

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**Hodnocení aktivity vybraných svalů trupu a dolní končetiny pomocí
polyelektromyografie při Active Straight Leg Raise testu a chůzi u pacientů
s low back pain**

DIPLOMOVÁ PRÁCE

(magisterská)

Autor: Bc. Zuzana Burešová

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

Olomouc 2013

Jméno a příjmení autora: Bc. Zuzana Burešová

Název diplomové práce: Hodnocení aktivity vybraných svalů trupu a dolní končetiny pomocí polyelektromyografie při Active Straight Leg Raise testu a chůzi u pacientů s low back pain

Pracoviště: Katedra fyzioterapie a algoterapie, Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2013

Abstrakt:

Efektivní stabilizace sakroiliakálního kloubu je nezbytná při přenosu zátěže z trupu na dolní končetinu (Pel, Spoor, Pool-Goudzwaard, Hoek van Dijke, & Snijders, 2008). Její porucha může vést ke vzniku low back pain. Cílem této diplomové práce je pomocí povrchové elektromyografie porovnat aktivitu svalů, které pomáhají při stabilizaci sakroiliakálního kloubu (m. obliquus internus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. gluteus maximus, m. latissimus dorsi, m. biceps femoris, m. erector spinae) mezi pacienty s low back pain [10, průměrný věk 29 let] a „zdravými“ probandy [10, průměrný věk 25 let]. Aktivitu výše zmíněných svalů jsme měřili při Active Straight Leg Raise testu a chůzi, kde jsme hodnotili švihovou a stojnou fázi dolní končetiny samostatně. Statisticky významný rozdíl ve velikosti aktivace byl zaznamenán u m. latissimus dorsi při Active Straight Leg Raise testu a švihové fázi dolní končetiny při chůzi (na hranici hladiny statistické významnosti). Ve stojné fázi dolní končetiny při chůzi byl zaznamenán statisticky významný rozdíl v aktivitě m. erector spinae na homolaterální straně. Výsledky práce ukázaly také rozdíl v aktivitě břišních svalů při Active Straight Leg Raise testu a stojné fázi dolní končetiny při chůzi, kdy m. obliquus internus abdominis vykazoval větší aktivitu u „zdravých“ jedinců a m. externus abdominis naopak u pacientů s low back pain.

Klíčová slova: povrchová elektromyografie, sakroiliakální kloub, stabilita, Active Straight Leg Raise test, chůze

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name nad surname: Bc. Zuzana Burešová

Title of the master thesis: Evaluating the activity of selected trunk muscles and lower limb using polyelectromyography by Active Straight Leg Raise test and gait by low back pain patients

Department: Department of Physiotherapy and Algotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacky University, Olomouc, Czech Republic

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

The year of presentation: 2013

Abstract:

Effective stabilization of sacroiliac joint is necessary for transmitting weight from the trunk to the lower limb (Pel, Spoor, Pool-Goudzwaard, Hoek van Dijke, & Snijders, 2008). Its disorder can lead to low back pain formation. The aim of this diploma work is to compare the muscles activity by using surface electromyography, which help by sacroiliac joint stabilization (m. obliquus internus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. gluteus maximus, m. latissimus dorsi, m. biceps femoris, m. erector spinae) among low back pain patients [10, average age 29 years] and „healthy“ probands [10, average age 25 years]. We measured the activity of the aforementioned muscles by Active Straight Leg Raise test and gait, where we separately evaluated the swing and stance phase of lower limb. Statistically significant difference in size of activation was noticed by m.latissimus dorsi by Active Straight Leg Raise test and swing phase of lower limb by walking (at borderline of statistical significance). There was noticed a statistically significant difference in m. erector spinae on homolateral side in stance phase of lower limb by walking. We also found difference in activity of abdominal muscles by Active Straight Leg Raise test and stance phase of lower limb, where the activity of m.obliquus internus abdominis was higher in “healthy” probands and m.obliquus externus abdominis in low back pain patients.

Keywords: surface electromyography, sacroiliac joint, stability, Active Straight Leg Raise test, gait

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

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

V Olomouci dne

.....

Bc. Zuzana Burešová

Děkuji vedoucímu mé práce Mgr. Amru Mohamed Zaki Zatarovi, Ph.D za vedení mé diplomové práce, za všechny cenné rady a připomínky a RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při zpracování statistických dat.

OBSAH

1 ÚVOD	9
2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	10
2.1 Anatomické vlastnosti SI kloubu.....	10
2.2 Biomechanika SI kloubu.....	11
2.2.1 Kinematika SI kloubu.....	11
2.2.2 Kinetika SI kloubu.....	12
2.2.3 Form closure.....	13
2.2.4 Force closure.....	13
2.3 Stabilita SI kloubu.....	14
2.4 Stabilizační systém SI kloubu.....	15
2.4.1 Význam ligament ve stabilizaci SI kloubu.....	16
2.4.2 Význam Th-L fascie ve stabilizaci SI kloubu.....	17
2.4.3 Význam svalové aktivace ve stabilizaci SI kloubu.....	18
2.5 Nestabilita SI kloubu jako příčina LBP.....	23
2.5.1 Insuficience ligament stabilizujících SI kloub.....	24
2.5.2 Insuficience svalů stabilizujících SI kloub.....	24
2.6 Diagnostika nestability SI kloubu.....	26
2.6.1 Active Straight Leg Raise test.....	28
2.7 Zajištění stability SI kloubu při chůzi.....	30
2.7.1 Svalová aktivita při stožení.....	30
2.7.2 Biomechanika a svalová aktivita lumbopelvicke oblasti při chůzi.....	30
2.7.2.1 Kinetika pánve při chůzi.....	32

2.7.2.2 Kinetika bederní páteře při chůzi.....	34
2.7.3 Projevy nestability SI kloubu při chůzi.....	35
2.8 Terapie v nedostatečné stabilizaci lumbopelvicke oblasti.....	36
2.9 Povrchová elektromyografie.....	38
2.9.1 Footswitch.....	39
2.9.2 Zpracování EMG signálu.....	39
2.9.3 Vyhodnocení EMG signálu.....	40
3 CÍLE A HYPOTÉZY.....	42
3.1 Hypotézy	43
4 METODIKA.....	44
4.1 Charakteristika souboru.....	44
4.2 Metodika vyšetření.....	44
4.3 Vlastní postup měření.....	46
4.4 Hodnocení EMG signálu.....	48
4.5 Statistické zpracování dat.....	48
5 VÝSLEDKY.....	49
5.1 Výsledky k hypotéze H01.....	49
5.2 Výsledky k hypotéze H02.....	51
5.3 Výsledky k hypotéze H03.....	52
5.4 Výsledky k hypotéze H04.....	54
6 DISKUZE.....	55
7 ZÁVĚR.....	60
8 SOUHRN.....	61
9 SUMMARY.....	62
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	63
11 PŘÍLOHY	69

SEZNAM POUŽÍVANÝCH ZKRATEK

ASLR- Active Straight Leg Raise test

CNS- centrální nervová soustava

DK- dolní končetina

DKK- dolní končetiny

EKG- elektrokardiografie

EMG- elektromyografie

LBP- low back pain

lig.- ligamentum

m.- musculus

mm.- musculi

OEA- obliquus externus abdominis

OIA- obliquus internus abdominis

SI- sakroiliakální

SIAS- spina iliaca anterior superior

SIPS- spina iliaca posterior superior

Th-L – thorakolumbální

TrA- transversus abdominis

1 ÚVOD

McGill (2007) uvádí, že podle statistických odhadů zůstává v 85% případů LBP příčina bolesti neznámá. V tomto důsledku pak bolestivé stavy u pacientů s diagnózou LBP často přechází do chronicity. Proto je důležité, aby se vyšetřující orientoval ve znalostech biomechaniky a funkčnosti nejen bederní páteře, ale i pánve a byl tak schopen odhalit pravou příčinu vzniklých bolestí. Lze totiž předpokládat, že idiopatická LBP je bolestivá léze jako výsledek dysfunkce kloubu nebo dysrupce měkké tkáně způsobené změnou biomechaniky bederní páteře nebo pánve. Jedná se pouze o jemnou a plně návratnou výchylku z normy (Richardson, Hodges & Hides, 2004).

Pool-Goudzwaard et al. (1998) uvádí nestabilitu SI kloubu jako zdroj LBP. SI kloub je velmi pevný kloub s minimální pohyblivostí. I přesto je posuzován za klíčový kloub v transferu zátěže z trupu na dolní končetiny. Jeho stabilita je zajišťována svaly v oblasti bederní páteře a příslušné dolní končetiny. Nedostatečná stabilizace SI kloubu způsobuje vznik nadměrných sil působících nejen na něj ale i na bederní páteř a kyčelní klouby.

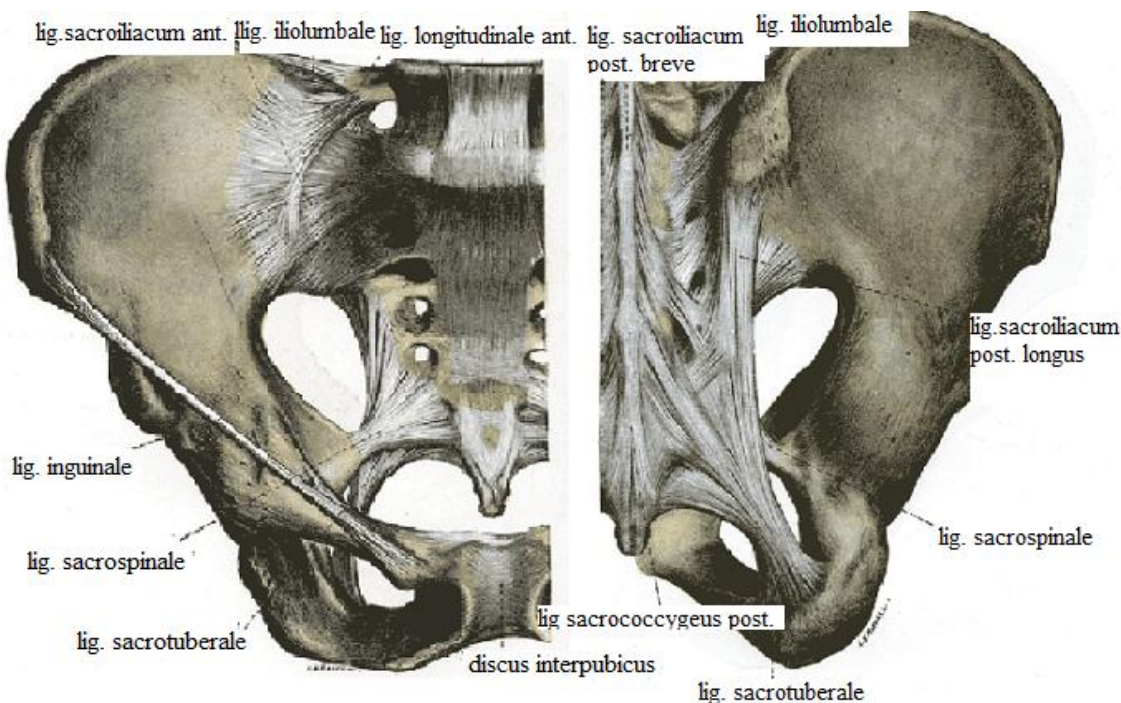
Předmětem této studie bylo hodnocení aktivace svalů podílejících se na stabilizaci sakroiliakálních kloubů u pacientů s low back pain v porovnání se „zdravými“ probandy. Hodnotili jsme pouze svaly, jejichž aktivitu bylo možno objektivně měřit pomocí vícekanálové povrchové elektromyografie. Jednalo se tedy o m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, m. erector spinae v lumbální oblasti, m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus a m. biceps femoris (caput longum). Aktivace těchto svalů byla měřena při provádění Active Straight Leg Raise testu a při chůzi. Teoretická část práce se snaží objasnit roli stabilizačních mechanismů v zajištění stability SI skloubení.

2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

2.1 ANATOMICKÉ VLASTNOSTI SI KLOUBU

Cílem této kapitoly není podrobný anatomický popis SI kloubu, nýbrž mechanismy, kterými je zajištěna jeho funkčnost a které jsou určeny, resp. limitovány strukturálními vlastnostmi SI kloubu. Pro ozřejmení anatomických poznatků SI kloubu slouží Obrázek 1.

Lewit (1996) uvádí, že ačkoli má SI kloub neobvyklý tvar a chybí svaly, které by pohybovaly křížovou kostí proti kosti kyčelní, jedná se o pravý kloub. DonTigny (1990) popisuje sakrum jako základní kámen piliře, vložený mezi pánevní kosti. Ovšem vklínění sakra mezi pánevní kosti není tak těsné, jak je u pilířů zvykem. Při působení zátěže na bazi sakra dochází k jeho posunu kaudálně, tedy klesá níž mezi pánevní kosti. Tento pohyb je bržděn silnými posteriorními ligamenty a limitován strukturou pánevních kostí. Pokud dojde k aproximaci zadních horních spin kyčelní kosti (SIPS), je posun sakra kaudálním směrem zablokován. Protože je sakrum v této pozici zastaveno a drženo mezi pánevními kostmi, může se zátěž působící na SI kloub přenášet distálně na klouby dolní končetiny. SI klouby zde tedy díky tvarům kloubních ploch působí jako tlumiče nárazů (tzv. shock absorber).



Obrázek 1. Spojení pánve. Pohled na pánev zepředu a zezadu. (http://en.wikipedia.org/wiki/Sacroiliac_joint)

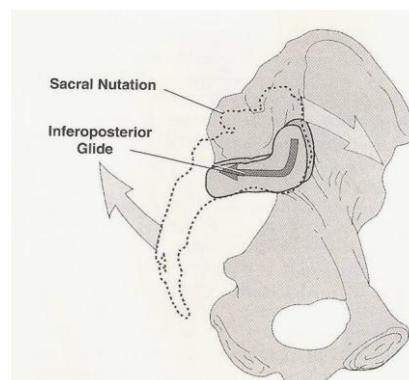
2.2 BIOMECHANIKA SI KLOUBU

2.2.1 KINEMATIKA SI KLOUBU

I když pánev není tvořena jedinou kostí, můžeme ji jako celek považovat za pevný útvar. Kloubní spojení v oblasti symfýzy je velmi pevné, pohyb v něm je téměř nerealizovatelný. Jak již bylo zmíněno, hlavními pohyblivými kloubními spojeními pánve jsou SI klouby (Lee, 1999). Pro pochopení schopnosti stabilizace sakroiliakálního (SI) kloubu jsou důležité poznatky o kinematice pánve. Pohyb pánve je možný ve všech třech rovinách: flexe/extenze v sagitální rovině, lateroflexe ve frontální rovině a rotace v transverzální rovině. Kombinace všech těchto pohybů se objevuje v krokovém cyklu. Při chůzi dochází i k pohybu v SI kloubu, který je sice pouze minimálního rozsahu, ale zato velmi důležitý (Lamoth et al., 2005).

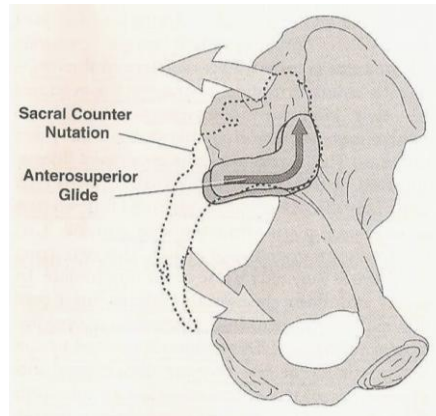
Pohyb v SI kloubu je umožněn tzv. nutací či kontranutací sakra. Při těchto pohybech je sice popisován pouze pohyb sakra vůči pánevní kosti, ovšem ve skutečnosti se jedná o vzájemný translační pohyb obou kloubních ploch (Pool-Goudzwaard, Vleeming, Stoeckart, Snijders, & Mens, 1998).

Nutace představuje pohyb promontoria sakra vpřed směrem do pánve (Obrázek 2.). Tento pohyb se uplatňuje bilaterálně při vstávání z lehu do stoje a v počátečních fázích předklonu trupu. Jednostranná nutace sakra se objevuje během flexe dolní končetiny. Současně dochází ke stejnostranné extenzi pánevní kosti. Nutace sakra je brzděna klínovitým tvarem sakra, zvrásněným povrchem kloubních ploch, napětím interosseálních ligament a sakrotuberálním lig., resp. svaly upínajícími se do něj (Lee, 1999).



Obrázek 2. Nutace sakra. Jeho kloubní plocha se pohybuje inferoposteriorně vzhledem ke kloubní ploše pánevní kosti. (Lee, 1999)

Kontranutace sakra je pohyb promontoria sakra vůči pánevním kostem vzad (Obrázek 3.). Oboustranně se objevuje vleže na zádech a na konci předklonu trupu. Jednostranná kontranutace sakra je spojena s extenzí dolní končetiny. Současně dochází ke flexi stejnostranné pánevní kosti. Kontranutace sakra je bržděna lig. sacroiliacum posterius longus a kontrakcí m. multifidus, který způsobuje nutaci sakra (Lee,1999).

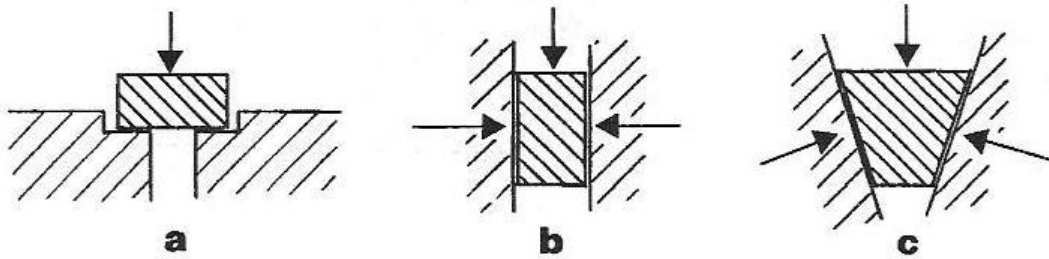


Obrázek 3. Kontranutace sakra. Jeho kloubní plocha se pohybuje anterosuperiorně vzhledem ke kloubní ploše pánevní kosti. (Lee, 1999)

2.2.2 KINETIKA SI KLOUBU

Společným údělem bederní páteře a pánve je přenos váhy hlavy, trupu a horních končetin na dolní končetiny a také resistance vůči tlakům vynaložených během pohybu horních či dolních končetin. Předpokladem efektivního přenosu váhy přes lumbopelvickou oblast je zajištění stability tohoto regionu (Pel, Spoor, Pool-Goudzwaard, Hoek van Dijke, & Snijders, 2008).

Kinetická analýza pánevního pletence studuje mechanismus, kterým je zajištěna jeho integrita (stabilita) a resistance vůči translačním tlakům působících při přenosu zátěže z trupu na dolní končetiny. Pokud by sakrum dokonale zapadlo mezi pánevní kosti, pohyb v SI kloubu by byl nemožný. Pro chůzi i další pohyby musí ovšem být mobilita SI kloubů zachována a optimálně sladěna s jejich stabilitou tak, aby nedocházelo k poruše přenosu zátěže z trupu na DKK. Adaptace SI kloubů na zátěž je zajištěna dvěma faktory. Pool-Goudzwaard et al. (1998) hovoří o tzv. form closure („uzamčení tvarem“) a force closure („uzamčení silou“).



Obrázek 4. A) Form closure (uzamčení tvarem), B) Force closure (uzamčení silou), C) Kombinace (SI kloub). (Pool-Goudzwaard et al., 1998)

2.2.3 FORM CLOSURE SI KLOUBU

SI kloub je kloub plochý, což je výhodné zejména pro tlumení kompresivních a ohybových tlaků. Ovšem při působení smykových sil, které působí na pánev během chůze, je tento kloub poměrně zranitelný. Form closure je zajištěn klínovitým postavením sakra mezi pánevními kostmi, dále zvrásněným povrchem kloubních ploch (u mužů více než u žen) a také poměrně hrubou chrupavkou překrývající a pronikající do kloubních ploch SI kloubu (Pool-Goudzwaard et al., 1998). Hrubost chrupavky se s věkem zvyšuje. Lee (1999) udává, že u mladistvých je klínovitý tvar sakra neúplný a tedy i více zranitelný při působení smykových sil. Osifikace sakra je ukončena až v 3. dekádě života.

2.2.4 FORCE CLOSURE SI KLOUBU

K „uzamčení silou“ patří bezpochyby napětí ligament překrývajících SI kloub, jelikož jsou zdrojem silových momentů. Napětí dané ligamentózním aparátem však přímo ovlivnit nedokážeme. Hlavním „aktérem“ v zajištění force closure SI kloubu je tedy aktivace svalů podílejících se na zvýšení komprese SI kloubu a to buď přímo nebo prostřednictvím zvýšení napětí ligament v jeho blízkosti a Th-L fascie. Jedná se tedy o dynamický proces určený svalovou ko-kontrakcí, který jsme schopni ovlivnit. K aktivaci tohoto systému by mělo dojít ještě před vykonáním pohybu samotného (Pel, Spoor, Pool-Goudzwaard, Hoek van Dijke, & Snijders, 2008).

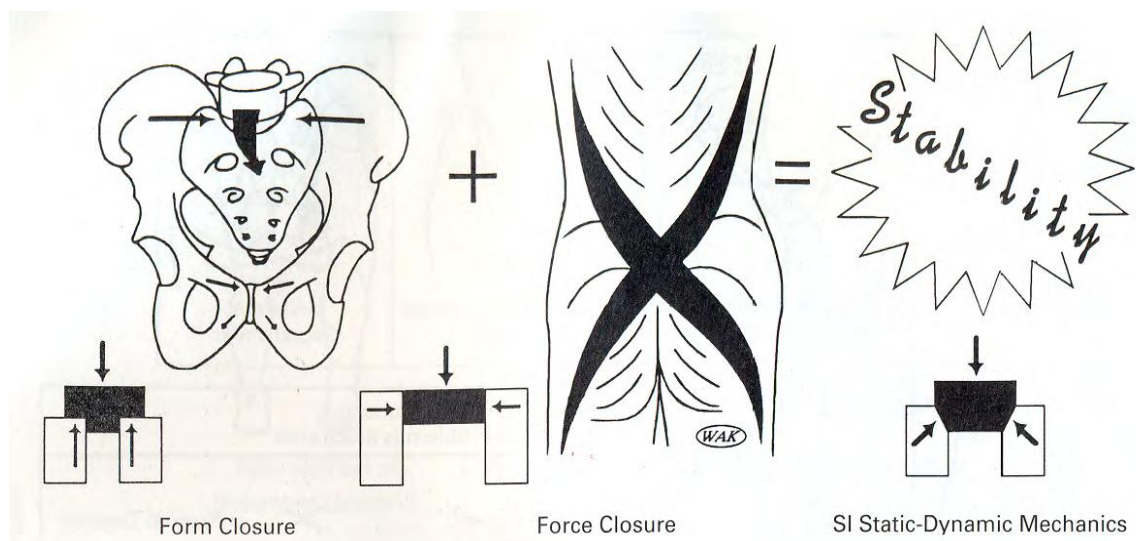
2.3 STABILITA SI KLOUBU

Dříve panoval názor, že přenos zátěže trupu přes pánev na dolní končetiny je umožněn díky tvaru kloubních ploch SI kloubu. Ovšem na základě již mnoha výzkumných prací Hungerford (2007) tvrdí, že vzhledem k tomu, že je možný pohyb mezi kloubními plochami SI kloubu, musí být při přenosu zátěže z trupu na dolní končetiny kontrolován, aby nedocházelo ke vzniku nadměrných sil působících nejen na SI klouby ale i bederní páteř nebo kyčelní klouby. Kontrolou pohybu SI kloubů má na mysli preaktivaci svalů, které mají schopnost ovlivnit napětí ligament v jeho okolí nebo Th-L fascie. Tyto struktury jsou totiž schopny zvýšením svého napětí zajistit kompresi (force closure) kloubních ploch SI kloubu, což je pozice, která poskytuje ideální podmínky pro přenos zátěže z trupu na dolní končetiny. V anglické literatuře je tento mechanismus nazýván „self-bracing“ („samouzamykacím“) mechanismem.

Vleeming et al. (1997) zjistili, že ke zvýšení komprese SI kloubu dochází, když se sakrum pohybuje ve směru nutace. Dochází k ní při všech pohybech, kdy se zátěž přenáší z trupu na DKK, tedy např. chůze, vstávání z lehu do stoje. Kontranutaci sakra můžeme naopak považovat za polohu poměrně nestabilní. Čím dříve se např. při předklonu trupu objeví, tím více můžeme předpokládat nestabilní SI klouby a horší přenos zátěže na dolní končetiny. Brzkou kontranutaci sakra můžeme sledovat u jedinců se zkrácenými haemstringy. Vyčerpáním protažitelnosti m. biceps femoris, lig. sacrotuberale a Th-L fascie dochází k relativní kontranutaci sakra vzhledem ke stále se zvyšující anteriorní rotaci pánevní kosti kolem hlavice femuru.

Kompresi SI kloubu můžeme označit jako stabilní pozici SI kloubu. Stejně tak jako byl u stabilizačního systému páteře popsán model dle Panjabiho (1992), můžeme tento model uplatnit pro zajištění stability pánevního pletence. Podle něj je stabilita páteře modelována jako snaha o „vyvažování“ kompresivních tlaků, které na ni působí. Tato představa předpokládá, že jde o model neodmyslitelně nestabilní vzhledem k neustále se měnícím kompresivním tlakům. Tento model stabilizačního systému páteře slouží k pochopení udržování stability a také k hodnocení a stanovení terapie v případě jeho dysfunkce u pacientů s low back pain. Model zahrnuje 3 složky podílející se na stabilitě páteře: pasivní subsystém, aktivní subsystém a motorický kontrolní systém. Jak již bylo naznačeno, stabilita SI kloubu může být zajištěna dvěma způsoby: jednak tvarem povrchu SI kloubu (pasivní systém) a za

druhé kompresivními tlaky vyvíjenými svaly, ligamenty a fasciemi (aktivní systém) (Pool-Goudzwaard, Vleeming, Stoeckart, Snijders, & Mens, 1998).



Obrázek 5. Form closure a force closure v zajištění stability SI kloubu. (Vleeming et al., 1997)

Třetí a neméně důležitou složkou v zajištění stability SI kloubu je motorická kontrola svalového systému. Svalový systém je jen tak výkonný jako systém, který ho řídí, tedy jeho motorická kontrola. Stabilita tedy není záležitostí jen ideální kvantity aktivace stabilizačních svalů, ale také kontroly, která umožňuje „ideální“ provedení pohybu a s co nejmenším úsilím. V reálné situaci to znamená, že motorická kontrola musí koordinovat svalovou aktivitu již v předstihu předpokládaných změn stability a také reagovat na neočekávané změny zaznamenané aferentními dráhami (Vleeming et al., 1997).

2.4 STABILIZAČNÍ SYSTÉM SI KLOUBU

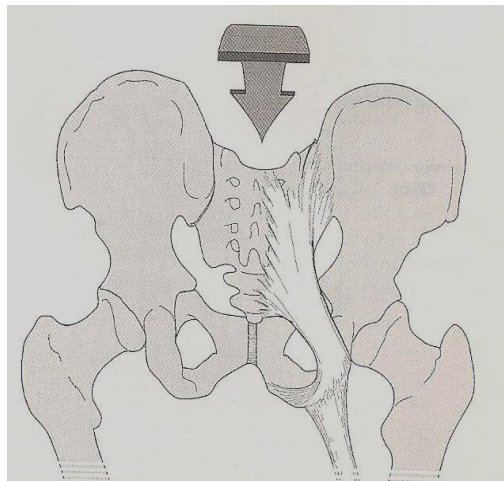
Suchomel (2006) definuje stabilizační systém jako aktivní prostředek CNS pro zachování stability kloubu. Podle něj (2006,113): „Stabilitu kloubu bychom měli chápat jako stav, kdy je nejméně namáháno kloubní pouzdro a periartikulární svaly pracují v co nejlepší spolupráci a pohyb v kloubu je tedy vykonáván co nejekonomičtěji, jinými slovy, s co nejmenšími energetickými nároky k dosažení požadovaného úkonu vzhledem k dané situaci.“

K tomuto stavu dochází tzv. stabilizací neboli dynamickou centrací, což vyjadřuje aktivní proces v určité poloze, při pohybu nebo funkci. Míra stability nebo stabilizace odpovídá v tomto smyslu co nejlepší funkční centraci kloubu. Funkční centrací je takové

postavení kloubu, které umožňuje jeho optimální statické zatížení. Je tedy důležité uvědomit si, že centrování postavení kloubu neodpovídá pouze určité statické pozici, ale je dáno vyváženou svalovou aktivitou, která k tomuto držení z každého postavení během pohybu směřuje. Můžeme tedy říci, že ideální posturální držení, či spíše posturální chování odpovídá situaci, kdy jsou všechny klouby centrovány v klidu i během pohybu (Suchomel, 2006).

2.4.1 VÝZNAM LIGAMENT VE STABILIZACI SI KLOUBU

V těsné blízkosti kloubních ploch SI kloubu se nachází interosseální ligamenta a krátké lig. sacroiliacum posterius. Během nutace sakra se zvětšuje tenze těchto ligament a tím podporují „samouzamykací“ mechanismus SI kloubu. Také lig. sacrotuberale je svým napětím schopno inhibovat nadměrnou nutaci sakra (Obrázek 6.). K tomu dochází prostřednictvím dlouhé hlavy m. biceps femoris, jejíž šlacha je jeho pokračováním. Bylo také prokázáno, že tenze sakrotuberálního ligamenta může být zvyšována aktivací m. gluteus maximus a m. piriformis, protože jsou známa anatomická spojení mezi nimi a zmiňovaným vazem. Anatomická souvislost s lig. sacrotuberale byla nalezena také u hluboké laminy povrchového listu Th-L fascie. Oproti tomuto ligamentu působí lig. sacroiliacum posterius longus, které zabraňuje nadměrné kontranutaci (Goudzwaard, Vleeming, Stoeckart, Snijders, & Mens, 1998).



Obrázek 6. Pohled na pánev zezadu. Vliv lig. sacrotuberale na inhibici nutace sakra (Lee, 1999).

2.4.2 VÝZNAM TH-L FASCIE VE STABILIZACI SI KLOUBU

Podle Vleeminga et al. (1997) hraje Th-L fascie roli jakéhosi přemostění mezi bederní páteří a pánví a tím působí při jejich vzájemné stabilizaci. Autoři ji považují za rozhodující strukturu v zajištění přenosu zátěže mezi páteří, pánví a dolními končetinami. Tvrdí, že se významnou měrou podílí na stabilizaci bederní páteře a SI kloubů, což souhrně označujeme jako lumbopelvicá stabilita. Zvyšující se napětí Th-L fascie vede k větší kompresi SI kloubů, přičemž její úloha je využívána především při rotaci trupu. Tyto modely nám poskytují možnosti terapeutického programu u pacientů s low back pain, u kterých předpokládáme insuficientní stabilizaci bederní páteře a pánevního pletence. Insuficientní stabilizací vzniká nedostatečná ochrana jednotlivých obratlů a SI kloubů, což postupně vyúsťuje v bolestivé syndromy.

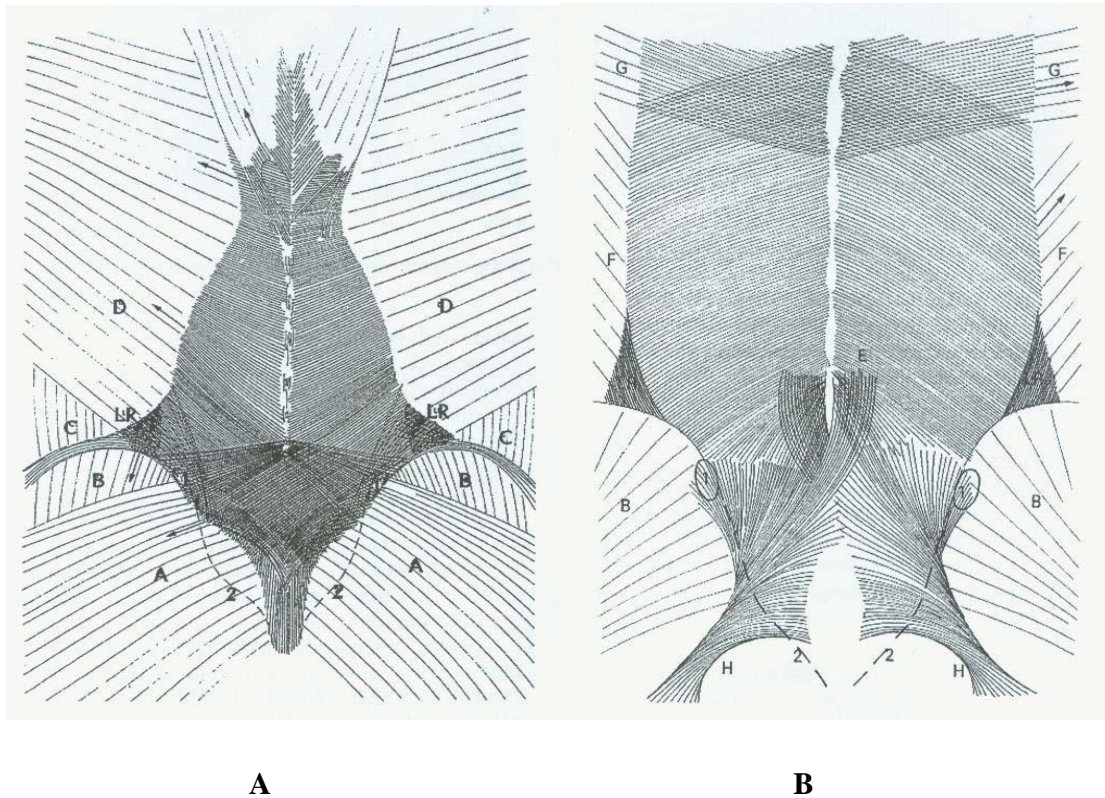
Zvýšení tenze Th-L fascie je možno dvěma způsoby: kontrakcí svalů upínajících se do ní nebo kontrakcí erektorů páteře (především mm. multifidi), které jsou uloženy pod ní a jejich stahem dojde k nadzvednutí Th-L fascie a tudíž zvýšení jejího napětí (Obrázek 7.). Mezi svaly mající úpon v Th-L fascii patří m. TrA, m. OIA, m. gluteus maximus, m. latissimus dorsi, erektory páteře, mm. multifidi a m. biceps femoris (Goudzwaard, Vleeming, Stoeckart, Snijders, & Mens, 1998). Th-L fascie je tvořena dvěma listy: povrchovým a hlubokým listem (Čihák, 2001).

Povrchový list (obrázek 7.A) je z velké míry tvořen aponuerozou m. latissimus dorsi. Obsahuje jeho vlákna jdoucí kaudomediálním směrem. V oblasti sakra se povrchový list mísí s fascií m. gluteus maximus. Tyto vlákna směřují kaudolaterálně. Do povrchového listu také zasahují vlákna m. obliquus externus abdominis a spodní část m. trapezius (Lee, 1999).

M. gluteus maximus a kontralaterální m. latissimus dorsi jsou zodpovědné za přenos zátěže z ramene na dolní končetinu v diagonálním směru působením na vlákna povrchového listu Th-L fascie. Podle výzkumných prací hodnotících jejich aktivaci při rotaci trupu pomocí EMG je můžeme považovat i za rotátory trupu. Proto můžeme předpokládat, že tzv. force closure je gradován při rotaci trupu (Vleeming et al., 1997).

Hluboký list Th-L fascie (obrázek 7.B) zasahuje mediálně k interspinálním ligamentům a běží kaudolaterálním směrem k SIPS, hřebenu pánevní kosti a posteriorním sakroiliakálním ligamentům. Laterálně nad pánví se do něj upíná m. TrA a m. OIA v místě tzv. laterálního švu. Některá vlákna hlubokého listu Th-L fascie se připojují k hluboké fascii

erektorů páteře a lig. sacrotuberale (Lee, 1999). Hungerford (2007) ve své studii potvrdila, že aktivita m. TrA, horizontálních vláken m. OIA a mm. multifidi způsobuje posteriorní rotaci pánevních kostí vůči sakru. Tyto svaly jsou prostřednictvím zvýšení napětí Th-L fascie a v případě mm. multifidi i lig. sacrotuberale schopny zajistit kompresi SI kloubu.

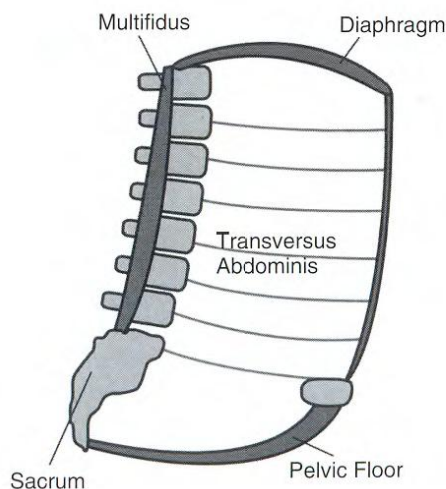


Obrázek 7. **A**-Povrchový list Th-L fascie. (A) – m. gluteus maximus, (B) – m. gluteus medius, (C) - m. externus obliquus abdominis, (D) – m. latissimus dorsi, (1) - SIPS, (2) - sacrum, (LR) - lateral raphe; **B** – Hluboký list Th-L fascie. (B) – m. gluteus medius, (E) – spojení mezi hlubokým listem TLF a fascií m. erector spinae, (F) – m. internus obliquus abdominis, (G) – m. serratus posterior interior, (H) – lig. sacrotuberale, (1) – SIPS, (2) – sacrum, (LR) – část laterálního švu (Vleeming et al., 1997).

2.4.3 VÝZNAM SVALOVÉ AKTIVACE VE STABILIZACI SI KLOUBU

M. TrA spolu s mm. multifidi jsou známými lokálními stabilizátory bederní páteře. Někteří autoři se ovšem domnívají, že hrají významnou roli i ve stabilizaci pánve (Hodges, 1999). Proto můžeme předpokládat, že svou úlohu zde budou mít i svaly pánevního dna a bránice. Podle Suchomela (2006) totiž lokální stabilizátory neumějí ve stabilizační funkci pracovat izolovaně. Zajištění stability v lumbopelvicke oblasti je tedy podmíněno aktivací všech stěn břišní dutiny. I Kolář a Lewit (2005) tvrdí, že stabilitu bederní páteře může

zajistit jediné celá břišní dutina, tj. nejen břišní svaly a zádové svaly, ale i bránice a pánevní dno. Jde o kokontrakční souhru mezi těmito svaly, v první řadě m. multifidus a s tímto svalem zřetězenou bránicí, která je společně se svaly pánevního dna a břišními svaly přední oporou břišní dutiny. Schopností svalů břišní dutiny je zvýšit nitrobřišní tlak a tím přenést část tíhy horní části těla na pánev za účelem menšího zatížení bederní páteře (Obrázek 8.). Pool-Goudzwaard (2009) uvádí, že mechanismus, kterým tyto svaly stabilizačně působí na pánev, je dán zvýšením nitrobřišního tlaku, stejně jako tomu je u bederní páteře. Tím dochází ke zvýšení tuhosti Th-L fascie, čímž je podpořen „samouzamykací“ mechanismus SI kloubů.



Obrázek 8. Zobrazení kokontrakční souhry m. TrA, bránice, mm. multifidi a svalů pánevního dna. Jejich společná aktivace zvyšuje nitrobřišní tlak a tenzi Th-L fascie. (Petroustos)

Vzájemný vztah mezi aktivací břišních svalů a svalů pánevního dna prokázali Sapsford et al. (1998) pomocí jehlové elektromyografie. Při volní kontrakci svalů pánevního dna byla zaznamenána aktivita břišních svalů (především m. TrA, m. OIA a m. OEA) a naopak při zpevnění břišní stěny současně reagovaly svaly pánevního dna, resp. m. levator ani. Přitom zjistili, že kontrakce m. TrA vede k aktivaci pars pubica m. levator ani a kontrakce šikmých břišních svalů k aktivaci pars iliaca m. levator ani. Dále dospěli k závěru, že kontrakce m. levator ani (především pars iliaca) má tendenci pohybovat sakrem do kontranutace. Při jejich současné aktivaci s m. multifidus, který pohybuje sakrem ve směru nutace, dochází k efektivní kontrole pozice sakra mezi kyčelními kostmi. Pokud je sakrum těmito svaly bezpečně „upevněno“, potom můžeme předpokládat i efektivní stabilitu báze bederní páteře.

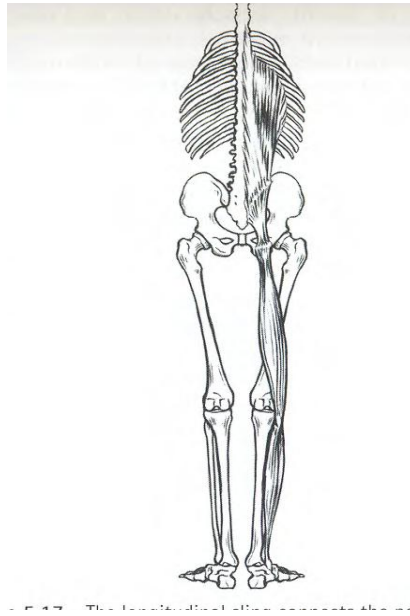
I Richardson, Snijders et al. (2002) připisují břišním svalům, resp. m. TrA významnou roli ve stabilizaci pánevního pletence. Ve své práci porovnávali vliv aktivace m. TrA samotného a poté s ostatními břišními svaly na změnu laxicity SI kloubů. Dospěli k závěru, že aktivace pouze m. TrA (spolu se svaly pánevního dna a mm. multifidi) mnohem výrazněji snížila laxicitu SI kloubů v porovnání s aktivací celé břišní stěny. Tuto skutečnost Hu (2011) obhajuje tvrzením, že bilaterální kontrakcí m. TrA jsou pánevní kosti tlačeny proti sakru. Tím se zvyšuje tenze interosseálních ligament a tedy force closure SI kloubů. Podle Lee (1999) by mělo dojít k aktivaci břišních svalů při jakémkoliv pohybu horních či dolních končetin.

Důležitou vlastností lokálních stabilizátorů je schopnost aktivace svalu již při anticipaci pohybu, tzn. ještě před vykonáním pohybu samotného. Tato vlastnost je velmi důležitá pro kvalitu zajištění stability pánve a umožnění aktivace globálních stabilizátorů. Hodges a Richardson (1996) ve své studii prokázali, že aktivace intaktního m. TrA (a tedy i ostatních lokálních stabilizátorů bederní páteře a pánve) vždy předchází kontrakci jakéhokoliv svalu trupu. Při pohybu v rameni se dokonce zapojuje před samotnými svaly ramene. Proto lze předpokládat, že hraje hlavní roli ve stabilitě páteře a pánve. Pro názornost můžeme uvést další příklad při dýchání, kdy kvalitní aktivace m. TrA tvoří punctum fixum na dolních žebrech pro bránici. Tím je umožněn sestup centra tendinea kaudálně (Suchomel, 2006).

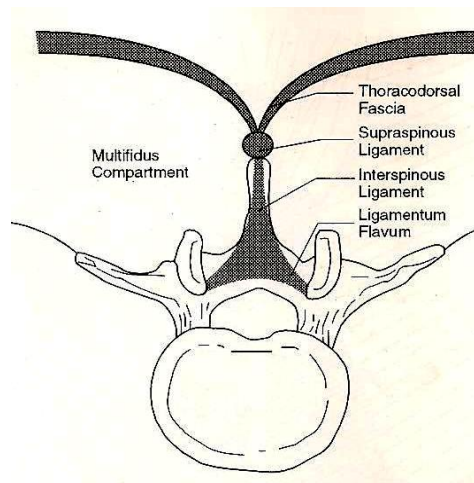
Stabilitu SI kloubu nezajišťují pouze lokální stabilizátory, ale i dlouhé svaly (globální stabilizátory). Tyto svaly narozdíl od lokálních stabilizátorů pracují fázicky. Přestože nemají přímý anatomický vztah s SI kloubem, mohou zajistit jeho efektivní kompresi. Výzkumy totiž potvrzují, že jsou tyto svaly schopny působit nejen na segmenty mezi jejich začátkem a úponem, ale i mimo ně a to prostřednictvím jiných svalů, fascií či ligament. Vleeming et al. (1997) je zařazují do 3 svalových řetězců: longitudinální řetězec, posteriorní šikmý řetězec a anteriorní šikmý řetězec.

Longitudinální řetězec je složen z části mm. multifidi upínajících se na sakrum (pozn. někteří autoři udávají m. erector spinae), m. TrA (jeho části upínající se do hlubokého listu Th-L fascie), svalů pánevního dna a lig. sakrotuberale, které je spojeno s dlouhou hlavou m. biceps femoris. Vliv tenze longitudinálního řetězce na stabilizaci SI kloubu může být realizován třemi způsoby. Zaprvé kontrakcí sakrální části m. multifidus má sakrum tendenci k nutaci. Je známo, že při nutačním pohybu sakra se zvyšuje tenze interosseálního a krátkého dorzálního sakroiliakálního ligamenta a dochází ke zvětšení force closure. Dále se tento sval

může podílet na force closure SI kloubu tím, že při jeho kontrakci dojde k „nafouknutí“ Th-L fascie, tedy ke zvýšení jejího napětí (Obrázek 11.). I kontrakce m. TrA zvyšuje tenzi laterální části Th-L fascie. A konečně erektory páteře stejně jako dlouhá hlava m. biceps femoris mají anatomickou souvislost s lig. sacrotuberale (Hodges & Richardson, 1996).



Obr 9. Longitudinální řetězec: mm. erector spinae, Th-L fascie, m. biceps femoris (caput longum). (Petrousos)

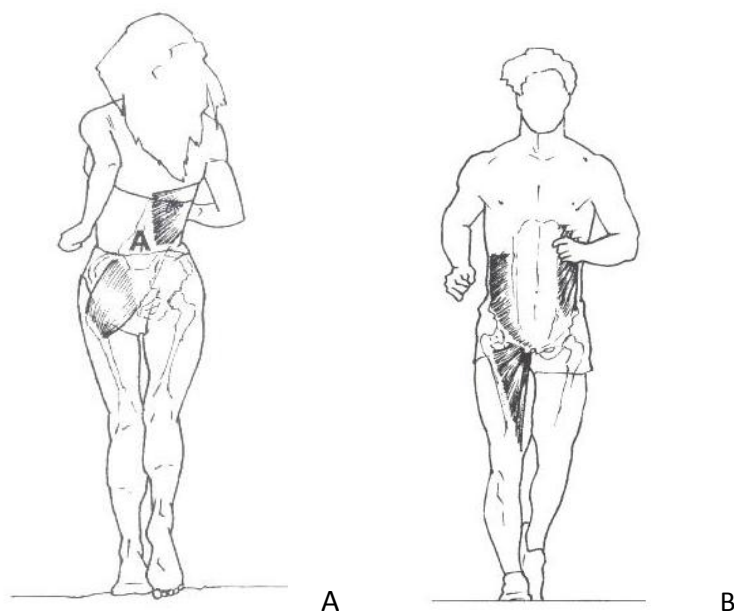


Obrázek 10. Horizontální řez bederním regionem. Mm. multifidi jsou schopny svou kontrakcí zvýšit tenzi Th-L fascie. (Lee, 1999)

Funkce posteriorního šikmého řetězce (Obrázek 11.A) je realizována vzájemnou kontrakcí m. latissimus dorsi a m. gluteus maximus prostřednictvím jejich intervence v Th-L fascii. Tyto svaly fungují jako synergisté a jejich kontrakce může přímo ovlivnit stabilitu SI

kloubu. Vlákná m. gluteus maximus směřují kolmo vzhledem k rovině SI kloubu, proto mají ideální podmínky pro kompresi SI kloubu. Při současné kontrakci s m. latissimus dorsi dochází ke kompresi SI kloubu, při níž dochází k aproximaci posteriorní části kyčelní kosti. Tento řetězec je důležitým článkem v přenosu zátěže přes pánevní pletenec při rotačních pohybech a chůzi.

Anteriorní šikmý řetězec (Obrázek 11.B) je tvořen m. OEA a kontralaterálním m. OIA. Tyto svaly spojeny skrz pochvu přímého svalu břišního. Aktivace tohoto řetězce se podílí na ovládní sklonu pánve, který má vliv na tvar páteře a funkci zádových svalů. Sharkey (2008) k tomuto svalovému řetězci připojuje účast kontralaterálních adduktorů stehna, které jsou se šikmými břišními svaly spojeny anteriorní fascií břicha. Adduktory pracují ve shodě s m. OIA a proti m. OEA. Snahou této svalové ko-kontrakce je stabilizace pánve ve stejné fázi DK při chůzi a současně kontrola anteriorní rotace pánevní kosti na straně stejné DK tak, aby švihová DK mohla dopadnout patou na zem.



Obrázek 11. Posteriorní šikmý řetězec (A): m. latissimus dorsi, Th-L fascie, m. gluteus maximus. Anteriorní šikmý řetězec (B): m. OAE, linea alba, m. OAI, ligamentum inguinale, adduktory stehna. (Chek, <http://www.coachr.org/outer.htm>)

Je zřejmé, že zde zmíněné svaly nelze v problematice stabilizace SI kloubu dělit na lokální a globální stabilizátory, jelikož SI kloub je tvořen pouze jedním segmentem. Rozdělení na lokální a globální stabilizátory má význam pouze ve stabilizaci

vícsegmentových kloubů, tedy ve stabilizaci páteře. Ovšem pro obecně užívané označení stabilizačního systému je názvosloví v této práci zachováno.

2.5 NESTABILITA SI KLOUBU JAKO PŘÍČINA LBP

Don Tigny (1990) ve své práci dospěl k poznání, že pacienti s LBP mající poměrně znatelné degenerativní nálezy na páteři obvykle popisovali, že LBP nikdy předtím neměli. Naopak ti, kteří se s LBP potýkají pravidelně, nemusí mít žádné viditelné změny na zobrazovacích vyšetřeních. Proto klinický nález nemusí zdaleka odpovídat strukturálním změnám. Lze předpokládat, že idiopatická LBP je tedy bolestivá léze jako výsledek dysfunkce kloubu nebo dysrupce měkké tkáně způsobené změnou biomechanikou bederní páteře nebo pánve. Jedná se pouze o jemnou a plně návratnou výchylku z normy.

Na druhou stranu tento autor ve své práci udává, že dysfunkce SI kloubů má dopad nejen na vznik LBP, ale i degeneraci meziobratlových plotének, idiopatické artrózy kyčelního kloubu, skoliózy a spondylolistézy. Také upozorňuje na fakt, že právě tato příčina zmíněných onemocnění bývá v literatuře v praxi často opomenuta. I McGill (2007) tvrdí, že samozřejmě existuje souvislost mezi tvorbou nadměrných strukturálních změn na bederní páteři a SI kloubech a poruchou jejich mechaniky. Vysvětluje to tím, že při symetrickém zatěžování disku je nucleus pulposus tlačěn proti anulus fibrosus, což zajišťuje stabilitu disku. Anulus fibrosus pak slouží jako tlumič nárazů při axiálních zatížení. Ovšem při asymetrickém zatěžování disku se nucleus pulposus pomalu přesouvá na nezatěžovanou stranu, aby zabránilo nadměrné flexi anulus fibrosus. Pokud je mechanika bederní páteře normální, nedochází k velkým tlakům působícím na disky. Špatná biomechanika bederní páteře zvyšuje působení asymetrického tlaku na disk, a proto také podporuje jeho degeneraci.

Přenos zátěže z trupu na dolní končetiny s nestabilními SI klouby vyvíjí na okolní tkáň nadměrné tlaky a v důsledku vzniká bolest (Pool-Goudzwaard, 1998). Jak již bylo uvedeno, vzhledem k „samouzamykacímu“ mechanismu SI kloubu je odpor kladený vůči tlakům působícím na něj výsledkem jak specifických vlastností povrchu kloubních ploch a kompresí danou vahou těla (form closure), tak svalovou aktivací a napětím ligament (force closure). Z toho vyplývá, že existuje více faktorů, které mohou ovlivnit stabilitu SI kloubu. Patří sem např. zvýšená laxicita kloubního pouzdra a ligament, snížená svalová síla

stabilizačních svalů nebo jejich inkoordinace (Hu, 2011). Maigne et al. (1996) tvrdí, že většina příčin patologie SI kloubu pramení z patologie měkkých tkání okolo něj.

2.5.1 INSUFICIENCE LIGAMENT STABILIZUJÍCÍCH SI KLOUB

Insuficience ligament může být zapříčiněna neobvyklou polohou SI kloubu, což vede ke změně aferentních informací do kloubního pouzdra. Je možné, že změněná aference kloubního pouzdra SI kloubu je příčinou poruchy motorického programu m. TrA a m. multifidus, což se projevuje poruchou jejich timingu. V důsledku poruchy koordinace mezi těmito svaly musí bezpochyby dojít ke snížení force closure (Pool-Goudzwaard, 1998).

Insuficience ligament může být také dána jejich nadměrnou laxitou. Lewit (1996, 47) udává: „Jakkoli je důležité, aby nechyběla pohyblivost v SI skloubení, má být co nejmenšího rozsahu a laxnost je zde velmi nežádoucí.“ Nadměrná laxita ligament a kloubního pouzdra vzniká pravidelně v těhotenství vlivem hormonálního působení a přispívá tak ke vzniku peripartální bolesti pánve. V pozdním stádiu těhotenství navíc vzniká relativní kontranutace SI kloubu vlivem snahy ženy vyrovnat váhu plodu. Kontranutační postavení SI kloubu je nestabilní a tedy i méně schopné odolávat působícím tlakům. Proto bolest v oblasti bederní páteře a pánve udává více než polovina žen v průběhu těhotenství (Mens et al., 1996). I Wu et al. (2004) se s tímto tvrzením ztotožňuje. Tvrdí, že se bolestí vzniklou nestabilitou pánve potýká 45% těhotných žen a 25% žen po porodu.

2.5.2 INSUFICIENCE SVALŮ STABILIZUJÍCÍCH SI KLOUB

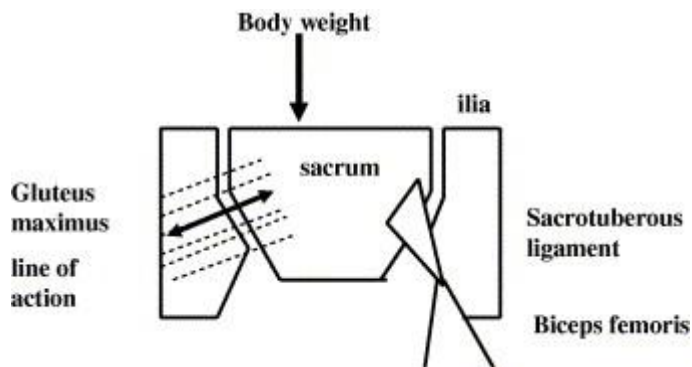
Oslabení, insuficientní nábor či timing svalů stabilizujících bederní páteř a pánevní pletenec snižují force closure SI kloubu. Nedostatečná nebo změněná stabilizace lumbopelvicke oblasti vede k poruše přenosu zátěže z pánve na páteř a naopak. Pacienti si přivlastňují kompenzační pohybové strategie sloužící k akomodaci této vzniklé dysbalance. To může vést k dekompenzaci v oblasti bederní páteře, kyčle nebo kolene (Lee, 1999). I Pool-Goudzward (2009) popisuje u pacientů s poruchou stabilizace lumbopelvicke oblasti kompenzační mechanismy jako např. zadržování dechu nebo zapojení globálních stabilizátorů za účelem zvýšení nitrobršního tlaku.

Suchomel (2006) zastává názor, že převaha globálních stabilizátorů nad lokálními stabilizátory je nežádoucí, protože globální stabilizátory nejsou schopny zajistit ideální centraci kloubu a dostatečnou kontrolu neutrální zóny jednotlivých obratlů. Hyperaktivita globálních stabilizátorů je sice schopna zajistit stabilitu a nahradit funkci lokálních stabilizátorů, ovšem jen do určité míry. Následkem dekompenzované stability páteře a pánve je LBP. Může ale také dojít ke kořenovému dráždění, změnám pohybových stereotypů a většímu riziku vzniku úrazu.

Vleeming (1997) naopak popisuje jako příčinu poruchy stabilizace SI kloubu oslabení longitudinálního či posteriorního šikmého řetězce. Podle něj totiž právě tyto řetězce umožňují kvalitní přenos zátěže z trupu na dolní končetiny při stabilizačně náročných situacích jako je např. chůze. Proto pacienti udávají bolest při dlouhodobé chůzi nebo stojí.

McGill (2007) popsal častý výskyt mikrotraumat ve svalech m. erector spinae u pacientů s dysfunkcí SI kloubu. Tyto svaly jsou totiž skrz aponeurózu se sakrem spojeny. Proto jakákoliv změna biomechaniky SI kloubu má vliv na nocicepci v těchto svalech. Také popisuje, že bolest erektorů páteře je často doprovázena jejich spasmem. Hides, Richardson a Jull (1996) ve své studii zjistily, že po akutní atace LBP dochází k výrazné atrofii mm. multifidi vlivem ischemizace při jejich ochranném spazmu. Ke vzniku ochranného spasmu dochází reflexně s cílem zabránit dalšímu poškození postižených tkání. Problémem ovšem je, že po odeznění ataky nedojde ke spontánní úpravě jejich funkce. Suchomel (2006) na základě této teorie předpokládá, že přetrvávající bolest způsobuje reflexní inhibici stabilizačních svalů, a to především funkčního spojení m. TrA s mm. multifidi. Opožděná kontrakce m. TrA vede k rozšíření neutrální zóny a zvýšení biomechanických nároků na bederní páteř. Chybí také samozřejmě jeho aktivace při anticipaci pohybu. Poté existuje vysoké riziko recidivy LBP. Hu (2011) také považuje za příčinu LBP změnu v motorické kontrole stabilizačních svalů.

Hossain a Nokes (2005) prokázali při zjištěném nedostatečném náboru nebo síle m. gluteus maximus za chůze nadměrnou aktivaci m. biceps femoris. Tento jev odůvodnili tím, že m. biceps femoris se snaží ve stabilizaci SI kloubu nedostatečný m. gluteus maximus nahradit. Ovšem tato stabilizace SI kloubu je nedostatečná, proto výsledkem je vznik LBP. M. biceps femoris totiž nemá tak výhodné anatomické postavení vzhledem k SI kloubu jako m. gluteus maximus. Vlákna m. gluteus maximus totiž probíhají kolmo k tomuto kloubu.



Obrázek 12. Schéma působení m. gluteus maximus a m. biceps femoris (caput longum) na stabilitu SI kloubu. (Hossain & Nokes, 2005)

Za nejčastější příčinu dysfunkce SI kloubu don Tigny (1990) považuje posun těžiště těla anteriorním směrem. Protože ve stoji nejsou zapojeny břišní svaly, dochází váhou trupu k anteriorní rotaci pánevních kostí vůči sakru, popř. s jejich současnou depresí. Břišní svaly jsou v této pozici protažené, a proto oslabují. Posteriovní ligamenta v blízkosti SI kloubu jsou uvolněná a anteriorní ligamenta jsou příliš tenká pro zajištění dostatečné fixace SI kloubu. Při zvedání břemene nebo předklonu, kdy je anteriorní rotace pánve umocněna, se SI kloub stává zranitelným, protože je v této pozici méně stabilní.

Petroutsos popisuje na straně postiženého SI kloubu zkrácení m. iliopsoas, který může provokovat bolest třísla i LBP. Bylo prokázáno, že častěji se jeho zkrácení objevuje na straně pravé DK. Autor udává, že otázka příčiny a následku není v tomto případě jednoznačně zodpovězena. Není tedy zcela jasné, zda dysfunkce SI kloubu je příčinou zkrácení m. iliopsoas nebo jeli tomu naopak. Ovšem zkrácení m. iliopsoas recipročně utlumuje m. gluteus maximus, což vede k prohloubení nestability SI kloubu. Wu et al. (2004) popisuje častý výskyt narušení stability SI kloubů u sportovců, kteří vykonávají sporty s nadměrnou aktivací flexorů kyčle (cyklistika, běh).

2.6 DIAGNOSTIKA NESTABILITY SI KLOUBU

Dysfunkce SI kloubu se projevuje jako „ostrá“ bolest bederní páteře (LBP) nebo bolest v oblasti třísla. V některých případech může vystřelovat do hýždě či stehna. Pacienti udávají bolest především při chůzi, ale i stoji a vsedě. Pacienti také udávají neschopnost provádět

rychlou chůzi. Při popisu těchto obtíží je rozhodně na místě diferenciální diagnostika pro vyloučení herniace meziobratlové ploténky, spinální stenózy nebo facetového syndromu. Tyto diagnózy se totiž vykazují podobným průběhem bolesti (Ilaslan et al., 2010).

Z klinického hlediska vidíme, že při nestabilitě SI kloubu se hřeben pánevní kosti vstoje na postižené straně zdá být výš, acetabulum se posouvá posteriorně a kaudálně vůči sakru, což vizuálně prodlužuje se DK vleže na zádech, ale vsedě se zdá být naopak kratší. Proto u pacientů s rozdílnou délkou dolních končetin musíme brát na zřetel i tuto možnou příčinu diskrepance, kde aplikace podpatěnky by byla bezvýsledná. Správnou volbou terapie u těchto pacientů je stabilizace SI kloubu, tedy aktivace systému podporujícího posteriorní rotaci pánevních kostí kolem sakra (Ilaslan et al., 2010). Cibulka, Delitto a Koldehoff (1988) tvrdí, že dysfunkce SI kloubu vytváří anteriorní náklon pánevní kosti vůči sakru na jedné straně a posteriorní náklon na straně druhé. Pokud je DK delší na straně vyšší cristy pánevní kosti, potom se jedná o anteriorní dysfunkci SI kloubu.

V případě podezření na nestabilitu SI kloubu je potřeba položit si několik otázek: Je omezená nutace SI kloubu? Je SI kloub hypermobilní? Tyto parametry lze velmi obtížně objektivně hodnotit. Navíc lze velmi obtížně stanovit přesné hranice mezi hypomobilitou nebo naopak hypermobilitou SI kloubu. Důležité jsou stranové rozdíly v mobilitě mezi pravým a levým SI kloubem. Proto bychom měli používat testy, které prokazují dysfunkci SI kloubu na základě jednoznačných parametrů (Pool-Goudzward, 1998).

Existují testy sloužící k hodnocení dysfunkce SI kloubu, jejichž pozitivita se hodnotí na základě provokace bolesti (př. Patrikúv test, Stork test, palpce lig. sacroiliacum posterius longus kaudálně od SIPS) (Hu, 2011). Ovšem jejich vyšetřením nelze získat přesné informace o funkčnosti SI kloubu. Při podezření na nestabilitu SI kloubu je proto lepší volbou použít test hodnotící jeho funkčnost (stabilitu). Pro hodnocení stability lumbopelvickej oblasti se v klinické praxi nejčastěji využívá Active Straight Leg Raise Test (ASLR). Podle Mense et al. (2001) je tento test nejspolehlivější.

Dále je možno hodnotit svalovou stabilizaci lumbopelvickej oblasti testováním síly m. transversus abdominis, mm. multifidi, m. erector spinae, m. gluteus maximus, mm. obliqui abd. a m. latissimus dorsi. Jak již bylo zmíněno, právě tyto svaly se podílí na správné stabilizaci lumbopelvickej oblasti (Goudzwaard, Vleeming, Stoeckart, Snijders, & Mens, 1998).

2.6.1 ACTIVE STRAIGHT LEG RAISE TEST

Active Straight Leg Raise test byl popsán Mensem et al. (1996) jako klinický test hodnotící kvalitu přenosu zátěže z trupu na dolní končetiny. Slouží jako diagnostický test při bolesti v oblasti pánve, bederní páteře a kyčle. Tento test vypovídá o schopnosti pacienta stabilizovat pánevní pletenec, zejména SI kloub, v sagitální rovině. Uvádí se, že pozitivita testu se objevuje i u dysfunkce pánevního dna a bránice. Může sloužit také jako kontrolní hodnocení efektu stabilizace v průběhu terapie (Liebenson, 2004).

Instrukce k provedení testu jsou následující. Pacient leží na zádech s nataženými dolními končetinami vzdálenými cca 20 cm od sebe. Poté je požádán, aby průměrnou rychlostí zvedl jednu DK 20 cm nad podložku bez pokrčení kolene a držel jí tak po dobu 10 sekund. Poté jí zase pomalu pokládá. Test je pozitivní v případě, že pacient není schopen zvednout DK nebo popisuje sníženou sílu v porovnání s druhou stranou. Mens (2001) uvádí šestistupňovou škálu, podle které může pacient určit obtížnost provedení ASLR:

- 0- Pohyb lze provést snadno s minimálním úsilím
- 1- Pohyb lze provést relativně snadno, pouze s minimálními obtížemi
- 2- Pohyb lze provést, ale docela stěží
- 3- Pohyb lze provést, ale s opravdu velkým úsilím
- 4- Pohyb téměř nelze provést
- 5- Pohyb nelze provést



Obrázek 13. Active Straight Leg Raise Test. (www.myhealth.alberta.ca)

Můžeme tedy říci, že pokud pacient bez většího úsilí zvedá DK nad podložku, stabilita pánevního pletence je zajištěna optimálně. Předpokladem je ovšem správná aktivace globálních i lokálních stabilizačních svalů pánve (Lee, 2005).

Účelem tohoto testu je tedy hodnocení schopnosti břišních svalů zajistit force closure SI kloubu. Flexi kyčle provádí z velké části m. iliacus a m. rectus femoris. Tyto svaly se upínají na os ilium a mají tendenci táhnout jím do anteverze. Tím dochází ke zvýšení tenze lig. sacroiliacum posterius longus, čímž se SI kloub stává nestabilním. Pro „neutralizaci“ tohoto pohybu je zapotřebí bilaterální symetrická aktivace břišních svalů. Ikdyž jde tedy o jednostranný pohyb, předpokládáme oboustrannou aktivitu břišních svalů. M. TrA spolu se šikmými břišními svaly totiž jsou schopny tlačit pánevní kosti proti sakru (provádět tedy retroverzi pánevních kostí) a zvyšovat tenzi interesoséálních ligament, tedy zvyšovat force closure (Hu, 2011).

Hu (2011) ve svém výzkumu na „zdravých“ probandech dospěl k závěru, že při ASLR dochází k symetrické aktivaci m. TrA, m. OIA a m. OEA. Ovšem našel zde drobné rozdíly v aktivaci uvedených svalů, což odůvodnil tím, že ASLR je jednostranný pohyb, při kterém je pánevní kost tažena do anteverze pouze na straně elevované DK. Proto předpokládal větší aktivitu ipsilaterálních břišních svalů. Zajímavým poznatkem ovšem je, že mezi zmiňovanými svaly vykazoval větší asymetrii m. TrA oproti m. OIA. Tento jev vysvětlil tím, že svalová vlákna m. TrA běží téměř horizontálně, proto mají ideální schopnost podílet se na rotaci pánve. Svalová vlákna m. OIA mají šikmý průběh, proto nemají tak výhodné podmínky pro provedení tohoto pohybu.

Existují i různé varianty tohoto testu pro přesnější specifikaci dysfunkce SI kloubu, tzn. poruchu form či force closure. Form closure může být zajištěno pasivní kompresí SI kloubů, kdy terapeut vyvíjí tlak na obě pánevní kosti proti sobě nebo užitím pánevního pásu. Pokud pacient subjektivně popisuje menší úsilí potřebné k provedení testu s pasivním zajištěním, předpokládáme insuficienci stabilizátorů pánve. Poruchu force closure vyšetříme provedením ASLR s aktivací šikmého břišního řetězce. Poté je pacient vyzván k provedení ASLR bez aktivace tohoto řetězce a porovnává se rozdíl v obtížnosti mezi oběma testy. Pokud pacient popisuje, že provedení ASLR se zapojením šikmého břišního řetězce je pro něj méně náročné než bez něho, prognóza bývá většinou uspokojivá. Posílením tohoto řetězce potíže pacienta obvykle mizí (Lee, 1999).

Při objevení obtíží při testu lze předpokládat problém v motorické kontrole a koordinaci svalů při chůzi, konkrétně ve fázi flexe kyčle. Lze říci, že tento test fázi flexe kyčle imituje. Následkem je zvýšení amplitudy horizontální rotace pánve a naopak snížení rotace trupu vůči pánvi při chůzi, což ovlivňuje kvalitu přenosu zátěže z trupu na DKK (Hu, 2011).

2.7 ZAJIŠTĚNÍ STABILITY SI KLOUBU PŘI CHŮZI

2.7.1 SVALOVÁ AKTIVITA PŘI STOJI

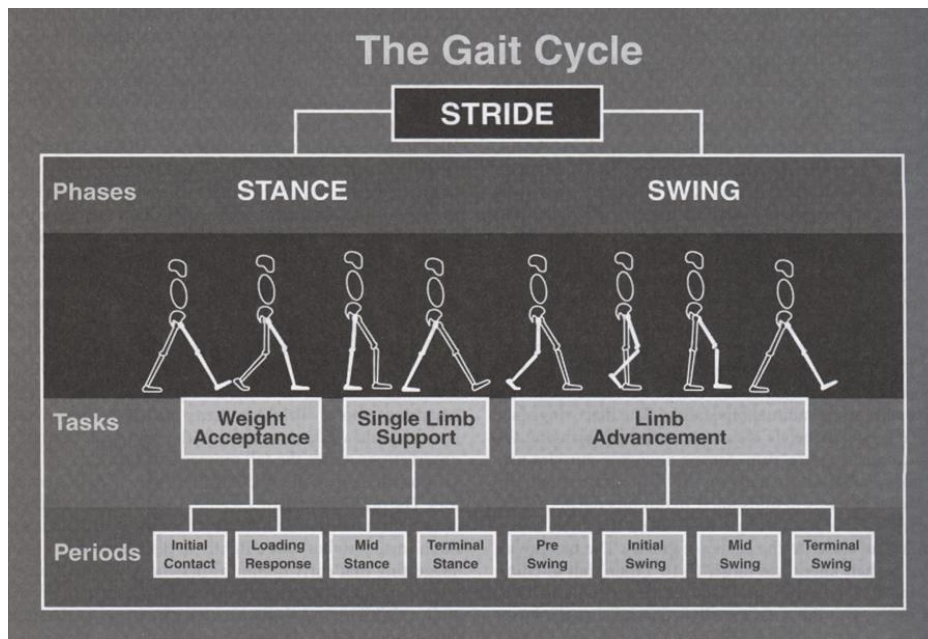
Ukázalo se, že mezi savci má člověk nejefektivnější mechanismy pro zajištění postury v bipedálním stoji. Při optimálním stoji by všechny svaly či svalové skupiny měly být „klidné“, tzn. neaktivní. Výjimku tvoří m. OIA, jehož funkcí je zajistit ochranu inguinálního kanálu při stoji a také m. iliopsoas, který svou aktivitou podporuje lig. iliofemorale při zajištění extenze kyčlí (Basmajian & De Luca, 1985). Luttgens & Hamilton (1997) udávají, že i m. gluteus maximus může ve stoji vykazovat mírnou aktivitu, při níž dochází k tahu femuru, který rotuje zevně. Jeho aktivita se přenáší kaudálně až na oblast talu a tarsálních kůstek, což se projeví supinací chodidla a zvýraznění mediálního oblouku podélné klenby nohy. Pokud zaznamenáváme aktivitu jiných svalů trupu či dolních končetin při stoji, je zřejmé, že daný stoj není ekonomický a vyžaduje zvýšený energetický výdej (Basmajian & De Luca, 1985).

2.7.2 BIOMECHANIKA A SVALOVÁ AKTIVITA LUMBOPELVICKÉ OBLASTI PŘI CHŮZI

Ačkoliv se každý jedinec vyznačuje odlišnými vzorci chůze, existují biomechanické aspekty objevující se u každého z nás. Efektivní chůze vyžaduje současný přenos stehenní kosti, pánevní kosti, sakra a bederních obratlů v sagitální, frontální a transverzální rovině (Lee, 1999).

Pro snazší orientaci v následujícím textu uvádím jednotlivé fáze krokového cyklu. Krokový cyklus popisuje pohyb DK při chůzi, kdy pata kontaktuje podložku, dále projde opěrnou fází, přes švihovou fázi (noha není v kontaktu s podložkou) a končí opět kontaktem paty s podložkou. Krokový cyklus je tedy rozdělen do 2 fází: stojná a švihová. Stojná fáze zaujímá cca 60% krokového cyklu, švihová fáze tedy cca 40% krokového cyklu. Tyto fáze se

dále dělí do jednotlivých period. Stojnou fázi můžeme z časového hlediska rozdělit na inicial contact, loading response, midstance a terminal stance. Švihová fáze se rovněž dělí do 4 period: preswing, initial swing, midswing a terminal swing, jak ukazuje Obrázek 14. (Inverarity, 2007).



Obrázek 14. Fáze krokového cyklu (Inverarity, 2007).

DonTigny (1990) posuzuje chůzi jako kontrolovaný pád iniciovaný předklonem trupu. Čím větší předklon trupu, tím rychlejší je chůze. Při iniciálním kontaktu paty o zem se snižuje pohyb pánve v sagitální rovině, což má za následek zpomalení předklonu trupu a postupné oplošťování obratlů páteře od sakra směrem kranialně. Při předklonu trupu se křivky páteře naopak zvýrazňují. Proces oscilace páteře se při každém kroku střídá a kontroluje iniciovaný předklon páteře při každém kroku.

Dalším poznatkem DonTignyho (1990) je, že iniciální kontakt paty je následován přenosem váhy trupu na přední DK tak, aby mohlo dojít k odlehčení zadní DK. Přenos váhy na přední DK je tlumen současnou kontrarotací trupu proti pánvi a pružením ipsilaterálního SI kloubu. Pružení SI kloubu také slouží k odlehčení zátěže působící na stojnou kyčel při chůzi.

2.7.2.1 KINETIKA PÁNVE PŘI CHŮZI

Během švihové fáze pánevní pletenec jako celek rotuje v transverzální rovině kolem hlavic kyčelních kloubů směrem k zatěžované (zadní) dolní končetině. Osa otáčení leží vertikálně mezi dolními končetinami a je samozřejmě dynamická. Tento pohyb pánve napomáhá na straně švihové dolní končetiny flexi kyčle/na straně stojné dolní končetiny extenzi kyčle potřebné pro vykonání dostatečné délky kroku (Lee, 1999).

V rámci pánve dochází k torzi mezi pánevními kostmi a sakrem. Pro lepší představu se pokusím tento pohyb objasnit na příkladu švihové pravé dolní končetiny. Celý tento proces popisuje Obrázek 15.. Pokud je pravá kyčel flektována, pravá pánevní kost oproti sakru rotuje posteriorně. Na straně levé dolní končetiny je pánevní kost rotována anteriorně. Tímto pohybem vzniká relativní nutace sakra na pravé straně a kontranutace na levé straně vzhledem k pánevním kostem (Greenman, 1997; in DeStefano, 2011). Pravostranná nutace sakra zvyšuje tenzi lig. sacrotuberale a interosseálních ligament a připravuje SI kloub na dopad paty na zem. Jak již bylo uvedeno, tenze těchto ligament je podporována force closure mechanismem, především aktivitou m. biceps femoris vzhledem k anatomickému vztahu s lig. sacrotuberale (Obrázek 16.). Výsledkem je efektivní komprese (tedy stabilita) SI kloubu (Inman et al., 1981; in Vaughan, Davis & O'Connor, 1999).

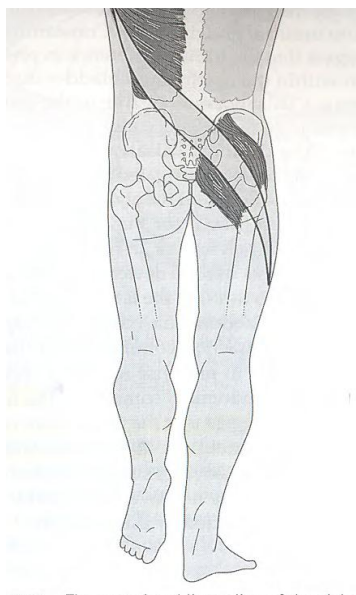


Obrázek 16. Posteriorní rotace pánevní kosti při dopadu paty na podložku. Tenze sakrotuberálního ligamenta se zvyšuje, umocněna kontrakcí m. biceps femoris. (Lee, 1999)

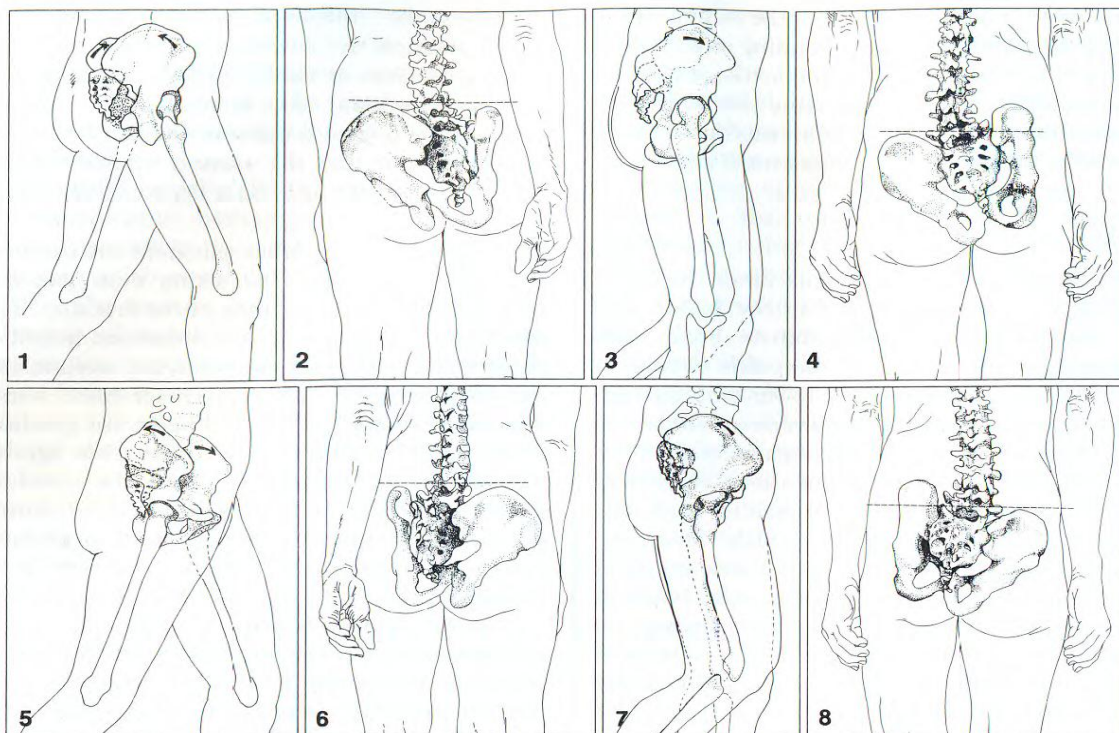
Po dopadu švihové dolní končetiny na zem se zvedá druhostranná DK. Pro představu budeme za nyní opěrnou DK považovat pravou DK. Na pravé straně celý pánevní pletenec

rotuje vpravo a addukuje vzhledem k pravé kyčli. Současně pravostranná pánevní kost rotuje anteriorně a levostranná rotuje posteriorně, což indikuje levostrannou rotaci sakra. Pravý SI kloubu dělá kontranutaci a levý nutaci. Na straně stojné DK (pravá) v této fázi m. biceps femoris relaxuje a do aktivace se zapojuje m. gluteus maximus a kontralaterální m. latissimus dorsi (Obrázek 17.). Tyto svaly nyní zajišťují force closure SI kloubu. V této fázi krokového cyklu dochází k přenosu váhy celého těla na stojnou DK. Jejich funkce je tedy velmi důležitá pro stabilizaci pánve a efektivní přenos zátěže. Současně se zatěžováním stojné DK dochází aktivitou ipsilaterálního m. gluteus maximus a kontralaterálního m. latissimus dorsi ke kontrarotaci trupu, což také pomáhá snížit zátěž působící na hlavici kyčelního kloubu i meziobratlové ploténky páteře (Don Tigny, 1990).

Hu (2011) popisuje významnou funkci břišních svalů ve stabilitě lumbopelvicke oblasti během chůze. Ve své studii zjistil, že m. TrA, m. OIA a m. OEA vykazují při chůzi poměrně velkou aktivitu v 75% krokového cyklu, přičemž m. TrA byl více aktivní na straně švihové DK, m. OEA naopak na straně kontralaterální a m. OIA vykazoval symetrickou aktivitu na obou stranách. Na tomto příkladu vidíme nezbytnou motorickou kontrolu zmiňovaných svalů, protože m. TrA, m. OIA a m. OEA nejenže zajišťují stabilitu páteře a pánve, ale současně se podílí na dýchání a orientaci trupu. Všechny tyto funkce musí být při chůzi zkoordinovány.



Obrázek 17. Kompresi SI kloubu současnou aktivací m. gluteus maximus a m. latissimus dorsi při chůzi. (Vleeming et al., 1997)



Obrázek 18. Kinetika pánve při chůzi. (Vleeming et al., 1997)

Legenda k Obrázku 18.:

1. Při iniciálním kontaktu paty pravé DK rotuje pánevní kost na ipsilaterální straně posteriorně, kontralaterální pánevní kost anteriorně (torze pánve)
- 2.-4. Během stojné fáze pravé DK, kdy levá DK není v kontaktu s podložkou (single limb support), rotuje pravostranná pánevní kost anteriorně
5. Při předšvihové fázi pravé DK (preswing), kdy se odlepuje palec od podložky, rotuje pravostranná pánevní kost posteriorně a levostranná naopak anteriorně
- 6.-8. Při švihové fázi pravé DK pokračuje tendence k posteriorní rotaci pravostranné pánevní kosti

2.7.2.2 KINETIKA BEDERNÍ PÁTEŘE PŘI CHŮZI

Během chůze rotují kaudální bederní obratle ve stejném směru jako sakrum kolem šikmé osy. Současně je prováděna jejich flexe a kontralateroflexe. Tento pohyb je v lumbosakrálním přechodu kontrolován tenzí lig. iliolumbale a je minimální oproti možnostem rozsahu pohybu, který lumbosakrální přechod schopen provést. Proto pacienti

s primární lézí lumbosakrálního přechodu málokdy hlásí bolest při chůzi. Zatímco pro pacienty s lumbopelvicou nestabilitou je to nejvíce přitěžující aktivita (Lee, 1999).

Lewit (1996) uvádí, že oplošťování a zakřivování páteře během chůze má bezpochyby vliv na zatěžování a odlehčování meziobratlových plotének. Pokud tedy není ideální funkce pánve a sakra při chůzi, které podmiňují pohyby páteře, existuje vyšší riziko vzniku degenerativních změn meziobratlových plotének vlivem jejich nadměrného zatěžování. Sakrum při chůzi tedy hraje roli pérujícího tlumiče nárazů váhy páteře tím, že při každém kroku se promontoriem otáčí dopředu.

2.7.3 PROJEVY NESTABILITY SI KLOUBU PŘI CHŮZI

Ačkoliv pro „zdravého“ jedince se chůze zdá být poměrně jednoduchým pohybem, jedná se o překvapivě velmi složitý proces vzájemné koordinace svalů. Tento komplexní pohyb může být realizován jen za předpokladu, že správně funguje jeho motorická kontrola. Chůze je tedy aktivita, při které se instabilita lumbopelvicke oblasti vždy projeví (Lee, 1999).

Ztráta form closure nebo force closure na straně stojné dolní končetiny při chůzi se projevuje kompenzačním mechanismem, kterým se pacient snaží snížit zátěž působící na pánevní pletenec. V tzv. „kompenzované“ chůzi vidíme transfer váhy těla laterálně přes stojnou DK, čímž se snižují smykové síly působící na SI kloub. Pánevní pletenec se přitom nadměrně pohybuje do addukce a stehenní kost do abdukce vůči chodidlu. Tento kompenzační mechanismus u pacientů je patrný i při vyšetření tzv. Trendelenburgovy zkoušky (Lee, 1999). Suchomel (2006) také upozorňuje na význam dynamické spolupráce pasivního a aktivního systému, resp. vazivově-svalového systému při chůzi. Tyto funkční vztahy jsou zásadní pro zajištění správné polohy sakra mezi kyčelními kostmi, s důsledky pro bederní páteř.

Lamoth et al. (2005) ve své studii zjistili, že jedinci s LBP si často stěžují na neschopnost provést rychlou chůzi. Toto tvrzení potvrdili monitorováním 3D pohybu při chůzi u pacientů s LBP v porovnání se zdravými jedinci. Výsledky výzkumu ukázaly, že pacienti s LBP mají potíž adaptovat se na rychlou chůzi. Autoři uvádějí, že je to dáno poruchou motorické kontroly svalů trupu, pánve a dolních končetin. Následkem je špatná cyklická koordinace mezi jednotlivými segmenty těla. Pacienti s LBP pohybují segmenty páteře a pánve jako jeden celek bez diferenciovaného pohybu mezi nimi. Zároveň také zjistili,

že zapojení erektorů páteře při chůzi bylo u pacientů s LBP oproti „zdravým“ jedincům rozdílné. Erektory páteře zdravých jedinců byli nejvíce aktivní při doteku paty o podložku a nejméně aktivní při švihové fázi DK. Pacienti s LBP měli aktivitu erektorů páteře celkově vyšší a rozdíly mezi fázemi chůze nebyli tak výrazné. Tento jev vědci vysvětlují tím, že erektory páteře u pacientů se zvýšením aktivity snaží stabilizovat nestabilní páteř při chůzi.

2.8 TERAPIE V NEDOSTATEČNÉ STABILIZACI LUMBOPELVICKÉ OBLASTI

Pokud léčíme dysfunkci SI kloubu, je důležité obnovit jeho optimální biomechaniku. Bolestivá měkká tkáň se pak může zahojit (Maigne et al., 1996; in Laslett; Aprill, McDonald & Young, 2005). Cílem terapie u těchto pacientů by tedy neměla být jen léčba bolesti. Abychom toho dosáhli, musíme pacienta připravit na fakt, že bude muset být v rehabilitačním programu aktivní (Lee, 1999). Je důležité pacienta upozornit, že klid může naopak zhoršit příznaky nestability lumbopelvickej oblasti a že aktivní terapie je zde tedy žádoucí.

Spousta současných terapeutických metod zaměřených na ovlivnění bolesti páteře je založena na předpokladu, že LBP je výsledkem nedostatečné stability lumbopelvickej oblasti. Ovšem za stabilizační cviky můžeme považovat jen ty, které zohledňují jak biomechanickou tak motorickou kontrolu stability. Proto by při stabilizačních cvicích neměla být zachována pouze statická pozice trupu, ale snaha o pohyb trupu s motorickou kontrolou (Richardson, Hodges & Hides, 2004).

Konkrétním cílem terapie u nestability lumbopelvickej oblasti by měla být snaha o optimální mobilitu SI kloubů a nutaci SI kloubů s naklopením iliakálních kostí vzad. Tím dojde ke snížení tenze dorzálních ligament a okamžitému snížení bolesti. Ovšem aby byl tento stav trvalý a nejen dočasný, nezbytnou složkou terapie musí být nácvik stabilizace lumbopelvickej oblasti se zaměřením na motorický program m. TrA a m. multifidus. Tento stabilizační program se skládá ze 3 fází. V první fázi se program zaměřuje na současnou aktivaci m. TrA a m. multifidus. Cílem je aktivovat tyto svaly bez souhybu končetin nebo trupu. V druhé fázi je pacient zaučen stabilizovat lumbopelvickej region při pohybech končetin. A v poslední fázi by měl být pacient schopen aktivace m. TrA a m. multifidus při pohybech trupu (Richardson & Jull, 1995).

Je podstatné zmínit, že lokální stabilizátory jsou z velké části složeny z tzv. pomalých neboli tonických svalových vláken. Aktivaci těchto svalů dosáhneme pomalou rychlostí bez nadměrného úsilí s volným soustředěním na danou oblast. V případě rychle prováděného pohybu nebo pohybu s nadměrným odporem totiž primárně aktivujeme globální stabilizátory. Velmi úspěšná se zdá být i palpační kontrola pacientem samotným a správně vedené opory končetin (Suchomel, 2006).

Dalším cílem terapie by měl být nácvik koordinace a síly m. erector spinae extenzí trupu. Sílu a koordinaci mm. obliqui abdominis, m. gluteus maximus a m. latissimus dorsi je možno docílit rotačními cviky trupu. Je ovšem důležité posilovat celé svalové řetězce nikoli pouze jednotlivé svaly (Vleeming et al., 1997). Touto problematikou se zabývala studie Mense, Snijderse a Stama (2000), jejíž cílem bylo hodnotit efektivitu diagonálních cviků zaměřených na aktivaci m. OEA a m. OIA (anteriorní šikmý řetězec) a také na m. latissimus dorsi a m. gluteus maximus (posteriorní šikmý řetězec) u žen s poporodní bolestí bederní páteře a pánve. Tyto pacientky byly rozděleny do tří skupin. První skupina absolvovala trénink zaměřený na posílení zmiňovaných šikmých řetězců. Tréninkový plán obsahoval částečně izometrické a částečně koncentrické cviky. Pacientky měly za úkol provádět dané cviky 3x denně. Druhá skupina byla zaučena na nácvik aktivace longitudinálního řetězce a třetí skupině byl aplikován pánevní pás. Po absolvování osmitýdenní terapie vědci dospěli k závěru, že ve všech třech skupinách došlo k poměrně výraznému snížení bolesti pacientek (v průměru o 60%). Nebylo tedy prokázáno, že posilování šikmých řetězců svalů trupu vede k lepším výsledkům nežli posilování longitudinálního řetězce či aplikace pánevního pásu.

Někteří autoři vyzdvihují užití pánevního pásu u pacientů s nestabilitou SI kloubu (Vleeming et al., 1997). Hu (2011) ve své studii prokázal, že pánevní pás je schopen zastoupit aktivitu břišních svalů, která bývá u pacientů s LBP nedostatečná a zpožděná. Z toho vyplývá, že je schopen tlačit pánevní kosti proti sakru (stejně jako břišní svaly) a zajistit tak force closure. Ovšem měl by být pacientům s poruchou stabilizace pánevního pletence doporučován pouze jako doplněk léčby. Primárním cílem terapie u těchto pacientů je zajištění force closure svalovou aktivitou.



Obrázek 19. Pánevní pás zajišťuje kompresi SI kloubů. (Lee, 2005)

Dále by pacienti měli být instruováni k provádění správného stereotypu chůze. Také by se měli vyhnout nadměrné aktivaci m. iliopsoas, která vede ke vzniku velkých asymetrických tlaků působících na SI kloub. Jakmile dojde ke zlepšení stabilizace SI kloubu a zlepšení koordinace svalových řetězců, pacient zaznamenává pokles bolestivosti m. iliopsoas (Hu, 2011).

2.9 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE

Povrchová elektromyografie je neinvazivní metoda snímající elektrickou aktivitu svalů pomocí povrchových elektrod. Podstatou registrování elektrických signálů svalu povrchovou elektromyografií jsou akční potenciály snímané z povrchu těla vyvolané změnou iontových poměrů na membráně svalových vláken během svalové kontrakce (depolarizace a následná repolarizace membrány svalového vlákna). Elektromyografický záznam má tvar interferenčního vzorce a je tedy výsledkem náboru motorických jednotek a jejich sumačních akčních potenciálů v dané situaci (De Luca, 2003; Rodová, Mayer & Janura, 2001).

Povrchové elektrody mohou být umístěny monopórně nebo bipolárně. Bipolární umístění je častější. Doporučená vzdálenost mezi oběma aktivními elektrodami je 1 cm. Elektrody se umisťují ve střední linii svalu, v místě největšího svalového bříška a kolmo na průběh svalového vlákna (De Luca, 2003). Místo určené k nalepení elektrod nesmí být ochlupené. Před nalepením elektrod očistíme kůži jemným brusným papírem a alkoholem. Proband by při nalepování elektrod měl být v takové poloze, která umožňuje palpaci vyšetřovaného svalu. Vždy je třeba elektrody připevnit ke kůži tak, aby nedošlo k přerušení

kontaktem mezi kůží a elektrodou a zabránit tak vzniku rušení EMG signálu pohybem elektrod (SENIAM, 1999).

2.9.1 FOOTSWITCH

Zařízení footswitch slouží k určení vztahu mezi elektromyografickými měřeními aktivace svalů při chůzi. Zde se čtyři elektrody připevňují pomocí lepící pásky zespod na chodidlo (na palec, 1. metatarz, 5. metatarz a patu) (Konrad, 2005). Propojením elektromyografu s footswitch jsme schopni zaznamenávat aktivitu požadovaných svalů v jednotlivých fázích krokového cyklu. Dále můžeme hodnotit procentuální poměr švihové a stojné fáze kroku, rychlost chůze, délku kroku a jeho frekvenci v chůzi (Sutherland, 2001).

2.9.2 ZPRACOVÁNÍ EMG SIGNÁLU

Konrad (2005) popisuje faktory ovlivňující elektromyografický signál dané charakterem tkáně pod elektrodou. Vodivost lidského těla se totiž liší podle typu tkáně, její tloušťky, fyziologických změn (pocení) a teploty. Tyto parametry se mohou u různých jedinců výrazně lišit, což výrazně ovlivňuje kvantitativní hodnocení elektrického signálu a jeho amplitudy. Dále může být signál zkreslen špatným uložením elektrod, jinými zdroji elektrického signálu či zesilovači nebo aktivitou svalů v bezprostřední blízkosti měřeného svalu.

Zpracování elektrické aktivity svalu spočívá v jeho zesílení, protože snímaný signál má velmi nízkou amplitudu, a následném vyhodnocení počítačem. Elektromyografický signál je automaticky přístrojem frekvenčně filtrován a rektifikován. Frekvenční filtrací je míněno frekvenční pásmo, v němž se nacházejí naměřené signály. Toto frekvenční pásmo se pohybuje v rozmezí 20-150 Hz. Elektrické signály o vyšší nebo naopak nižší frekvenci jsou ze záznamu vyloučeny, protože jsou známkou umělého šumu. Filtrace tedy slouží k odstranění artefaktů v naměřeném signálu, které vznikají například pohybem kabelů během prováděné pohybové aktivity (De Luca, 1997; Rodová, Mayer & Janura, 2001).

Rektifikace neboli usměrnění je matematická úprava EMG signálu. Jedná se o převedení hodnot signálu nad a pod bazální linií do hodnot absolutních (Rodová, Mayer & Janura, 2001). Rektifikovaný EMG signál lze také "vyhladit" (angl. smoothing) vytvořením

obalové křivky k potlačení vysokofrekvenčních výchylek. Obalová křivka se obvykle pohybuje v rozmezí 20-100 ms.

Snímáním elektrického signálu svalů v blízkosti srdce často dochází k registraci EMG signálu současně s EKG signálem. Tento artefakt ovšem EMG signál zkresluje. Může být redukován modifikovaným uložením povrchových elektrod distálně od srdeční krajiny, ovšem zcela odstranit ho většinou nelze. Proto je potřeba výsledný signál zpracovat aplikací ECG Reduction, která EKG aktivitu minimalizuje (Konrad, 2005).

2.9.3 VYHODNOCENÍ EMG SIGNÁLU

Ve snímaném EMG signálu můžeme především hodnotit jeho frekvenci a amplitudu. Mezi ukazatele signálu patří tzv. Mean, který popisuje průměrnou hodnotu amplitudy. Dále tzv. Input, což je hodnota odvozená z Mean vyjádřená v procentech. Je získána výběrem hodnot Mean ze všech analyzovaných EMG kanálů a jejich součet je označen jako 100% EMG input. Hodnota input každého kanálu je pak procentuálním vyjádřením z celkových 100% EMG input (Konrad, 2005).

Analýzu EMG signálu využíváme pro hodnocení velikosti aktivace svalu nebo timingu svalů. Pro hodnocení velikosti aktivace svalu v dané situaci slouží kvantifikace amplitudy EMG signálu, kdy velikost signálu je dána množstvím aktivovaných motorických jednotek a synchronizací pálení. Amplituda může být normalizována jako procento z velikosti amplitudy změřené během maximální volní kontrakce daného svalu, z průměrné hodnoty amplitudy během konkrétní testované dynamické aktivity či z maximální hodnoty amplitudy během konkrétní aktivity (Konrad, 2005).

Yang a Winter (1984) uvádí, že hodnocení amplitudy při chůzi je poměrně náročné. Je zde totiž obtížné normalizovat EMG signál. Dubo et al. (in Yang & Winter, 1984) se pokoušeli normalizovat amplitudu při chůzi z velikosti amplitudy během maximální volní kontrakce měřených svalů. Ovšem dospěli k závěru, že tento typ normalizace vykazoval velké interindividuální rozdíly. Oproti tomu Knuttson a Richards (in Yang & Winter, 1984) normalizovali amplitudu každého kroku chůze podle maximální amplitudy dosažené během daného kroku. V tomto případě nebyly rozdíly tak výrazné.

Pro hodnocení timingu svalů je sledována posloupnost v zapojování vybraných svalů během dané činnosti. Je pozorován začátek, průběh a konec aktivity. Změny v časech ve srovnání s normálem jsou považovány za chyby v časování kontrakce svalů nebo

odchyly. Odchytku v časování zapojení svalů můžeme chápat jako aktivitu svalů, která začíná dříve než normálně, při prodloužení kontrakce svalů, při přerušení kontrakce svalů, při zkrácení kontrakce svalů, při zpoždění kontrakce svalů, při chybějící kontrakci svalů a kontrakci objevující se mimo patřičné fáze krokového cyklu (Perry; in Craik & Oatis, 1995).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

HLAVNÍ CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE:

Cílem této diplomové práce je pomocí povrchové EMG porovnat aktivitu svalů, které pomáhají při stabilizaci sakroiliakálního kloubu (m. OIA, m. OEA, m. gluteus maximus, m. latissimus dorsi, m. biceps femoris, erektory páteře) mezi pacienty s LBP a zdravými probandy:

- 1.) Porovnat míru aktivace uvedených svalů při Active Straight Leg Raise testu.
- 2.) Porovnat míru aktivace uvedených svalů při švihové fázi chůze.
- 3.) Porovnat míru aktivace uvedených svalů při stojné fázi chůze.

DÍLČÍ CÍL:

Posoudit, zda ASLR test odpovídá švihové fázi chůze porovnáním míry aktivace uvedených svalů v obou situacích u pacientů s LBP.

3.1 HYPOTÉZY

H01: Není rozdíl v aktivaci vybraných svalů trupu a DK dle ukazatelů EMG (mean, input) u pacientů s LBP a zdravými probandy při Active Straight Leg Raise testu.

H02: Není rozdíl v aktivaci vybraných svalů trupu a DK dle ukazatelů EMG (mean, input) u pacientů s LBP a zdravými probandy ve švihové fázi DK při chůzi.

H03: Není rozdíl v aktivaci vybraných svalů trupu a DK dle ukazatelů EMG (mean, input) u pacientů s LBP a zdravými probandy ve stojné fázi DK při chůzi.

H04: Není rozdíl v aktivaci vybraných svalů trupu a DK dle ukazatelů EMG u pacientů s LBP ve švihové fázi DK při chůzi a ASLR.

4 METODIKA

4.1 CHARAKTERISTIKA SOUBORU

Studie se zúčastnilo celkem 20 probandů. Byly sestaveny dvě skupiny vyšetřovaných.

Ve výzkumné skupině bylo celkem 10 probandů, z toho 9 žen a 1 muž, přičemž průměrný věk činil 29 let ($SD=13,7419$). Byli zde zařazeni pacienti s jednostrannou bolestí dolní části zad (LBP) bez významných strukturálních změn na páteři, bez operačního výkonu na páteři či dolní končetině a bez iradiace bolesti do dolní končetiny. Byli také vyřazeni pacienti udávající bolest některé dolní končetiny nebo její části.

V kontrolní skupině bylo 10 probandů, z toho také 9 žen a 1 muž. Průměrný věk kontrolní skupiny činil 25 let ($SD=0,748331$). Do kontrolního souboru byli vybráni „zdraví“ probandi bez LBP a bolesti dolní končetiny nebo její části. V anamnéze neudávali ani žádné operace páteře či dolní končetiny.

Všichni probandi vyslovili souhlas s provedením výzkumu a použitím získaných dat pro výzkumné účely.

4.2 METODIKA VYŠETŘENÍ

Před začátkem samotného vyšetření bylo potřeba u každého probanda určit, kterou dolní končetinu budeme měřit. V případě výzkumné skupiny byla zvolena měřená dolní končetina na straně bolestivé části zad. V případě kontrolní skupiny byla měřená dolní končetina určena jako švihová dolní končetina. Podle Drnkové a Syllabové (1991) je švihová dolní končetina oproti stejné dolní končetině obratnější, proto ji považujeme za dominantní dolní končetinu. K testování laterality dolní končetiny slouží např. test kopnutí do míče (švihová je ta, která kope), test nasedání na kolo (švihová je ta, která jde přes sedátko kola) nebo test vystoupení na stoličku (švihová je ta, která vystupuje nahoru jako první) (Drnková & Syllabová, 1991). Probandi kontrolní skupiny byli otázeni na tyto testy laterality dolní končetiny a podle toho byla určena švihová DK.

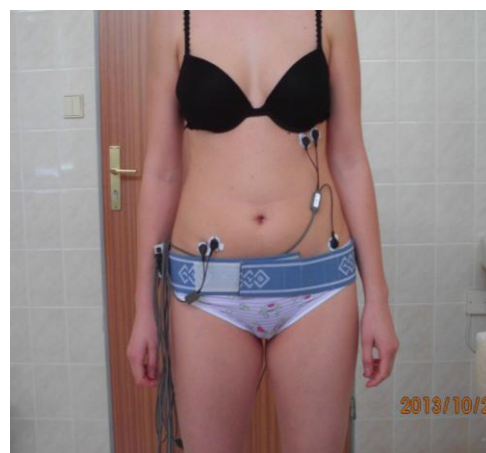
K hodnocení elektrické aktivity svalů trupu a dolní končetiny bylo využíváno povrchové elektromyografie systému NORAXON-Myosystem 1400A se softwaerem MyoResearch XP (Obrázek 20.). Přenášené frekvenční pásmo tohoto přístroje je 10-500 Hz.

Systém disponuje celkem 8 páry elektrod + 1 zemnicí elektrodou. Měřenými svaly byly m. obliquus internus abd. (u pacientů na straně LBP/ u zdravých probandů na straně švihové DK), m. obliquus externus abd. (u pacientů na nebolestivé straně/ u zdravých probandů na straně stejné DK), mm. erectores spinae v oblasti bederních obratlů L2-L3 (oboustranně), m. latissimus dorsi (u pacientů na nebolestivé straně/ u zdravých probandů na straně stejné DK), m. gluteus maximus (u pacientů na straně LBP/ u zdravých probandů na straně švihové DK), m. biceps femoris (na stejné straně jako m. gluteus maximus). Zemnicí elektroda byla součástí prvního svodu a byla upevněna na SIAS (Obrázek 21.).



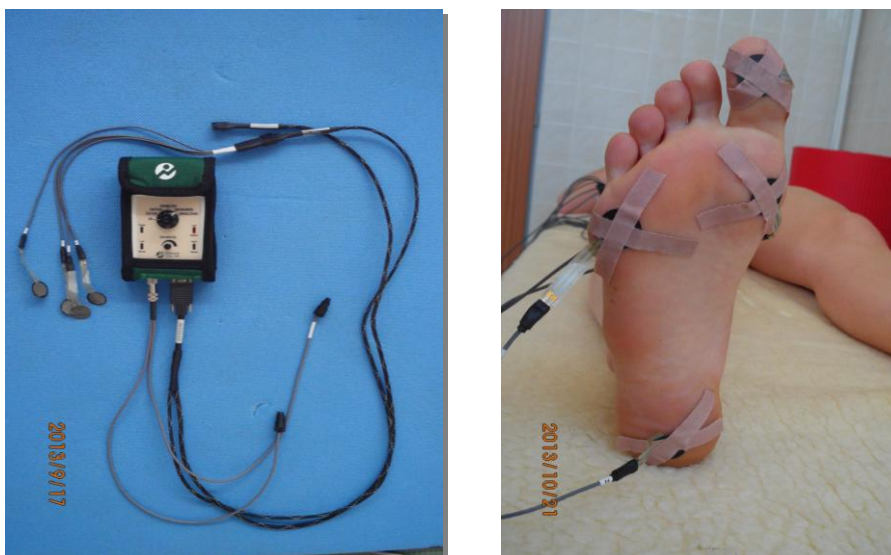
Obrázek 20. NORAXON-Myosystem 1400A s jeho napojením na počítač.

Elektrody byly umístěny detekčními plochami orientovanými kolmo k průběhu svalových vláken. Elektrody byly umístěny na předem očištěnou kůži probanda a připevněny pomocí jednorázových lepicích náplastí umístěných zespod vlastní elektrody. V případě vzniku „rušení“ signálu vzájemným dotykem dvou elektrod byly navíc zafixovány páskou.



Obrázek 21. Umístění elektrod na těle probanda.

Pro měření chůze bylo využito zařízení Footswitch (Obrázek 22.), které zaznamenávalo jednotlivé fáze krokového cyklu současně s měřením EMG při chůzi. K tomu byly využity 4 elektrody uložené na patu, 5. metatarz, 1. metatarz a distální článek palce. Tyto elektrody byly upevněny pomocí lepících fixačních pásek. Systém Footswitch byl nastaven na program „halffoot“, který zaznamenával dopad paty na zem, dopad palce na zem, odlepení paty od země a odlepení palce od země.



Obrázek 22. Footswitch a umístění jeho elektrod na chodidle pacienta.

4.3 VLASTNÍ POSTUP MĚŘENÍ

U každého probanda byla provedena 3 měření EMG signálu při ASLR testu a 3 měření při chůzi, přičemž každý měl možnost vyzkoušet si úkon „nanečisto“.

Nejprve bylo prováděno měření povrchové EMG při ASLR testu. Výchozí poloha spočívala vleže na zádech (Obrázek 23.). Pacient/ Zdravý proband má DKK nataženy se vzdáleností cca 20 cm od sebe, HKK leží volně podél těla, dlaně a oči směřují ke stropu. Instruktaž zněla: „Zvedněte nataženou DK na bolestivé straně zad/švihovou DK 20 cm nad podložku průměrnou rychlostí a držte jí v této poloze 10 s. Poté pomalu položte zpět dolů.“ (Obrázek 24.). Test byl znovu opakován po 10 s. pauze.



Obrázek 23. Výchozí poloha probanda pro provedení ASLR testu.



Obrázek 24. Provedení ASLR testu.

Dále bylo měřeno EMG při chůzi s využitím Footswitch. Proband výzkumné/kontrolní skupiny byl instruován stát rovnoměrně na obou DKK a uvolnit se. Probandi výzkumné skupiny byli instruováni začít chůzi nohou na nebolestivé straně zad (neměřenou DK) a provést 6 kroků, přičemž poslední krok spočíval pouze v přinožení nohy k druhé DK. Probandi v kontrolní skupině byli instruováni začít chůzi stojnou DK (neměřenou DK) a provést 6 kroků, přičemž poslední krok spočíval v přinožení k druhé DK. Pro analýzu a statistické zpracování dat byl zvolen 2. krok DK u výzkumné skupiny na straně LBP/u kontrolní skupiny švihové DK.

4.4 HODNOCENÍ EMG SIGNÁLU

Povrchový EMG signál sedmi výše uvedených svalů byl zpracován pomocí programu MyoResearch XP Master Version 1.05. Při měření chůze byl osmý svod použit pro senzor (footswitch). Pro zpracování EMG signálu byla využita rektifikace a vyhlazení signálu (smoothing). U svalů nacházejících se v blízkosti srdeční krajiny (především m. OEA a m. latissimus dorsi) byla použita funkce redukce EKG signálu pro vyloučení nežádoucích artefaktů.

Hodnocení EMG signálu při ASLR testu bylo vymezeno povelom k provedení pohybového úkonu až po položení dolní končetiny na lehátko. Tyto mezníky byly na EMG záznamu označeny pomocí markerů. V tomto úseku EMG záznamu byla hodnocena velikost aktivace svalů pomocí parametrů Mean a Input pro každý sval. Pro analýzu a statistické zpracování dat bylo vybráno vždy 2. měření.

Hodnocení EMG signálu při chůzi bylo rozděleno na 2 fáze: stojnou a švihovou. Při stejné fázi byla hodnocena svalová aktivita v rozmezí kontaktu paty s podložkou po toe-off. Tyto mezníky byly na EMG záznam zaznačeny zařízením footswitch. Švihová fáze kroku představovala úsek mezi dvěma stojnými fázemi. I zde by svalová aktivita vyhodnocena. Pro přesné odlišení stojné a švihové fáze kroku měřené DK bylo využito označení pomocí markeru rise - fall (švihová fáze) a naopak fall - rise (stojná fáze). V obou fázích kroku byla hodnocena velikost aktivace svalů pomocí parametrů Mean a Input pro každý sval. Pro analýzu a statistické zpracování dat byl použit vždy 2. krok měřené DK.

4.5 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

Naměřená a zpracovaná data byla převedena do statistického programu STATISTICA verze 6.0. Ke statistickému vyhodnocení závislosti mezi výzkumnou a kontrolní skupinou byl použit neparametrický, nepárový Mann-Whitneyův test. Hladina statistické významnosti byla v tomto testu stanovena na hodnotu $p < 0,05$. Pro vyhodnocení závislosti dvou veličin pouze v rámci výzkumné skupiny byla použita Spearmanova neparametrická korelace. Hladina statistické významnosti byla v tomto testu stanovena na hodnotu $p > 0,63$.

5 VÝSLEDKY

5.1 VÝDLEDKY K HYPOTÉZE H01

H01: Není rozdíl v aktivaci vybraných svalů trupu a DK dle ukazatelů EMG (mean, input) u pacientů s LBP a zdravými probandy při Active Straight Leg Raise testu.

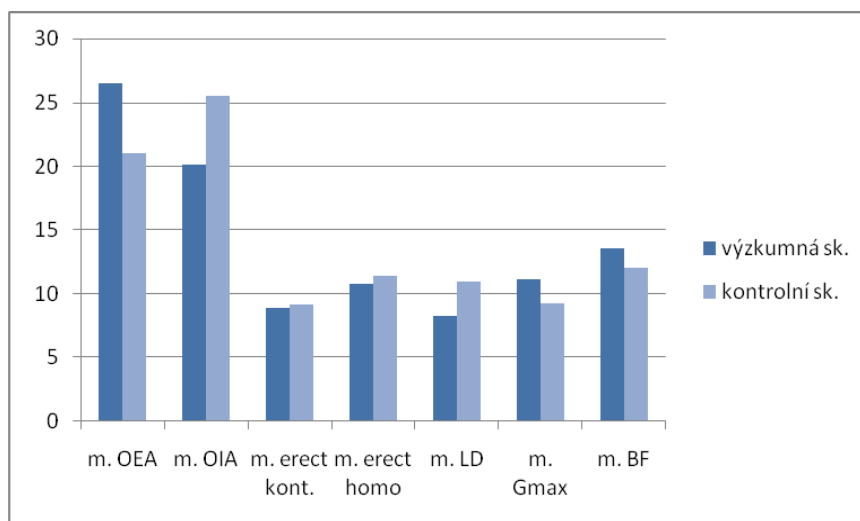
Tabulka 1. Statistické hodnocení (Mann-Whitney test) aktivace uvedených svalů (mean, input) při ASLR testu výzkumné skupiny v porovnání s kontrolní skupinou. Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05000$.

ASLR	U	Z	p
m. OEA-mean	40	0,71813	0,472676
m. OEA-input	44	0,41576	0,677585
m. OIA-mean	47	-0,18898	0,850107
m. OIA-input	27	-1,70084	0,088974
m. erect kont-mean	36	-1,0205	0,30749
m. erect kont-input	43	-0,49135	0,623177
m. erect homo-mean	44	0,41576	0,677585
m. erect homo-input	46	-0,26458	0,791337
m. LD-mean	31	-1,39847	0,161973
m. LD-input	21,5	-2,1166	0,034294
m. Gmax-mean	48	0,11339	0,909722
m. Gmax-input	29,5	1,51186	0,130571
m. BF-mean	43	0,49135	0,623177
m. BF-input	41	0,64254	0,520523

Legenda:

ASLR-Active Straight Leg Raise test m. OEA-m. obliquus externus abdominis
U- hodnota testovacího kritéria m. OIA-m. obliquus internus abdominis
Z- hodnota testovacího kritéria m. erect kont-kontralaterální m. erector spinae
p-hladina statistické významnosti m. erect homo-homolaterální m. erector spinae
m. LD- m. latissimus dorsi m. Gmax-m. gluteus maximus
m. BF-m. biceps femoris

Graf 1. Znázornění průměrných hodnot velikosti svalové aktivace (podle parametru input) při ASLR u výzkumné a kontrolní skupiny



Legenda: viz. Tab. 1.

Podle statistického vyhodnocení rozdílu dvou skupin pomocí Mann-Whitney testu byla prokázána statistická významnost na hladině 5% pouze u parametru input v případě m. latissimus dorsi, kde vyšší hodnoty byly naměřeny u kontrolní skupiny (viz. Graf 1.).

I přesto, že pro žádný jiný z uvedených svalů nedosáhl rozdíl mezi skupinami hladiny statistické významnosti, průměrné hodnoty se u některých svalů poměrně lišily. Aritmetický průměr inputu m. OEA výzkumné skupiny činil 26,46 % oproti 21 % v kontrolní skupině (viz. Graf 1., Příloha 1a,b). Naopak v případě m. OIA byla průměrná hodnota inputu vyšší u kontrolní skupiny (25,53%) oproti výzkumné skupině (20,11%) (viz. Příloha 1 a,b).

Při použití Mann-Whitneyova testu dosáhl rozdíl mezi skupinami v případě m. latissimus dorsi hladiny statistické významnosti, proto byla **hypotéza H01 zamítnuta**.

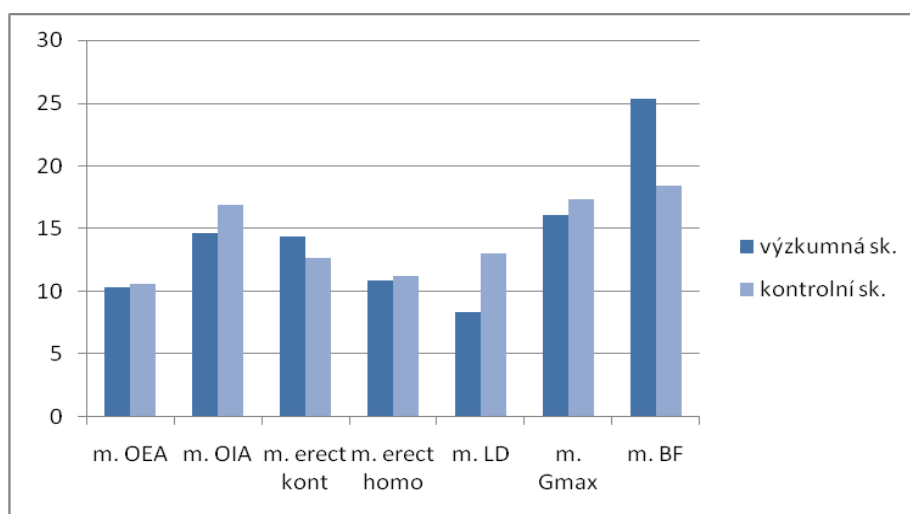
5.2 VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H02

H02: Není rozdíl v aktivaci vybraných svalů trupu a DK dle ukazatelů EMG (mean, input) u pacientů s LBP a zdravými probandy ve švihové fázi měřené DK při chůzi.

Tabulka 2. Statistické hodnocení (Mann-Whitney test) aktivace uvedených svalů (ukazatel mean, input) ve švihové fázi měřené DK při chůzi u výzkumné skupiny v porovnání s kontrolní skupinou. Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05000$.

Chůze- švih.f.	U	Z	p-hodn.
m. OEA-mean	40	-0,71813	0,472676
m. OEA-input	44,5	-0,37796	0,705457
m. OIA-mean	47	-0,18898	0,850107
m. OIA-input	44	-0,41576	0,677585
m. erect-mean	43	0,49135	0,623177
m. erect-input	47,5	0,15119	0,879829
m. erect-mean	43	-0,49135	0,623177
m. erect-input	45	-0,34017	0,73373
m. LD-mean	40	-0,71813	0,472676
m. LD-input	24	-1,92762	0,053903
m. Gmaxmean	40	-0,71813	0,472676
m. Gmax-input	45	0,34017	0,73373
m. BF-mean	49	-0,0378	0,96985
m. BF-input	44	0,41576	0,677585

Graf 2. Znázornění průměrných hodnot velikosti svalové aktivace (parametr input) ve švihové fázi měřené DK při chůzi u výzkumné a kontrolní skupiny.



Podle statistického vyhodnocení rozdílu dvou skupin pomocí Mann-Whitney testu nebyla prokázána statistická významnost na hladině 5% u žádného z vybraných svalů. Ovšem parametr input v případě m. latissimus dorsi se hladině statistické významnosti 5% přibližoval (0,053903). Dále pokládáme za důležité zmínit rozdíl mezi skupinami v průměrné hodnotě inputu m. biceps femoris. U výzkumné skupiny činil aritmetický průměr zmíněného svalu 25,35%, u kontrolní skupiny 18,42% (viz. Příloha 2 a, b).

Při použití Mann-Whitneyova testu nedosáhl rozdíl mezi skupinami u žádného z výše uvedených svalů hladiny statistické významnosti, proto byla **hypotéza H02 potvrzena**.

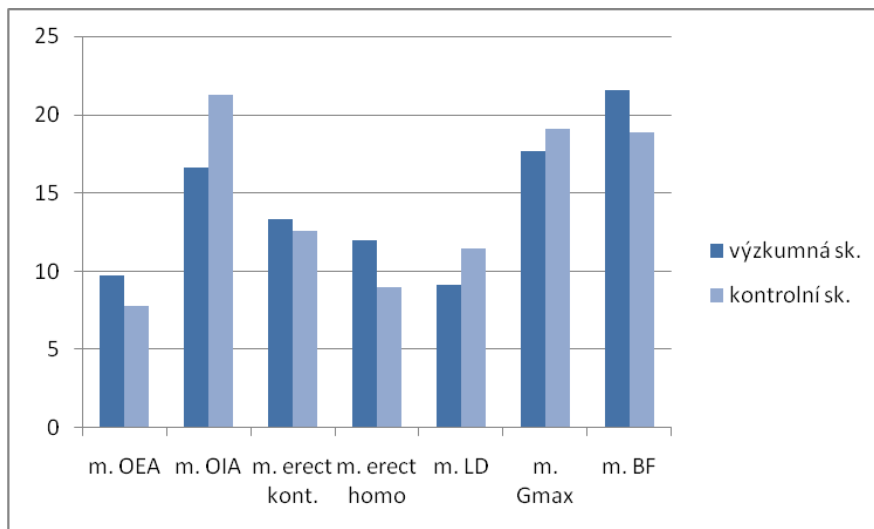
5.3 VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H03

H03: Není rozdíl v aktivaci vybraných svalů trupu a DK dle ukazatelů EMG (mean, input) u pacientů s LBP a zdravými probandy ve stejné fázi měřené DK při chůzi.

Tabulka 3. Statistické hodnocení (Mann-Whitney test) aktivace uvedených svalů (ukazatel mean, input) ve stejné fázi měřené DK při chůzi u výzkumné skupiny v porovnání s kontrolní skupinou. Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05000$.

Chůze-stoj. f.	U	Z	p-hodn.
m. OEA-mean	49	0,0378	0,96985
m. OEA-input	38	0,86932	0,384674
m. OIA-mean	43	-0,49135	0,623177
m. OIA-input	35	-1,0961	0,273037
m. erect-mean	43	0,49135	0,623177
m. erect-input	38,5	0,83152	0,40568
m. erect-mean	23	2,00321	0,045155
m. erect-input	34	1,17169	0,241322
m. LD-mean	42	-0,56695	0,570751
m. LD-input	27	-1,70084	0,088974
m. Gmax-mean	32	-1,32288	0,185878
m. Gmax-input	41	-0,64254	0,520523
m. BF-mean	49	0,0378	0,96985
m. BF-input	45,5	0,30237	0,762369

Graf 3. Znáznornění průměrných hodnot velikosti svalové aktivace (parametr input) ve stejné fázi měřené DK při chůzi u výzkumné a kontrolní skupiny.



Podle statistického vyhodnocení rozdílu dvou skupin pomocí Mann-Whitney testu byla prokázána statistická významnost na hladině 5% pouze u parametru mean v případě m. erector spinae na úrovni L2-L3 na straně stejné dolní končetiny, kde vyšší hodnoty byly naměřeny u výzkumné skupiny (viz. Graf 3.).

I přesto, že pro žádný jiný z uvedených svalů nedosáhl rozdíl mezi skupinami hladiny statistické významnosti, u některých svalů se průměrné hodnoty inputu poměrně odlišovaly. Aritmetický průměr parametru input m. OIA výzkumné skupiny činil 16,61% oproti 21,28% v kontrolní skupině (viz. Graf 3., Příloha 3 a, b).

Při použití Mann-Whitneyova testu dosáhl rozdíl mezi skupinami v případě homolaterálních mm. erectores bederní páteře hladiny statistické významnosti, proto byla **hypotéza H03 zamítnuta.**

5.4 VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H04

H04: Není rozdíl v aktivaci vybraných svalů trupu a DK dle ukazatelů EMG u pacientů s LBP ve švihové fázi měřené DK při chůzi a ASLR.

Tabulka 4. Statistické hodnocení (Spearmanova neparametrická korelace) závislosti aktivace uvedených svalů (ukazatel mean) ve švihové fázi měřené DK při chůzi s aktivací při ASLR testu u výzkumné skupiny. Označené testy jsou významné na hladině $p > 0,63$.

		švihová fáze chůze						
		m. OEA	m. OIA	m. ER kont	m. ER homo	m. LD	m. GM	m. BF
A S L R	m. OEA	-0,636364	-0,41818	-0,55152	-0,406061	-0,64849	-0,75758	0,006061
	m. OIA	-0,127273	-0,41818	-0,41818	0,115152	-0,11515	-0,51515	0,454545
	m. ER kont	-0,662617	-0,45593	-0,54712	-0,425534	-0,54712	-0,84499	-0,10334
	m. ER homo	-0,030303	-0,47879	-0,41818	-0,29697	-0,64849	-0,09091	0,260606
	m. LD	-0,515152	-0,28485	-0,3697	-0,733333	-0,61212	-0,57576	0,321212
	m. GM	-0,684848	-0,58788	-0,22424	-0,018182	0,030303	-0,51515	0,272727
	m. BF	-0,054545	-0,24849	0,078788	0,175758	0,357576	0,236364	0,709091

Podle statistického vyhodnocení Spearmanovy korelace byla prokázána statistická významnost $p > 0,63$ u m. biceps femoris (0,709091). V rámci výzkumné skupiny činila průměrná hodnota parametru mean m. biceps femoris při ASLR 2,22453, přičemž při švihové fázi chůze to bylo 6,55598 (viz. Příloha 1a, 2a). Aktivita tohoto svalu byla tedy vyšší při švihové fázi chůze oproti aktivitě při ASLR testu. Hypotéza **H04 byla zamítnuta**.

6 DISKUSE

Donedávna panoval názor, že low back pain je výsledkem stupňujícího se „opotrebování“ meziobratlových kloubů a přilehlých měkkých tkání se zvyšujícím se věkem (Richardson, Hodges & Hides, 2004). Nesmíme však opomenout fakt, že bolesti dolní části zad často nacházíme u jedinců nízkého věku, kde výskyt strukturálních změn nepředpokládáme. Don Tigny (1990) ve své práci dospěl k poznání, že pacienti s low back pain mající poměrně znatelné degenerativní nálezy na páteři obvykle popisovali, že low back pain nikdy předtím neměli. Naopak ti, kteří se s low back pain potýkají pravidelně, nemusí mít žádné viditelné změny na zobrazovacích vyšetřeních. Na základě těchto poznatků jsme se rozhodli do výzkumné skupiny zařadit jedince s chronickou bolestí dolní části zad. Vyjma dvou probandů se také jednalo o mladé jedince ve věku do 30 let.

Některé současné studie zabývající se problematikou vzniku low back pain uvažují jako možnou příčinu dysfunkci sakroiliakálního skloubení (Schwarzer, Aprill & Bogduk, 1995; Lee, 2005; Hu, 2011). Dysfunkcí je míněna nestabilita tohoto kloubu. Hu (2011) uvádí mezi možné činitele vzniku nestability sakroiliakálního skloubení zvýšenou laxicitu kloubního pouzdra a ligament, sníženou sílu svalů podílejících se na jeho stabilizaci nebo jejich inkoordinaci (Hu, 2011). Liebenson (2004) mezi tyto svaly řadí přední šikmý řetězec složený z m. obliquus internus abdominis s kontralaterálním m. obliquus externus abdominis. Dále zadní šikmý řetězec složený z m. gluteus maximus s kontralaterálním m. latissimus dorsi. A konečně longitudinální řetězec složený z m. biceps femoris a stejnostrannými erektory bederní páteře. Předmětem této studie bylo pokusit se prokázat rozdíl ve velikosti aktivace svalů, které pomáhají při stabilizaci sakroiliakálního kloubu mezi jedinci, kteří „trpí“ bolestí dolní části zad a jedinci bez bolesti.

Vleeming et al. (1997) připisují důležitou funkci v zajištění stability pánevního pletence i m. transversus abdominis spolu s m. obliquus internus abdominis a svaly pánevního dna tím, že jejich společnou kontrakcí jsou schopny tlačit pánevní kosti proti sakru. Jedná se o tzv. lokální stabilizátory. Ovšem m. transversus abdominis ani svaly pánevního dna nebylo možné pomocí povrchové elektromyografie objektivně hodnotit, proto jsme je do studie nezařadili.

U jedinců s low back pain jsme předpokládali projev insuficience výše zmíněných svalů při stabilizačně náročných situacích, jakými jsou Active Straight Leg Raise test a chůze. V případě Active Straight Leg Raise testu jsme z výsledků měření zaznamenali statisticky

významný rozdíl pro *m. latissimus dorsi*, přičemž velikost aktivace tohoto svalu byla ve výzkumné skupině menší oproti kontrolní skupině. Můžeme tedy usoudit, že aktivita *m. latissimus dorsi* na kontralaterální straně elevované dolní končetiny může u „zdravých“ jedinců přispívat k zajištění stability páteře a pánve prostřednictvím thorakolumbální fascie za účelem vytvoření *punctum fixum* pro selektivní pohyb dolní končetiny. Navíc podle prof. Vojty (1995) aktivita *m. latissimus dorsi* v místě úponů jednotlivých vláken na páteři „oslovuje“ autochtonní muskulaturu, jejíž funkcí je stabilizace jednotlivých obratlů. Při tomto testu je nezbytná stabilizace nejen sakroiliakálního kloubu, ale i bederní páteře, jak potvrdila studie Liebersona et al. (2009).

Při hodnocení tohoto testu jsme očekávali také vyšší aktivaci *m. gluteus maximus* u kontrolní skupiny. Ovšem aktivita *m. gluteus maximus* na straně zvedané dolní končetiny byla naopak větší u výzkumné skupiny (bez statistické významnosti). Proto uplatnění zadního šikmého řetězce v tomto testu nepředpokládáme.

Toto tvrzení podporuje studie vypracovaná Liebersonem et al. (2009), která pomocí povrchové elektromyografie hodnotila mimo jiných aktivitu těchto dvou svalů při Active Straight Leg Raise testu bez a s volní aktivací břišní stěny u zdravých jedinců. Výsledky studie ukázaly výrazné zvýšení aktivace *m. latissimus dorsi* při zpevnění břišní stěny, ovšem v případě *m. gluteus maximus* k významné změně nedošlo. Největší rozdíl byl ale zaznamenán u *m. obliquus internus abdominis*, a to oboustranně.

V naší studii jsme při Active Straight Leg Raise testu u *m. obliquus internus abdominis* zaznamenali vyšší hodnoty velikosti aktivace u kontrolní skupiny, ovšem tento rozdíl v porovnání s výzkumnou skupinou nebyl statisticky významný. Aktivitu tohoto svalu jsme měřili pouze na straně elevované dolní končetiny. Velikost aktivace druhostranného *m. obliquus externus abdominis* byla naopak větší u výzkumné skupiny. Toto zjištění nás vede k myšlence, že při nálezů nedostatečné stability sakroiliakálního skloubení v tomto testu bychom v terapii měli zaměřit svou pozornost na facilitaci aktivity *m. obliquus internus abdominis*, nikoliv na facilitaci šikmého břišního řetězce. Pouhým posilováním šikmého břišního řetězce bychom mohli prohloubit asymetrii mezi oběma svaly a paradoxně podpořit instabilitu sakroiliakálního kloubu. Hungerfordová (2007) ve své studii potvrdila, že vzájemná aktivita *m. transversus abdominis*, horizontálních vláken *m. obliquus abdominis* a *mm. multifidi* způsobuje posteriorní rotaci pánevních kostí vůči sakru. Tyto svaly jsou podle ní schopny prostřednictvím zvýšení napětí Th-L fascie zajistit kompresi sakroiliakálního

kloubu a tedy i jeho stabilitu. I Hu (2011) ve svém výzkumu na „zdravých“ probandech dospěl k závěru, že při Active Straight Leg Raise testu dochází k symetrické aktivaci m. transversus abdominis, m. obliquus internus abdominis a m. obliquus externus abdominis, ovšem o trochu větší aktivitu zaznamenal u ipsilaterálních břišních svalů. Toto zjištění odůvodnil tím, že Active Straight Leg Raise test je jednostranný pohyb, při kterém je pánevní kost tažena do anteverze pouze na straně elevované dolní končetiny. Tedy i tato studie aktivaci šikmého břišního řetězce v zajištění stability sakroiliakálního kloubu nepotvrzuje.

Další situací, ve které jsme hodnotili aktivitu svalů pomáhajících při stabilizaci sakroiliakálního kloubu, byla chůze. Podle Lee (1999) je chůze aktivita, při které se instabilita lumbopelvicke oblasti vždy projeví. Z výsledků naší studie jsme dospěli k závěru, že rozdíly ve svalové aktivitě mezi pacienty s bolestí dolní části zad a „zdravými“ jedinci při chůzi existují.

Přesto, že jsme při hodnocení švihové fáze dolní končetiny nezaznamenali statisticky významné rozdíly v aktivitě měřených svalů mezi skupinami, aktivita m. latissimus dorsi se hranici statistické významnosti přibližovala. Kontrolní skupina oproti výzkumné skupině vykazovala vyšší aktivitu m. latissimus dorsi na straně stojné dolní končetiny. Tento závěr můžeme vysvětlit podobně jako při měření Active Straight Leg Raise testu, kdy m. latissimus dorsi na straně stojné dolní končetiny zřejmě pomáhá zajistit motorickou kontrolu páteře tak, aby mohl být proveden pohyb kontralaterální švihové končetiny. Také se může účastnit na vytvoření punctum fixum v oblasti páteře pro aktivaci kontralaterálního m. latissimus dorsi, který v této fázi chůze provádí kontrarotaci trupu vůči pánvi. Musíme ale uvážit, že se jedná o excentrickou aktivitu tohoto svalu, protože stejnostranná horní končetina se pohybuje do flexe, tedy do jeho protažení.

Lamoth et al. (2005) uvádí, že „zdraví“ jedinci jsou schopni dle rozdílné rychlosti chůze přizpůsobovat rotaci trupu vůči pánvi. Z výsledků jejich studie dospěli k závěru, že u pacientů s low back pain tato schopnost zaniká. Přisuzují to chybné motorické kontrole svalů podílejících se na tomto pohybu, mezi něž m. latissimus dorsi bezpochyby patří. Autoři také předpokládají, že koordinace mezi trupem a pánví souvisí s celkovou stabilitou při chůzi.

Dále jsme při hodnocení švihové fáze dolní končetiny mezi skupinami zjistili rozdíly v aktivitě m. biceps femoris, které ovšem nebyly statisticky významné. Inman et al. (1981; in Vaughan, Davis & O'Connor, 1999) tvrdí, že ve švihové fázi dolní končetiny při chůzi m. biceps femoris svou aktivací zajišťuje kompresi (tedy stabilitu) sakroiliakálního kloubu

tím, že zvyšuje tenzi lig. sacrotuberale a připravuje ho tak na dopad paty na zem. Proto jsme předpokládali větší aktivitu m. biceps femoris u „zdravých“ jedinců. Průměrné hodnoty velikosti aktivity tohoto svalu ovšem byly větší u pacientů s low back pain. Proto se přikláníme k teorii Hossaina a Nokese (2005), kteří při zjištěném nedostatečném náboru nebo síle m. gluteus maximus při chůzi prokázali nadměrnou aktivaci m. biceps femoris. Tento jev odůvodnili tím, že m. biceps femoris se snaží ve stabilizaci sakroiliakálního kloubu nedostatečný m. gluteus maximus nahradit. Ovšem tato stabilizace sakroiliakálního kloubu je nedostatečná, proto výsledkem je vznik low back pain. I my jsme naměřili menší velikost aktivity m. gluteus maximus u pacientů s low back pain v porovnání se „zdravými“ probandy při švihové fázi dolní končetiny.

Z výsledků hodnocení stejné fáze dolní končetiny jsme zaregistrovali statisticky významný rozdíl v aktivitě homolaterálního m. erector spinae v úrovni L2-L3. Vyšší hodnoty byly naměřeny u pacientů s low back pain v porovnání se „zdravými“ jedinci. Ke stejnému závěru dospěla studie Lamothe et al. (2005), v níž pacienti s low back pain měli oproti „zdravým“ jedincům aktivitu erektorů páteře celkově vyšší a rozdíly mezi fázemi chůze nebyli tak výrazné. Na základě tohoto zjištění se můžeme domnívat, že erektorové páteře jsou v místě bolesti dolní části zad reaktivnější, zřejmě vlivem nocicepce. Souhlasíme tedy s tvrzením McGilla (2007), který popsal častý výskyt spasmu m. erector spinae u pacientů s dysfunkcí sakroiliakálního kloubu vlivem mikrotraumat v jeho vláknech. Tyto svaly jsou totiž skrz aponeurózu se sakrem spojeny. Proto jakákoliv změna biomechaniky sakroiliakálního kloubu má vliv na nocicepci v těchto svalech a následný vznik spasmu.

Dále jsme zaznamenali vyšší aktivitu m. obliquus internus abdominis na straně stejné dolní končetiny při chůzi u „zdravých“ jedinců v porovnání s pacienty s low back pain. Velikost aktivity m. obliquus externus abdominis byla naopak větší u pacientů s low back pain. Ani jeden rozdíl ovšem nebyl statisticky významný. Můžeme ale říci, že výsledky měření při stejné fázi chůze v případě břišních svalů jsou obdobné s výsledky při Active Straight Leg Raise testu. I zde se tedy přikláníme k názoru, že stabilita sakroiliakálního kloubu je při chůzi zajištěna více m. obliquus internus abdominis a ostatními lokálními stabilizátory nežli šikmým břišním řetězcem.

Ve stejné fázi dolní končetiny jsme předpokládali větší velikost aktivity m. gluteus maximus a kontralaterálního m. latissimus dorsi u „zdravých“ jedinců v porovnání s pacienty s low back pain. Don Tigny (1990) totiž popisuje zajištění stability sakroiliakálního kloubu ve

stojné fázi právě těmito dvěma svaly. Podle něj jejich společná aktivace umožňuje efektivní přenos zátěže z trupu na dolní končetinu, a tedy pomáhá snížit tlak působící na hlavici kyčelního kloubu i meziobratlové ploténky páteře. V naší práci jsme zaznamenali větší aktivaci těchto svalů u „zdravých“ jedinců, rozdíly byly ovšem oproti pacientům s low back pain minimální.

Naším dílčím cílem bylo posoudit, zda Active Straight Leg Raise test odpovídá švihové fázi dolní končetiny při chůzi porovnáním míry aktivace uvedených svalů v obou situacích u pacientů s low back pain. Podle Hu (2011) totiž zmíněný Active Straight Leg Raise test fázi flexe kyčle při chůzi imituje. Pokud je tedy porucha motorické kontroly svalů při švihové fázi dolní končetiny, měla by se projevit i při tomto testu. Porovnáním velikosti aktivace uvedených svalů v obou situacích jsme zjistili, že rozdíl v aktivitě m. biceps femoris byl statisticky významný. Větší aktivace tohoto svalu byla zaznamenána ve švihové fázi dolní končetiny při chůzi. Vysvětlením by mohlo být tvrzení, že m. biceps femoris při švihové fázi krokového cyklu je nejen stabilizátorem sakroiliakálního kloubu, ale také kolenního kloubu. Valente, Mancuso a Alecci (2011) ve své práci považují m. biceps femoris za významný stabilizátor kolenního kloubu. V Active Straight Leg Raise testu není stabilizace kolenního kloubu nutná, protože je „uzamčen“ v extenzi. Nenašli jsme ovšem žádnou podobnou studii porovnávací aktivitu tohoto svalu při Active Straight Leg Raise testu a chůzi, která by náš názor podpořila či vyvrátila.

7 ZÁVĚR

Na základě získaných výsledků, které byly diskutovány v předešlé kapitole, je možné formulovat tyto závěry:

- 1) Existuje statisticky významný rozdíl ve velikosti aktivace m. latissimus dorsi (na kontralaterální straně vzhledem k elevované DK) při Active Straight Leg Raise testu mezi pacienty s low back pain a jedinci bez bolesti.
- 2) U jedinců bez bolesti jsme při Active Straight Leg Raise testu naměřili větší aktivitu m. obliquus internus abdominis (na straně elevované DK) oproti pacientům s low back pain. U m. obliquus externus abdominis (na kontralaterální straně vzhledem k elevované DK) tomu bylo naopak. Ani v jednom případě se ovšem nejednalo o statisticky významný rozdíl.
- 3) Neshledali jsme statisticky významný rozdíl v aktivitě u žádného z výše uvedených svalů ve švihové fázi dolní končetiny při chůzi. Rozdíl aktivity m. latissimus dorsi (na straně stejné DK) se hladině statistické významnosti přibližoval.
- 4) Při švihové fázi krokového cyklu jsme zaznamenali větší aktivitu m. biceps femoris u pacientů s low back pain oproti probandům bez bolesti. Rozdíl však nebyl statisticky významný.
- 5) Existuje statisticky významný rozdíl v aktivitě m. erector spinae v úrovni L2-L3 na straně stejné dolní končetiny při chůzi mezi pacienty s low back pain a jedinci bez bolesti.
- 6) Při stejné fázi krokového cyklu byla aktivita m. obliquus internus abdominis větší u jedinců bez bolesti, přičemž aktivita m. obliquus externus abdominis byla větší u pacientů s low back pain. Nejednalo se ovšem o statisticky významné rozdíly.
- 7) Active Straight Leg Raise test nelze zcela považovat za imitaci švihové fáze krokového cyklu pro statisticky významný rozdíl v aktivitě m. biceps femoris.

8 SOUHRN

Při přenosu zátěže z trupu na dolní končetiny je pohyb mezi kloubními plochami sakroiliakálního kloubu kontrolován, aby nedocházelo ke vzniku nadměrných sil působících nejen na něj ale i na bederní páteř a kyčelní klouby. Kontrola pohybu tohoto kloubu je zajištěna preaktivací svalů, které mají schopnost ovlivnit napětí ligament v jeho okolí nebo thorakolumbální fascie.

Teoretická část diplomové práce poskytuje poznatky o sakroiliakálním kloubu především z biomechanického hlediska. Dále se snaží objasnit mechanismus stabilizace sakroiliakálního kloubu a význam struktur, které se na jejím zajištění podílejí. Je zde nastíněna problematika nestability tohoto kloubu jako příčiny vzniku low back pain, její diagnostika a možnosti terapeutického ovlivnění.

V rámci studie jsme se zabývali porovnáním aktivity svalů podílejících se na stabilizaci sakroiliakálního kloubu mezi pacienty s low back pain a „zdravými“ probandy. Měření jsme prováděli při stabilizačně náročných situacích, jakými jsou Active Straight Leg Raise test a chůze. U pacientů s low back pain jsme předpokládali projev insuficience těchto svalů, resp. svalových řetězců. Pro objektivní hodnocení velikosti svalové aktivity jsme využili vícekanálovou povrchovou elektromyografii.

Výsledky studie ukázaly, že rozdíly ve velikosti aktivity svalů podílejících se na stabilizaci sakroiliakálního kloubu mezi probandy bez a s bolestí dolní části zad existují. Statisticky významné rozdíly jsme zaznamenali v případě m. latissimus dorsi a to jak při Active Straight Leg Raise testu, tak ve švihové fázi dolní končetiny při chůzi se rozdíl hladině statistické významnosti přibližoval. Ve stejné fázi dolní končetiny při chůzi byl vyhodnocen statisticky významný rozdíl ve velikosti aktivity m. erector spinae na úrovni L2-L3 na homolaterální straně. V tomto případě ovšem byla zaznamenána větší aktivace u pacientů s low back pain. Zjistili jsme, že Active Straight Leg Raise test nelze zcela považovat za imitaci švihové fáze krokového cyklu pro statisticky významný rozdíl v aktivitě m. biceps femoris mezi oběma situacemi.

9 SUMMARY

By transmitting the weight from trunk to lower limbs, the movement between the arthritic surfaces of sacroiliac joint was controlled in order to avoid formation of excessive forces exerted on it but also on lumbar spine and hip joint. The movement control of this joint is ensured by muscles preactivation that are able to influence the tension of ligaments in its surrounding or thoracolumbar fascia.

The theoretical part of diploma work provides with knowledge about sacroiliac joint primarily from biomechanical point of view. Further it tries to clarify the stabilization mechanism of sacroiliac joint and meaning of structures that participate on its ensuring. The problem of instability of this joint can be found as the reason of low back pain inception, its diagnostics and possibilities of therapeutical influencing.

We were dealing with comparing activities of muscles participating in the sacroiliac joint stabilization among low back pain patients and “healthy” probands. The measuring was carried out by stabilizing intensive operations as Active Straight Leg Raise test and walk. We supposed an expression of insufficiency of these muscles or muscle chains by low back pain patients. We used multichannel surface electromyography for objective evaluation.

The results of the study showed that the differences in muscle activation size participating in stabilization of sacroiliac joint among probands without and with pain in low back exist. We noticed statistically significant differences in case of *m. latissimus dorsi* both at Active Straight Leg Raise test and swing phase of lower limb by walking (at borderline of statistical significance). In stance phase of lower limb by walking was evaluated statistical significant difference in size of activity *m. erector spinae* at the level of L2-L3 at homolateral side. However there was bigger activation of low back pain patients in this case. We found out, that Active Straight Leg Raise test cannot be fully considered as swing phase imitation of step cycle for statistically significant difference in activity *m. biceps femoris* between both situations.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive: Their function Revealed by Electromyography*. Lippincott: Williams & Wilkins.
- Cibulka, M. T., Delitto, A. & Koldehoff, R. (1988). *Physical Therapy*, 68, 1359-1363. Retrieved from the World Wide Web: <http://www.physicaltherapyjournal.com/content/68/9/1359.full.pdf>
- Craik, R., & Oatis, C. (1995). *Gait analysis. Theory and application*. St.Louis, Missouri: Mosby-Year Book, Inc.
- Čihák, R., & Grim, M. (2001). *Anatomie I* (2nd ed.). Praha: Grada Publishing.
- De Luca, C., J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13, 135-163.
- De Luca, C. J. (2003). Surface electromyography : detection and recording. Retrieved from World Wide Web:http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.Pdf
- DeStefano, L. (2011). *Greenman's principles of manual medicine*. Lippincott Williams & Wilkins.
- DonTigny, R. L. (1990). Anterior Dysfunction of the Sacroiliac Joint as a Major Factor in the Etiology of Idiopathic Low Back Pain Syndrome. *Physical Therapy*, 70, 250-262. Retrieved from the World Wide Web: <http://ptjournal.apta.org/content/70/4/250>.
- Drnková, Z., & Syllabová, R. (1991). *Záhada leváctví a praváctví*. Praha: Avicenum.
- Dylevský, I. (2003). *Základy kineziologie*. Praha: Palestra.
- Hides, J. A., Richardson, C. A., & Jull, G. A. (1996). Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode of low back pain. *Spine*, 21(23), 2763-9. Retrieved from the Wordl Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8979323>
- Hodges, P. W. (1999). Is there a role for Transversus Abdominis in lumbo-pelvic stability?, *Manual Therapy*, 4(2), 74-82.

Hodges, P.W., & Richardson, C. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 15(21), 2640-2650. Retrieved from the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8961451>

Hossain, M., & Nokes, L. D. M. (2005). A Model of Sacro-iliac joint instability from malrecruitment of gluteus maximus and biceps femoris muscles resulting in low back pain. [Abstract]. Retrieved from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306987705001441>

Hu, H. (2011). Motor Control and Lumbopelvic Stability in Young Healthy Women. Retrieved from the World Wide Web: <http://dare.ubvu.vu.nl/bitstream/handle/1871/23935/dissertation.pdf?sequence=1>

Ilaslan et al. (2010). Sacroiliac joint dysfunction. *Turkish neurosurgery*, 20(3), 398-401. Retrieved from the World Wide Web: <http://www.nikipdf.com/readonline/results-of-sacroiliac-joint-double-block-and-value-of-sacroiliac.html>

Inverarity, L. (2007). *The Gait Cycle*. Retrieved from the World Wide Web: <http://physicaltherapy.about.com/od/abbreviationsandterms/a/Gaitcycle.htm>

Kavcic, N., Grenier, S., & McGill, S. M. (2004). Determining the Stabilizing Role of Individual Torso Muscles During Rehabilitational Exercises. *Spine*, Vol. 29, 11, pp. 1254-1265.

Kolář & Lewit (2005). Význam Hlubokého Stabilizačního Systému v Rámci Vertebrogenních Obtíží. *Neurologie pro praxi*, 5, 270-275.

Konrad, P. (2005). The ABC of EMG. *A practical introduction to Kinesiological Electromyography*. Retrieved from World Wide Web: <http://demotu.org/aulas/control/ABCofEMG.pdf>

Lamoth, C. et al. (2005). How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk–pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait & Posture* 23, 230-239. Retrieved from the World Wide Web: <http://dare.ubvu.vu.nl/bitstream/handle/1871/28885/190549.pdf;jsessionid=B7B63DD75BE30915349ECD3DA95D9B90?sequence=1>

Laslett, M., Aprill, N., McDonald, B. & Young, B. (2005). Diagnosis of Sacroiliac Joint Pain: Validity of individual provocation tests and composites of tests. *Manual Therapy*, 10, 207-218.

Lee, D. (1999). *The Pelvic Girdle*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Lee, D. (2005). *The One-Leg Standing Test and the Active Straight Leg Raise Test: A Clinical Interpretation of Two Tests of Load Transfer through the Pelvic Girdle*. Published in the Orthopaedic Division Review. Retrieved from the World Wide Web: <http://dianelee.ca/articles/LoadTransfertests.pdf>

Lewit, K. (1996). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. J.A. Barth Verlag Heidelberg: Praha.

Liebenson, C. (2004). The relationship of the sacroiliac joint, stabilisation musculature, and lumbo-pelvic instability. *Journal of bodywork and Movement Therapies*, 8, 43-45.

Liebenson et al. (2009). The Active Straight Leg Raise Test and Lumbar Spine Stability. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 1, 530-535.

Lisický, D., & Suchomel, T. (2004). Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře. Retrieved 11.3.2010 from the World Wide Web: http://www.ftk.upol.cz/dokumenty/kfa/prezentace/trenink_stabilizace.pdf

Luttgens, K. & Hamilton, N. (1997). *Kinesiology, Scientific basis of human motion*. Dubuque: McGraw-Hill Companies, Inc.

McGill, S. (2007). *Low Back Disorders*, 2nd ed. Retrieved from the World Wide Web: <http://www.google.cz/books?id=j0R4fzBwPIC&printsec=frontcover&hl=cs#v=onepage&q&f=false>

Mens et al. (1996). Understanding peripartum pelvic pain. Implications of a patient survey. *Spine*, 21(11),1363-1369. Retrieved from the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8725930>

Mens, M.A., Snijders, C. J., & Stam, H. J. (2000). Diagonal Trunk Muscle Exercises in Peripartum Pelvic Pain: A Randomized Clinical Trial. *Physical Therapy*, 80(12). Retrieved from the World Wide Web: <http://www.physicaltherapyjournal.com/content/80/12/1164.full>

Panjabi, M. (1992). The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis [Abstract]. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 5(4), 383-499. Retrieved 14.12.2009 from the World Wide Web: http://journals.lww.com/jspinaldisorders/Abstract/1992/12000/TheStabilizingSystemoftheSpine_Part_II_.2.aspx

Pel, M., Spoor, W., Pool-Goudzwaard, L., Hoek van Dijke, A., & Snijders, J. (2008). Biomechanical Analysis of Reducing Sacroiliac Joint Shear Load by Optimization of Pelvic Muscle and Ligament Forces, *Annals of biomedical engineering*, 36(3), 415–424.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2239251/>

Petroutsos, S. Psoas insufficiency and its role in sacroiliac dysfunction and low back pain. *Musculoskeletal Physiotherapy Theory and Management*. Retrieved 20.11.2012 from the World Wide Web: [http://www.physiokinetics.gr/pdf/PDIS_introduction_0\[1\].pdf](http://www.physiokinetics.gr/pdf/PDIS_introduction_0[1].pdf)

Pool-Goudzwaard (2009). Compensation strategies in patients with low back pain and pelvic pain. Retrieved from the World Wide Web: <http://www.marylebonephysio.com/uploads/File/compensation-strategies-in-patients-with-low-back-pain-and-pelvic-pain-simon-gilchrist.pdf>

Pool-Goudzwaard, P., Vleeming, A., Stoeckart, R., Snijders, C. R., & Mens, C. M. A. (1998). Insufficient lumbopelvic stability: clinical, anatomical and biomechanical approach to a specific low back pain. *Manual Therapy*, 3(1), 12-20.

Richardson, C. A., Hodges, P.W., & Hides, J. (2004). *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization*, 2nd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Richardson, C. A., & Jull, G. A. (1995). Muscle control-pain control. What exercises would you prescribe? *Manual Therapy*, 1, 2-10.

Richardson, C. A., Snijders C. J. et al. (2002). The Relation between The Transversus Abdominis Muscles, Sacroiliac Joint Mechanics, and Low Back Pain. *Spine* 27(4), 399-405. Retrieved from the World Wide Web: <http://www.alliance-rehabilitation.com/wp-content/themes/alliance/files/pelvis/SacroIliac%20Joint%20Mechanics%20and%20Low%20Back%20Pain.pdf>

Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 173-177.

Schwarzer, A., Aprill, Ch, & Bogduk, N. (1995). The Sacroiliac joint in Chronic Low Back Pain [Abstract]. *Spine*, 20. Retrieved from the World Wide Web: [http://journals.lww.com/spinejournal/Abstract/1995/01000/The Sacroiliac Joint in Chronic Low Back Pain.7](http://journals.lww.com/spinejournal/Abstract/1995/01000/The_Sacroiliac_Joint_in_Chronic_Low_Back_Pain.7).

SENIAM – project management Group (1999). Retrieved 12.2. 2013 from World Wide Web: [http://www. Seniam.org](http://www.Seniam.org)

Sharkey, J. (2008). *The Consise book of Neuromuscular Therapy*. California: Lotus Publishing. Retrieved from the World Wide Web: <http://books.google.cz/books?id=GiL3PeUMEJsC&pg=PA102&lpg=PA102&dq=anterior+oblique+chain&source=bl&ots=BWBCVTpKQn&sig=CB9DVqhFam7cmIbuA7MJiBSwbpQ&hl=cs&sa=X&ei=6AhpUfSFKtOM7Ab1woCoDg&ved=0CEQQ6AEwAw#v=onepage&q=anterior%20oblique%20chain&f=false>

Snijders C., Vleeming A., & Stoeckart R. (1993). Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs. 1: Biomechanics of selfbracing of the sacroiliac joints and its significance for treatment and exercise. *Clinical biomechanics*, 8, 285-294.

Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém. Podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 112-124.

Sutherland, D. H. (2001). The evolution of clinical gait analysis part 1: kinesiological EMG. *Gait & Posture*, 14, 61-70.

Valente, M., Mancuso, F., & Alecci, V. (2011). Isolated rupture of biceps femoris tendon. *Musculoskeletal surgery*, 10. Retrieved from the World Wide Web: <http://www.sanitifacile.it/images/bicipite.pdf>

Vaughan, C.L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of human gait., 2nd ed.,* Cape Town: Kiboho Publishers.

Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.

Véle, F., Cumperlík, J., & Pavlů, D. (2001). Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(3), s. 103-105.

Vleeming, A. et al. (1997). *Movement, Stability & Low Back Pain*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Vojta, V. (1995). *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing.

Yang, J. F., & Winter, D. A. (1984). Electromyographic Amplitude Normalization Methods: Improving their Sensitivity as Diagnostic Tools in Gait Analysis. *Arch. Phys. Med. Rehabilitation*, 65, 517-521. Retrieved from the World Wide Web: <http://educ.ubc.ca/faculty/sanderson/courses/HKIN473/pdf/Yang%20and%20Winter%20normalize.pdf>

11 PŘÍLOHY

ASLR-výzkum. sk	M	Mdn	Min	Max	SD
m. OEA-mean	5,27723	2,72396	1,56522	16,48	5,50283
m. OEA-input	26,46	20,9	6	62,4	18,58794
m. OIA-mean	3,67469	2,76721	2,31818	7,75	1,79973
m. OIA-input	20,11	19,3	10,4	28,4	5,71498
m. erect kont-mean	1,47157	1,42018	1,2	2,15385	0,29102
m. erect kont-input	8,89	8,75	3,3	16,5	4,26887
m. erect homo-mean	2,02865	1,90833	1,19048	3,21429	0,56873
m. erect homo-input	10,8	10,65	4,6	17,8	4,94188
m. LD-mean	1,39104	1,25194	0,72727	2,41667	0,52189
m. LD-input	8,3	7,9	4,6	15,7	3,09228
m. Gmax-mean	1,70733	1,40513	1,07692	3,25926	0,67623
m. Gmax-input	11,18	12,55	4,3	15,7	3,93102
m. BF-mean	2,22453	2,15231	1,03448	3,83333	0,92695
m. BF-input	13,6	14,2	4,2	21,2	5,90706

Příloha 1a). Popisná statistika výše uvedených svalů výzkumné skupiny při ASLR testu.

Legenda:

M- aritmetický průměr

Mdn- Medián

SD-směrodatná odchylka

Min-minimum

Max-maximum

ASLR- Active Straight Leg Raise test

ASLR-kontrol. sk	M	Mdn	Min	Max	SD
m. OEA-mean	3,66392	2,33423	1,1	13,10345	3,61238
m. OEA-input	21	18,3	7,1	47,1	11,63405
m. OIA-mean	4,46084	3,68056	1,69565	9,5	2,84058
m. OIA-input	25,53	26,55	13,2	36,6	7,28454
m. erect kont-mean	1,56063	1,51049	1,30435	2	0,26126
m. erect kont-input	9,2	8,95	5,2	12,6	2,51794
m. erect homo-mean	1,94373	1,83036	1,53571	2,72222	0,40334
m. erect homo-input	11,45	11,3	6,7	16,4	2,9617
m. LD-mean	1,49703	1,5	1,14815	2,21875	0,30662
m. LD-input	10,98	11,05	7,3	19	3,2883
m. Gmax-mean	1,45058	1,44	1,12	1,75	0,18958
m. Gmax-input	9,28	9,95	4,4	13,3	2,92225
m. BF-mean	1,97288	1,90074	0,775	3,76191	0,82617
m. BF-input	12	12,4	4,3	19	4,74833

Příloha 1b). Popisná statistika výše uvedených svalů kontrolní skupiny při ASLR testu.

švih.f.-výzkum.sk	M	Mdn	Min	Max	SD
m. OEA-mean	3,00792	3,02632	0,27778	10	2,6784
m. OEA-input	10,3	9,8	2,1	24,7	6,49667
m. OIA-mean	2,87249	3,02	1,11321	5,32432	1,1962
m. OIA-input	14,67	15,65	5,6	23,1	5,67256
m. erect kont-mean	3,92003	3,51863	0,89412	6,88235	2,01742
m. erect kont-input	14,39	14,1	5,9	24,5	6,46554
m. erect homo-mean	3,80222	2,28419	0,90517	11,07692	3,08131
m. erect homo-input	10,83	9,95	4,8	22,4	5,61725
m. LD-mean	2,40315	2,22619	1,02778	4,59091	1,18846
m. LD-input	8,34	6,5	4,4	15,8	4,06781
m. Gmax-mean	4,0161	3,31794	1,69491	8,81481	2,5214
m. Gmax-input	16,12	15,45	7,1	24	6,26379
m. BF-mean	6,55598	4,39842	1,07143	21,73077	6,37889
m. BF-input	25,35	25,7	8,2	54,8	15,35913

Příloha 2a). Popisná statistika výše uvedených svalů výzkumné skupiny ve švihové fázi krokového cyklu.

švih. f. -kontrol. sk.	M	Mdn	Min	Max	SD
m. OEA-mean	2,91793	2,88315	1,5	5,12821	1,09268
m. OEA-input	10,6	10,1	4,8	18	4,66952
m. OIA-mean	3,14604	2,49758	1,83051	6,18518	1,53462
m. OIA-input	16,88	15,6	9,4	27,9	6,36497
m. erect kont-mean	3,4683	3,06552	1,93548	6,96774	1,5111
m. erect kont-input	12,63	10,5	7,1	21,9	5,09293
m. erect homo-mean	3,42776	2,73869	1,52941	8,5	2,15814
m. erect homo-input	11,21	9,8	7,4	20	4,25113
m. LD-mean	4,52172	2,62207	1,26087	19,30769	5,59886
m. LD-input	12,98	11,3	7,5	22,5	5,27548
m. Gmax-mean	5,70794	3,54235	1,91489	15,28	4,65842
m. Gmax-input	17,3	13,4	5,1	39,4	11,38859
m. BF-mean	4,60465	4,77267	1,34884	8,35294	2,13947
m. BF-input	18,42	14,4	9,2	39,6	9,62852

Příloha 2b). Popisná statistika výše uvedených svalů kontrolní skupiny ve švihové fázi krokového cyklu.

stoj.f.-výzkum.sk	M	Mdn	Min	Max	SD
m. OEA-mean	2,81575	2,63596	0,72222	6,375	1,65312
m. OEA-input	9,74	8,7	2,8	20,4	5,84906
m. OIA-mean	3,65918	3,60769	1,5	6,30556	1,47557
m. OIA-input	16,61	16,4	7,1	31,9	7,66977
m. erect kont-mean	4,16411	3,70131	1,90323	6,85294	1,87879
m. erect kont-input	13,29	12,6	7,4	21,1	3,86852
m. erect homo-mean	4,28445	3,66071	1,53448	10,88462	2,54209
m. erect homo-input	11,98	9,9	6,7	20,3	5,23594
m. LD-mean	2,96441	2,80229	1,21053	5,7963	1,73296
m. LD-input	9,13	7,5	4,8	21,8	5,15774
m. Gmax-mean	5,43611	4,67857	1,07692	13,92593	3,69144
m. Gmax-input	17,66	17,2	9,5	30,5	6,00947
m. BF-mean	5,89091	5,07778	1,86585	16,11538	4,27496
m. BF-input	21,58	20,8	10,7	39,8	9,98919

Příloha 3a). Popisná statistika výše uvedených svalů výzkumné skupiny ve stejné fázi krokového cyklu.

stoj. f.-kontrol.sk.	M	Mdn	Min	Max	SD
m. OEA-mean	2,59507	2,20833	1,38298	4,66667	1,11159
m. OEA-input	7,79	8,45	4,2	10,4	2,14862
m. OIA-mean	4,55733	3,75797	2,0339	10,66667	2,50043
m. OIA-input	21,28	19	12,5	34,2	7,81221
m. erect kont-mean	4,07403	3,34815	1,77083	11	2,6307
m. erect kont-input	12,59	11,05	7,3	23,9	5,92986
m. erect homo-mean	2,79403	2,58469	1,70588	4,9	0,89632
m. erect homo-input	9,01	10,2	4,2	12,9	3,23229
m. LD-mean	3,83908	2,18953	1,76812	10,46154	3,27373
m. LD-input	11,43	10,9	6,2	19,7	3,83204
m. Gmax-mean	6,92285	6,28718	2,06383	11,60714	3,07204
m. Gmax-input	19,07	18,75	10,6	25,9	5,50253
m. BF-mean	5,94839	3,99704	2,66667	14,88235	4,49237
m. BF-input	18,84	16,9	8,6	31	7,41053

Příloha 3b). Popisná statistika výše uvedených svalů kontrolní skupiny ve stejné fázi krokového cyklu.



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 25. 3. 2013 byl projekt diplomové práce autorky
Bc. Zuzany Burešové

s názvem **Hodnocení aktivity vybraných svalů trupu a dolní končetiny pomocí
polyelektromyografie u pacientů s bolestí dolní části zad (low back pain) a zdravých
probandů při Active Straight Leg Raise testu a chůzi**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 29 / 2013
dne: 8. 4. 2013.

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

razítko fakulty

