSr624S7KWxWXS&ContentCustomer=dGJyMPGtr0i2q7dLuePfgeyx43zx>

Schmidt-Wilcke, T., Leinisch, E., Gänsbauer, S., Draganski, B., Bogdahn, U.,

Altmeyen, J., & May, A. (2006). Affective components and intensity of pain

correlate with structural differences in gray matter in chronic back pain patients.

Pain, 125(1), 89-97. Retrieved 1. 5. 2016 from the World Wide Web:

<http://ovidsp.tx.ovid.com/sp->

[3.20.0b/ovidweb.cgi?QS2=434f4e1a73d37e8c740ce3cde7a3378559780a026e72564fbed56a03f2fe6ec681fb2f19aebc6c7952e89921fc7649e8708df963359cbf762cecb8d4bc0c95ed30e80b64fe82779f96f8972d487ed5be4894e2035d405523d1ffe9e31ca6b24da0827e745659e3c0c2a1d2f725bbd7a6073281fe34d6de6f504c2733a949e9e12db283d10afb0596d10d63f599665f22c3a3c6173cc4c62596e043f807594cc3a3db3dc0e909ca5e33a8060cebd3bcddfb14b7b3ce493a0f4f3e5e157c72cd3ff93be25d66749b3af33a81dfe6fbc1463d7fd4258d7fabbb49b27c6f71021f8562f54cfdd848cc8dc84ba95277ec45ec005801c2e3fa0e377ef9e8fd0036a391eed6ac2667058269309d8a440c2e108495e1f489ead60d41df597768f710c51f26d371c4a9463bd5541cd85f462744a505ffa4ffe1087b072d670fae1cebcf705206da8476353b2cfaf07aef83d2dc45c690e2dc28249d0e2b4b73742861848418a00ead9c0293d25b38533407484e945cea4871e3759ace1a0391f14a3c2546a1bfae01b04e7bac337bf62ed2712837bb61b9b54a8cc3960df26de1f335](http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.20.0b/ovidweb.cgi?QS2=434f4e1a73d37e8c740ce3cde7a3378559780a026e72564fbed56a03f2fe6ec681fb2f19aebc6c7952e89921fc7649e8708df963359cbf762cecb8d4bc0c95ed30e80b64fe82779f96f8972d487ed5be4894e2035d405523d1ffe9e31ca6b24da0827e745659e3c0c2a1d2f725bbd7a6073281fe34d6de6f504c2733a949e9e12db283d10afb0596d10d63f599665f22c3a3c6173cc4c62596e043f807594cc3a3db3dc0e909ca5e33a8060cebd3bcddfb14b7b3ce493a0f4f3e5e157c72cd3ff93be25d66749b3af33a81dfe6fbc1463d7fd4258d7fabbb49b27c6f71021f8562f54cfdd848cc8dc84ba95277ec45ec005801c2e3fa0e377ef9e8fd0036a391eed6ac2667058269309d8a440c2e108495e1f489ead60d41df597768f710c51f26d371c4a9463bd5541cd85f462744a505ffa4ffe1087b072d670fae1cebcf705206da8476353b2cfaf07aef83d2dc45c690e2dc28249d0e2b4b73742861848418a00ead9c0293d25b38533407484e945cea4871e3759ace1a0391f14a3c2546a1bfae01b04e7bac337bf62ed2712837bb61b9b54a8cc3960df26de1f335)

- Skalka, P. (2002). Možnosti léčebné rehabilitace v léčbě močové inkontinence. *Urologie pro praxi*, 3(3), 94-100. Retrieved 5. 5. 2016 from the World Wide Web: <http://www.urologiepropraxi.cz/pdfs/uro/2002/03/02.pdf>
- Steiger, F., Wirth, B., de Bruin, E. D., & Mannion, A. F. (2012). Is a positive clinical outcome after exercise therapy for chronic non-specific low back pain contingent upon a corresponding improvement in the targeted aspect(s) of performance? A systematic review. *European Spine Journal*, 21(4), 575–598. Retrieved 11. 5. 2015 from the World Wide Web: <http://doi.org/10.1007/s00586-011-2045-6>
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(3), 112-124.
- Šafářová, M., & Kolář, P. (2011). Posturální stabilizace a sportovní zátěž. In M. Máček, & J. Radvanský, *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity* (pp. 177-188). Praha: Galén.
- Šopíková, J. (2013). Kineziotejping – nácvik lokalizovaného dýchání. *Sestra*, 24(3), 51-53. Retrieved 1. 6. 2016 from the World Wide Web: <http://zdravi.euro.cz/clanek/sestra/kineziotejping-nacvik-lokalizovaneho-dychani-469535>
- Tsai, Y. T., Leong, C. P., Huang, Y. C., Kuo, S. H., Wang, H. C., Yeh, H. C., & Lau, Y. C. (2010). The electromyographic responses of paraspinal muscles during isokinetic exercise in adolescents with idiopathic scoliosis with a Cobb's angle less than fifty degrees. *Chang Gung Medical Journal*, 33(5), 540-550. Retrieved 30. 5. 2015 from the World Wide Web: <http://memo.cgu.edu.tw/cgmj/3305/330508.pdf>
- Van Damme, B. B., Stevens, V. K., Van Tiggelen, D. E., Duvigneaud, N. N., Neyens, E., & Danneels, L. A. (2013). Velocity of isokinetic trunk exercises influences back muscle recruitment patterns in healthy subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(2), 378-386. Retrieved 27. 2. 2015 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641112001988>

- Vondráčková, D. (2004). Chronická bolest. Patofyziologie a léčba. *Neurologia pre prax*, 6(5), 331-337. Retrieved 1. 5. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.solen.sk/pdf/Vondrackova.pdf>
- Voráčová, H., & Šafářová, M. (2011). Klek s oporou o dlaně – nový test posturální stabilizace. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 20(1), 31-38. Retrieved 30. 6. 2016 from the World Wide Web:
<http://content.ebscohost.com/ContentServer.asp?T=P&P=AN&K=60203464&S=R&D=e5h&EbscoContent=dGJyMMTo50Sepq84yOvqOLCmr06eprdSsKi4SLSWxWXS&ContentCustomer=dGJyMPGtr0i2q7dLuePfgeyx43zx>
- Vostatek, P., Novák, D., Rychnovský, T., & Rychnovská, Š. (2013). Diaphragm postural function analysis using magnetic resonance imaging. *PLoS ONE*, 8(3), e56724. Retrieved 3. 6. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3597716/>
- Vrba, I. (2008). Diferenciální diagnostika a léčba bolestí zad. *Interní medicína pro praxi*, 10(3), 142-145. Retrieved 10. 5. 2016 from the World Wide Web:
<http://solen.cz/pdfs/int/2008/03/10.pdf>
- Vrba, I. (2010). Některé příčiny bolestí dolních zad a jejich léčba. *Neurologia pre prax*, 11(3), 179-184. Retrieved 23. 4. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.solen.sk/pdf/532c25e0aefc6cd20b805465ed89e065.pdf>
- Wand, B. M., & O'Connell, N. E. (2008). Chronic non-specific low back pain—sub-groups or a single mechanism? *BMC musculoskeletal disorders*, 9(1), 1-15. Retrieved 4. 5. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2266926/#B99>
- Wand, B. M., Parkitny, L., O'Connell, N. E., Luomajoki, H., McAuley, J. H., Thacker, M., & Moseley, G. L. (2009). Cortical changes in chronic low back pain: Current state of the art and implications for clinical practice. *Manual Therapy*, 16(1), 15-20. Retrieved 2. 5. 2016 from the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X10001116>

10 PŘÍLOHY

Příloha 1. Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Název studie (projektu): Hodnocení aktivity vybraných svalů během izokinetické kontrakce před a po aplikaci kineziotapu u pacientů s chronickými nespecifickými bolestmi dolní části zad.

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl(a) jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 2. Souhlas Etické komise FTK UP



Fakulta
tělesné kultury

Genius

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 13.11.2015 byl projekt diplomové práce

autorky Bc. Adély Vrbkové

s názvem **Hodnocení aktivity vybraných svalů během izokinetické kontrakce před a po aplikaci kineziotapu u pacientů s chronickými nespecifickými bolestmi dolní části zad**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 38/2015

dne: 30.11.2015

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.

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

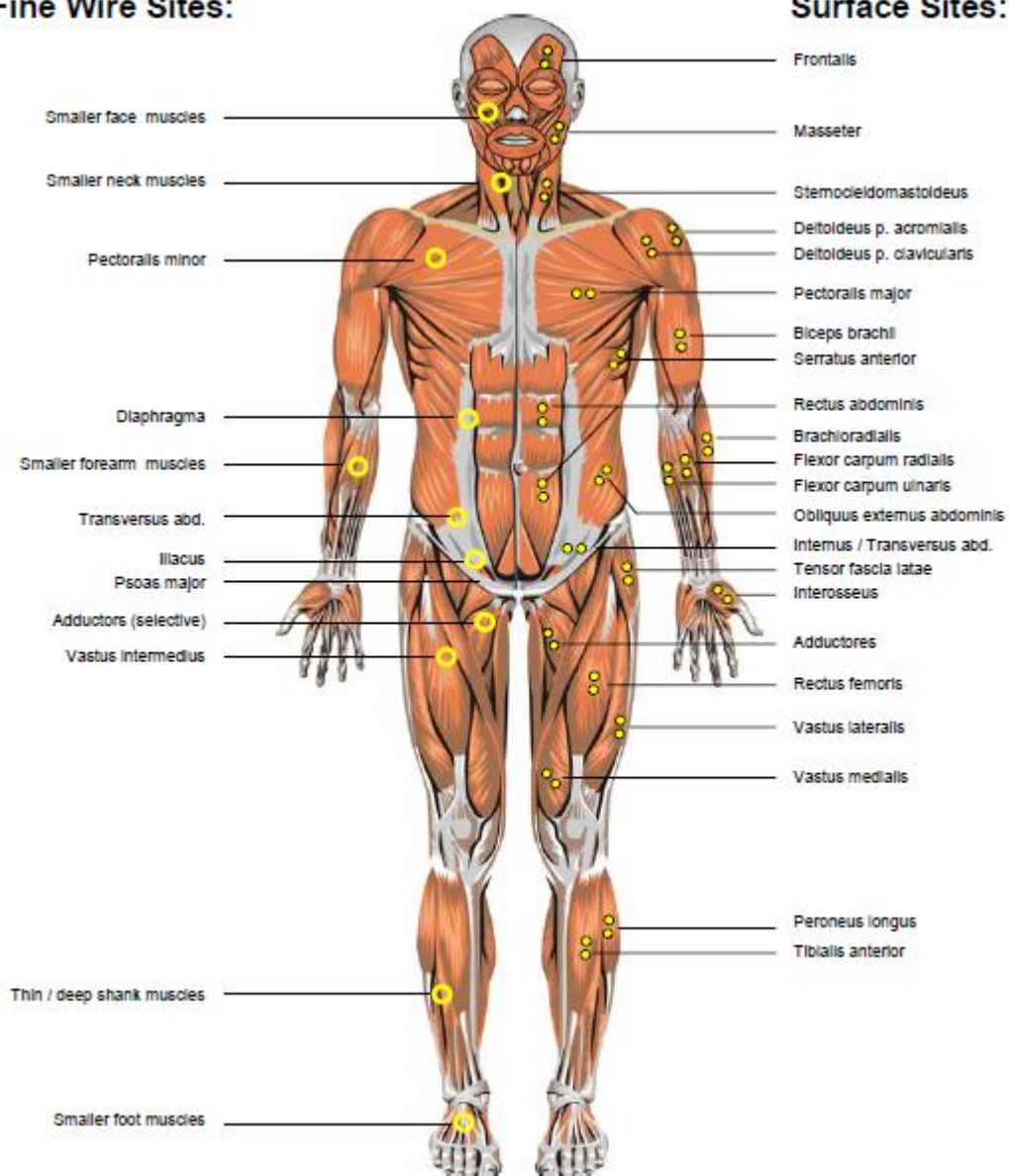
za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 3. Lokalizace elektrod dle Konrada (2006) – přední strana

Fine Wire Sites:

Surface Sites:



Příloha 4. Lokalizace elektrod dle Konrada (2006) – zadní strana

Fine Wire Sites:

Surface Sites:

