

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Martina Bohuslavová

Musculus gluteus medius jako sval

thorakolumbálního přechodu

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mudr. Petr Kolář

Olomouc 2012

ANOTACE

Název práce v ČJ: Musculus gluteus medius jako sval Th-L přechodu

Název práce v AJ: Musculus gluteus medius as a muscle of the thoracolumbar transition

Datum zadání: 31.01.2011

Datum odevzdání: 23. 5. 2012

Autor práce: Martina Bohuslavová

Institute: Ústav fyzioterapie, Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci

Vedoucí práce: Mudr. Petr Kolář

Oponent práce: Mudr. Alois Krobot, PhD.

Abstrakt v ČJ: Cílem práce je, pomocí povrchové elektromyografie, objektivizovat souvislost mezi dysfunkcí laterálního stabilizačního komplexu pánve a aktivitou svalstva Th-L přechodu. V teoretické části jsou uvedeny poznatky o thorakolumbálním přechodu, musculus gluteus medius, stabilizaci pánve a souvisejících změn v postavení páteřních segmentů, svalových souhrách a thorakolumbálním syndromu. Ve výzkumné části je porovnávána elektromyografická aktivita vybraných svalů mezi 10 zdravými probandy a 10 pacienty po úraze dolní končetiny v oblasti femuru.

Abstrakt v AJ: This thesis aims to find by surface electromyography an objective link between dysfunction of the lateral pelvic stabilization complex and „thoracolumbar transition muscles“ activity. In the theoretical section knowledge about thoracolumbar transition, musculus gluteus medius, pelvic stabilization and associated changes in the position of the spine segments, muscle synergies and thoracolumbar syndrome is mentioned. In the research section the electromyographic activity of selected muscles between 10 healthy people and 10 patients suffered from lower extremity injury of the femur is compared.

Klíčová slova v ČJ: musculus gluteus medius, Trendelenburg test, laterální stabilizace pánve, thorakolumbální přechod

Klíčová slova v AJ: musculus gluteus medius, Trendelenburg test, lateral stabilization of pelvis, thoracolumbar transition

Počet stran: 72

Místo zpracování: Olomouc

Místo uložení: Ústav fyzioterapie, FZV UP - sekretariát

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc . května 2012

podpis

Děkuji Mudr. Petru Kolářovi, za odborné vedení diplomové práce. Děkuji fyzioterapeutkám Mgr. Lucii Smeczkové, Mgr. Martině Markové a Mgr. Zuzaně Jurutkové, za nepostradatelné rady k získávání a následnému zpracování dat pro mou práci a veškerou pomoc spojenou s výběrem a přípravou pacientů na měření v kineziologické laboratoři na oddělení lůžkové rehabilitace FN Olomouc. Děkuji rodičům a přátelům za pomoc a podporu při psaní diplomové práce.

ÚVOD

Musculus gluteus medius je důležitým stabilizačním svalem, který při stožení na jedné dolní končetině zabraňuje poklesu pánve na straně opačné. Postavení pánve se promítá do držení celého osového orgánu, proto je optimální funkce tohoto svalu důležitá nejen z pohledu správných lokálních poměrů v oblasti kyčelního kloubu, ale také z pohledu optimální dynamiky osy těla. Protože vliv změn postavení páteřních segmentů je akcentován zvláště v místech, kde se setkávají oblasti s rozdílnou mechanikou, zaměřuje se práce na oblast thorakolumbálního přechodu.

Aby byl páteřní sloupec schopen udržet poměrně velké zatížení, kterému je v běžném životě vystavován, je stabilizován svalstvem trupu. Na této funkci má značný podíl mohutný komplex musculus erector spinae a tzv. břišní lis – svaly, v jejichž aktivitě se změny postavení páteře, budou s velkou pravděpodobností projevovaly. Pro posouzení funkce laterálních stabilizátorů pánve (a odpovědi trupového svalstva) lze využít Trendelenburg testu. Tento klinický test je poměrně snadno proveditelný a umožňuje komplexnější posouzení reakce pohybového aparátu na posturální situaci, než například izolované vyšetření svalové síly. Na základě poměrně stereotypních odpovědí na klinické vyšetření chceme tyto odpovědi číselně objektivizovat.

1. PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	8
1.1. CHARAKTERISTIKA THORAKOLUMBÁLNÍHO PŘECHODU	8
1.1.1. <i>Axiální systém</i>	8
1.1.2. <i>Oblast přechodu hrudní a bederní páteře</i>	8
1.1.3. <i>Vzprímování páteřní osy, pojem „svalstvo Th-L přechodu“</i>	10
1.2. PÁNEV.....	11
1.2.1. <i>Neoddělitelnost pohybů pánve a axiálního systému</i>	12
1.2.2. <i>Pletenec pánevní</i>	12
1.2.3. <i>Musculus gluteus medius</i>	12
1.2.4. <i>Stabilita pánve ve frontální rovině</i>	14
1.2.5. <i>Posturální změny při porušené „frontální stabilizaci“ pánve</i>	15
1.2.6. <i>Biomechanické hledisko</i>	16
1.2.7. <i>Klinické posuzování laterálních stabilizátorů pánve, Trendelenburg test</i>	19
1.2.8. <i>Stabilita pánve v sagitální rovině</i>	21
1.3. OTÁZKA ŘETĚZENÍ SVALOVÉ AKTIVITY	21
1.3.1. <i>Souvislosti v zapojení svalstva trupu a končetin z pohledu několika autorů</i>	23
1.4. THORAKOLUMBÁLNÍ SYNDROM	26
2. CÍLE A HYPOTÉZY	28
2.1. CÍL	28
2.2. VEDLEJŠÍ CÍLE	28
2.3. VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY	28
2.3.1. <i>Vědecká otázka č. 1:</i>	28
2.3.2. <i>Vědecká otázka č. 2:</i>	29
2.3.3. <i>Vědecká otázka č. 3:</i>	29
3. METODA VÝZKUMU	30
3.1. CHARAKTERISTIKA SOUBORU.....	30
3.2. POSTUP MĚŘENÍ.....	30
3.3. ZPŮSOB VYHODNOCOVÁNÍ DAT.....	31
3.3.1. <i>Vhodnocování dat získaných povrchnou EMG:</i>	31
3.3.2. <i>Normalizace signálu</i>	32
3.3.3. <i>Statistické zpracování získaných dat</i>	32
4. VÝSLEDKY	33
4.1. VÝSLEDKY PRO VĚDECKOU OTÁZKU Č. 1:	33
4.2. VÝSLEDKY PRO VĚDECKOU OTÁZKU Č. 2:	41
4.3. VÝSLEDKY PRO VĚDECKOU OTÁZKU Č. 3:	43
5. DISKUZE	45
5.1. DISKUZE K VÝSLEDKŮM.....	45

5.1.1.	<i>Diskuze k vědecké otázce č. 1.</i>	45
5.1.2.	<i>Diskuze k vědecké otázce č. 2</i>	47
5.1.3.	<i>Diskuze k vědecké otázce č. 3</i>	48
5.1.4.	<i>Závěr diskuze k výsledkům</i>	49
5.2.	DISKUZE K METODICE	49
5.2.1.	<i>Charakteristika souboru</i>	49
5.2.2.	<i>Závěr diskuze k metodice</i>	52
5.3.	DISKUZE K TEORETICKÝM POZNATKŮM	52
ZÁVĚR		57
LITERATURA A PRAMENY		58
SEZNAM ZKRATEK		61
SEZNAM OBRÁZKŮ		62
SEZNAM TABULEK		63
SEZNAM GRAFŮ		64
SEZNAM PŘÍLOH		65
PŘÍLOHY		66

1. PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1.1. Charakteristika thorakolumbálního přechodu

1.1.1. Axiální systém

Lidská páteř je komplexní struktura, jejímiž základními funkcemi jsou ochrana míchy a přenos zatížení z hlavy, horních končetin (dále HKK) a trupu na pánev. (Nordin a Frankel, 2001) Spolu s kostrou hrudníku a dle některých autorů (Véle, 2006; Čápková, 2008) také s pánví, hlavou a klíčovými klouby a příslušnými měkkými tkáněmi tvoří osový orgán (axiální systém). Ten představuje bázi, od níž se odvíjí všechny pohyby. Vzhledem ke stavbě pohybového aparátu v širším slova smyslu, není pohyb, který by zároveň nevyvolal odpověď axiálního systému. (Dylevský, 2009)

V lidském těle nalezneme 7 krčních, 12 hrudních, 5 bederních, 5 v křížovou kost rostlých a 4-5 kostrčních obratlů. Toto anatomické členění však nevypovídá příliš o souvislostech mezi segmenty či jejich skupinami a nekryje se s oblastmi páteře, které mají společné funkční rysy. (Dylevský, 2009)

1.1.2. Oblast přechodu hrudní a bederní páteře

Pro naši práci použijeme Dylevského (2009) označení thorakolumbální (či dolní hrudní) oblasti konkrétně jako úsek mezi 12. hrudním (dále Th12) a 3. bederním (dále L3) obratlem.

Dle Dylevského (2009) mají dolní hrudní a horní bederní sektor rozdílnou funkci. Zatímco dolní hrudní má úzký vztah k bránici a tedy i k dýchacím funkcím, do horního bederního sektoru se promítají jak souvislosti s dýcháním, tak se svalstvem sestupujícím k pánvi.

Některé vlastnosti, charakteristické pro thorakolumbální (dále Th-L) oblast, nenalezneme v jiných úsecích lidské páteře.

Hrudní páteř (dále Thp) umožňuje díky orientaci artikulujících ploch intervertebrálních kloubů větší rotaci než bederní (dále Lp), flekčně extenční pohyby jsou naopak rozsáhlejší v bederním úseku. Pohyby Thp jsou omezovány žebry, střední úsek Lp však postavením kloubních plošek, které je dle Nordin a Frenkela (2001), pro pohyby páteřních segmentů řídicí. Rovněž dle práce Maigneho (1998) je rozdíl

v pohyblivosti zmíněných úseků dán orientací facetových kloubů. V hrudní páteři se jejich postavení blíží frontální rovině, v bederním úseku jsou od frontály odkloněny a hledí téměř sagitálně. (Čihák, 2001; Maigne, 1998) Anatomicky a fyziologicky je jak u člověka, tak u většiny kvadrupedů, přechodným obratlem dvanáctý hrudní obratel, méně často některý z výše položených (zpravidla od Th9 po Th11). Zde se obě roviny setkávají a jedna přechází v druhou. (Proctor, Dupuis, Cassidy, 1985) Daný obratel označuje hranici mezi cervikothorakální a lumbosakrální částí páteře a představuje čep, okolo kterého mění tyto dvě části páteře během lateroflexe či flexe a extenze svou pozici. (Maigne, 1998)

Pohyby v hrudní páteři jsou následujícího rozsahu: flexe: 45° zprostředkovaná hlavně břišním svalstvem, extenze: 25° realizovaná vzpřimovači trupu této oblasti, lateroflexe: 20° na které se podílí jak autochtonní zádové svaly, tak svalstvo thorakohumerální a rotace 35°, kterou zprostředkovávají musculi (dále mm.) obliqui a rovněž hluboké svalstvo zádové.

Pohyby bederního úseku páteře jsou 60° flexe, kterou zabezpečují břišní svaly a 35° extenze daná hlavně aktivitou erectores trunci a musculus (dále m.) quadratus lumborum. Lateroflexe Lp je 20° a provádí ji jednostranně kontrahující erectors trunci a m. quadratus lumborum. A pouze 5° je pohyb rotační, který také provádí jednostranně kontrahující erectors trunci a dále jednostranně kontrahující musculi obliqui. Protože rotace Thp probíhá odlišným mechanismem než Lp, pohybuje se během rotace trupu Thp jako jeden segment a Lp jako druhý. (Kapandji, 1974)

Th-L přechod vyrovnává rozdíly mezi chováním Lp a Thp, a musí zde dojít ke snížení rotace trupu a naopak zvětšení flexe, extenze a lateroflexe. Harmonický pohyb páteře je tím narušen a úsek je náchylnější k přetížení. Dokládá to skutečnost, že 11. a 12. hrudní a 1. bederní obratel jsou poměrně frekventované lokalizace tříštivých traumatických zlomenin. (Maigne, 1998)

Th 12 otočným čepem celé páteře

Dvanáctý hrudní obratel je místem, kde přechází bederní lordóza v hrudní kyfózu. Tvoří tak „most“ mezi oddíly páteře se značně rozdílnou mechanikou, pohybu a je k tomu náležitě uzpůsoben. Ve srovnání s typickým hrudním obratlem má několik odlišných znaků. Z hlediska pohybu je nejvýznamnější rozdílná orientace

artikulujících ploch horních a spodních intervertebrálních kloubů. Zatímco horní plošky odpovídají sklonu kloubních ploch v Thp, které svírají s transverzální rovinou 60° úhel a s frontální 20°, dolní již musí kopírovat sagitálněji orientované plochy L1, které s transverzální rovinou svírají úhel 90° a s frontální 45°. Vůči horním jsou tedy pootočený. Orientace facet Thp umožňuje lateroflexi, rotaci a několik stupňů flexe a extenze, pohyby Lp jsou jejich postavením povoleny ve větším rozsahu do flekčně extenčních pohybů, lateroflexe a rotační pohyby Lp jsou značně omezeny. (Nordin, Frankel, 2001; Kapandji, 1974)

Protože je tělo Th12 masivnější než jeho obratlový oblouk, odolá obratel větší zátěži. Jeho tělo nese pouze dvě kloubní plochy pro spojení s dvanáctými žebry, oblouk je dorzálně překryt svaly, jejichž vlákna tudy probíhají bez toho, že by na něj inserovaly. To vše předurčuje Th12 k tomu, aby byl nazýván „otočným čepem páteře“. (Kapandji, 1974)

Charakteristika L3

Podle Kapandjiho (1974) je prvním opravdu pohyblivým obratlem bederní páteře. Pátý (L5) a čtvrtý (L4) bederní obratel, poměrně pevně fixované na os sacrum, zastupují rigidní část přechodu kosti křížové a bederní páteře.

L3 představuje funkční předěl mezi účinkem svalů upínajících se na skelet hrudníku a svalů jdoucích k pánvi. (Dylevský, 2009). Má lépe vyvinutý obratlový oblouk, který tak může posloužit jako místo přepojení iliolumbálních snopců m. latissimus dorsi (dále m. LD), které inserují na jeho transverzální výběžky. Jeho trnový výběžek je zároveň nejkaudálnějším místem začátku m. spinalis. Ve výši třetího bederního obratle se fyziologicky nachází také vrchol bederní lordózy, je proto důležitým místem v mechanice páteře v klidu. (Kapandji, 1974)

1.1.3. Vzpřimování páteřní osy, pojem „svalstvo Th-L přechodu“

Dorzální svaly nenapřimují, ale zaklání a latero-laterálně uklání (a v malém rozsahu rotují) páteřní sloupec. Ke kineziologii páteře (Th-L přechodu) patří proto neodmyslitelně ventrální muskulatura, bez jejíž souhry by vzpřímené držení těla nebylo možné.

Přestože se dorzální svalstvo účastní všech pohybů trupu, například rotace realizovaná jen zádovými svaly by byla možná ve velmi omezené míře. Hlavními rotátory trupu jsou mm. obliqui, paravertebrální svaly se přidávají. (Kapandji, 1974) Kapandji považuje svaly břišní stěny za „přední skupinu motorických svalů páteře“.

Proměnlivé zakřivení Lp je formováno tonem svalů břišních, paravertebrálních a svalů dolních končetin, začínajících na pánvi. Oplošťování předozadních křivek páteře je zahajováno na úrovni pánve. Zásadní roli v tomto procesu hraje m. rectus abdominis (dále m. RA). Lokalizace jeho začátků a úponů umožňuje velmi efektivní práci, jelikož působí na koncích poměrně dlouhých ramen páky. (Rameno horní páky představuje vzdálenost mezi páteří a processus xiphoides a ramenem spodní páky je vzdálenost mezi promontoriem a symfýzou.) Pomocné svaly jsou mm. obliqui abdominis a m. transversus abdominis.

Z dorzální strany zmenšuje anteflexi tah m. gluteus maximus, m. biceps femoris (dále m. BF) a m. semitendinosus a semimembranosus, sacrum je vertikalizováno a bederní lordóza se vyrovnává. Hrudní kyfózu napřimují dorzální svaly trupu. (Kapandji, 1974)

Z uvedeného vyplývá, že za svalstvo Th-L oblasti je nutné považovat svaly nejen dorzální, ale i ventrální strany trupu. Dle předešlého odstavce to jsou m. RA a m. erector spinae (dále ES). Třetím měřeným svalem, který prochází touto oblastí je m. LD.

1.2. Pánev

Pánevní kruh je v dospělosti složený ze dvou kostí pletence dolní končetiny a kosti křížové, která má tvar klínu, jež do kostěného kruhu pánve přesně zapadá. Jejich spojení, zprostředkované tuhými, sakroiliakálními klouby, je poměrně pevné a umožňuje pohyby jen velmi malých rozsahů. Pohyb pánve je realizován hlavně prostřednictvím kyčelních kloubů. Hlavní úlohou pánevních kostí je nesení váhy horní poloviny trupu a převod tohoto zatížení na dolní končetiny. (Dalstra, Huiskes, 1995; Véle, 2006)

1.2.1. Neoddělitelnost pohybů pánve a axiálního systému

Na nepohyblivý spodní konec páteře (os sacrum) navazuje pátý bederní obratel. Změny polohy pánve, odehrávající se především v kyčelních kloubech, jsou proto přenášeny do oblasti bederní páteře. (Dylevský, 2009) Biomechanicky tedy není možné pohnout pánví, aniž by se tento pohyb promítl do celého osového systému. (Dylevský, 2009; Adler, Beckers, Buck, 2008)

1.2.2. Pletenec pánevní

Mezi pánví a stehenní kostí, je umožňován pohyb s poměrně velkým rozsahem ve všech rovinách. Důležitou stabilitu kyčelního kloubu zvyšují kromě anatomických poměrů kostí měkké tkáně, jako labrum acetabulare, kloubní pouzdro a vazy, které zpevňují toto pouzdro. (Gross, Fetto, Rosen, 2005; Čihák, 2001) Takto zajištěná stabilita je však nedostačující a rozhodující úlohu zde hrají svaly. (Gross, Fetto, Rosen, 2005) Pánev musí být na kyčelních kloubech stabilizována koordinovanou svalovou aktivitou. Je - li oporou pro celé tělo jen jedna dolní končetina (např. švihová fáze kroku) tyto nároky se zvyšují.

1.2.3. Musculus gluteus medius

Bývá zjednodušeně popisován jako velký sval trojúhelníkovitého tvaru, jehož vlákna, se od svého začátku mezi linea glutea anterior a linea glutea inferior sbíhají do jedné šlachy inzerující na horní facetě velkého trochanteru femuru. Společně s m. gluteus minimus bývá označován jako hlavní abduktor dolní končetiny. Gotschalk, aj. (1989)

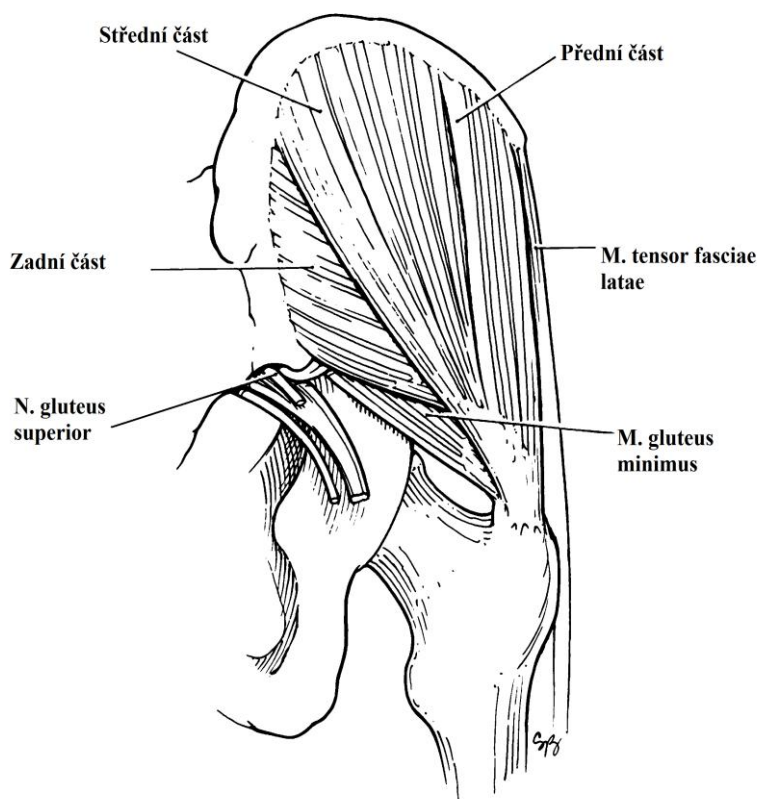
Gotschalk, aj. (1989) však uvádí, že hlavní funkcí musculus gluteus medius (dále m. GM) je laterální stabilizace pánve při stoje na jedné DK. Fyziologický režim tohoto svalu je proto práce v zatížení v uzavřeném kinematickém řetězci.

Dále se v práci téhož autora dočteme, že má 3 funkčně odlišné části (viz Obr. č. 1, str. 14), jejichž aktivita je spojena vždy s jinou fází kroku. Zadní část m. GM je aktivována jako první při *initial contact* a pokračuje až do fáze *preswing*. Primární funkcí posteriorní části m. GM a také m. gluteus minimus je stabilizace hlavice femuru v acetabulu během chůze. Přední část m. gluteus medius vykazuje maximum aktivity

během fáze *midstance*. Mediální vlákna se během chůze aktivují na konci *terminal swing*, jejich aktivita je nejvyšší při *midstance* a končí během *preswing*. Anteriorní a mediální vlákna m. gluteus medius mají více vertikální tah a pomáhají při zahajování abdukce v kyčli. Ačkoliv přední a střední vlákna m. gluteus medius běží paralelně s dlouhou osou femuru, jsou podle autorů pouze sekundárními abduktory kyčle. Jejich funkce v rámci kyčelního kloubu je zejména stabilizační. M. GM vykazuje největší aktivitu v pozici abdukce a současné vnitřní rotace femuru. Zároveň byla naměřena znatelně vyšší EMG aktivita tohoto svalu při větším zatížení končetiny. (Earl, 2005)

Dříve se předpokládalo, že m. GM musí vynaložit sílu ekvivalentní dvěma tělesným hmotnostem, aby pánev uvedl při stožení na jedné dolní končetině (dále DK) do rovnováhy. Podle autorů Fetto, Leali, Moroz (2002) bylo prokázáno, že skutečná síla, kterou je nutno na této úrovni vykompenzovat, převyšuje sílu, kterou představují tři tělesné hmotnosti, protože rameno páky, kde působí síla produkovaná tělesnou hmotností je delší než rameno, na kterém působí abduktory kyčelního kloubu. Je to větší síla, než je schopen samotný m. GM dlouhodobě vyvinout, protože přesahuje jeho metabolickou kapacitu. (Fetto, Leali, Moroz, 2002) Nelze jej tedy pokládat za jediný sval, stabilizující pánev při stožení na jedné DK.

Obr. č. 1 Znárodnění 3 částí m. gluteus medius (převzato z Gottschalk, aj., 1989)



1.2.4. Stabilita pánve ve frontální rovině

Je při stoji na obou dolních končetinách (dále DKK) zajištěna simultánní kontrakcí adduktorů a abduktorů obou DKK. (Kapandji, 1974)

Při stoji na jedné dolní končetině, vyvíjí hmotnost trupu sílu, která působí ve směru poklesávání pánve na kontralaterální straně. Hlavním stabilizátorem pánve je v této situaci skupina abduktorů kyčelního kloubu. (Nordin, Frankel, 2001) V případě jejich insuficience se ztrácí protitah vůči tíhové síle trupu a pánev na opačné straně poklesá. Tuto situaci ozejmuje pozitivní Tredelenburgovo znamení. (Gross, Fetto, Rosen, 2005)

Fetto, Leali a Moroz (2002) označují jako laterální stabilizátor pánve iliotibiální trakt a m. vastus lateralis – m. gluteus medius komplex. Zdůrazňují významnou roli m. tensor fasciae latae a tractus iliotibialis. Důležitou stabilizační funkci m. tensor fasciae

latae a tractus iliotibialis dokládají výsledky dvou studií, kdy při první bylo na kadeverech zjištěno, že při zachování neporušeného tractus iliotibialis (dále ITB) a rozetnutí kloubního pouzdra a svalů m. gluteus maximus, medius a minimus byla možná vnitřní rotace pánve kolem kyčelního kloubu z výchozí pozice průměrně 10°, při rozetnutí ITB a zachování pouzdra stejných svalů však byla možná vnitřní rotace pánve z výchozí polohy v rozsahu 30°. Druhá studie zkoumala pacienty po amputacích DK nad kolenním kloubem (above knee amputation, dále AKA) a pod ním (below knee amputation, dále BKA) a porovnávala rozdíl ve zvýšení energetického výdeje u obou skupin. Výsledek výzkumu ukázal, že amputovaní pod kolenním kloubem musí na pohyb vynaložit o 10% více energie, než zdravá populace avšak amputace nad kolenním kloubem vedla k nárůstu energetického výdeje o 40% oproti zdravým. Při porovnání svalových ztrát mezi oběma skupinami přišli autoři na to, že jediným statickým stabilizátorem porušeným u BKA ve srovnání AKA je iliotibiální trakt. Pacienti s BKA chodili díky zachovanému m. GM bez znatelného poklesu pánve a mohli stát na amputované straně bez laterálního posunu pánve. Přestože pacienti po AKA měli také intaktní m. GM, nebyli schopni chůze bez znatelného poklesu pánve na straně švihové DK a nemohli se na amputovatnou DK postavit, aniž by jejich pánev nebyla laterálně vysunutá. (Fetto, Leali, Moroz, 2002)

Bylo vypočítáno, že se na síle nutné k udržení pánve vodorovně ve frontální rovině podílí ze 70% gluteální svalstvo a z 30% svaly, které ovlivňují napětí iliotibiálního traktu. – Těmito svaly jsou m. tensor fasciae latae, horní část m. gluteus maximus a za součást toho systému lze pokládat také m. vastus lateralis jako hydraulický zesilovač účinku musculus tensor fasciae latae. Zajišťování vzájemného fyziologického postavení pánve a femuru je výsledkem interakcí mezi všemi články komplexu zajišťujícího laterální stabilitu. (Grimaldi, 2011) Za použití výpočetní tomografie bylo zjištěno, že největší průřez z kyčelních abduktorů má m. GM (60%), který je tak ze svalů abduktorového komplexu nejvýznamnější, na m. gluteus minimus připadá 20% a na tensor fasciae latae 10%.

1.2.5. Posturální změny při porušené „frontální stabilizaci“ pánve

Ve stoji na obou dolních končetinách jsou působící síly obou stran v rovnováze a páteř stojí ve frontální rovině vzpřímená symetricky (v sagitální jsou vyjádřena

fyziologická zakřivení). Když se člověk postaví na jednu DK a je sem přenesena tělesná váha, pánev na opačné straně musí být svaly aktivně držena proti působení tíhové síly.

Pokud toto není splněno, pánev na nezatížené straně poklesá (spina iliaca posterior superior na nezatížené straně klesá pod úroveň spiny stojné DK) a páteřní sloupec je změnou silových poměrů nucen měnit své postavení. V oblasti bederní páteře vytvoří na straně nezatížené dolní končetiny konvexní oblouk, výše v hrudní oblasti konkávní a nad ním znovu konvexní oblouk. Svalový systém se automaticky (pod kontrolou extrapyramidového systému) přizpůsobí tak, aby znovu zajistil tělesnou rovnováhu. (Kapandji, 1974)

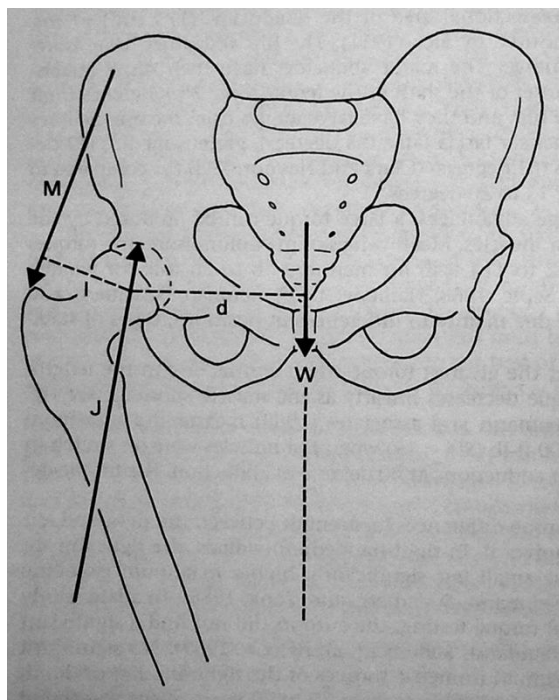
Stabilizace pánve dvěma gluteálními svaly a m. tensor fasciae latae je nezbytná také pro schopnost fyziologické chůze. Tehdy je transverzální osa pánve (spojnice spinae iliaca anterior superior) při jednostranné opoře přesně horizontálně a zároveň rovnoběžně s osou probíhající ramenními klouby. Při nedostatečné stabilizaci dochází při chůzi – kromě poklesu pánve, popsaném výše – k nahnutí trupu nad stranu opory a ke sklonění horizontální osy ramenních kloubů stejným směrem. (Kapandji, 1987) Zvětšení vertikálních výkyvů pánve a kompenzace poklesu pánve vychylováním trupu (jež je strategií pro udržování posturální rovnováhy) činí chůzi neekonomickou a pro pacienta unavující. (Véle, 2006)

1.2.6. Biomechanické hledisko

V klidném stoji na obou DKK, kdy nevznikají momenty síly vzhledem ke kyčelním kloubům ani působením tělesných segmentů, ani svalovou kontrakcí se velikost reakční síly působící na obě hlavičky femuru rovná polovině tíhové síly horní části trupu. Protože každá DK představuje 1/6 tělesné váhy, dostaneme velikost reakční síly na každý z kyčelních kloubů vydělením zbylých 2/3 váhy dvěma.

V situaci, kdy člověk stojí na jedné DK, je pánev považována za páku prvního stupně se středem otáčení v kyčelním kloubu stojné DK. Hmotnost trupu vyvíjí sílu, působící v místě těžiště těla (center of mass, dále COM), která účinkuje ve směru poklesu pánve na kontralaterální straně. (Nordin, Frankel, 2001) M. gluteus medius, m. gluteus minimus a m. tensor fasciae latae vytváří sílu opačného směru. (Obr. č. 2, str.17)

Obr. č. 2 Působící síly při stoji na jedné DK (převzato z Weiss, 1996)

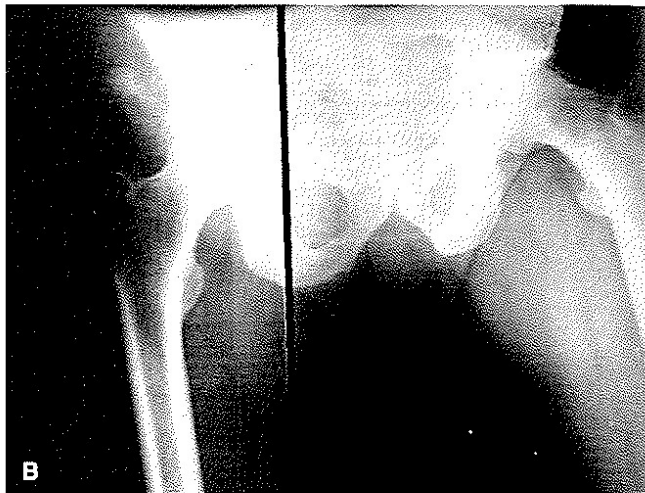


W – 85% tělesné váhy (hlava, paže, trup a opačná DK)
M – síla produkovaná abduktory kyčle, potřebná k udržení pánve v rovnováze
J – reakční síla působící v kyčelním kloubu
d – délka ramene síly W
i – délka ramene síly M

Průměrný průřez abduktorů je 43 cm^2 , což je ve srovnání s plochou průřezu např. m. quadriceps femoris poměrně málo. Kyčelní abduktory mají však výhodu velké páky. Například m. GM působí svou silou na trochanter femuru pod úhlem 72° (patelární vaz jen pod úhlem 15° až 20°). Díky těmto výhodným pákovým převodům může být poměrně malou svalovou skupinou kyčelních abduktorů dosaženo značných silových momentů. Průměrné hodnoty maximálního momentu síly se u mužů při izometrické kontrakci pohybují mezi 125 – 155 Nm. (Weiss, 1996) Podle Véleho (2006) dosáhnou tyto svaly momentu síly 270 Nm. Největší sílu vykazují kyčelní abduktory v protažení, s jejich zkracováním klesá. Bylo naměřeno, že největšího momentu síly dosáhnou při izometrické kontrakci v 10° addukci.

Velikost vznikajících momentů a reakční síly v kloubu závisí na postavení páteře, nezátížené DK, horních končetin (dále HKK) a na sklonu pánve. Rameno páky tíhové síly (a tedy vznikajících momentů sil a reakční síly v kloubu) je nejmenší, když je trup nakloněn nad stojnou DK (Obr. č. 3, str. 18), podobný průběh tíhového vektoru je i při postavení, v klinické praxi popisovaném, jako pozitivní Trendelenburgovo znamení (Obr. č. 4, str 18). Neutrální postavení dokumentuje Obr. č. 5, str. 19.

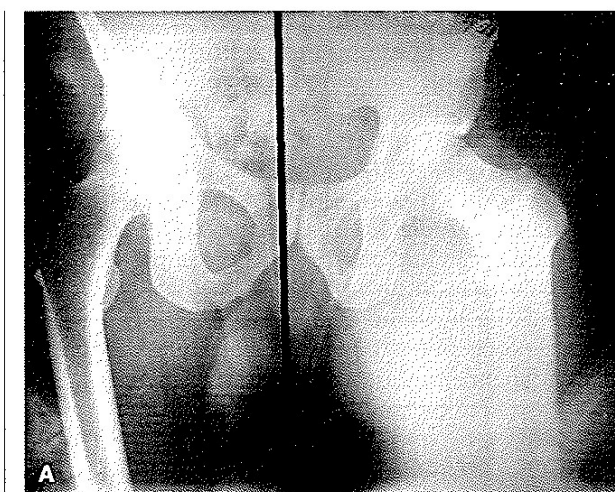
Obr. č. 3 Stoj s úklonem trupu nad stojnou DK



Obr. č. 4 Stoj na 1 DK s poklesem pánve kontralaterálně



Obr. č. 5 Stoj na 1 DK s neutrálním postavením pánve



Obrázky č. 3, 4 a 5 převzaty z (Nordin, Frankel, 2001)

1.2.7. Klinické posuzování laterálních stabilizátorů pánve, Trendelenburg test

Při klinickém vyšetřování abduktorů kyčle je možné hodnotit posturální návyky jedince, schopnost kontroly optimálního postavení pánve při stoji na jedné DK, stav svalového břicha, nejrozšířenějším způsobem vyšetření je však testování síly abduktorů dynamometry. Toto vyšetření by dle Grimaldiho (2011) nemělo být považováno za zlatý standart, a doporučuje doplnit jej dalšími testy, protože globální testování svalové síly skrývá riziko falešných negativních výsledků. Svalová dysfunkce je mnohdy přítomná, ale není detekovaná z důvodu přebírání aktivity oslabeného svalu jeho synergisty. Další faktory značně ovlivňující výsledky vyšetření jsou bolest, obava z bolesti nebo motivace pacienta. Obraz vyšetření svalové síly může dále doplnit a zpřesnit dynamické vyšetření, kdy pacient provádí výpad vpřed, chůzi, chůzi do schodů, běh, poskoky. Výsledky popsanych testů pak musí být interpretovány ve vzájemných souvislostech. (Grimaldi, 2011)

Trendelenburg test

Hodnotí orientaci pánve a trupu ve frontální rovině. Pozitivní test je popisován jako pokles pánve na nezátížené straně a negativní jako úklon trupu směrem ke stojné DK. (Grimaldi, 2011) Modifikovaný Trendelenburgův test popsany Hardcastle a Nade zahrnuje maximální aktivní elevaci nezátížené strany pánve, zatímco trup je držen ve vzpřímené pozici. Současnější autoři používají při hodnocení abduktorů tímto vyšetřením další nástroje, jako je 2D kinematická analýza, nebo goniometr, ke změření addukčního úhlu stojné DK (= úhel mezi spojnicí SIASs a femurem), v jehož změně se projeví jak pokles, tak laterální posun pánve. (Grimaldi, 2011)

Dále je při tomto vyšetření vhodné mít na paměti, že test odráží individuální strategii pacienta pro dosažení rovnováhy při stojí na jedné DK. Způsob řešení posturální situace není výsledkem pouze svalové síly, ale zahrnuje plánování pohybu, které je podřízeno přirozenému principu co nejmenšího výdeje energie. Addukční úhel v kyčli je nastaven v souladu s požadavkem optimálního vztahu úhlu a momentu síly. Jeho volba může být silně ovlivněna posturálními návyky. V případě pozměněné optimální klidové délky svalu (např. při častém spočívání v jeho prodloužené pozici), mohou být voleny pro stoj na jedné DK větší addukční úhly, kterým je následně přizpůsobováno držení trupu.

Při provádění Trendelenburgova testu mohou nastat falešně pozitivní a falešně negativní odpovědi, které vedou při nepozornosti vyšetřujícího k chybnému hodnocení výsledku testu. Falešně pozitivní výsledky mohou být zapříčiněny bolestí, zhoršenou spoluprací pacienta a útlakem měkkých tkání mezi hrudním košem a hřebenem pánevním. K falešně negativním odpovědím vedou takzvané trikové pohyby, kdy vyšetřovaný používá k provedení úkolu svaly nacházející se nad a pod úrovní pánve k tomu, aby zvedl pánev na nezátížené straně, nebo kdy se nadměrně uklání „za kyčelní kloub“ stojné strany. (Hardcastle, Nade, 1985)

Stoj na jedné DK je umožněn přenesením COM nad opěrnou bazi. K tomu vede několik strategií – zvětšení addukčního úhlu v kyčli, nebo změna postavení trupu či abdukce paží. Jednoduchým změřením stupně zvětšení addukčního úhlu, bez zhodnocení nebo prokázané kontroly dalších segmentů není Trendelenburg test dostatečně senzitivním testem k posouzení slabosti abduktorů. (Grimaldi, 2011)

K podobnému závěru dospěli Hardcastle a Nade (1985), kteří při provádění testu měřili elektromyografickou (dále EMG) aktivitu svalů m. GM, m. gluteus minimus, m. gluteus maximus a m. abduktor magnus. Zjistili, že se při provedení testu s ukloněním trupu nad stojnou stranu tyto svaly neaktivují, z čehož vyvodili závěr, že pouhé hodnocení polohy transiliakální spojnice při provádění testu nepodává úplné informace o funkci skupiny abduktorů kyčle.

Autoři Harcastle a Nade považují správně provedený a pozorně zhodnocený Trendelenburg test, za přesnou zkoušku s prognostickými důsledky a tvrdí, že je Trendelenburg test, který hodnotí funkci laterálních stabilizátorů pánve v jejich fyziologické aktivitě, funkčním testem, klinicky hodnotnějším než leckterá statická hodnocení. Youdas, et al. (2007) uvádí, že tohoto testu je možné využít pro zhodnocení výkonu abduktorů kyčle. Trendelenburgovo znamení je podle něj možné považovat za pozitivní při větší než 4° odchylce od horizontály. Pokud je odchylka menší, lze předpokládat, že jde pouze o standartní odchylku měření a neprokazuje patologickou funkci. (Youdas, et al., 2007) Grimaldi (2011) považuje Trendelenburgův test provedený sám o sobě za nedostatečný.

1.2.8. Stabilita pánve v sagitální rovině

Hlavními svaly sklápějícími pánev do retroflexe jsou m. rectus abdominis (dále m. RA), m. transversus abdominis, m. obliquus abdominis externus a internus a z hlubokého zádového svalstva mm. multifidi a m. quadratus lumborum. Anteflexi pánve provádí m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimebranosus. (Čápová, 2008)

1.3. Otázka řetězení svalové aktivity

Velkou otázkou v řízení lidského pohybu je problém zvládnutí kontroly velkého počtu stupňů volnosti (degrees of freedom, DOF). Vztahuje se ke skutečnosti, že možnosti našeho pohybového systému provést konkrétní pohyb dalece převyšují omezení, která jsou tomuto pohybu kladena. Důsledkem je nekonečné množství řešení pro vykonání jedné motorické úlohy. Jak řídicí systém vybírá konkrétní svalové vzorce pro vykonání daného pohybu?

Klíčovým přístupem k tomuto problému je myšlenka synergie. Bernstein se domníval, že řídicí systém propojil jednotlivé svaly ve svalové skupiny (synergie), aby se snížil počet proměnných, které je nutno kontrolovat. (Klous, Danna-dos-Santos, Latash, 2010) Pokud se na pojem svalová synergie (souhra) blíže zaměříme, zjistíme, že jej různí autoři používají v různém slova smyslu. Liší se také, názory na jejich „kódování“ v CNS a na způsob jejich spouštění.

Například: Torress-Oviedo a Ting (2007) definují svalovou synergii jako synchronně aktivovanou skupinu svalů s konstantními relativními výsledky jejich aktivity. Synergie proto reprezentuje svalový vzorec, výsledkem jehož aktivace je pohyb s neměnnými prostorovými charakteristikami.

Ting (2007) definuje svalovou synergii jako vzorec svalové koaktivace s neměnnými prostorovými a časovými parametry a předpokládá, že je řízena jediným nervovým příkazem. Ve stejném článku se dočítáme názor, že snižování stupňů volnosti, které je pozorovatelné na biomechanické úrovni odráží snižování stupňů volnosti na úrovni nervových okruhů, které svaly aktivují. Svalové synergie by podle ní mohly být mechanismem, díky kterému nervový systém dosahuje opakovatelných, vzájemně se podmiňujících více-kloubních koordinací.

Výsledky studie realizované na několika druhích žab, kde bylo využito intraspinální microstimulace neuronových sítí a následného elektromyografického mapování odpovědí a počítačové extrakce synergií, podporují názor, že existují svalové synergie zakódované v míše, které se prostřednictvím vzájemných kombinací podílejí na bohatém pohybovém repertoáru vycházejícím z míšní úrovně. (Saltiel, Wiler-Duda, D'Avella, Tresch a Bizzi, 2000)

Kromě těchto příkladů se názory liší také podle oboru působení autora na poli kineziologie. Zatímco vědečtí pracovníci uchopují téma z velmi širokého přístupu všeobecné fyziologie hybnosti, kliničtí kineziologové a terapeuté popisují svalové synergie na základě zkušenosti klinicky patrných vztahů - popisují tedy již výstupy - výsledky práce neuromuskuloskeletárního aparátu.

V následující kapitole je uvedeno několik poznámek, čerpaných od různých autorů, které mohou nasměrovat zamýšlení se nad problémem svalových synergií ve vztahu k tématu práce. Měly by posloužit ke konkretizování představ o možných způsobech spolupráce svalových skupin v lidském organismu. Také do jisté míry

ilustrují způsob uvažování o souvislostech mezi aktivitou trupového a končetinového svalstva v rámci této práce, v jehož důsledku byl sestaven postup při tomto výzkumu.

1.3.1. Souvislosti v zapojení svalstva trupu a končetin (zvláště dolních) z pohledu několika autorů

V této části DP byly využity poznatky z prací doc. Véleho, J. Čákové a konceptu Proprioceptivní neuromuskulární facilitace - prací, kde jsou svalové souhry trupu i končetin více či méně podrobně konkretizovány. Přestože nejsou, v nich prezentované, názory na svalové zřetězení přijímány, jako všeobecně platné, některé jsme do naší práce převzali. Účelem není potvrzovat či vyvracet jejich pohledy a výsledky práce, ale využít jejich poznatků při zkoumání svalových synergií k vytvoření si lepší představy o možných souvislostech ve svalové aktivitě mezi trupem a končetinami.

Svalové souhry mezi DKK, pánví a trupem z pohledu konceptu Proprioceptivní neuromuskulární facilitace

V konceptu proprioceptivní neuromuskulární facilitace (dále PNF) je pohyb pánve definován v rámci 4 směrů (anteriorní elevace, posteriorní deprese, posteriorní elevace, anteriorní deprese). Pro pohyb pánve do anteriorní elevace je zapotřebí aktivity homolaterálních vnitřních a kontralaterálních zevních mm. obliqui abdominis, do posteriorní deprese homolaterálních zevních a kontralaterálních vnitřních mm. obliqui abdominis a kontralaterálního m. quadratus lumborum, posteriorní elevaci zprostředkuje práce stejnostranných m. quadratus lumborum a m. latissimus dorsi, dále m. iliocostalis lumborum a longissimus thoracis a anteriorní depresi kontralaterální m. quadratus lumborum, iliocostalis lumborum a longissimus thoracis. (Adler, Beckers, Buck, 2008)

Pokud vycházíme z úvahy, že při stožení na jedné DK musí být pánev udržena v nulovém postavení (přední i zadní spiny se nacházejí v jedné rovině, rovnoběžné s podložkou), - všechny vzory pánve jsou tedy v rovnováze, pak musí koordinovaně pracovat všechny svaly zodpovědné za pohyby v jednotlivých pohybových vzorcích.

Stojná fáze dolní končetiny je v rámci PNF spojena se vzorcem *extenze – abdukce – vnitřní rotace* a volně navazuje na pánevní vzorec *posteriorní deprese*.

(Adler, Beckers, Buck, 2008) Pokud oba - v řeči konkrétních svalů - propojíme, vidíme, že se k aktivitě homolaterálních zevních a kontralaterálních vnitřních mm. obliqui abdominis a kontralaterálního m. quadratus lumborum váže aktivita m. GM, m. gluteus maximus a na stehni m. biceps femoris, m. semitendinosus, semimembransus a m. quadriceps femoris (a dalších).

O souvislosti aktivity trupu a dolních končetin vypovídá také následující: Aktivní práce s pánví posiluje zapojování svalů trupu a dolních končetin. Pohybové vzorce dolních končetin jsou v rámci PNF využívány pro cvičení posilující svalstvo trupu. Odpor kladený silným svalům DKK vyvolává iradiaci svalové aktivity ke slabším svalům jinde v těle. (Adler, Beckers a Buck, 2008)

Svalové souhry mezi trupem a končetinami (Čápová, 2009)

Propojení aktivity horních a dolních stabilizátorů lopatky (mm. rhomboidei, kaudální a střední snopce m. serratus anterior, střední a kaudální vlákna m. trapezius, m. levator scapulae, m. pectoralis minor, m. omohyoideus) vyústí do funkčního propojení dolního a horního trupu. Tyto diagonální řetězce jsou součástí flekční synergie osového orgánu (Flekční synergie = aktivita psoatů a šikmých břišních svalů vázaná na dolní stabilizátory lopatek – stabilizace Th-L). Hrají důležitou roli pro udržení stability neutrální pánve v rovině sagitální.

„Trupové diagonální řetězce svalových aktivit jak z opěrné, tak z fázické horní končetiny se funkčně napojí na opěrnou i fázickou dolní končetinu.“ (Čápová, 2009, str. 53) To vede k posílení stabilizace Th-L přechodu.

Slovo „diagonální“ napovídá, že opora (či fáze) se vytváří v organismu zkříženě. Protože chceme být konkrétní, je uveden výčet svalů, které se podle autorky aktivují při vytváření opory na horní a dolní končetině. Výčet je úplný, nebyl zkracován, aby se práce nestala zavádějící. Tučně zvýrazněné svaly jsou ty, které byly měřené v naší studii.

Svaly zajišťující oporu o HK (tedy pohyb jamky lopatky přes fixovanou hlavici humeru): mm. rhomboidei, střední vlákna m. trapezius, m. serratus anterior, m. levator scapulae, m. pectoralis minor, m. omohyoideus, m. triceps brachii, zadní část m. deltoideus, m. teres major et minor, m. latissimus dorsi, m. infraspinatus, m. supraspinatus, m. brachialis, brachioradialis, m. biceps brachii, m. subscapularis, m.

coracobrachialis, m. pronator teres, m. pronator quadratus, m. supinator, m. extensor carpi radialis, mm. interossei dorsales.

Svaly, jejichž postupná koordinovaná aktivita v konečném výsledku umožní, dynamickou oporu o DK (tedy pohyb jamky pánve přes hlavici femuru). Jsou to: m. rectus abdominis, m. transversus abdominis, m. obliquus abdominis externus et internus, autochtonní muskulatura - zejm. mm. multifidi a mm. rotatores, iliopsoas, m. rectus femoris, m. sartorius, dlouhé mm. adduktory, m. gluteus medius, m. piriformis, mm. gemelli, mm. obturatorii, m. quadratus femoris, m. semitendinosus, m. semimebranosus, m. biceps femoris, m. gastrocnemius, m. vastus lateralis, m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. iliacus, krátké zevní rotátory, m. pectineus, m. adductor brevis, tibialis anterior, flexor digitorum, flexor hallucis longus interossei dorsales et palmares, m. soleus.

Každý bazální program se skládá z několika podprogramů. Některé z nich jsou, dle názoru Čápové, geneticky preformovanými elementy. Bazální programy obsahují prvky základní genetické výbavy posturálních funkcí člověka jako živočišného druhu. TING (2007) také píše, o „zakódování“ svalových synergií. Předpokládá, že jsou zakódovány na spinální úrovni, nezmiňuje se ale o způsobu kódování. Čápová naopak mluví o způsobu, jakým jsou kódovány (druhá genetika), ale nezmiňuje, kde by mělo být možné je nalézt.

Vybrané svalové synergie, popsané Vélem (2006)

„Většina běžných pohybů neprobíhá v základních rovinách nebo v testovaných směrech, ale nejčastěji diagonálně a ve více segmentech současně, protože při pohybu působí vždy několik svalů a tvoří tím svalové skupiny se společnou funkcí. Spojení svalů do jednoduchých smyček nebo složitějších řetězců integruje jejich funkci.“ (Véle, 2006, str. 313) Níže uvedené svalové řetězce, převzaté z práce Véleho (2006), zahrnují svaly, jejichž EMG aktivita byla měřena v této diplomové práci.

Zkřížené dlouhé řetězce trupu:

Zadní strana: Humerus jedné strany – m. latissimus dorsi – fascia thoracolumbalis – páteř – crista iliaca druhé strany – fascia glutea – m. gluteus maximus – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno této druhé strany

Přední strana: Humerus jedné strany – m. pectoralis major – fascie přední plochy hrudníku – přes pochvu přímých břišních svalů na druhou stranu – mm. obliqui abdominis – ligamentum inguinale – fascie stehenní – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany

„Oba řetězce se kříží jak na přední tak na zadní straně trupu a zpevňují ho. Funkční poruchy z hrudní oblasti se tak mohou mechanicky přenášet na oblasti pletenců ramenních i pánevních a tím i na horní i dolní končetiny a opačně.“ (Véle, 2006, str. 318)

Poznámka vztahující se k této práci:

Véle při analýze pohybu důrazně doporučuje zohledňovat vzdálené ovlivňování segmentů prostřednictvím svalových řetězců a neomezovat se pouze na lokální poruchy a bolestivá místa. Tento postup vnímá na jedné straně jako nákladný a na druhé zároveň jako ekonomický. Snižuje se jím výskyt recidiv. (Véle, 2006)

1.4. Thorakolumbální syndrom

V návaznosti na charakteristiku zvláštností oblasti Th-L přechodu, popsanou v kapitole 1.1. „Charakteristika Th-L přechodu“, je názorné, zmínit v krátkosti možný důsledek soustředování přetížení do této oblasti.

Thorakolumbální syndrom vzniká v důsledku dráždění thorakolumbálních facetových kloubů míšních etáží Th 12 – L1, 2. To vyvolává bolest, která je dále vedena příslušnými nervy.

Klinickým obrazem jsou bolesti zad v thorakolumbální oblasti s přenášením bolesti k lopatě kyčelní kosti a hýždím. Syndrom se může projevovat jen izolovanou bolestí hýžděvé krajiny, což často vede k mylnému směřování léčby do oblasti spodní bederní páteře a sakroiliakálních kloubů. (Proctor, Dupuis, Cassidy, 1985)

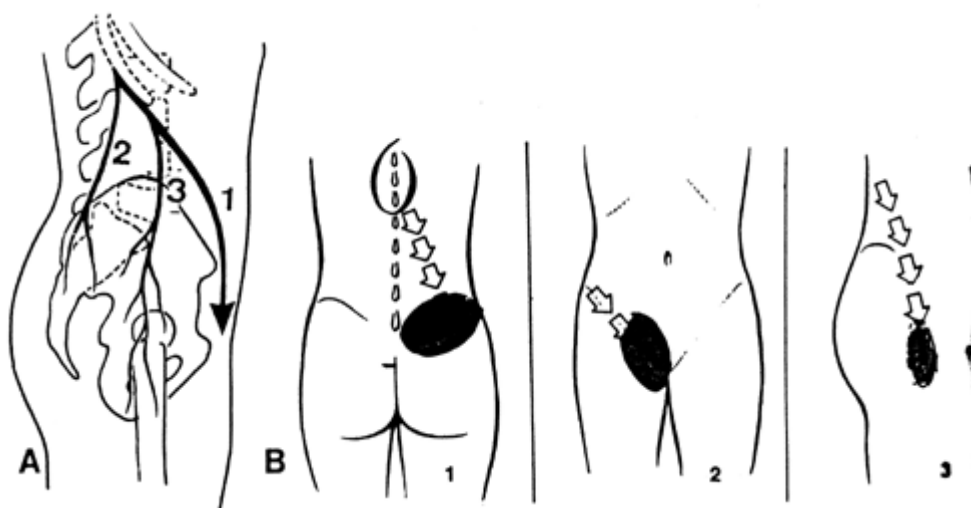
Obvykle je příčinou tohoto syndromu stav, který Maigne (1998) nazval „lehká bolestivá intervertebrální dysfunkce“, velmi zřídka bývá následkem prolabujícího intervertebrálního disku. Radiologická vyšetření jsou ve většině případů negativní nebo odhalují pouze minimální, zanedbatelné známky degenerace.

Nejčastěji se dysfunkce popsané etáže manifestuje jako *low back pain*, někdy jako pseudoviscerální bolesti břicha nebo jako bolest simulující trochanterickou bursitidu, v malém procentu případů se vyskytuje bolest pubické kosti.

Propagace bolesti se shoduje s distribucí povrchového zásobení míšních nervů Th12, L1. V jejich inervačních okřscích dochází k reflexním poruchám tkáně spinálního původu. Přestože vrstvy senzitivního zásobení z Th12 a L1 jsou povrchové (kůže, podkoží) bolest je pacienti pociťována jako hluboká.

Míšní nervy Th12 a L1 vystupují z míšního kanálu v úrovni thorakolumbálního spojení (Maigne, 1998) a jejich větve mají podobný průběh (Obr. č 6 A) Stejný obrázek (B) zobrazuje oblasti nervového zásobení kůže a podkoží – místa, kde pacienti pociťují viscerální typ bolestí. (Obr. č. 6 B)

Obr. č. 6 A: Konečný průběh míšních nervů Th12 a L1, **B:** Oblasti nervového zásobení kůže a podkoží těmito nervy



Důkazem thorakolumbálního původu bolesti je takřka okamžitá úleva pacienta (snížení lokální i přenášené bolesti, možnost se ohýbat otáčet či se napřímít v zádech, zmenšení či vymizení cellulalgické zóny) po podání lokálního anestetika do blízkosti intervertebrálních kloubů. Po podání fyziologického roztoku pacient úlevu od bolesti nemá.

Ze všech případů bolestivosti dolní části zad je asi 30% zapříčiněno drážděním z Th-L oblasti, častější výskyt je u pacientů ve věku nad 50 let. Po úspěšné operaci disku perzistující low back pain je velmi často bolest thorakolumbálního přechodu. (Maigne, 1998)

2. CÍLE A HYPOTÉZY

2.1. Cíl

Cílem této práce je, objektivizovat vliv funkce musculus gluteus medius na aktivitu svalstva thorakolumbální oblasti, pomocí povrchové elektromyografie.

2.2. Vedlejší cíle

a) Zjistit, zda lze jednoznačně zevšeobecnit, že snížení síly m. gluteus medius a pozitivita Trendelenburgova testu, znamená zvýšenou, respektive sníženou aktivitu EMG signálu tohoto svalu.

b) Zjistit, jestli existují kvantifikovatelné vztahy mezi musculus gluteus medius a ostatními měřenými svaly.

2.3. Vědecké otázky a hypotézy

2.3.1. Vědecká otázka č. 1:

Existuje statisticky významná závislost aktivity svalstva thorakolumbální oblasti na zhoršené funkci musculus gluteus medius?

H₀1 Dysfunkce musculus gluteus medius neovlivňuje EMG aktivitu trupového svalstva Th-L oblasti.

H_A1 Dysfunkce musculus gluteus medius ovlivňuje EMG aktivitu trupového svalstva Th-L oblasti.

H₀2 Dysfunkce musculus gluteus medius neovlivňuje EMG aktivitu trupového svalstva Th-L oblasti.

H_A2 Dysfunkce musculus gluteus medius zvyšuje EMG aktivitu trupového svalstva Th-L oblasti.

2.3.2. Vědecká otázka č. 2:

Lze jednoznačně říci, že snížená síla m. gluteus medius a pozitivita Trendelenburgova testu znamená zvýšenou, respektive sníženou EMG aktivitu tohoto svalu?

H₀3 Snížená síla musculus gluteus medius a pozitivita Trendelenburgova testu se neprojeví změnou jeho EMG aktivity.

H_A3 Snížená síla musculus gluteus medius a pozitivita Trendelenburgova testu se projeví jeho vyšší EMG aktivitou.

2.3.3. Vědecká otázka č. 3:

Projeví se dysfunkce musculus gluteus medius v EMG aktivitě svalů končetin?

H₀4 Dysfunkce musculus gluteus medius neovlivňuje EMG aktivitu končetinových svalů.

H_A4 Dysfunkce musculus gluteus medius ovlivňuje EMG aktivitu končetinových svalů.

3. METODA VÝZKUMU

3.1. Charakteristika souboru

Do výzkumného souboru bylo zařazeno celkem 20 probandů, z nichž 10 bylo po lézi v oblasti femuru (experimentální skupina) a 10 probandů bylo zdravých (kontrolní skupina).

Kritériem pro zařazení do experimentální skupiny byla pozitivita Trendelenburgova testu, a současná objektivní léze v oblasti femuru. Tyto dvě podmínky označují stav, který v této práci nazýváme „dysfunkce m. gluteus medius“. Průměrný věk probandů skupiny byl 39,1 let (v rozmezí od 21 do 70 let).

Kritériem pro zařazení do kontrolní skupiny byl negativní nálezn při vyšetření Trendelenburg testem a žádný úraz DKK. Průměrný věk probandů kontrolní skupiny byl 34,9 let (v rozmezí od 23 do 75 let).

Jedinci byli před zahájením měření podrobeni kineziologickému vyšetření, zaměřenému na postavení pánve, zkrat vzpřimovačů trupu a pohybové stereotypy abdukce a extenze v kyčli, součástí bylo provedení Trendelenburgovy zkoušky. U tohoto testu jsme se zaměřili na to, zda dojde k poklesu pánve na straně elevované DK či ke kompenzačnímu vychýlení trupu na stranu stojné DK. Test byl považován za pozitivní při všech jiných posturálních odpovědích, než je udržení předních a zadních horních spin pánve v jedné rovině, rovnoběžné s horizontálou a vzpřímeného držení těla.

Shrnutí kineziologických rozborů probandů obou skupin v Příloze č. 1 a 2 str. 66 - 69; vzor kineziologického rozboru v Příloze č. 3 str. 70 – 71.

3.2. Postup měření

Nástroji výzkumu bylo měření svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie (dále EMG). K dispozici byl šestnáctikanálový, bezdrátový elektromyograf firmy Noraxon.

Měření bylo realizováno v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc v časovém rozmezí od 7:00 do 16:00 hodin. Prostředí testovací místnosti a průběh měření byly stejné pro všechny testované subjekty. Probandi byli seznámeni s účelem

a způsobem provádění měření a následně podepsali informovaný souhlas (Příloha č. 4, str. 72). Poté byla odebrána anamnéza a proveden kineziologický rozbor.

EMG aktivita byla bilaterálně snímána z těchto svalů: m.gluteus medius, m.lattissimus dorsi, m.erector spinae pars thoracica (dále m. ES), m. biceps femoris, m. rectus femoris (dále m. RF), m. rectus abdominis, m. serratus anterior (dále m. SA), m. triceps brachii (dále m. TB). Musculus latissimus dorsi, hrudní část musculus erector spinae, spolu s m. rectus abdominis v naší práci reprezentují Th-L přechod, ostatní měřené svaly jsou označeny jako svaly končetinové.

Kůže nad měřenými svaly byla očištěna abrazivní pastou, utřena mokřím ručníkem a vysušena. V izometrické aktivitě byla palpována svalová břívka měřených svalů a na ně byly kolmo na průběh svalových vláken umístěny dvě, svými okraji naléhající, elektrody. Indiferentní elektroda byla umístěná na olecranon ulnae. Zesilovač signálů byl fixován na pokožku lepicí páskou.

Měření proběhlo v tomto sledu: Na začátku byla u každého probanda, po dobu 20s, měřena EMG aktivita během klidného vzpřímeného stoje. Následovalo snímání aktivity při stoji na jedné DK, chůzi a přechodu přes schod vysoký 20 cm. U všech testů byly provedeny 3 pokusy.

3.3. Způsob vyhodnocování dat

3.3.1. Vhodnocování dat získaných povrchnou EMG:

Elektromyografický signál byl zpracován a analyzován v programu MR-XP 1.07 Master Edition firmy Noraxon. Před vyhodnocováním byl EMG signál zrektifikován a vyhlazen. K vyhlazení byl použit algoritmus Root Mean Square s velikostí vyhlazovacího okna 100 ms.

Pro analýzu záznamu byla vybrána funkce Average Activation.

Vyhodnocované úseky byly voleny na základě probíhající aktivity a zahrnut byl vždy průměr všech správně provedených pokusů. Vybírání hodnocených úseků jsme u experimentální skupiny vztahovali vždy ke stejné fázi DK na straně léze, u kontrolní skupiny ke klinicky zdatnější DK (kvalitnější provedení Trendelenburg testu). Takto zvolené úseky by měly zvýraznit rozdíly ve svalové aktivitě mezi oběma skupinami, z čehož – dle našich předpokladů – vyplývá vyšší signifikance výsledků.

Při testu stoje na jedné DK byl hodnocen pouze úsek čistého stoje (bez úseku zvedání a pokládání druhostranné DK), při chůzi byla vyhodnocena stejná fáze měřené končetiny (od *initial contact* měřené DK po *inicial contact* druhostranné DK) a u přechodu přes schod byly analyzovány EMG hodnoty v úsecích od počátku *pre swing* švihové nohy po dotyk špičky švihové nohy (tj. od začátku přenosu váhy na stojnou DK po celou dobu překonávání schodu až po opětovný dotyk švihové nohy a podložky a tedy počátek přenosu váhy zpět na obě DKK).

Tímto způsobem získaná data byla převedena do programu MS Excel pro další zpracování.

3.3.2. Normalizace signálu

Pro porovnatelnost hodnot EMG signálu mezi probandy, byla provedena normalizace signálu vztažením naměřených hodnot k aktivační hodnotě (AH) každého svalu.

Výpočet AH v programu MS Excel: průměrná klidová EMG aktivita svalu + 2x směrodatná odchylka (SMODCH) hodnot klidové aktivity každého svalu.

Statisticky zpracovávanými výsledky měření tak byly násobky AH resp. hodnoty podílu elektrické aktivity svalu v daném momentě [= momentální aktivita, ma (μV)] a AH (μV) tohoto svalu.

3.3.3. Statistické zpracování získaných dat

Ke statistickému zpracování dat byl použit program Microsoft Office Excel 2007 s doplňkem „Analytické nástroje“ pro analýzu statistických a inženýrských dat. Bylo předpokládáno, že jsou data normálně rozložena. Testování dat i hypotéz bylo prováděno na hladině statistické významnosti $p = 0,05$. Před testováním hypotéz bylo využito funkce F- test ke zjištění (ne)rovnosti rozptylů naměřených dat. Na základě výsledku tohoto testu byl vybrán typ Studentova T-testu, kterým byly testovány jednotlivé hypotézy. Podle potřeby byly použity čtyři typy T-testu (Dvouvýběrový oboustranný T – test s rovností rozptylů, Dvouvýběrový oboustranný T – test s nerovností rovností rozptylů, Dvouvýběrový jednostranný T – test s rovností rozptylů, Dvouvýběrový jednostranný T – test s nerovností rozptylů).

4. VÝSLEDKY

4.1. Výsledky pro vědeckou otázku č. 1:

U vědecké otázky č. 1, ve znění: Existuje statisticky významná závislost aktivity svalstva thorakolumbální oblasti na zhoršené funkci musculus gluteus medius?, byly testovány dvě hypotézy.

Výsledky testování hypotézy H₀₁

Nulovou hypotézu H₀₁ (Dysfunkce musculus gluteus medius neovlivňuje aktivitu trupového svalstva Th-L oblasti.) lze u všech hodnocených aktivit částečně zamítnout na základě těchto výsledků:

Chůze:

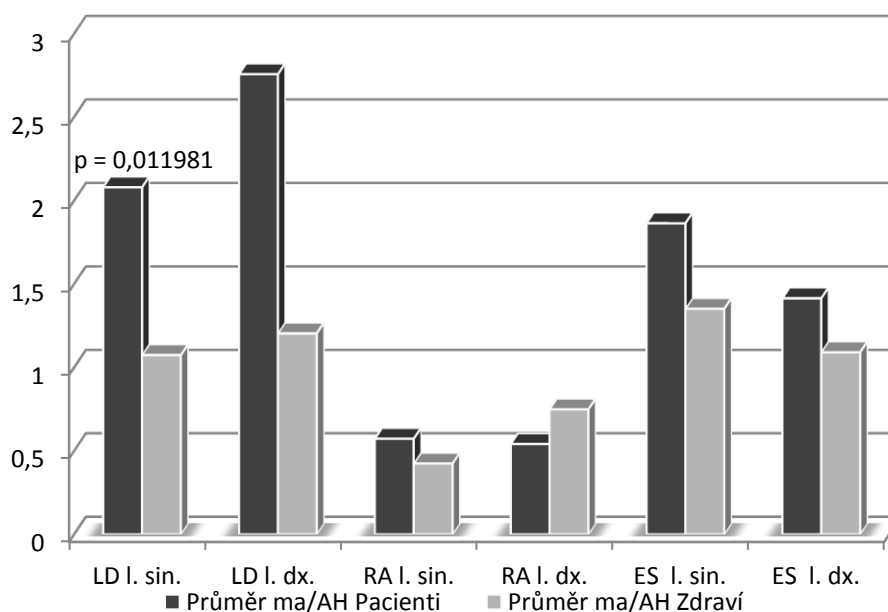
Studentův T – test pro dva výběry prokázal signifikantní rozdíl ve svalové aktivitě levého (dále l. sin.) m. LD ($p = 0,011981$); pro pravý (dále l. dx.) m. LD a pro m. RA a m. ES obou stran (dále bil.) nelze H₀₁ zamítnout. Shrnutí výsledků viz Tabulka č. 1. Výsledky pro testování hypotézy H₀₁ – Chůze a Graf č. 1 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Chůze, str. 34. Tučně jsou vyznačeny hladiny signifikance na základě kterých byla zamítnuta nulová hypotéza.

Tab. č. 1 Výsledky pro testování hypotézy H_{01} - Chůze

Sval	Průměr ma/AH Pacienti	SMODCH	Průměr ma/AH Zdraví	SMODCH	Dosažená p
LD l. sin.	2,079164466	0,982078	1,073784	0,437385	0,011981
LD l. dx.	2,756737	2,702582	1,203687	0,504021	0,104334
RA l. sin.	0,572509	0,257609	0,424208	0,170388	0,146286
RA l. dx.	0,541113	0,352786	0,748393	1,296955	0,635968
ES l. sin.	1,863613	1,362673	1,350897	0,790744	0,317059
ES l. dx.	1,414061	0,964762	1,090628	0,327982	0,336979

Legenda k Tab. č. 1, platí také pro Graf č. 1: LD – m. latissimus dorsi, ES – m. errector spinae pars thoracica, RA – m. rectus abdominis, Průměr ma/AH - průměrný poměr momentální svalové aktivity a aktivační hodnoty svalu, SMODCH – směrodatná odchylka uvedených průměrných hodnot, p – hladina signifikance

Graf č. 1 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Chůze



Stoj na jedné DK:

Studentův T – test pro dva výběry prokázal signifikantní rozdíl ve svalové aktivitě m. LD bilaterálně. Pro m. LD l. sin. $p = 0,04329$, pro m. LD l. sin. $p = 0,024348$. Pro m. RA bill. a m. ES bill. nelze H_{01} zamítnout. Shrnutí výsledků viz Tabulka č. 2. Výsledky pro testování hypotézy H_{01} – Stoj na jedné DK a Graf č 2

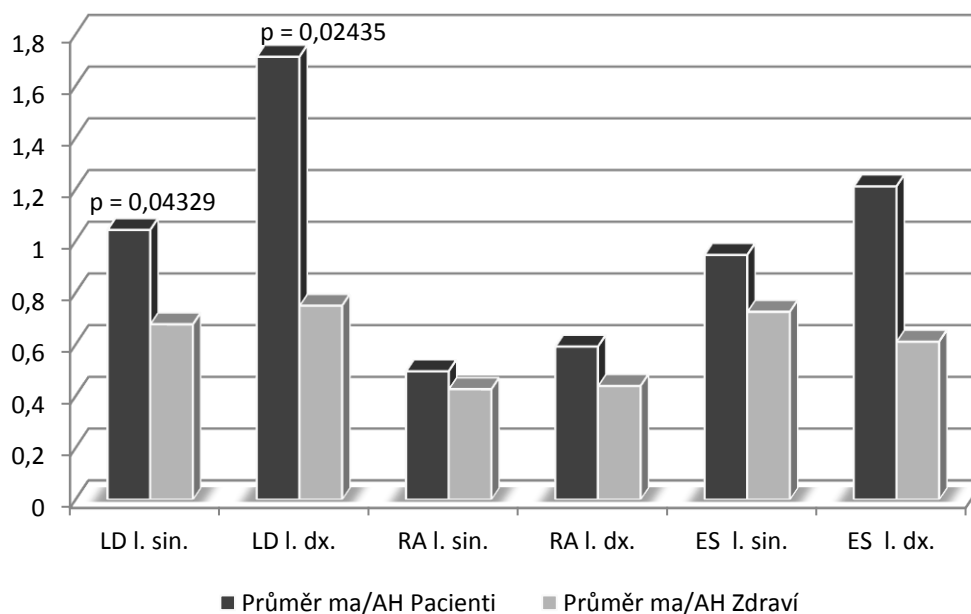
Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Stoj na jedné DK. Tučně jsou vyznačeny hladiny signifikance na základě kterých byla zamítnuta nulová hypotéza.

Tab č. 2 Výsledky pro testování hypotézy H_01 – Stoj na jedné DK

Sval	Průměr ma/AH Pacienti	SMODCH	Průměr ma/AH Zdraví	SMODCH	Dosažená p
LD l. sin.	1,043004	0,426212	0,6782	0,316104	0,04329
LD l. dx.	1,713035	1,104828	0,749999	0,378161	0,024348
RA l. sin.	0,496351	0,09785	0,427072	0,076505	0,094729
RA l. dx.	0,591802	0,412397	0,439695	0,162356	0,299115
ES l. sin.	0,946685	0,453866	0,726497	0,421253	0,275596
ES l. dx.	1,211558	1,024224	0,610938	0,325484	0,104869

Legenda k Tab. č. 2, platí také pro Graf č. 2: LD – m. latissimus dorsi, ES – m. erector spinae pars thoracica, RA – m. rectus abdominis, Průměr ma/AH - průměrný poměr momentální svalové aktivity a aktivační hodnoty svalu, SMODCH – směrodatná odchylka uvedených průměrných hodnot, p – hladina signifikance

Graf č. 2 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Stoj na jedné DK



Přechod přes schod:

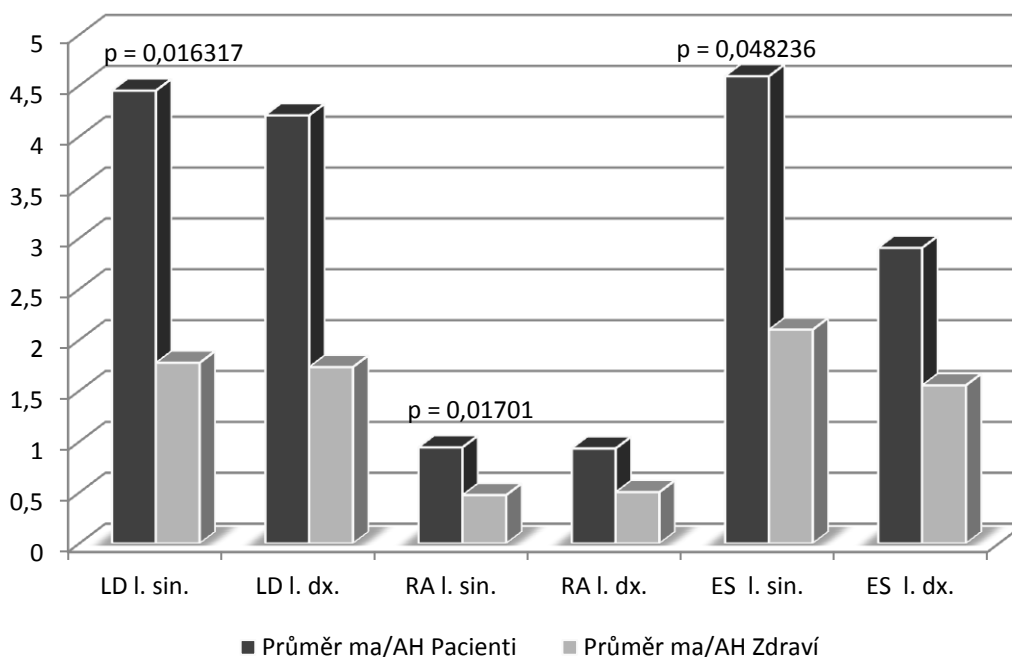
Stejným testem byl prokázán signifikantní rozdíl ve svalové aktivitě u m. LD l. sin. ($p = 0,016317$) u m. RA l. sin. ($p = 0,01701$) u m. ES l. sin ($p = 0,048236$) pro m. LD l. dx., m. RA l. dx. a m. ES l. dx. nelze H_0 zamítnout. Hodnoty blíží se hladině signifikance 0,05 vyšly pro m. ES l. dx. ($p = 0,056001$) a m. LD l. dx. ($p = 0,079544$). Shrnutí výsledků viz Tabulka č. 3. Výsledky pro testování hypotézy H_0 – Přechod přes schod a Graf č 3 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Přechod přes schod, str. 37. Tučně jsou vyznačeny hladiny signifikance na základě kterých byla zamítnuta nulová hypotéza.

Tab č. 3 Výsledky pro testování hypotézy H_0 – Přechod přes schod

Sval	Průměr ma/AH Pacienti	SMODCH	Průměr ma/AH Zdraví	SMODCH	Dosažená p
LD l. sin.	4,451665	2,844398	1,77564	0,915894	0,016317
LD l. dx.	4,208158	3,940705	1,733902	0,738341	0,079544
RA l. sin.	0,944042	0,492737	0,474919	0,210593	0,01701
RA l. dx.	0,933465	0,791099	0,504362	0,424793	0,152981
ES l. sin.	4,592421	3,275651	2,101338	1,45076	0,048236
ES l. dx.	2,905765	1,881977	1,554341	0,67928	0,056001

Legenda k Tab. č. 3, platí také pro Graf č 3: LD – m. latissimus dorsi, ES – m. erector spinae pars thoracica, RA – m. rectus abdominis, Průměr ma/AH - průměrný poměr momentální svalové aktivity a aktivační hodnoty svalu, SMODCH – směrodatná odchylka uvedených průměrných hodnot, p – hladina signifikance

Graf č. 3 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Přejchod přes schod



Výsledky testování hypotézy H_02 :

Nulovou hypotézu H_02 (Dysfunkce musculus gluteus medius neovlivňuje aktivitu trupového svalstva Th-L oblasti) lze částečně zamítnout pro tyto výsledky:

Chůze:

Jednostranný studentův T - test pro dva výběry prokázal statisticky významně vyšší svalovou aktivitu u m. LD l. sin. ($p = 0,005990529$). Pro m. LD l.dx., m. RA bill. a m. ES bill. nelze na základě statistického testování H_02 zamítnout.

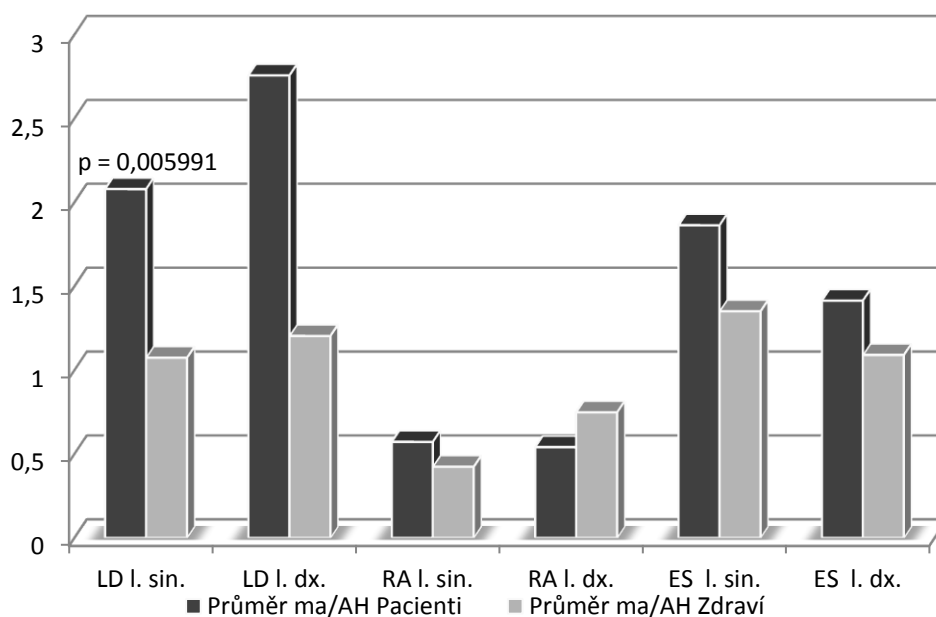
Hladině signifikance 0,05 se blížila hodnota pro m. LD l. dx. ($p = 0,052167$) a m. RA l. sin. ($p = 0,073143$) Shrnutí výsledků viz Tabulka č. 4 Výsledky testování H_02 – Chůze a Graf č. 4 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Chůze, str 38. Tučně jsou vyznačeny hladiny signifikance na základě kterých byla zamítnuta nulová hypotéza.

Tab. č. 4 Výsledky testování H₀₂ - Chůze

Sval	Průměr ma/AH Pacienti	SMODCH	Průměr ma/AH Zdraví	SMODCH	Dosažená p
LD l. sin.	2,079164	0,982078	1,073784	0,437385	0,005991
LD l. dx.	2,756737	2,702582	1,203687	0,504021	0,052167
RA l. sin.	0,572509	0,257609	0,424208	0,170388	0,073143
RA l. dx.	0,541113	0,352786	0,748393	1,296955	0,318146
ES l. sin.	1,863613	1,362673	1,350897	0,790744	0,158529
ES l. dx.	1,414061	0,964762	1,090628	0,327982	0,16854

Legenda k Tab. č. 4, platí také pro Graf č. 4 LD – m. latissimus dorsi, ES – m. errector spinae pars thoracica, RA – m. rectus abdominis, SMODCH – směrodatná odchylka uvedených průměrných hodnot, Průměr ma/AH - průměrný poměr momentální svalové aktivity a aktivační hodnoty svalu, p – hladina signifikance

Graf č. 4 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Chůze



Stoj na jedné DK:

Jednostranný studentův T - test pro dva výběry prokázal statisticky významně vyšší svalovou aktivitu u m. LD l. sin. ($p = 0,021645$), u m. LD l. dx. ($p = 0,012174$), u m. RA l. sin. ($p = 0,047365$). H_0 nelze zamítnout pro m. RA l. dx. a pro m. ES l. sin.

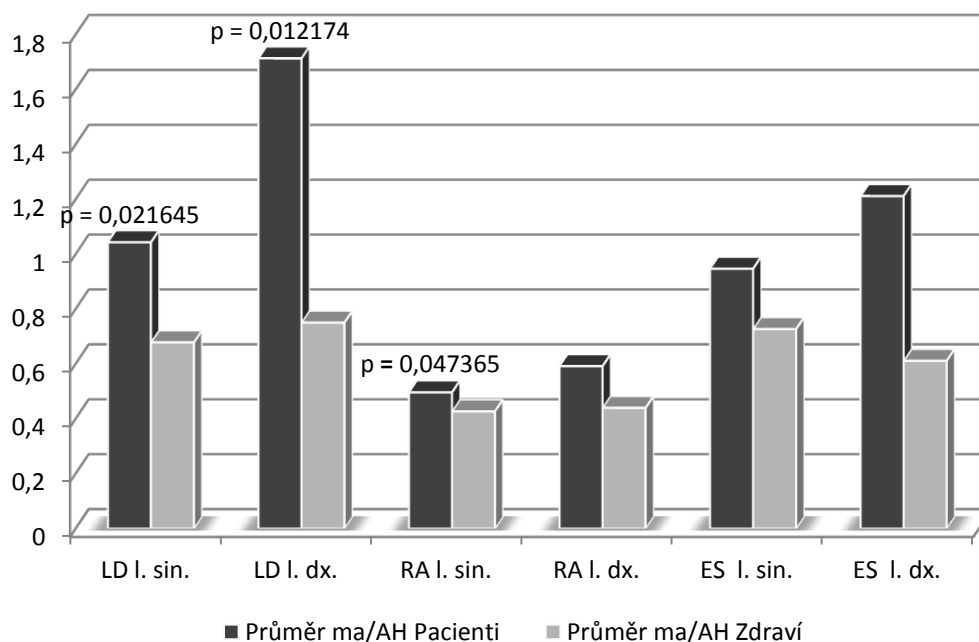
Hladině signifikance $p = 0,05$ se blížila hodnota pro m. ES l. dx. ($p = 0,052434$). Shrnutí výsledků viz tabulka č. 5 Výsledky testování H_0 - Stoj na jedné DK a Graf č. 5 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Stoj na jedné DK, str 40. Tučně jsou vyznačeny hladiny signifikance na základě kterých byla zamítnuta nulová hypotéza.

Tab. č. 5 Výsledky testování H_0 - Stoj na jedné DK

Sval	Průměr ma/AH Pacienti	SMODCH	Průměr ma/AH Zdraví	SMODCH	Dosažená P
LD l. sin.	1,043004	0,426212	0,6782	0,316104	0,021645
LD l. dx.	1,713035	1,104828	0,749999	0,378161	0,012174
RA l. sin.	0,496351	0,09785	0,427072	0,076505	0,047365
RA l. dx.	0,591802	0,412397	0,439695	0,162356	0,149557
ES l. sin.	0,946685	0,453866	0,726497	0,421253	0,137798
ES l. dx.	1,211558	1,024224	0,610938	0,325484	0,052434

Legenda k Tab. č. 5, platí také pro Graf č. 5 LD – m. latissimus dorsi, ES – m. erector spinae pars thoracica, RA – m. rectus abdominis, SMODCH – směrodatná odchylka, Průměr ma/AH - průměrný poměr momentální svalové aktivity a aktivační hodnoty svalu, p – hladina signifikance

Graf č. 5 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Stoj na jedné DK



Přechod přes schod:

Jednostranný studentův T - test pro dva výběry prokázal statisticky významně vyšší svalovou aktivitu u m. LD, m. RA, m. ES bilaterálně.

Pro m. LD l. sin. $p = 0,008158$ pro m. LD l. dx. $p = 0,039772$.

Pro m. RA l. sin. $p = 0,008505$ pro m. RA l. dx. $p = 0,076491$.

Pro m. ES l. sin. $p = 0,024118$ pro m. ES l. dx. $p = 0,028$ Shrnutí výsledků viz tabulka č. 6 Výsledky testování H_02 - Přechod přes schod a Graf č. 6 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Přechod přes schod. Tučně jsou vyznačeny hladiny signifikance na základě kterých byla zamítnuta nulová hypotéza.

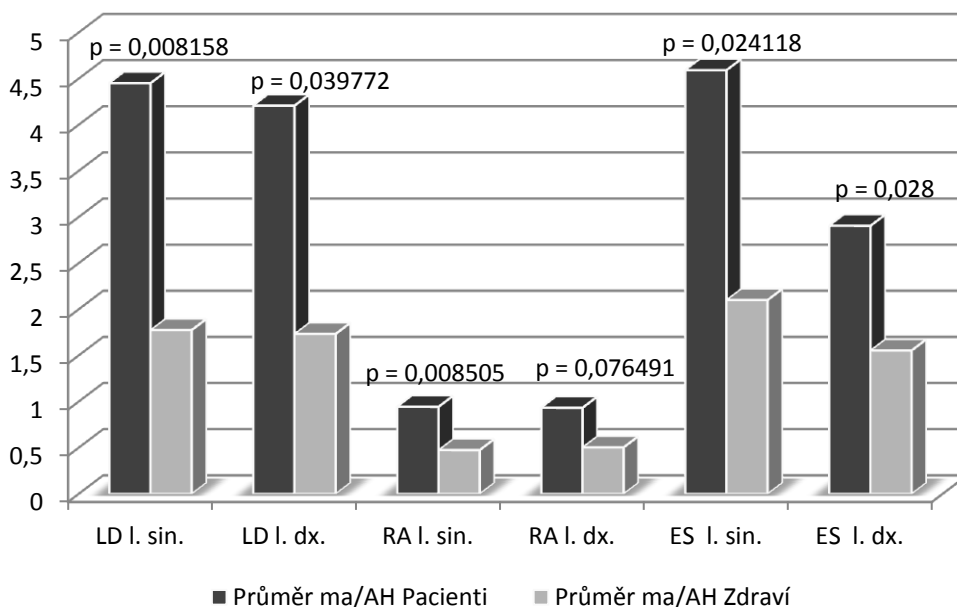
Tab. č. 6 Výsledky testování H_02 - Přechod přes schod

Sval	Průměr ma/AH Pacienti	SMODCH	Průměr ma/AH Zdraví	SMODCH	Dosažená p
LD l. sin.	4,451665	2,844398	1,77564	0,915894	0,008158
LD l. dx.	4,208158	3,940705	1,733902	0,738341	0,039772
RA l. sin.	0,944042	0,492737	0,474919	0,210593	0,008505
RA l. dx.	0,933465	0,791099	0,504362	0,424793	0,076491

ES l. sin.	4,592421	3,275651	2,101338	1,45076	0,024118
ES l. dx.	2,905765	1,881977	1,554341	0,67928	0,028

Legenda k Tab. č. 6, platí také pro Graf č. 6 LD – m. latissimus dorsi, ES – m. erector spinae pars thoracica, RA – m. rectus abdominis, SMODCH – směrodatná odchylka, Průměr ma/AH - průměrný poměr momentální svalové aktivity a aktivační hodnoty svalu, p – hladina signifikance

Graf č. 6 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Přechod přes schod



4.2. Výsledky pro vědeckou otázku č. 2:

U vědecké otázky č. 2 ve znění: Lze jednoznačně říci, že snížená síla m. gluteus medius a pozitivita Trendelenburgova testu znamená zvýšenou respektive sníženou aktivitu EMG signálu tohoto svalu?, byla Studentovo jednostranným dvouvýběrovým T – testem testována hypotéza H_03 (Snížená síla musculus gluteus medius se neprojeví změnou v hodnotách EMG signálu tohoto svalu.)

Výsledky testování hypotézy H_03 :

Nulovou hypotézu H_03 nelze na základě statistického testování zamítnout. Pro žádnou měřenou aktivitu nebyla u m. GM prokázána hladina signifikance nižší

než 0,05 Tab. č. 7 Výsledky Studentova dvouvýběrového T- testu pro testování H_03 a Graf č. 7 a) a b) Porovnání poměru ma/AH pro m. GM l. sin. a l. dx. shrnuje výsledky testování H_03 . Průměrné hodnoty svalové aktivity vypovídají o vyšší aktivitě m. GM bil. u pacientů.

Tab. č. 7 Výsledky Studentova dvouvýběrového T- testu pro testování H_03

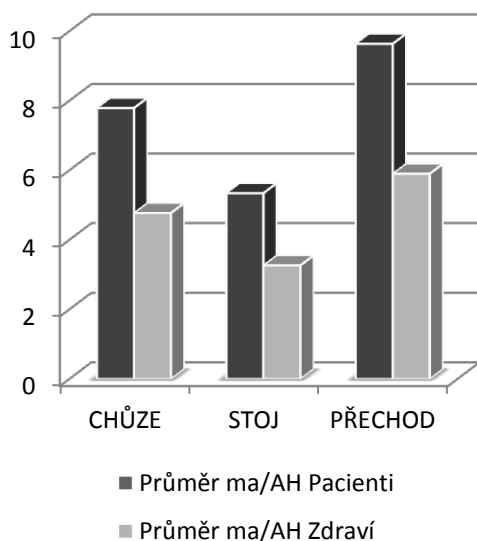
Sval	Aktivita	Průměr ma/AH Pacienti	SMODCH	Průměr ma/AH Zdraví	SMODCH	Dosažená p
GM l. sin.	CHŮZE	7,789762	7,09869	4,770318	5,31068	0,147844
	STOJ	5,340925	5,42402	3,264433	2,51459	0,145993
	PŘECHOD	9,637607	7,47436	5,900552	5,16466	0,104873
GM l.dx.	CHŮZE	6,095733	5,44966	5,197824	5,19342	0,355223
	STOJ	5,485104	5,33255	4,330808	3,85895	0,293016
	PŘECHOD	7,497262	5,54304	7,036653	5,54271	0,427333

Legenda k Tab. č. 7, platí také pro Graf č. 7 GM – m. gluteus medius, STOJ – stoj na jedné DK, PŘECHOD – přechod přes schod, SMODCH – směrodatná odchylka, Průměr ma/AH - průměrný poměr momentální svalové aktivity a aktivační hodnoty svalu p – hladina signifikance

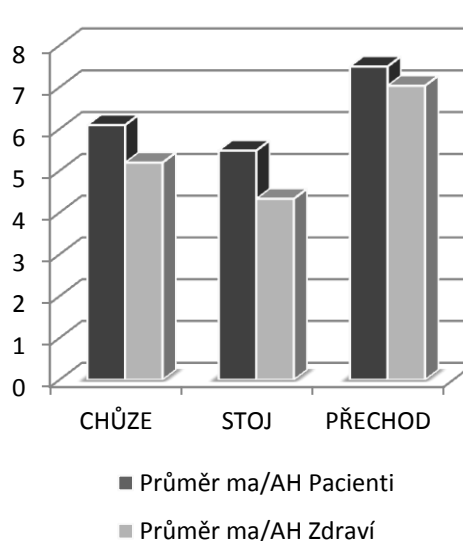
Graf č. 7 a) Porovnání poměru ma/AH pro m. GM l. sin.,

b) Porovnání poměru ma/AH pro m. GM l. dx.

a)



b)



4.3. Výsledky pro vědeckou otázku č. 3:

U vědecké otázky č. 3, znění: Projeví se dysfunkce musculus gluteus medius rozdílnou EMG aktivitou svalů končetin u experimentální skupiny?, byla Studentovo dvouvýběrovým oboustranným T – testem testována hypotéza H_{04} , ve znění: Dysfunkce musculus gluteus medius neovlivňuje aktivitu končetinových svalů.

Výsledky testování hypotézy H_{04} :

Nulovou hypotézu H_{04} nelze na základě výsledných hodnot statistického testování zamítnout. Statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi experimentální a kontrolní skupinou vyšel pouze u aktivity Stoj na jedné DK. Výsledky shrnuje Tabulka č. 8 Výsledky testování H_{04} , str. 43.

Chůze:

Při testování svalové aktivity neprokázal Studentův dvouvýběrový oboustranný T – test statisticky významné rozdíly. Hypotézu H_{04} zde nelze zamítnout.

Stoj na jedné DK:

Hypotézu H_{04} zamítáme pro výsledky m. TB l. dx., kdy vyšla hladina statistické významnosti $p = 0,040187$.

Pro ostatní měřené končetinové svaly nelze H_{04} zamítnout.

U m. TB l. sin. se hladina statistické významnosti blížila hodnotě 0,05 ($p = 0,058291$)

Přechod přes schod: Při testování svalové aktivity neprokázal Studentův dvouvýběrový oboustranný T – test statisticky významné rozdíly. Hypotézu H_{04} zde nelze zamítnout. Hladině statistické významnosti se blížil výsledek m. rectus femoris l. sin. ($p = 0,058185$).

Tab.č. 8 Výsledky testování H_0

Sval	Aktivita	Dosažená p
TB l. sin.	CHŮZE	0,446503694
	STOJ	0,058291
	PŘECHOD	0,219268
TB l. dx.	CHŮZE	0,878786434
	STOJ	0,040187
	PŘECHOD	0,396342
BF l. sin.	CHŮZE	0,884887
	STOJ	0,447942
	PŘECHOD	0,569353
BF l.dx.	CHŮZE	0,470067
	STOJ	0,394024
	PŘECHOD	0,221227
RF l. sin.	CHŮZE	0,186308
	STOJ	0,160431
	PŘECHOD	0,058185
RF l.dx.	CHŮZE	0,993216
	STOJ	0,750297
	PŘECHOD	0,694677
SA l. sin.	CHŮZE	0,648397
	STOJ	0,409263
	PŘECHOD	0,201085
SA l.dx.	CHŮZE	0,286878
	STOJ	0,458131
	PŘECHOD	0,118531

Legenda k Tab. č. 8 TB – m. triceps brachii, BF – m. biceps femoris, RF – m. rectus femoris, SA – m. serratus anterior, STOJ – stoj na jedné DK, PŘECHOD – přechod přes schod, p – hladina statistické významnosti

5. DISKUZE

5.1. Diskuze k výsledkům

5.1.1. Diskuze k vědecké otázce č. 1.

Cílem vědecké otázky č. 1 bylo zjistit, zda existuje závislost mezi aktivitou svalstva thorakolumbální oblasti a aktivitou musculus gluteus medius. Před začátkem výzkumu bylo na základě prací Véleho (2006), Čákové (2009) a poznatků konceptu Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (Adler, Becker, Bucks, 2008) při snížení aktivity m. GM očekáváno odpovídající zvýšení EMG aktivity svalstva Th-L přechodu. Testování hypotéz H_{01} a H_{02} do jisté míry potvrdilo tyto předpoklady.

Diskuze k hypotéze H_{01}

Hypotéza H_{01} (Dysfunkce musculus gluteus medius neovlivňuje aktivitu trupového svalstva Th-L oblasti.) byla testována pro tři aktivity. Při každé z nich byl alespoň u jednoho svalu nalezen statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi experimentální a kontrolní skupinou. Výsledky poukazují na možnou souvislost v aktivitě mezi testovanými svaly, nejsou však homogenní natolik, aby podaly jednoznačnou odpověď na vědeckou otázku.

U experimentální skupiny byla při Chůzi změněná aktivita pouze u m. LD l. sin., při Stoji na jedné DK byl signifikantní rozdíl u m. LD bil. – což by mohlo vést k úvaze, že čím těžší úkol pacientovi zadáme, tím jasněji se projeví kompenzační svalová aktivita pro udržení vzpřímeného stoje. Statisticky významné výsledky při Přechodu přes schod tuto úvahu ale s jednoznačností nepodporují. Do prováděné aktivity se „zapojily“ navíc m. RA l sin a m. ES l. sin., hladina signifikance u m. LD l. dx. však klesla.

Zajímavý je obraz celkově vyšší svalové aktivity na levé straně. Nabízí se vysvětlení ve formě EKG artefaktů, které byly na těchto svalech zaznamenány a které mohly, přestože byl EMG signál normalizován, výsledky zkreslit. Za povšimnutí také stojí postupné zmenšování hodnoty p statistické hladiny signifikance a tedy přibližování se zvolené hladině signifikance $\alpha = 0,05$ od jednoduššího úkolu Chůze po nejnáročnější Přechod přes schod (Viz Tabulky č. 1, 2 a 3, str 34, 35, 36). Je možné, že

by při naměření většího vzorku populace vyšlo mezi experimentální a kontrolní skupinou více statisticky významných odchylek.

Diskuze k hypotéze H₀₂

Hypotéza H₀₂ byla stejného znění, jako hypotéza H₀₁. Alternativní hypotéza však byla postavena jinak, než v případě H₀₁. Na základě již zmíněných prací (Viz Diskuze k hypotéze H₀₁) jsme předpokládali zvýšení aktivity svalstva thorakolumbálního přechodu, proto H_{A2} zněla: Dysfunkce musculus gluteus medius zvyšuje aktivitu trupového svalstva Th-L oblasti. Výsledky pro Chůzi a Stoj na jedné DK se velmi podobají výsledkům testování hypotézy H₀₁, nelze z nich proto vyvodit jednoznačný závěr. U aktivity Přejít přes schod vyšly statisticky významné rozdíly mezi kontrolní a experimentální skupinou pro všechny svaly zkoumané oblasti. Výsledek tak potvrzuje fakt, že dysfunkce m. GM vede ke zvýšení aktivity svalstva Th-L oblasti, pokud je využito dostatečně náročné aktivity pro ozřejnění této dysfunkce. Pro tento fakt hovoří následující odstavec.

Kapandji (1974) uvádí, že podle EMG studií, závisí v 80% případů zajištění vzpřímeného držení v klidném stoji pouze na tonické aktivitě dorzálních svalů. Až při zatížení horní části trupu se v reakci na změnu držení těla (zvýšení lordózy v Cp a zmenšení lordózy v Lp, tělo přechází do většího předklonu) zvýší tonus paravertebrálních svalů a do činnosti jsou uvedeny také svaly břišní stěny. Z toho vyplývá, že mm. abdominis pracují tehdy, když je vědomě oplošťována L lordóza (tj. při zatížení horní části trupu či při motivací ovlivněných postojích - např. stoj v pozoru). Břišní svalstvo se tedy podle uvedeného nepodílí na udržování vzpřímeného stoje v klidu. (Kapandji, 1974)

Shledáme – li tyto výsledky důvěryhodnými a dysfunkce m. GM opravdu zvyšuje aktivitu svalstva Th-L přechodu, je možné zajít v diskuzi dál a propojit tuto skutečnost s klinickou praxí, kde se setkáváme s onemocněním „Thorakolumbální syndrom“, vznikajícím na podkladě přetížení páteře v Th-L oblasti. (Viz Teoretické poznatky, kapitola 1.4. Thorakolumbální syndrom)

5.1.2. Diskuze k vědecké otázce č. 2

Vědecká otázka č. 2 se zabývá vztahem mezi sníženou silou m. GM a současnou pozitivitou Trendelenburgova testu a odpovídající změnou EMG aktivity tohoto svalu.

V rámci této otázky byla testována hladina signifikance pro nulovou hypotézu H_03 (Snížená síla musculus gluteus medius se neprojeví změnou v hodnotách EMG signálu tohoto svalu.)

Diskuze k hypotéze H_03

Na základě statistického zpracování průměrných svalových aktivit experimentální a kontrolní skupiny nebylo možné pro žádný z testovaných úkonů přijmout alternativní hypotézu H_A3 (Snížená síla musculus gluteus medius se projeví jeho vyšší EMG aktivitou.)

Před zahájením tohoto výzkumu byla na straně dysfunkční stabilizace pánve ve frontální rovině očekávaná snížená aktivita m. GM. Novější EMG studie a výsledky této práce ale hovoří o opaku. Grimaldi (2011) ve své práci uvádí výzkum, který pomocí povrchové EMG prokázal, že pacienti s předčasnou artrózou kyčelního kloubu mají zvýšenou aktivitu v m. GM. V této souvislosti autor poukazuje na kontrast mezi tímto zjištěním a všeobecným očekáváním utlumené aktivity m. GM u pacientů s patologií v oblasti kyčle.

Jev, kdy je porucha kyčelního kloubu spojena se vzrůstem aktivity m. GM, naše výsledky přímo nepotvrzují (neboť nebyly prokázány jako statisticky významné). Porovnáním průměrné aktivity m. GM u experimentální a kontrolní skupiny však zjistíme, že podobná tendence byla v naší studii také naměřena. (Viz Tabulka a Graf č. 7, str. 42) Důvodem nedosažení statistické významnosti může být měření pacientů rozdílných diagnóz ve studii výše popsané a studii naší, případně nízký počet probandů v našem populačním výběru.

K popsanému výsledku mohlo vést také provádění úkolů za pomoci trikových pohybů a následná minimalizace silových nároků na komplex laterálních stabilizátorů pánve, na jejímž podkladě nebylo potřeba ani výrazného vzrůstu EMG aktivity m. GM. (Viz Teoretické poznatky, kapitola 1.2.7. Klinické posuzování laterálních stabilizátorů pánve, Trendelenburg test) Tyto výsledky podporují výsledky měření EMG aktivity na svalech m. GM, m. gluteus minimus, m. gluteus maximus a m.

abduktor magnus provedeného autory Hardcastle a Nade (1985), kteří zjistili, že se při provedení testu s ukloněním trupu nad stojnou stranu tyto svaly neaktivují. Dále jejich výsledky ukazují, že je zapotřebí málo svalové aktivity výše zmíněných svalů k udržení rovnovážné polohy těla, pokud je nezatížená strana pánve spuštěna pod úroveň hřebene kosti kyčelní stojné strany. Tyto výsledky odpovídají výpočtům momentů sil při změnách délky ramene páky tělesné hmotnosti. (Viz kapitola 1.2.6. Biomechanické hledisko)

5.1.3. Diskuze k vědecké otázce č. 3

Cílem vědecké otázky č. 3 bylo zjistit, zda se dysfunkce m. GM odrazí v EMG aktivitě končetinových svalů. Statisticky testovanou nulovou hypotézou byla H_0 (Dysfunkce musculus gluteus medius neovlivňuje aktivitu končetinových svalů.)

Nulovou hypotézu nebylo možné zamítnout pro žádný sval na HK či DK, kromě m. TB l. dx. při aktivitě Stoj na jedné končetině. Takový výsledek nemá téměř žádnou výpovědní hodnotu. Také nepotvrzuje žádné z předpokladů postavených v teoretické části.

Neodpovídá například svalovým synergiím, jak je popisuje Čápková (2009), která dává do vzájemné souvislosti diagonální řetězce fázické a opěrné horní a dolní končetiny. Součástí těchto řetězců jsou následující (v této práci měřené) svaly: m. serratus anterior, m. triceps brachii, m. latissimus dorsi, m. rectus abdominis, m. gluteus medius, m. biceps femoris, (úplný výčet Viz kapitola 1.3.1. Souvislosti v zapojení svalstva trupu a končetin (zvláště dolních) z pohledu několika autorů; podkapitola Svalové souhry mezi trupem a končetinami (Čápková, 2009)) Na základě autorkou popsaných synergií byly očekávány změny ve svalové aktivitě mezi kontrolní a experimentální skupinou v celém svalovém řetězci. Očekávané výsledky však tato práce nepotvrdila.

Jiný pohled na souvislosti v aktivitě laterálních stabilizátorů pánve a svalstva horních končetin nabízí Grimaldim popsaná taktika stavění se na jednu DK: Přenesení COM nad opěrnou bazi umožňuje stoj na jedné DK. Posunu lze dosáhnout změnou polohy pánve, trupu nebo horních končetin. (Grimaldi, 2011) Pomocí povrchové EMG v této práci ani takováto souvislost prokázána nebyla. (Aktivita m. TB a m. SA nebyla u experimentální skupiny ve srovnání s kontrolní skupinou statisticky významně vyšší.)

5.1.4. Závěr diskuze k výsledkům

Souvislosti nalézané klinicky byly objektivními měřeními částečně potvrzeny. Ukázalo se, že je důležité zvolit adekvátně těžký test pro naměření signifikantních statistických rozdílů. V tomto smyslu je dle zkušeností z provedeného výzkumu nejvýhodnější Přejít přes schod. Stoj na jedné DK a Chůze nevyžadují dostatečně velké úsilí k provedení úkolu, a měřený není nucen v potřebné míře zapojit všechny sledované svaly. Rozdíly ve svalové aktivitě mezi zdravými jedinci a pacienty se tak nemohou významněji projevit.

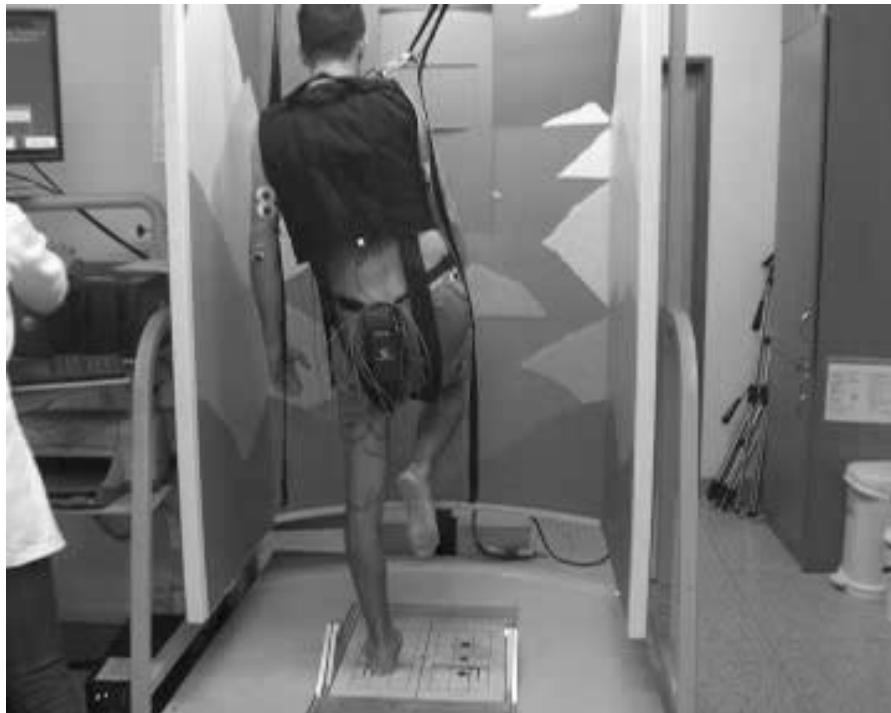
Dalším doporučením pro studie tohoto druhu by bylo porovnávání svalové EMG aktivity v závislosti na měřené straně (např. srovnávání Stoj na PDK u pacienta se Stojem na PDK u zdravého jedince). Výsledky takového výzkumu by mohly mít vypovídající hodnotu také vzhledem k předpokladu diagonálního propojení svalové aktivity popsaného například Vélem (2006) a Čápkovou (2008)

5.2. Diskuze k metodice

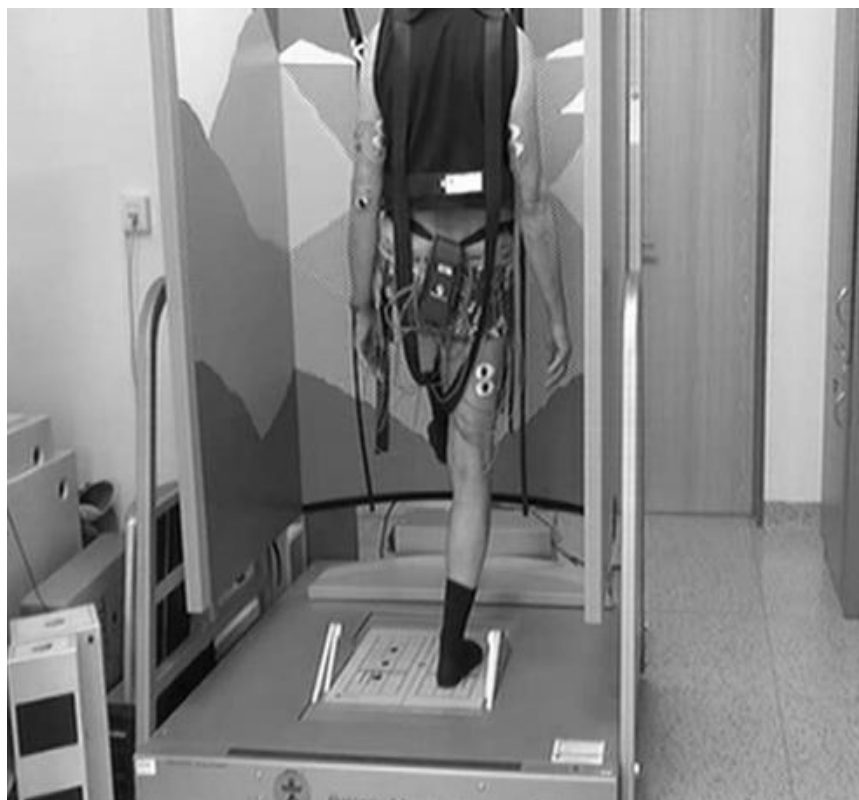
5.2.1. Charakteristika souboru

Čtenáře může překvapit značný věkový rozptyl u probandů obou skupin a porovnávání výsledků poměrně mladých a starších probandů. Určité setření rozdílů bylo zabezpečeno výběrem probandů kontrolní skupiny s ohledem na věkovou skladbu probandů skupiny experimentální. Další argument pro „nezávadnost“ věkových rozdílů vyplývá z klinických zkušeností, kdy každý pacient bez rozdílu věku se zhoršenou laterální stabilizací pánve předvede při Trendelenburgově zkoušce pozitivní reakci a naopak každý s intaktní funkcí laterální stabilizace předvede reakci negativní. Dokládají to Obr. č. 7 a 8., str. 50. První z nich dokumentuje pacienta po zlomenině diafýzy femuru (r. nar. 1985), druhý probanda kontrolní skupiny (r. nar. 1942).

Obr. č. 7 Stoj na 1 DK – pacient po zlomenině diafýzy femuru, r. nar. 1985



Obr. č. 8 Stoj na 1 DK – proband kontrolní skupiny, r. nar. 1942



Tím, že bylo v každé skupině naměřeno 5 probandů v závislosti na aktivitě prováděné levou DK (Stoj na jedné DK, Chůze, Přechod přes schod) a 5 probandů v závislosti na aktivitě prováděné pravou DK, byly do jisté míry zabezpečeny obecně vypovídající výsledky, neovlivněné naměřením stran v různém poměru. Zároveň ale vede zobecnění ke snížení přesnosti výsledků a nemožnosti rozlišení korelací ve svalové aktivitě v závislosti na stranovém zapojení.

Jak je patrné ze shrnutí výsledků kineziologických rozborů pacientů, byla měřena a vyhodnocována data bez ohledu na dominanci dolní končetiny probandů. Weiss (1996) uvádí výsledky provedených studií, které nepotvrdily statisticky významné rozdíly v aktivitě laterálních stabilizátorů pánve mezi pravou a levou; dominantní a nedominantní stranou.

Protože je Trendelenburgův test považován za dostačující test pro hodnocení stavu laterálních stabilizátorů pánve (Youdas, 2007; Hardcastle, Nade, 1985) lze jeho využití, spolu s hodnocením síly svalovým testem dle Jandy považovat za odpovídající test pro zařazení probandů do kontrolní či experimentální skupiny. Není však dostatečně náročným úkolem pro měření svalových souher. (Viz také kapitola 5.1.4. Závěr diskuze k výsledkům)

V metodice byl definován pojem pozitivní Trendelenburgova zkouška jako „všechny jiné posturální odpovědi než je udržení předních a zadních horních spin pánve v jedné rovině, rovnoběžné s horizontálou a vzpřímeného držení těla. V průběhu získávání dat se ukázalo, že tohoto držení byli schopni pouze tři probandi z kontrolní skupiny. U ostatních byla nutná slovní korekce stoje terapeutem a přesto zde naznačení skoliotických křivek, jak byly popsány v obecné části práce, zůstalo. Tyto probandy jsme do kontrolní skupiny zařadili na základě skutečnosti, že u zdravých probandů bylo možné postavení při stoje na jedné DK upravit tak, že se velmi blížilo vzpřímenému držení a poté provést měření, což u pacientů možné nebylo.

Někteří terapeuté rozlišují mezi posturální odpovědí „pozitivní Trendelenburgova zkouška“ a „pozitivní Duchennův příznak“. První název označuje pokles předních a zadních pánevních spin nezátížené strany pod úroveň spin strany stojné DK a druhý označuje odpověď, kdy je vychýleno těžiště trupu nad stojnou dolní končetinu a je tím zmenšena působící tíhová síla, kterou musí laterální stabilizátory kompenzovat. Oba výsledky poukazují na zhoršenou funkci laterální stabilizace pánve.

5.2.2. Závěr diskuze k metodice

Testované by bylo vhodné vybírat systematictější – například stavy po úrazech, kdy byla přímo porušena integrita m. GM (úrazem či při stabilizačních operacích femuru), parézy m. GM v anamnéze. Na druhé straně volit pečlivěji také kontrolní skupinu – nejlépe tak, aby jejich stoj na jedné DK byl dokonalý, bez nejmenších náhradních posturálních strategií (jako je zvýraznění skoliotických křivek, úklon trupu, abdukce paže).

Pro měření ventrálních svalů Th-L přechodu byl zvolen m. rectus abdominis, který je v mechanice páteře této oblasti nejnápadnější. V dalších, podobných pracech by bylo na místě zařadit měření aktivity mm. obliqui externi abdominis, jež funkci m. RA podporují a které jsou často popisovány jako články svalových synergií na trupu.

5.3. Diskuze k teoretickým poznatkům

Musculus gluteus medius

Podle autorů Fetto, Leali, Moroz (2002) a (Weiss, 1996) jsou síly působící kolem kyčelního kloubu při stoji na jedné noze v takových poměrech, že síla potřebná ke kompenzaci poklesu pánve na nezatížené straně je větší, než je schopen samotný m. GM vyvinout. Podle Vařeky a Dvořáka (2001) je provedení Trendelenburg testu, které je v současnosti považováno za fyziologickou odpověď prakticky nemožné. K tomuto tvrzení je vedl předpoklad, že fyziologickou reakcí je postura, při které je držen průmět těžiště těla izometrickou kontrakcí m. GM mimo opěrnou bazi.

Uvedené výroky lze pochopit tak, že autoři tvrdí to stejné, každý ale z jiného úhlu pohledu. Všechny zdroje uvažují práci pouze m. GM. Kdyby byla využita síla všech svalů stabilizujících pánev ve frontální rovině (ne pouze m. GM) bylo by možné fyziologického držení při stoji na jedné DK docílit? Protože ani v jedné studii není uveden výpočet, nelze k otázce, zda je možné *fyziologické provedení* Trendelenburg testu, zaujmout jednoznačné stanovisko.

Trendelenburg test a hodnocení laterálních stabilizátorů pánve

Fridrich Trendelenburg tento test v roce popsal 1897, kdy měl sloužit k odhalování patologie kyčelního kloubu nebo abduktorů kyčle speciálně u pacientů s vrozenou dysplazií kyčle a s progresivní svalovou atrofií (Hardcastle, Nade, 1985)

Test byl tedy původně vynalezen k objasňování jiných patologií, než jak jej využíváme dnes. Pravděpodobně proto se liší způsob interpretace testu. Posturální reakce, jež Trendelenburg považoval za negativní (viz Obr. č. 9) je dnes terapeuty považována často za pozitivní. Protože při ní dochází k posunu COM nad opěrnou bazi pomocí nadměrného úklonu trupu ozřejmuje ulehčování práce oslabeným abduktorům (laterálním stabilizátorům pánve), které by bez těchto souhybů pacientovi stoj na jedné DK neumožnily.

Obr. č. 9 Pozitivní a negativní odpověď na Trendelenburgovu zkoušku dle Trendelenburga, převzato z (Hardcastle, Nade, 1985)

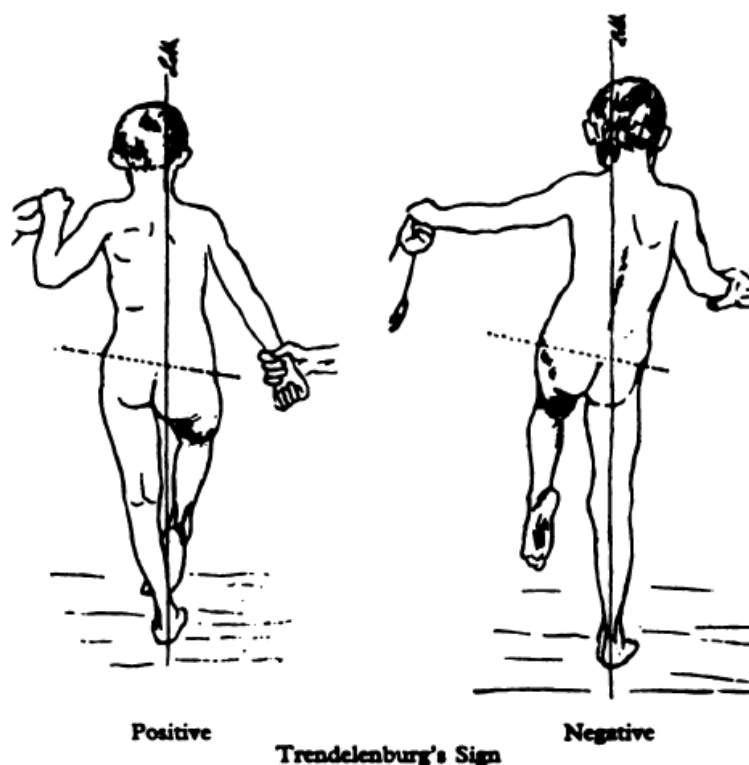


Fig. 1

These drawings demonstrate what Trendelenburg described as a positive and negative sign. Note that both hands are held by an assistant and the alignment of the pelvis with respect to the ground is observed.

Pro vypovídající hodnotu Trendelenburgova testu a zároveň *proti* testování funkce abduktorů pouze měřením jejich síly dynamometry hovoří Weiss (1996), která uvádí, že nepatrná až mírná slabost svalu se projeví sníženou schopností vykonávat svou funkci v uzavřeném řetězci již tehdy, kdy pohyb v otevřeném řetězci ještě nemusí jevit známky zhoršení. Ve druhé části tvrzení (nedostatečnost testování funkce abduktorů pouze měřením jejich síly dynamometry) se Weiss (1996) shoduje s tvrzením Grimaldiho (2011) v první se však rozcházejí, protože Grimaldi nepovažuje Trendelenburg test pro testování síly abduktorového komplexu za dostatečný. Svůj názor dokládá výsledky studie, kdy byl posuzován vztah mezi silou abduktorů a addukčními úhly měřenými při Trendeleburg testu a při jednostranném výpadu. Pro velmi slabou korelaci mezi oběma faktory, byl vysloven závěr, že by tato funkční vyšetření neměla být využívána ke screeningovému odhadování síly kyčelních abduktorů. Z výzkumu autorů Hardcastle a Nade (1985) naopak vyplývá, že k provedení Trendelenburgova testu s normální odpovědí je nutná svalová síla abduktorové skupiny 5 dle Medical Research Council grading, všichni kteří měli sv. sílu nižší nebyli schopni předvést odpověď, kterou Hadcastle a Nade považovali za normální. Což hovoří pro vysokou korelaci mezi silou laterálních stabilizátorů pánve a posturální odpovědí při Trendelenburgově testu.

Zde naše výsledky podporují tvrzení autorů Hardcastle a Nade, protože souvislost mezi pozitivním výsledkem Trendelenburgova testu a nižší svalovou silou než 5 v testování svalovým testem dle Jandy je téměř stoprocentní. Není nám ale známo, zda svalová síla 5 znamená stejný stupeň svalové síly ve svalovém testu dle Jandy i v hodnocení dle Medical Research Council. Tento druh testování je vysoce ovlivněn vyšetřujícím a nabízí výsledky pouze k velmi obecnému posouzení trendů v testované skupině.

Modifikovaný Trendelenburgův test popsáný Hardcastlem a Nadem zahrnuje maximální aktivní elevaci nezatížené strany pánve, zatímco trup je držen ve vzpřímené pozici. Abnormální odpovědí je neschopnost maximální elevace pánve do míry, kterou povolí abdukce stojné končetiny, či neudržení tohoto postavení po dobu 30 sekund. Hodnocení této postury může být ale podobně zavádějící jako pouhé měření poklesu pánve nezatížené DK bez uvedení postavení trupu a končetin při provedení testu. Elevaci pánve může zabezpečit kontrakce musculus quadratus lumborum nezatížené strany, čímž klesne vypovídající hodnota testu o funkci abduktorů stojné strany.

Někteří autoři (Harcastle a Nade, 1985; Youdas, 2007) považují Trendelenburg test za spolehlivý, někteří ne (Grimaldi, 2011). Z nashromážděných poznatků (biomechanické výpočty, klinická pozorování) vyplývá, že pro zachování vypovídající hodnoty testu je při jeho provádění nutné posuzovat celou posturu člověka, ne jen měřit addukční úhel, či sledovat poklesnutí pánve na nezatížené straně. – Způsob uvažování nad daným problémem podporuje také věta: „Shrnutí poznatků v článku „Assesing lateral stability of the hip and pelvis“, jasně poukazuje na úzkou souvislost mezi funkcí abduktorů kyčelního kloubu a uspořádání segmentů trupu, pánve a femuru.“ (Grimaldi, 2011, str. 31)

Th-L syndrom X musculus gluteus medius jako sval Th-L přechodu

Na základě nashromážděných teoretických poznatků o mechanice páteře je možné pohlížet na laterální stabilizační systém pánve jako na strukturu s úzkým vztahem k Th-L přechodu. Vzápětí vyvstává otázka jak tuto skutečnost využít prakticky.

S ohledem na Véleho doporučení (Viz kapitola 1.3.1., str. 26 uprostřed) není obtížné rozvinout následující úvahu: zlepšení laterální stability pánve by mohlo přispět k úlevě a předcházením recidiv při Th – L syndromu.

Svalové synergie

Výčtu svalů, převzatému z práce Čáповé (2008) lze vytknout, že se váží na konkrétní aktivitu v konkrétní poloze a že uvedené svalové souhry nejsou doloženy vědeckými studiemi (jak sama autorka v citované práci uvádí). Nebyly nalezeny studie, ze kterých ve své publikaci čerpal Véle (2006) ani na jakém základě byly konkrétní svalové řetězce sestaveny v konceptu PNF. Jak bylo popsáno již v teoretické části práce (Kapitola 1.3. Otázka řetězení svalové aktivity) uvedené svalové synergie, neměly v této práci sloužit jako vědecký základ výzkumu.

Bylo očekáváno, že se výsledky snímání svalové aktivity povrchovou EMG budou krýt se svalovými řetězci popsány Čáповou (2009), Vélem (2006) a těmi, které jsou uváděny v rámci konceptu PNF. Důvodem, proč se tak nestalo, mohl být nesprávně konstruovaný postup získávání a vyhodnocování dat (porovnávání

naměřených dat bez rozlišení pravé a levé strany), výběr probandů či potřeba naměření širšího populačního vzorku pro ozřejmění existence či neexistence popsaných svalových synergií. Je také možné, že byl problém uchopen nesprávným způsobem a souvislost mezi m. GM, svaly Th-L přechodu a svaly končetin není daná stereotypními, samostatně existujícími synergiemi mezi svaly, ale závisí na konkrétní situaci, ve které se organismus nachází.

ZÁVĚR

Hlavním cílem výzkumu byla objektivizace klinicky pozorované souvislosti mezi zhoršenou stabilizací pánve ve frontální rovině a zvýšenými nároky na udržení vzpřímené pozice páteře, projevující se při stožení na jedné DK reaktivními skoliotickými křivkami. Oblast Th-L přechodu je úsekem se specifickou mechanikou pohybu a nefyziologická hybnost páteře ve frontální rovině se zde nápadně projevuje.

K objektivizaci těchto změn byla zvolena povrchová elektromyografie, která měla prokázat rozdíly v aktivitě svalstva Th-L oblasti mezi zdravými probandy a pacienty s poruchou laterální stabilizace pánve. Dílem na základě klinického pozorování a dílem na základě předpokladu existence svalových synergií byla u „svalstva Th-L přechodu“ předpokládána vyšší EMG aktivita u pacientů ve srovnání se zdravými probandy. Výsledek této práce předpokládá, že dysfunkce m. GM vede ke zvýšení aktivity svalstva Th-L oblasti, potvrzuje. Podle našich výsledků ale platí pouze v situacích náročnější pohybové aktivity, nebyl potvrzen například při chůzi či stožení na jedné dolní končetině.

Existenci souvislosti mezi musculus gluteus medius a Th – L přechodem dokumentují již teoretické poznatky v obecné části práce. Podle shromážděných podkladů je m. GM neoddělitelnou součástí komplexu abduktorů (laterálních stabilizátorů) kyčle. Správnější název práce by proto zněl: „Laterální stabilizační komplex pánve jako sval o Th-L přechodu“. Vzhledem k poznatkům o mechanice páteře můžeme na tento laterální stabilizační systém pánve nahlížet jako na strukturu Th-L přechodu.

Při objasňování otázek v rámci vedlejších cílů práce nebyla očekávání potvrzena. Výsledky se neshodovaly s předpokladem zvýšené EMG aktivity m. gluteus medius při narušené kineziologii kyčelního kloubu ani s předpokladem ovlivňování celého svalového řetězce jedním svalem, který řetězci podle Čápové (2009) a konceptu PNF (Adler, Beckers, Buck, 2008) náleží.

Podpůrná rehabilitace ve smyslu zlepšování stability pánve ve frontální rovině při Thorakolumbálním syndromu by mohla představovat aplikaci výsledků tohoto výzkumu v praxi.

LITERATURA A PRAMENY

ADLER, Susan, Dominiek BECKERS a Math BUCK. *PNF in Practise: An Illustrated Guide*. 3rd ed. Heidelberg: Springer, 2008. ISBN 978-3-540-73901-2.

ČÁPOVÁ, Jarmila. *Terapeutický koncept: „Bazální programy a podprogramy“*. 1. vyd. Ostrava: Repronis, 2008. 119 s. ISBN 978-80-7329-180-8

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. 516 s. ISBN 80-7169-970-5

DALSTRA, M. a R. HUISKES. Load transfer across the pelvic bone. *Journal of Biomechanics*. 1995, roč. 28, č. 6, 715 - 724. DOI: 10.1016/0021-9290(94)00125-N. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/002192909400125N>

DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-2471648-0.

EARL Jennifer. *Gluteus Medius Activity During 3 Variations of Isometric Single-Leg Stance*. [online]. *Journal of Sport Rehabilitation: Volume 14, Issue 1, Milwaukee, University of Wisconsin, February 2005*, [29.10.2010]. Dostupné z: <http://journals.humankinetics.com/jsr-back-issues/JSRVolume14Issue1February>

FETTO, Joseph, Alex LEALI a Alex MOROZ. Evolution of the Koch model of the biomechanics of the hip: clinical perspective. *Journal of Orthopaedic Science*. 2002, roč. 6, č. 7, 724–730. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/content/gfgrqr80f9a88f5x/>

FREITAS, Sandra, Marcos DUARTE, Mark L. LATASH. Two Kinematic Synergies in Voluntary Whole-Body Movements During Standing. *Journal of Neurophysiology*. 2006, č. 95, 636–645. Dostupné z: <http://demotu.org/pubs/JN06.pdf>

GOTTSCHALK, Frank., aj. The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *Journal of anatomy*. 1989. Volume 166, Pages 179-189.

GROSS, M. Jeffrey, Joseph FETTO, Elaine ROSEN. *Vyšetření pohybového aparátu*. Překlad: Zemanová, M., Vacek J. 1. vyd. Praha: Triton, 2005. 599 s. ISBN 80-7254-720-8

HARDCASTLE, Philip a Sydney NADE. The significance of the Trendelenburg test. *The journal of bone and joint surgery*. 1985, č. 5. Dostupné z: <http://web.jbjs.org.uk/content/67-B/5/741.full.pdf+html>

JANDA, Vladimír. a kol. *Svalové funkční testy*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2004. 328 s. ISBN 80-247-0722-5

KAPANDJI, I.A. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints: Vol.2: Lower limb*. 5th edition. [London, Edinburgh, Melbourne, New York]: Churchill Livingstone, 1987. 242 s. ISBN 0 443 03618 7

KAPANDJI, I.A. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints: Vol.3: The Trunk and the Vertebral Column*. 2nd edition [UK?]: Churchill Livingstone, 1974. 251 s. ISBN 0-443-01209-1

KLOUS, Miriam, Alessander DANNA-DOS-SANTOS a Mark L. LATASH. Multi-muscle synergies in a dual postural task: evidence for the principle of superposition. *Experimental Brain Research*. 2010, roč. 202, č. 2, 457–471. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2852137/pdf/nihms187279.pdf>

MAIGNE, Robert. Thoracolumbar Junction Syndrome, a source of diagnostic errors. *Maîtrise Orthopédique*[online]. 1998, č. 70 [cit. 2012-02-18]. Dostupné z: http://www.maitrise-orthop.com/viewPage_us.do?id=41

NORDIN, Margareta a Victor H. FRANKEL. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. third ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. ISBN 13-978-0-683-30247-9.

PROCTOR, Dan, Pierre DUPUIS, Jean CASSIDY. Thoracolumbar syndrome as a cause of low-back pain: a report of two cases. *The Journal of the CCA*. 1985, č. 2. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2484292/pdf/jcca00074-0019.pdf>

SALTIEL, Philippe, Kuno WILER-DUDA, Andrea D'AVELLA, Mathew TRESCH a Emilio BIZZI. Muscle Synergies Encoded Within the Spinal Cord: Evidence From Focal Intraspinal NMDA Iontophoresis in the Frog. *Journal of Physiology*. 2000, č. 85, s. 605-619. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/85/2/605.long>

SAFAVINIA, Seyed, Gelsy TORRES-OVIEDO a Lena TING. Muscle Synergies: Implications for Clinical Evaluation and Rehabilitation of Movement. *Top Spinal Cord Injury Rehabilitation*. 2011, č. 17. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3143193/?tool=pubmed>

TING, LH. Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture. *Progress in Brain Research*. 2007, č. 165, s. 299-321.

Dostupné z: <http://www.neuro.gatech.edu/groups/ting/assets/papers/Ting%202007.pdf>

TORRES-OVIEDO, Gelsy a Lena H. TING. Muscle Synergies Characterizing Human Postural Responses. *Journal of Neurophysiology*. 2007, č. 98, 2144–2156. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/98/4/2144.full.pdf+Huml>

VÉLE, František. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997. 272 s. ISBN 80-7169-256-5

VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001. Volume 8, Issue 1, Pages 33-37.

WEISS, Elizabeth. *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. 5th ed. USA: Philadelphia, 1996. ISBN 0803679165

YODAS, J., et al. *Determining Meaningful Changes in Pelvic-On-Femoral Position During the Trendelenburg Test*. [online]. *Journal of Sport Rehabilitation*: Volume 16, Issue 4. Rochester, MN: Mayo Clinic College of Medicine, November 2007, [29.10.2010]. Dostupné z: <http://journals.humankinetics.com/jsr-back-issues/JSRVolume16Issue4November>.

SEZNAM ZKRATEK

ABD...	abdukce	SMODCH...	směrodatná odchylka
ADD...	addukce	Th – L...	thorakolumbální
AH...	aktivační hodnota	Thp...	hrudní páteř
AKA...	above knee amputation	Lp...	bederní páteř
BKA...	below knee amputation	m. BF...	musculus biceps femoris
bill....	billaterálně	m. GM...	m. gluteus medius
DK...	dolní končetina	m. ES...	musculuserrector spinae, pars thoracica
DKK...	dolní končetiny	m. LD...	musculus latissimus dorsi
EMG...	elektromyografie/ elektromyografický	m. RA...	musculus rectus abdominis
EXT...	extenze	m. RF...	musculus rectus femoris
ITB...	tractus iliotibialis	m. SA...	musculus serratus anterior
lig....	ligamentum	m. TB...	musculus triceps brachii
Lp...	lumbální páteř		
m ...	musculus		
mm. ...	musculi		
PNF...	proprioceptivní neuromuskulární facilitace		

SEZNAM OBRÁZKŮ

- Obr. č. 1 Znázornění 3 částí m. gluteus medius (převzato z Gottschalk, aj., 1989)14
- Obr. č. 2 Působící síly při stoji na jedné DK (převzato z Weiss, 1996)17
- Obr. č. 3 Stoj s úklonem trupu nad stojnou DK18
- Obr. č. 4 Stoj na 1 DK s poklesem pánve kontralaterálně18
- Obr. č. 5 Stoj na 1DK s neutrálním postavením pánve19
- Obr. č. 6 Konečný průběh míšních nervů Th12 a L1,
Oblasti nervového zásobení kůže a podkoží těmito nervy27
- Obr. č. 7 Stoj na 1 DK – pacient po zlomenině diafýzy femuru, r. nar. 198550
- Obr. č. 8 Stoj na 1 DK – proband kontrolní skupiny, r. nar. 194250
- Obr. č. 9 Pozitivní a negativní odpověď na Trendelenburgovu zkoušku
dle Trendelenburga, převzato z (Hardcastle, Nade, 1985)53

SEZNAM TABULEK

- Tab. č. 1 Výsledky pro testování hypotézy H01 -Chůze 34
- Tab. č. 2 Výsledky pro testování hypotézy H01 - Stoj na jedné DK35
- Tab. č. 3 Výsledky pro testování hypotézy H01 - Přejchod přes schod36
- Tab. č. 4 Výsledky testování H02 - Chůze38
- Tab. č. 5 Výsledky testování H02 - Stoj na jedné DK39
- Tab. č. 6 Výsledky testování H02 - Přejchod přes schod40
- Tab. č. 7 Výsledky Studentova dvouvýběrového T- testu pro testování H0342
- Tab.č. 8 Výsledky testování H0444

SEZNAM GRAFŮ

- Graf č. 1 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Chůze34
- Graf č. 2 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Stoj na jedné DK35
- Graf č. 3 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Přejít přes schod37
- Graf č. 4 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Chůze38
- Graf č. 5 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Stoj na jedné DK40
- Graf č. 6 Porovnání průměrných hodnot ma/AH – Přejít přes schod41
- Graf č. 7 a) Porovnání poměru ma/AH pro m. GM l. sin.42
- Graf č. 7 b) Porovnání poměru ma/AH pro m. GM l. dx.42

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 – Shrnutí výsledků kineziologického rozboru,
experimentální skupina66 - 67

Příloha č. 2 – Shrnutí výsledků kineziologického rozboru,
kontrolní skupina68 - 69

Příloha č. 3 – Kineziologický rozbor70 - 71

Příloha č. 4 - Informovaný souhlas pacienta72

PŘÍLOHY

Příloha č. 1 – Shrnutí výsledků kineziologického rozboru, experimentální skupina

Iniciály	M.Š.	J.P.	P.Z.	S.Ř.	J.K.
Věk	51	61	31	75	27
Diagnóza	Fr. Subtrochanterica comminut. l. dx.	Fr. Colli femoris l. sin	Fr. Subtrochanterica l. sin.	St. p. TEP kyčle l. dx.	Fr. Diaphyseos femoris l. sin.
Trendel. test měřené DK	pozitivní	pozitivní	pozitivní	pozitivní	pozitivní
Sv. síla m. GM	4	3	3	3	3
Odrážová DK	pravá	pravá	pravá	levá	pravá
Lateralita HKK	praváctví	praváctví	nezjištěno	nezjištěno	nezjištěno
Délka DKK anat. (L/P)	91/90	88/89	nezjištěno	nezjištěno	nezjištěno
Délka DKK funkční (L/P)	96/96	92/92	nezjištěno	nezjištěno	nezjištěno
Fyziologický ABD poh. st. - měřená DK	ne	ne	ne	ne	ne
Fyziologický EXT poh. st. - měřená DK	ne	ano	ne	ne	ano
Zkrácení mm. ES	velké	malé	velké	malé	velké
Ant. pánve	ano	ano	nezjištěno	nezjištěno	nezjištěno
Ret. pánve	ne	ne	nezjištěno	nezjištěno	nezjištěno
Sešíkmení pán.	ano, vlevo	ano, vlevo	nezjištěno	nezjištěno	nezjištěno
Blokáda SI - P	ne	ne	nezjištěno	nezjištěno	nezjištěno
Blokáda SI - L	ne	ano	nezjištěno	nezjištěno	nezjištěno

Iniciály	T. Š.	V. K.	V. H.	V. A.	L. K.
Věk	23	38	23	39	23
Diagnóza	Fr. Diaphyseos femoris bill.	Fr. Subtro chanterica l. sin.	Fr. Diaphyseos femoris l. dx.	Fr. Subtro chanterica l. sin.	Fr. Diaphyseo s femoris l. dx.
Trendel. test měřené DK	pozitivní	pozitivní	pozitivní	pozitivní	pozitivní
Sv. síla m. GM	3+	4	3	4	3+
Odrazová DK	levá	pravá	pravá	pravá	levá
Lateralita HKK	praváctví	praváctví	praváctví	praváctví	praváctví
Délka DKK anat. (L/P)	95/94	86/85	85/86	89/87	89/89
Délka DKK funkční (L/P)	98/97	85/84	89/90	93/95	91/91
Fyziologický ABD poh. st. měřené DK	ano	ano	ne	ano	ano
Fyziologický EXT poh. st. měřené DK	ano	ne	ne	ne	ne
Zkrácení mm. ES	velké	malé	velké	velké	velké
Ant. pánve	ne	ano	ne	ano	ano
Ret. pánve	ne	ne	ne	ne	ne
Sešikmení pán.	ano, vpravo	ano, vpravo	ne	ano, vlevo	ne
Blokáda SI - P	ano	ne	ano	ne	ano
Blokáda SI - L	ano	ne	ano	ne	ano

Příloha č. 2 – Shrnutí výsledků kineziologického rozboru, kontrolní skupina

Iniciály	R.H.	M.S.	J.L.	M.G.	I.L.
Věk	25	23	30	21	29
Trendel. test měřené DK	negativní	negativní	negativní	negativní	negativní
Sv. síla m. GM	5	5	5	5	5
Odrážová DK	levá	pravá	pravá	levá	levá
Lateralita HKK	praváctví	praváctví	praváctví	leváctví	praváctví
Délka DKK anat. (L/P)	91/90	91/90	95/94	81/81	101/102
Délka DKK funkční (L/P)	99/99	99/98	99/99	91/90	104/105
Fyziologický ABD poh. st. měřené DK	ne	ne	ano	ano	ne
Fyziologický EXT poh. st. měřené DK	ne	ne	ne	ne	ne
Zkrácení mm. ES	velké	žádné - hypermobilita	velké	velké	velké
Ant. pánve	ano	ne	ano	ne	ano
Ret. pánve	ne	ne	ne	ne	ne
Sešikmení pán.	ano, vpravo	ano, vlevo	ano, vlevo	ano, vpravo	ne
Blokáda SI - P	ne	ne	ano	ne	ne
Blokáda SI - L	ne	ne	ano	ne	ne

Iniciály	V.P.	M.B.	M.P.	P.B.	Z.I.
Věk	70	33	33	33	53
Trendel. test měřené DK	negativní	negativní	negativní	negativní	negativní
Sv. síla m. GM	5	5	5	5	5
Odrážová DK	nevyhraněný	pravá	pravá	levá	pravá
Lateralita HKK	nevyhraněný	praváctví	praváctví	praváctví	praváctví
Délka DKK anat. (L/P)	85/85	96/96	92/93	81/81	80/81
Délka DKK funkční (L/P)	90/90	101/100	99/100	84/85	83/83
Fyziologický ABD poh. st. měřené DK	ano	ano	ne	ne	ano
Fyziologický EXT poh. st. měřené DK	ne	ne	ne	ne	ne
Zkrácení mm. ES	velké	velké	velké	velké	velké
Ant. pánve	ano	ano	ne	ano	ano
Ret. pánve	ne	ne	ne	ne	ne
Sešikmení pán.	ne	ne	ne	ne	ne
Blokáda SI - P	ne	ne	ne	ne	ne
Blokáda SI - L	ne	ne	ne	ne	ne

Příloha č. 3 – Kineziologický rozbor

KINEZIOLOGICKÝ ROZBOR

Jméno a příjmení:

Rok narození:

Diagnóza:

Vyšetření pánve:

Anteverze pánve	ano	ne
Retroverze pánve	ano	ne
Sešikmení pánve	ano	ne
Blokáda SI vpravo	ano	ne
Blokáda SI vlevo	ano	ne

Trendelenburgova zkouška:

Stoj na LDK	pozitivní	negativní
Stoj na PDK	pozitivní	negativní

Délka DKK:

Funkční: Anatomická:

LDK: LDK:

PDK: PDK:

Svalová síla musculus gluteus medius:

Vpravo	
Vlevo	

Wyšetření motorických stereotypů:

Stereotyp abdukce KYK v	m. gluteus medius	m. tensor fasciae latae	m. quadratus lumborum	-----
Pořadí zapojení svalů (L/P)	/	/	/	-----
Stereotyp extenze KYK v	m. gluteus maximus	hamstrings (m. semitendinosus, emimembranosus, biceps femoris)	m. erector spinae p. lumborum - kontralaterálně	m. erector spinae p. lumborum - homolaterálně
Pořadí zapojení svalů (L/P)	/	/	/	/

Wyšetření zkrácení mm. erectores spinae - lumbální část (dle Jandy):

Vzdálenost čela od KOK	cm
------------------------	-----------

Lateralita:

Odražová noha:	pravá	levá
Švihová noha:	pravá	levá
Ruce:	praváctví	leváctví

Příloha č. 4 - Informovaný souhlas pacienta

Souhlasím s měřením pomocí povrchové elektromyografie a se zpracováním naměřených dat pro diplomovou práci Martiny Bohuslavové. Byl(a) jsem předem informován(a) se způsobem provedení měření.

Jméno a příjmení probanda

podpis