

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ AKTIVACE VYBRANÝCH SVALŮ S POUŽITÍM  
POLYELEKTROMYOGRAFIE PŘI TESTU SED-STOJ-SED U ZDRAVÝCH  
PROBANDŮ A U PACIENTŮ S BOLESTMI DOLNÍ ČÁSTI ZAD

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Martin Hloušek, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2013

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Martin Hloušek

**Název diplomové práce:** Hodnocení aktivace vybraných svalů s použitím polyelektromyografie při testu sed-stoj-sed u zdravých probandů a u pacientů s bolestmi dolní části zad

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie

**Vedoucí diplomové práce:** Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2013

**Abstrakt:** Hlavním cílem této práce bylo zhodnotit pořadí zapojení (timing) vybraných svalů při vstávání ze sedu do stoje a zpět u zdravých probandů a probandů s bolestmi dolní části zad při změně výšky židle. Dále jsme při testovaných pohybech hodnotili aktivaci vybraných svalů pomocí ukazatele mean a ukazatele input. Aktivace vybraných svalů (m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. tensor fasciae latae, m. gastrocnemius, m. biceps femoris, m. obliquus internus abdominis, m. obliquus externus abdominis a m. erector spinae v oblasti L2) byla snímána pomocí povrchové elektromyografie u 10 probandů s bolestmi dolní části zad bez strukturálních změn (průměrný věk 42 let) a u 10 probandů kontrolní skupiny (průměrný věk 24,5 let). Při porovnání rozdílu timingu obou skupin nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl při vstávání ze sedu. Při sedání ze stoje byl zjištěn statisticky významný rozdíl timingu pouze při variantě vysokého nastavení sedáku židle. Při porovnání aktivace svalu dle ukazatele mean byl zjištěn statisticky významný rozdíl při vstávání ze sedu při všech variantách nastavení sedáku židle. Při sedání ze stoje byl zjištěn statisticky významný rozdíl dle ukazatele mean pouze při vodorovném a vysokém nastavení sedáku židle. Při porovnání svalové aktivace pomocí ukazatele input nebyl při vstávání ze sedu zjištěn statisticky významný rozdíl. Při sedání ze stoje byl zjištěn statisticky významný rozdíl dle ukazatele input pouze při vodorovném a vysokém nastavení sedáku židle.

**Klíčová slova:** povrchová elektromyografie, bolest dolní části zad, timing, vstávání ze sedu, sedání ze stoje

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Bc. Martin Hloušek

**Title of the master thesis:** An assessment of selected muscles activation pattern using polyelectromyography during sit-stand-sit movement in healthy control group and in patients with low back pain.

**Department:** Department of Physiotherapy

**Supervisor:** Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

**The year of presentation:** 2013

**Abstract:** The main aim of this diploma thesis was to evaluate the timing of specified muscles when standing up from the sitting position and back in the group of healthy probands and in the group of probands suffering from the low back pain when a chair seat height was changed. Furthermore, testing the movements, we evaluated activation of specified muscles by the means of the mean and input indicators. The activation of specified muscles (m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. tensor fasciae latae, m. gastrocnemius, m. biceps femoris, m. obliquus internus abdominis, m. obliquus externus abdominis and m. erector spinae in L2 area) was scanned by surface electromyography in the group of 10 probands suffering from the low back pain without structural changes (average age 42 years), and in the control group of 10 probands (average age 24.5 years). Comparing the timing difference in the both groups, no statistically significant difference was found while standing up from the sitting position. While sitting down from the standing position, a statistically significant difference of timing was found only in the variant of a high chair seat setting. Comparing the muscle activation applying the mean indicator, a statistically significant difference was found while standing up from the sitting position in all variants of the chair seat setting. Applying the mean indicator, a statistically significant difference was found while sitting down from the standing position only in case of a horizontal and high chair seat setting. Comparing the muscle activation according to the input indicator, no statistically significant difference was found while standing up from the sitting position. Applying the input indicator, a statistically significant difference was found while sitting down from the standing position only in case of a horizontal and high chair seat setting.

**Keywords:** surface electromyography, low back pain, timing, sitting down, standing up  
I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Amra Zaatara, Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 26. června 2013

.....

Děkuji Mgr. Zatarovi, Ph.D. za vedení diplomové práce a cenné rady které mi poskytl.  
Dále děkuji RNDr. Elfmarkovi za pomoc při statistickém zpracování dat.

# Obsah

SEZNAM ZKRATEK.....	8
1 ÚVOD .....	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ .....	10
2.1 Kineziologie bederní páteře .....	10
2.2 Stabilita bederní páteře.....	11
2.2.1 Neutrální zóna.....	12
2.2.2 Stabilizace bederní páteře .....	13
2.3 Bolest dolní části zad .....	13
2.4 Kineziologie kyčelního kloubu .....	14
2.5 Kineziologie kolenního kloubu .....	16
2.6 Kineziologie hlezenního kloubu .....	17
2.7 Funkční anatomie měřených svalů.....	18
2.8 Vstávání ze sedu.....	20
2.8.1 Biomechanické aspekty vstávání ze sedu .....	21
2.8.1.1 Fáze pohybu při vstávání ze sedu a pohyb těžiště.....	21
2.8.1.2 Trvání a rychlost vstávání ze sedu .....	22
2.8.2 Neurofyziologické aspekty vstávání ze sedu .....	23
2.8.2.1 Řízení pohybu .....	23
2.8.2.2 Strategie vstávání ze sedu .....	24
2.8.2.3 Svalová aktivita při vstávání ze sedu .....	25
2.8.3 Faktory ovlivňující vstávání ze sedu .....	26
2.8.3.1 Umístění dolních končetin při vstávání ze sedu.....	26
2.8.3.2 Výška židle při vstávání ze sedu .....	27
2.8.3.3 Použití horních končetin při vstávání ze sedu.....	28
2.8.3.4 Věk při vstávání ze sedu .....	29
2.8.3.5 Lateralita .....	29
2.8.4 Vybraná onemocnění ovlivňující vstávání ze sedu.....	30
2.9 Elektromyografie.....	31
2.9.1 Princip elektromyografie .....	32
2.9.2 Elektrofyzilogický aspekt elektromyografie.....	32
2.9.3 Povrchová elektromyografie (SEMG) .....	33
2.9.4 Příprava před měřením a uložení elektrod .....	33

2.9.5	Technika snímání povrchového elektromyografického signálu .....	34
2.9.6	Faktory ovlivňující EMG signál .....	34
2.9.7	Zpracování a vyhodnocení EMG signálu .....	36
2.9.8	Povrchové EMG při sledování velikosti aktivace a timingu svalů.....	36
3	CÍLE A HYPOTÉZY .....	38
3.1	Hlavní cíl.....	38
3.2	Dílčí cíle .....	38
3.3	Hypotézy .....	38
4	METODIKA .....	39
4.1	Charakteristika souboru .....	39
4.2	Metodika vyšetření.....	39
4.3	Technické podklady měření .....	39
4.4	Postup měření.....	40
4.5	Zpracování a vyhodnocení EMG signálu.....	41
4.6	Statistické zpracování dat.....	42
5	VÝSLEDKY .....	43
5.1	Hypotéza 1 .....	43
5.2	Hypotéza 2 .....	52
5.3	Hypotéza 3 .....	61
5.4	Hypotéza 4 .....	63
5.5	Hypotéza 5 .....	65
5.6	Hypotéza 6 .....	67
6	DISKUZE.....	69
7	ZÁVĚR .....	75
8	SOUHRN .....	76
9	SUMMARY .....	78
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	80
11	PŘÍLOHY .....	86

## **SEZNAM ZKRATEK**

AP - akční potenciál

BOS - base of support

COM - center of motion

DK - dolní končetina

DKK - dolní končetiny

EMG - elektromyografie

HKK - horní končetiny

LBP - low back pain

lig. - ligamentum

m. - musculus

mm. - muscoli

SEMG - surface electromyography



# 1 ÚVOD

V každodenním životě se vyskytuje několik pohybů, které vykonáváme pravidelně a bereme je za tak samozřejmé, že je možné říct, že se jedná o pohyby, bez kterých se neobejdeme a považujeme je za součást základních aktivit denního života. Tato práce se zabývá dvěma z těchto pohybů, a to vstávání ze sedu a sedání ze stoje. Pokud však jakýmkoli způsobem dojde k omezení těchto pohybů, projeví se to jak na participaci jedince, tak také na jeho psychice, jelikož pokud dojde k omezení těchto pohybů, nese to s sebou následky pro celkovou mobilitu jedince. Nejen kvůli tomuto nácvik vstávání ze sedu a sedání ze stoje je nedílnou součástí komplexní rehabilitace.

K takovému omezení pohybu s následně změněným pohybovým stereotypem by mohlo dojít vlivem bolesti dolní části zad bez strukturálních změn. Panjabi (2003) ve své práci zmiňuje, že se s bolestmi zad během svého života setká 50-70 % dospělé populace. Naskytuje se tedy otázka, zdali mají bolesti dolní části zad vliv na svalovou aktivitu.

Existuje řada prací zabývajících se analýzou pořadí zapojení svalů dolní končetiny a paravertebrálního svalstva zdravých probandů při pohybu vstávání ze sedu a dalších často vykonávaných pohybových stereotypech. Ve většině prací se však jedná pouze o analýzu svalů dolní končetiny. Existují také práce, které se zabývají vlivem výšky židle na rychlosti vstávání ze sedu do stoje.

Dále se můžeme setkat s řadou prací, které se zabývají vlivem bolesti dolní části zad na aktivitě paravertebrálních svalů při různých pohybových situacích.

Možnost ovlivnění svalové aktivity svalstva dolní končetiny a svalstva trupu bolestí dolní části zad v porovnání se zdravými jedinci při vstávání ze sedu a sedání ze stoje nebyla však doposud příliš probádána. Proto úkolem této práce je pomocí povrchové elektromyografie zjistit zdali má tak častý bolestivý stav, jakým je bolest dolní části zad bez strukturálních změn, vliv na sledovaný pohyb vstávání ze sedu do stoje a zpět při různých variantách nastavení sedáku židle.

## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 Kineziologie bederní páteře

Kapandji (1974) uvádí mezi základní pohyby v oblasti bederní páteře flexi, extenzi, laterální flexi a rotaci.

Při flexi se tělo horního obratle jemně naklání a klouže anteriorně, následkem čehož dochází k anteriornímu snížení a posteriornímu zvýšení meziobratlového disku. Disk se tak stává jakýmsi klínem se základnou posteriorně. Nukleus pulposus je tlačěn posteriorně, čímž dochází k natahování posteriorních vláken anulus fibrosus. Paralelně dochází k superiornímu posunu processus articularis inferior horního obratle, který tak má tendenci oddálit se od processus articularis superior spodního obratle. Následkem tohoto jsou kloubní ligamenta mezi těmito processibus articularibus, stejně jako ligamenta páteřního kanálu (lig. flavum, lig. interspinosus, lig. supraspinosus a lig. longitudinale posterius), maximálně nataženy. Natažení výše vyjmenovaných ligament limituje flexi (Kapandji, 1974).

Při extenzi se tělo horního obratle a meziobratlový disk pohybují opačně než při flexi. Pohyb do extenze je omezen především kostěnými strukturami (processus spinosi) a lig. longitudinale anterius (Kapandji, 1974).

Při lateroflexi se tělo horního obratle naklání ipsilaterálně, následkem čehož se intervertebrální disk stává znovu jakýmsi klínem se základnou kontralaterálně a nukleus pulposus se posune mírně kontralaterálně. Processus articularis inferior horního obratle ipsilaterálně posouvá směrem dolů a kontralaterálně směrem nahoru. Během tohoto pohybu dochází k natažení ipsilaterálního lig. flavum a kontralaterálního lig. intertransversarium (Kapandji, 1974).

Při rotaci sehrávají důležitou roli artikulární fasety processus articularis superior, které jsou transversálně konkávní a vertikálně rovné, směřující posteriorně a mediálně. Geometricky vzato jejich profily odpovídají válci, jehož střed se nachází posteriorně v blízkosti základny processus spinosus. V případě horního obratle střed válce spočívá v těsné blízkosti linie spojující zadní hranici processibus articularibus, zatímco v případě dolního obratle průměr tohoto válce je mnohem větší, takže jeho střed leží mnohem více posteriorně. Střed tohoto pomyslného válce se nekryje s centrem plošin, takže při otáčení horního obratle na spodním obratli se pohyb odehrává okolo tohoto pomyslného

centra a horní obratel klouže po spodním. Intervertebrální disk není během tohoto pohybu výrazně zapojen, čímž by měl být umožněn poměrně velký rozsah pohybu. Přítomny však jsou střížné síly omezující rotaci bederní páteře jak segmentálně, tak globálně. Celková rotace bederní páteře je 10°, 5° na každou stranu. Je tak zřejmé, že bederní páteř není stavěna k rotaci, jež je ostře omezena právě orientací artikulárních faset (Kapandji, 1974).

## **2.2 Stabilita bederní páteře**

Pojem stabilita je chápán jako dynamický děj, nebo systém dynamických dějů, neustále se přizpůsobující vnitřním a vnějším vlivům. Pro správnou funkci tohoto dynamického děje je důležitá souhra tří různých subsystémů, které se vzájemně ovlivňují a spolupracují. Mezi tyto subsystémy se řadí nervový subsystém, pasivní subsystém a aktivní subsystém. Cílem spolupráce těchto subsystémů je udržet rozsah pohybu v rozmezí neutrální, popřípadě elastické zóny (Panjabi, 2003; Suchomel, 2006).

### **Nervový subsystém**

Řízení pohybu je podmíněno vývojem CNS, který nám udává vytvoření správných pohybových programů, přebudování fixovaných stereotypů plasticitou korových funkcí, a tím možnost kompenzace či změny patologického pohybového stereotypu. CNS ovlivňuje stabilitu bederní páteře prostřednictvím aference z receptorů, zpracování informace a následného řízení aktivní svalové složky (aktivního subsystému). Kvalita těchto centrálních řídicích složek determinovaná plasticitou se projevuje selektivní hybností, kdy stěžejní schopností je relaxace, somatognozie a stereognozie. Porucha řídicí funkce se týká způsobu vypracování, posilování a korekce hybných stereotypů, které jsou důležité zejména pro vytvoření ekonomického pohybu, tedy zapojení tolika a takových svalů svalového systému, kolik je nezbytně nutné k mechanismu daného pohybu. Tato ekonomizace vede také k optimálnímu zatížení kloubních a vazivových struktur (pasivního subsystému) (Norris, 2000; Suchomel & Lisický, 2004; White III & Panjabi, 1990).

## **Pasivní subsystém**

Do pasivního subsystému patří struktury udržující pasivní stabilitu segmentu a jsou schopny segment uzamknout tvarem a/nebo silou. Můžou zde být tedy uvedeny kostěné a chrupavčité struktury, což jsou struktury, které vytvářejí uzamčení tvarem a dále klouby a kloubní pouzdra a také ligamenta a fascie. Ligamenta a fascie svým napětím a zdrojem silových momentů vykonávají uzamčení silou (Pool-Goudzwaard, Vleeming, Stoeckart, Snijders & Mens, 1998; Suchomel & Lisický, 2004).

Kapandji (1974) také uvádí systém úzce spjat s pasivním subsystémem a vytvořením statické stability, a to systém tří sloupců, který je tvořen sloupcem obratlových těl a dvěma sloupci intervertebrálních skloubení.

## **Aktivní subsystém**

Svalový systém je dle funkce členěn na globální stabilizátory, stabilizující více segmentů najednou a vytvářející tak významný moment síly, lokální stabilizátory, mající přímý vztah k stabilitě segmentu (jsou to převážně tonické svaly s antigravitační funkcí a velkým množstvím proprioceptorů) a globální mobilizátory (jsou to převážně fázičné svaly zodpovědné za přenos sil mezi končetinami, pánví a trupem). Pro dynamickou stabilizaci segmentu, vykonávanou tímto svalovým systémem, je stejně jako pro každý motorický program nutná odpovídající kvalita řízení (Kolář, 2006; Norris, 2000; Suchomel & Lisický, 2004; White III & Panjabi, 1990).

### **2.2.1 Neutrální zóna**

Pojem neutrální zóna může být popsán u každého segmentu těla. V této práci je však stěžejní oblast bederní páteře, a proto budeme tento pojem vztahovat právě na segmenty této oblasti. Neutrální zóna je tedy rozsah pohybu jednoho obratle vůči druhému před dosažením fyziologické bariéry. V této zóně se pohyb setkává s minimálním odporem osteo-artikulo–ligamentózních struktur. Prostor od konce neutrální zóny po fyziologickou bariéru se nazývá elastická zóna, ve které narůstá odpor myo-fascio-osteo-artikulo-ligamentózních struktur. Z výše uvedeného vyplývá, že tedy fyziologický rozsah pohybu je určen velikostí neutrální a elastické zóny. Instabilita pohybového systému nastává v okamžiku rozšíření neutrální zóny, čímž se zvýší nároky na aktivní subsystém. Tímto rozšířením neutrální zóny se zmenší zóna elastická, a pokud by aktivní subsystém nezajistil tento segment, tak by to vedlo k poškozování

pasivního subsystému (Norris, 2000; Panjabi, 2003; Suchomel, 2006; White III & Panjabi, 1990).

### **2.2.2 Stabilizace bederní páteře**

Pro bederní páteř je rozhodující ko-kontrakce mezi extenzory Th/L a L páteře s flexory, které tvoří funkční souhra bránice, ventrální břišní muskulatury a muskulatury pánevního dna. Při potřebě zpevnění bederní páteře se kontrahuje bránice, která se oplošťuje a centrum tendineum kaudalizuje. Bránice takto stlačí obsah břišní dutiny, který se chová jako viskózně elastický sloupec. Aktivita břišních svalů zajišťuje, po kaudalizaci centrum tendineum, punctum fixum pro bránici a brání kranializaci hrudníku, čímž se může kontura bránice nezávisle na dýchání oplošťovat a rozšířit také latero-laterální rozměr dolní hrudní apertury. Bránice působí proti obsahu břišní dutiny, která je jí stlačována, zvyšuje nitrobřišní tlak, čemuž přispívá také pánevní dno a dále také břišní svalstvo, čímž stabilizuje páteř. Pro tuto svalovou souhru je důležitý timing, jelikož aktivace břišních svalů se zvyšuje až po oploštění bránice. Velmi důležité je také pro správnou stabilizační funkci horizontální postavení předozadní osy bránice (Kolář, 2006).

## **2.3 Bolest dolní části zad**

Bolest dolní části zad (LBP) je dle Panjabiho (2003) velmi častým problémem, s 50-70 % šancí výskytu během života jedince. Jedná se také o jednu z nejčastějších příčin pracovní neschopnosti. Asi 70 % dospělých se již setkalo s bolestí zad. Roční výskyt bolesti zad u osob v produktivním věku činí 30-40 %. Důvodem takto vysokého výskytu bolesti zad je fakt, že má řadu příčin poruch např. muskuloligamentózního aparátu, meziobratlové ploténky, spinální stenóza, anatomické anomálie a další. Pro určení etiologie LBP je také významný fakt, že ani dnešními moderními metodami nelze u všech pacientů trpící LBP zjistit morfologické změny oblasti bederní páteře (Kolář et al., 2009).

Příčinu vzniku LBP však můžeme dle vzniku rozdělit na strukturální, kdy jsme schopni určit morfologickou patologii zapříčiňující LBP, a funkční, kdy se jedná o poruchu, které nejsou přesně anatomicky definovány (Kolář et al., 2009).

Kolář et al. (2009) do této funkční skupiny příčin LBP řadí poruchu řídicí funkce, poruchu zpracování nocicepce a poruchu psychiky (kde můžeme zařadit nespokojenost

v práci). Porucha řídicí funkce se týká způsobu vypracování, posilování a korekce hybných stereotypů, které jsou důležité zejména pro vytvoření ekonomického pohybu, tedy zapojení tolika a takových svalů svalového systému, kolik je nezbytně nutné k mechanismu pohybu. Tato ekonomizace vede také k optimálnímu zatížení kloubních a vazivových struktur (Kolář, 2006; White III & Panjabi, 1990).

White III & Panjabi (1990) ve své práci, v souvislosti s výše zmíněnou poruchou řídicí funkce, zmiňují původ LBP na podkladě instability bederní páteře způsobené inkoordinací svalových stabilizátorů, čím ztrácí páteř schopnost snášet fyziologické zatížení během různých pohybových situací a stereotypů.

S výše zmíněnou stabilizační funkcí svalů je úzce spjata také atrofie mm. multifidi a m. transversus abdominis. Mm. multifidi se po první atace LBP automaticky a spontánně po odeznění bolesti nenavrátní plně do své funkce. Zpožděná kontrakce m. transversus abdominis zobrazující jeho sníženou stabilizační funkci vede k rozšíření neutrální zóny a vyšším nárokům na pasivní struktury páteře, kdy po čase může dojít až ke strukturalizaci problému (Hides, Richardson & Jull, 1996; Megan, 2002).

Oblastí vztahující se k nespecifické bolesti bederní páteře je také SI skloubení, jelikož právě zde probíhá přechod kinetiky páteře a dolních končetin. Porucha SI skloubení jako např. SI blokáda, se často projevuje právě bolestí dolní části zad, a nemělo by se na tuto oblast zapomínat (Pool-Goudzwaard et al., 1998).

## **2.4 Kineziologie kyčelního kloubu**

Kyčelní kloub je kloubem kulovým, omezeným, se třemi stupni volnosti. V sagitální rovině probíhá flexe a extenze, ve frontální rovině abdukce a addukce a v transverzální rovině vnitřní a zevní rotace. Rozsah pohybu je omezován vysokým labrum glenoidale a silnými kloubními vazy (Bartoníček & Heřt, 2004; Kapandji, 1987).

### **Funkce kloubu**

Funkce kyčelního kloubu můžeme rozdělit na funkci statickou (nesení váhy těla) a dynamickou (lokomoci). Statika a dynamika kyčelního kloubu je velmi komplikovaná. Zejména kvůli dlouhému krčku femuru, který způsobuje, že horní konec je formován silovou resultantou působící přes acetabulum na hlavici, což je výslednice gravitace, svalových a vazivových tahů působivých na kloubní plochy, a silovou

rezultantou působící přes velký trochanter na proximální metafýzu femuru (Bartoniček & Heřt, 2004; Kapandji, 1987).

### **Rozsah pohybu**

Rozsah pohybu do flexe je ovlivněn aktivním či pasivním vykonáním pohybu a dále postavením v kolenním kloubu. Při aktivním pohybu s extendovaným kolenním kloubem činí rozsah pohybu do flexe 90°, s flektovaným kolenním kloubem 120°. Při pasivním pohybu s extendovaným kolenním kloubem činí rozsah pohybu do flexe 120°, s flektovaným kolenním kloubem rozsah překračuje 140°. Pohyb do extenze je limitován především tahem lig. iliofemorale a rozsah je ovlivněn aktivním či pasivním vykonáním pohybu. Při aktivním pohybu s extendovaným kolenním kloubem činí rozsah pohybu do extenze 20°, s flektovaným kolenním kloubem je rozsah menší. Toto je následkem aktivity hamstringů pro flekční pohyb v kolenním kloubu, čímž se sníží jejich účinnost pro extenzi v kyčelním kloubu. Při pasivním pohybu je možné dosáhnout 30°. Při pohybu do extenze kyčelního kloubu se vazy zesilující kloubní pouzdro, tedy lig. iliofemorale (na přední straně kloubu), lig. pubofemorale (na přední straně kloubu) a lig. ischiofemorale (na zadní straně kloubu), napnou, nejvíce spodní vlákna lig. iliofemorale. Při pohybu do flexe kyčelního kloubu jsou všechny tyto ligamenta relaxována (Kapandji, 1987).

Pohyb do abdukce v kyčelním kloubu do 30° se odehrává čistě v kyčelním kloubu. Nad tuto hodnotu se k abdukčnímu pohybu připojuje také abdukční pohyb druhostranného kyčelního kloubu a anteverzí pánve. Maximální rozsah pohybu do abdukce je v jednom kyčelním kloubu 45°, takže dolní končetiny mohou svírat pravý úhel. Rozsah pohybu do abdukce je omezen tahem adduktorů, tahem lig. pubofemorale, napětím kloubního pouzdra a nakonec kontaktem krčku femuru a okraje acetabula. Pohyb do addukce lze provést spolu s flexí či extenzí v addukovaném kyčelním kloubu, či abdukci jednoho kyčelního kloubu a addukci druhého kyčelního kloubu. Ve všech těchto kombinacích je maximální rozsah pohybu do addukce 30°. Při pohybu do addukce jsou napínána iliiochanterická vlákna lig. iliofemorale (Bartoniček & Heřt, 2004; Kapandji, 1987).

Vnitřní rotace v kyčelním kloubu vleže na břiše s flektovaným kolenním kloubem je 30°-40° a zevní rotace v této poloze je 60°. Při pohybu do zevní rotace se napnou anteriorní ligamenta kloubního pouzdra (lig. iliofemorale a lig. pubofemorale)

a lig. ischiofemorale je relaxováno. Při vnitřní rotaci je situace opačná, anteriorní ligamenta kloubního pouzdra jsou relaxována a lig. ischiofemorale se napíná. Vsedě s nohama přes okraj stolu tak může být rozsah pohybu do zevní rotace větší, jelikož flekční nastavení kyčelního kloubu uvolňuje lig. iliofemorale a lig. pubofemorale (Kapandji, 1987).

Současná kombinace základních pohybů kolem tří os je známá jako cirkumdukce. Během cirkumdukce probíhá kombinace pohybu tak, že jednotlivé plochy dolní končetiny směřují neustále stejným směrem (Kapandji, 1987).

## **2.5 Kineziologie kolenního kloubu**

Koleno je především kloub s jedním stupněm volnosti v sagitální rovině, ve flexi se však přidává druhý stupeň volnosti pro rotaci, a tak je aktivně možné provést flexi, extenzi a zevní a vnitřní rotaci. Osa pohybu v sagitální rovině však není stálá a mění se v závislosti na stupni flexe. Koleno zastává funkci kloubu umožňující velkou stabilitu, především ve fázi extenze, a také velkou mobilitu nastávající po dosažení určitého stupně flexe (Kapandji, 1987).

### **Funkce kloubu a rozsah pohybu**

Mezi aktivní pohyby řadíme flexi 140° (pasivně 160°). Vzhledem k tomu, že se za základní postavení v kolenním kloubu považuje plná extenze, lze provést ještě tzv. hyperextenzi v rozsahu 5° (Bartoniček & Heřt, 2004). Kapandji (1987) pohyb ve směru hyperextenze nazývá pasivní extenzí v rozsahu 5°-10°.

Pohyb z extenze do flexe probíhá kvůli postranním vazům a interkondylické prominenci převážně v sagitální rovině a je to pohyb kombinovaný, v důsledku tvaru kloubních ploch (nesoustředně zakřivení v sagitální rovině) a průběhu a uspořádání hlavních vazů kloubu a skládá se ze tří pohybů:

- iniciální rotace kondylů na začátku flexe do zevní rotace. V terminální fázi extenzi naopak do vnitřní rotace
- valivý pohyb kondylů femuru po tibiálním plató
- klouzavý pohyb kondylů femuru po tibiálním plató společně s menisky



Hlavní význam pro koordinaci těchto pohybů mají zkřížené vazy, jelikož se během těchto pohybů mění v určitých částech vazů napětí (Bartoníček & Heřt, 2004).

Rotační pohyby v kolenním kloubu jsou závislé na stupni flexe. V plné extenzi jsou rotace v důsledku napětí téměř všech vazů nemožné. Postupnou flexí, hlavně během prvních 30°, se rozsah rotací zvětšuje, s maximem mezi 45°-90°. Centrum rotace je situováno do oblasti zevního okraje tuberculum mediale eminentiae intercondylaris před úpon zadního zkříženého vazy. Rotace probíhají jak v femoromeniskální, tak v meniskotibiální části kloubu. Významnou úlohu také hraje fakt rozdílné fixace menisků. V mediálním femorotibiálním kloubu probíhá pohyb především v části femoromeniskální, zatím co v laterálním femorotibiálním kloubu je pohyb rozdělen rovnoměrněji do části femoromeniskální a meniskotibiální. Zevní meniskus tvoří pohyblivou jamku pro laterální kondyl femuru a tibie a jeho rozsah pohybu je dvakrát větší než pohyb mediálního menisku (Bartoníček & Heřt, 2004; Kapandji, 1987).

Bartoníček & Heřt (2004) za hodnotu vnitřní rotace uvádí 17° a za hodnotu zevní rotace 21°. Kapandji (1987) ve své práci zmiňuje hodnotu vnitřní rotace 30° a hodnotu zevní rotace 40°.

## **2.6 Kineziologie hlezenního kloubu**

Hlezenní kloub je kladkový, složený, s jedním stupněm volnosti.

### **Funkce kloubu a rozsah pohybu**

Osa pohybu prochází přibližně přes malleolus medialis et lateralis, je tedy zešikmená, a pohyb plantární a dorsální flexe v sagitální, frontální a transversální rovině. Rozdílný poloměr zakřivení přední mediální a laterální části přední části kladky talu udává současnou inverzi nohy při plantární flexi a při dorzální flexi naopak everzi. Navíc je každý pohyb v hleznu spojen s pohybem fibuly a to tak, že plantární flexe s inverzí nohy napíná lig. fibulotalare anterius, táhnoucí fibulu distálně, anteriorně a mírně do vnitřní rotace, čímž se také zužuje tibiofibulární vidlice. Naopak při dorzální flexi se následkem tahu lig. tibiofibulare posterius fibula posunuje dorzálně, proximálně a mírně do zevní rotace, čímž se také zvětšuje šířka tibiofibulární vidlice (Bartoníček & Heřt, 2004; Kapandji, 1987).

Dorzální flexe je limitována kontaktem collum tali s přední hranou tibie, napnutím zadní části kloubního pouzdra, zadních vláken kolaterálních ligament a odporem svalstva vykonávaným tonickou aktivitou m. gastrocnemius a m. soleus, které však obvykle limitují pohyb dříve, než dojde ke kontaktu collum tali s přední hranou tibie, a než měkké tkáně omezí tento pohyb. Rozsah pohybu do dorzální flexe se pohybuje mezi 20°–30° (Kapandji, 1987; Véle, 1997).

Plantární flexe je limitována kontaktem tuberculum laterale processu posterioris tali se zadní hranou tibie, napnutím přední části kloubního pouzdra, předních vláken kolaterálních ligament a odporem svalstva vykonávaným tonickou aktivitou flexorové skupiny. Rozsah pohybu do plantární flexe se pohybuje mezi 30°–50° (Kapandji, 1987; Véle, 1997).

## **2.7 Funkční anatomie měřených svalů**

### **M. tibialis anterior**

Spolu s m. extensor hallucis longus, m. extensor digitorum longus a m. peroneus tertius tvoří skupinu dorsálních flexorů hlezenního kloubu a navíc m. tibialis anterior napomáhá addukci a supinaci chodidla. Ve fázi „heel strike“ při chůzi zabraňuje plácnutí nohy na podložku a během švihové fáze pomáhá chodidlu opustit podložku. Výrazněji se aktivuje během sportovních aktivit, jako je běh a dřepy (Kapandji, 1987; Travell & Simons, 1992).

### **M. quadriceps femoris**

Skládá se z jednoho dvoukloubového (m. rectus femoris) a tří jednokloubových (mm. vasti) svalů. Hlavní funkcí celého svalu je extenze kolenního kloubu a m. vastus lateralis má ještě malou rotační komponentu. M. quadriceps femoris jako celek vyvine moment síly až 42 kg, což je dle Kapandjiho (1987) jako trojnásobek síly flexorové skupiny. Z tohoto celkového momentu jen asi 1/5 připadá na m. rectus femoris, který provádí jak extenzi v kloubu kolenním, tak flexi v kloubu kyčelním. Účinek tohoto extenčního účinku závisí právě na postavení kloubu kyčelního. Extenční účinek je menší, je-li kyčelní kloub flektovaný. Mm. vasti jsou důležitými stabilizátory kolenního kloubu a největší tendenci k poruchám má m. vastus medialis, který při nocicepci ochabuje. Především šikmá vlákna m. vastus medialis vyrovnávají tah vytvořený na

patelu tahem m. vastus lateralis. Rovnováha mezi m. vastus lateralis a m. vastus medialis je důležitá pro centraci pately ve femorálním žlábků, a tím udržení ramena síly pro m. quadriceps femoris (Kapandji, 1987; Travell & Simons, 1992; Véle, 1997).

### **M. tensor fasciae latae**

Sval svou funkcí blízký m. gluteus medius a vykonávající abdukci, flexi a vnitřní rotaci kyčle. Navíc napíná fascii lata, čímž může participovat na extenzi, a tím stabilizaci kolenního kloubu. Velmi důležitý je fakt, že nejen během stoje a chůze stabilizuje pánev v transverzální sagitální rovině, ale jedná se také o významného antagonistu m. gluteus maximus (Kapandji, 1987; Travell & Simons, 1992; Véle, 1997).

### **M. gastrocnemius**

I když se jedná o dvoukloubový sval, tak účinek na kloub kolenní je relativně malý oproti účinku na kloub hlezenní, kde vykonává plantární flexi a propulzi chodidla, a spolu s m. soleus a m. tibialis posterior brání přepadnutí těla dopředu. Plantární flexe hlezenního kloubu je mnohem výraznější, pokud je koleno v extenzi. V tomto nastavení je m. triceps surae schopen vyvinout svou maximální účinnost, která je běžně využívána během již výše zmíněné propulze nohy v poslední fázi stojné fáze cyklu chůze. Podílí se také na stabilizaci kolenního kloubu ve fázi kroku a kontroluje pohyb tibie po talu (Kapandji, 1987; Travell & Simons, 1992; Véle, 1997).

### **M. biceps femoris**

Posterolaterální sval skupiny flexorů kolenního kloubu. Působí flexi kolenního kloubu se zevní rotací lýtku a také extenzi a zevní rotaci v kloubu kyčelním. Spolu s m. semitendinosus a m. semimebranosus jsou schopny vyvinout sílu při pohybu do flexe okolo 15 kg. Dlouhá i krátká hlava m. biceps femoris napomáhají při flektovaném kolenním kloubu zevní rotaci v kolenním kloubu. Extenzi v kloubu kyčelním napomáhají výrazně při extendovaném kloubu kolenním. Naopak také výkonnost flexorů kolenního kloubu se zvyšuje s rostoucí flexí v kloubu kyčelním. Tato skupina svalů je využívána převážně v situacích, kdy m. gluteus maximus ještě není zapojen do své funkce a vytvářejí tak dynamickou rovnováhu s flexory kyčelního kloubu (Kapandji, 1987; Travell & Simons, 1992; Véle, 1997).

## **M. obliquus internus et externus abdominis**

M. obliquus externus abdominis tvoří povrchovou svalovou vrstvu břišní stěny. Nejdůležitější funkcí obou zmíněných svalů je koordinovaná spolupráce na vytvoření břišního lisu, a tedy účast na posturální funkci. Také se jedná o pomocné výdechové svaly. Při jednostranné aktivaci m. obliquus internus abdominis vykonává rotaci trupu homolaterálně, při jednostranné aktivaci m. obliquus externus abdominis vykonává rotaci trupu kontralaterálně, při oboustranné kontrakci vykonávají oba svaly flexi trupu, respektive přitahuje pánev k hrudníku. Tím, že vlákna m. obliquus externus abdominis jedné strany navazují funkčně na vlákna m. obliquus internus druhé strany, stahuje se při jejich kontrakci břicho v pase (Kapandji, 1974; Véle, 1997).

## **M. erector spinae**

M. erector spinae je název pro celek povrchové skupiny hluboké vrstvy zádových svalů. Aktivita této svalové skupiny je při udržování přímého stoje malá, ke zvětšení aktivity dochází při předklonu a aktivita mizí v hlubokém předklonu, kdy váhu trupu přebírají ligamenta a svaly se aktivují znovu při zpětném pohybu do vzpřímení. Uplatňují se především při destabilizaci, kdy musí vyvinout intenzi silový moment, aby předešly pádu. Uplatňují se také při výraznější extenzi v kyčelním kloubu, jelikož hyperextenze v kyčli vyvolává posturální instabilitu, kterou tyto svaly korigují (Véle, 1997).

## **2.8 Vstávání ze sedu**

Vstávání ze sedu je pohyb, při kterém dochází k přesunu tělesného těžiště ze stabilní do méně stabilní polohy. K úspěšnému vykonání toho pohybu je nezbytná dostatečná svalová koordinace a síla, schopna vykonat dostatečný moment svalové síly extenzorů kolenního a kyčelního kloubu a extenzorů trupu (Sibella, Gali, Romei, Montesano & Crivellini, 2003).

V současné době se ve studiích vstávání ze sedu rozděluje do 4 fází, které zavedli Schenkman, Berger, Riley, Mann & Hodge (1990) uvedeno níže.

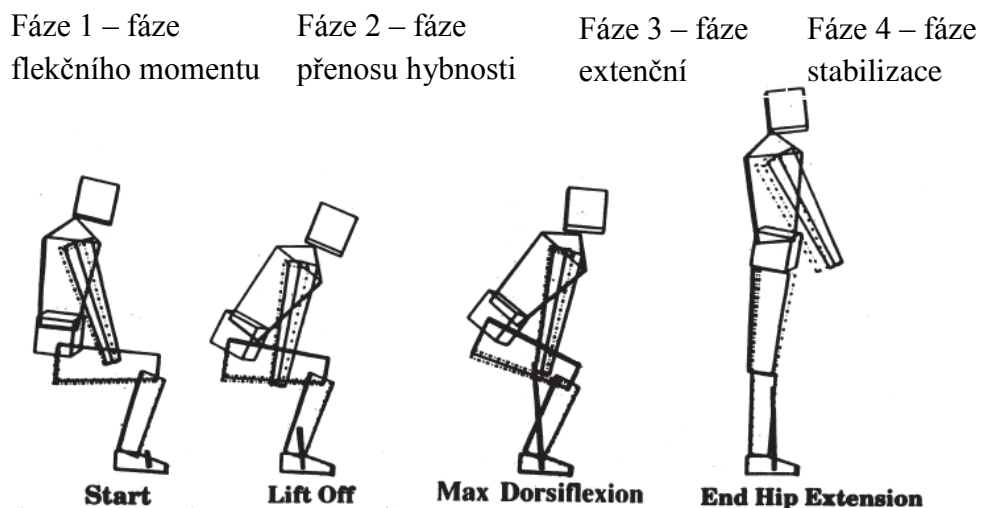
## 2.8.1 Biomechanické aspekty vstávání ze sedu

### 2.8.1.1 Fáze pohybu při vstávání ze sedu a pohyb těžiště

Ve světové literatuře se můžeme setkat s mnoha pracemi zabývajícími se a dělicími pohyb vstávání ze sedu do stoje na několik fází.

Máme zde práce dělicí tento pohyb na fáze:

- dvě, a to fázi předklonu a fázi extenční Jeng, Schenkman, Riley & Lin (1990). Další rozdělení na dvě fáze uvedl Trew & Everet (1997) jako fázi sedu, ve které dochází k přípravě na stoupání přesunem těžiště vpřed, a fázi stoje, která může být rozdělena na přenosovou část, zabírající přibližně 20 % celkového času vstávání a kdy dochází k odlepení hýždí od sedadla a extenční část.
- tři, a to fázi akcelerace, kdy dochází k akceleraci pohybu těžiště v horizontálním směru, fázi přenosu, kdy dochází ke změně směru pohybu těžiště z horizontálního na vertikální, a fázi decelerace, kdy dochází ke zpomalení pohybu těžiště ve vertikálním směru (Roebroek, Doorenbosch, Harlaar, Jacobs & Lankhorst, 1994).
- čtyři, kterou uvedl Schenkman et al. (1990) a toto rozdělení je dnes nejvíce rozšířené (Obrázek 1).



**Obrázek 1.** Fáze pohybu při vstávání ze sedu dle Schenkman et al. (1990)

V první fázi pohybu neboli fázi flekčního momentu dochází k flexi trupu, anteriornímu klopení pánve a generování počáteční hybnosti. Dochází tedy k pohybu těžiště těla anteriorně na relativně velké opěrné bázi tvořené nohama a opěrnou plochou

stehen a hýždí na židli. Ukončení této fáze nastává odlepením hýždí od židle („lift-off“), kdy také dochází k nárůstu reakčních sil podložky (Schenkman et al., 1990).

Druhá fáze pohybu neboli fáze přenosu hybnosti začíná odlepením hýždí od židle a je ukončena dosažením maximální dorzální flexe v hlezenních kloubech. Během této fáze dochází k posunu těžiště těla vpřed a vzhůru. Po dokončení této druhé fáze dosahuje těžiště maximálního anteriorního posunu. Projekce těžiště těla se posunuje vpřed, avšak v okamžiku odlepení hýždí se výrazně zmenší opěrná báze na velikost opěrné báze nohou. Tato fáze je ukončena dosažením maximální vertikální reakční síly podložky. Jedná se tedy o nejdynamičtější a nejkritičtější fázi vstávání ze sedu vyžadující vysoký stupeň koordinace svalového systému a schopnosti rovnováhy (Schenkman et al., 1990).

Třetí fáze pohybu neboli fáze extenční začíná dosažením maximální dorzální flexe hlezenního kloubu a je ukončena plnou extenzí kyčelních kloubů a vzpřímeným stojem. Hlavním pohybem v této fázi je koordinované přenesení těžiště těla vertikálním směrem (Schenkman, et al., 1990).

Čtvrtá fáze pohybu neboli fáze stabilizace začíná plnou extenzí kyčelních kloubů a vzpřímeným stojem a je ukončena ustálením amplitudy výchylek v antero-posteriorním i latero-laterálním směru (Schenkman et al., 1990).

#### **2.8.1.2 Trvání a rychlost vstávání ze sedu**

Hanke, Pai, & Rogers (1995) sledovali ve své studii moment těžiště (COM) při vstávání ze sedu třemi různými rychlostmi, co nejpomaleji, přirozeně a co nejrychleji, u zdravých probandů. Bylo využito analýzy pohybu a dvou silových plošin, pomocí kterých se zaznamenával čas lift-off, a dále propulsivní a brzděné impulzy v horizontálním a vertikální směru. Při nejrychlejšímu stupni provedení byla oproti nejpomalejšímu provedení projekce COM do BOS v okamžiku „lift-off“ více posteriozně. Maximální hodnota vertikální hybnosti CM se zvyšující se rychlostí rostla, oproti horizontální hybnosti, kde byly rozdíly menší a při přirozeném stupni rychlosti a při nejrychlejšímu stupni nebyl rozdíl změny horizontální hybnosti.

Gross, Stevenson, Charette, Pyka & Marcus (1998) ve své studii použili také dvě silové plošiny, kdy jedna byla umístěna pod chodidly a druhá zabudována v sedáku židle. Okamžik, kdy se začaly snímat reakční síly, identický s okamžikem opuštění židle, byl označen „lift off“. Autoři zjistili, že se rozsah flexe trupu zmenšuje se

zvyšující se rychlostí provedení pohybu, čímž opodstatnili projekci COM při rychlejším provedení více posteriorně. Oproti předchozí studii však uvedli, při zvýšení rychlosti provedení, zvětšení vertikální i horizontální hybnosti COM.

V další studii testovali Vander Linden, Brunt & McCulloch (1994) pomocí videozáznamu, silové plošiny pod chodidly a povrchového EMG vstávání u zdravých seniorů. Při vstávání drželi probandi lehký předmět, čímž byla omezena pomoc horních končetin, a pohyb ze sedu do stoje vykonávali přirozenou a nejvyšší proveditelnou rychlostí s pozicí holení 5° a 18° posteriorně o vertikály. Autoři zjistili, že se zvyšující se rychlostí se zvětšuje vertikální reakční síla a zkracuje se reakční doba a trvání prvních dvou fází pohybu vstávání ze sedu.

Hlavním důvodem, proč se v mnoha pracích používá popis a hodnocení pouze prvních tří fází vstávání ze sedu, je obtížné kinematickými metodami validně stanovit konec čtvrté fáze. Doba vstávání ze sedu se však i tak u různých autorů liší. Schenkman et al. (1990) uvádějí, že I. fáze trvá 0,5s, II. fáze 0,33s a III. fáze 0,98s, celková doba je 1,81s.

Kerr, White, Barr & Mollan (1997) ve své práci zjistili celkovou dobu vstávání ze sedu u mladých mužů, která byla 1,91 s, avšak také uvádí, že u probandů staršího věku se tato doba prodlužuje.

## **2.8.2 Neurofyziologické aspekty vstávání ze sedu**

### **2.8.2.1 Řízení pohybu**

Řízení pohybu je tříúrovňové a probíhá na úrovni kortikální, subkortikální a spinální.

Vstávání ze sedu do stoje vyžaduje posturální a lokomoční složku pohybu, a nevyžaduje motoriku jemnou. Posturální funkce pohybové soustavy má základní funkci, kterou je zajistit posturu pohybového aparátu a také atitudu potřebnou pro následnou lokomoční funkci. Posturální funkce pohybové soustavy brání vnějším i vnitřním vlivům, především gravitaci, k vychýlení organismu. Lokomoční funkce využívá této posturální funkce. Tam, kde je to potřebné, potlačuje tuto posturální funkci pro potřebu lokomoce, avšak ne úplně, jelikož posturální funkce také stabilizuje segment a po provedení lokomoční funkce přebírá opět tuto oblast funkce posturální. Tyto dvě funkce se mohou odehrávat buďto na úrovni segmentu, či celého pohybového systému (Véle, 1997).

Pojmy, které jsou nejdůležitější ve vztahu k řízení pohybu a výše zmíněnému, jsou mechanismy feedback a feedforward.

### **Feedforward**

Mechanismus feedforward je spolu se schopností anticipace a možností využívat k řízení pohybu dynamické změny okolí získáno již v repertoáru dítěte. Zprvu se jedná převážně o využívání otevřené smyčky řízení bez zpětné vazby a důsledky pohybu jsou korigovány až po jeho provedení. Tento způsob řízení pohybu je efektivní, jen pokud podmínky okolního prostředí jsou neměnné. Jde tedy o řízení pohybu CNS bez spolupráce informací přicházející z vnějšího či vnitřního prostředí (Vařeka, 2002).

### **Feedback**

Senzomotorický vývoj však umožní používání efektivnějšího řízení uzavřené smyčky, kdy je pohyb možné korigovat již v jeho průběhu mechanismem zpětné vazby (feedback), a tím dosáhnout požadovaného cíle i za neustále se měnících podmínek prostředí, což je mnohem přesnější a ekonomičtější. Pro přechod z otevřené do uzavřené smyčky je velmi důležitá zpětnovazebná informace zraková, somatosenzorická a vestibulární, která není pouze pasivně přijímána, ale na základě předchozí zkušenosti je anticipována (Vařeka, 2002).

Hlavní roli zde hrají proprioceptory (svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíska), exteroceptory (zrakové čidla a receptory teploty, bolesti a doteku) a vestibulární aparát podávající informaci CNS o provedeném pohybu, o jeho přesnosti, fázi, pozici kloubu a rychlosti. Tyto informace o vnitřním a vnějším prostředí jsou neustále porovnávány se záměrem a v případě odchylky je v průběhu pohybu tato odchylka opravována. Tato oprava může probíhat na všech třech úrovních řízení pohybu, zmíněných výše, podle velikosti odchylky (Riemann & Lephart, 2002; Vařeka, 2002).

#### **2.8.2.2 Strategie vstávání ze sedu**

Existuje několik prací, které se zabývali zjištěním strategie vstávání ze sedu u zdravých osob.

Schenkman et al. (1990) a také Coghlin & McFadyen (1994) uvedli existenci dvou strategií vstávání ze sedu do stoje.

Schenkman et al. (1990) tyto strategie rozdělil především z pohledu přesunu COM nad BOS chodidel a následného využití momentů a nazval je „Momentum transfer“



a „Stabilisation“. Coghlin & McFadyen (1994) své rozdělení strategií určili na základě rozdílů v momentech sil kolenních a kyčelních kloubů, pánevního a trupového segmentu. Nazvali je „kolenní strategií“ a „kyčelně-trupovou strategií“. Porovnáním těchto strategií vzhledem k pohybu trupu je viditelná podobnost kolenní strategie s Momentum transfer a kyčelně-trupové strategie se Stabilisation.

Kolenní strategie využívá vytvoření většího momentu síly v kolenních kloubech. Během této strategie dochází pomocí extenzorů trupu ke kontrole flexe trupu před fází lift-off. Ve fázi lift-off dosahuje moment síly extenzorů kolenních kloubů maxima a dochází k vertikálnímu pohybu těžiště, což eliminuje potřebu extenzorů beder a kyčelního kloubu participovat při tomto ději. Hodnoty momentů sil bederních a kyčelních extenzorů jsou minimální. Tento moment síly extenzorů kolenních kloubů byl patrný také na EMG aktivitě m. rectus femoris a m. vastus lateralis, která byla během kolenní strategie vyšší oproti kyčelně-trupové strategie. Pohyb je ukončen zvýšením momentu síly m. soleus, který umožní zaujetí klidného stoje (Coghlin & McFadyen 1994).

„Momentum transfer“ využívá vytvoření hybnosti flexe trupu k následnému pohybu celého těla a projekce těžiště (COM) ve fázi lift-off se může nacházet za opěrnou bázi tvořenou chodidly (BOS), protože horizontální hybnost těla vede k pohybu směrem nad tuto opěrnou bázi tvořenou chodidly. Této hybnosti trupu je využito dále i ve třetí fázi pohybu STS, kdy se tato horizontální hybnost mění na vertikální a snižují se nároky na moment síly DKK (Schenkman et al., 1990).

Kyčelně-trupová strategie využívá větší flexe trupu oproti kolenní strategii. Dochází k vytvoření většího momentu síly kyčelního kloubu a schopnosti bederních a také kyčelních extenzorů ke změně směru pohybu z horizontálního na vertikální (Coghlin & McFadyen 1994).

„Stabilisation“ využívá takovou flexi trupu, kdy se COM dostává nad BOS tvořenou chodidly před fází lift-off. Následně je využit moment síly DKK pro vertikalizaci (Schenkman et al., 1990).

### **2.8.2.3 Svalová aktivita při vstávání ze sedu**

Svalová aktivace při vstávání ze sedu se v různých studiích mírně lišila. Ve většině prací se však objevuje určitý vzor svalové aktivace v závislosti na jednotlivých fázích dělení pohybu vstávání ze sedu do stoje (Schenkmana et al., 1990).

V první fázi se aktivují flexory kyčelního kloubu, flexory krku, břišní svaly a prsní svaly. Prvním aktivovaným svalem při pohybu ze sedu do stoje a tedy prvním svalem první fáze je *m. tibialis anterior*, jak uvádí ve své práci Dehail et al. (2007), Gross et al. (1998), Khemlani, Carr & Crosbie (1999) a Smékal, Opavsky, Urban & Mayer (2005).

V druhé fázi se aktivují zejména flexory kolenního kloubu, *m. rectus femoris* a *m. gluteus maximus*. Vytváří se ko-kontrakce těchto antagonistů (Dehail et al., 2007; Smékal et al., 2005).

Ve třetí fázi pokračuje ko-kontrakce z fáze dvě a extenzorových svalů a dochází k jejich maximální aktivaci k vertikálnímu posunu těžiště (Dehail et al., 2007; Smékal et al., 2005).

Ve čtvrté fázi se ve vzpřímené poloze stabilizuje trup a COM nad BOS pomocí stabilizačního systému páteře. V této fázi dochází také k izotonické aktivitě *m. soleus*, který je mnoha autory zabývající se touto problematikou považován za posturální sval důležitý pro stoj (Dehail et al., 2007; Khemlani et al., 1999; Smékal et al., 2005).

Nuzik et al. (1986), kteří dělí vstávání ze sedu na dvě fáze, uvádí, že první fáze tvoří 35 % celkové délky pohybu a vykonávají jí především flexory, proto fáze flekční, a nástup fáze extenční je přibližně stejný s fází lift-off.

Millington, Myklebust & Shambes (1992) ve své práci sledují svalovou aktivaci při vstávání ze sedu do stoje u zdravých seniorů pomocí kinematické analýzy, silové plošiny a EMG u svalů *m. biceps femoris*, *m. erector spinae*, *m. gluteus maximus*, *m. vastus medialis*, *m. rectus abdominis* a *m. rectus femoris*. Z analýzy výsledků uvedli svaly aktivující se dle fází, jenž uvedl Schenkman et al. (1990). V první fázi se aktivoval *m. erector spinae*, *m. rectus femoris* a *m. vastus medialis*. Ve druhé fázi se aktivoval *m. biceps femoris*, *m. gluteus maximus* a *m. rectus abdominis*. V následujících fázích docházelo k udržování či mírnému zvyšování aktivit jednotlivých svalů.

## **2.8.3 Faktory ovlivňující vstávání ze sedu**

### **2.8.3.1 Umístění dolních končetin při vstávání ze sedu**

Nutnost zvětšení horizontální hybnosti při posunutí chodidel anteriorně ve fázi lift-off uvádějí ve své studii Vander Linden et al. (1994) a Shepherd & Koh (1996), kteří však také ve své studii došli k poznatku výhodnější startovní pozice u starších osob

a u osob s disabilitou, posunutou 10-12 cm posteriorně od kolmice spuštěné z kolenních kloubů. Trew & Everet (1997) ve své práci také zmiňují, že při posteriorním posunu chodidel snižuje horizontální vzdálenost, kterou musí ke konci pohybu vykonat COM, což snižuje energetickou náročnost. Khemlani et al. (1999), kteří také ve své studii zmiňují, že vstávání s nohama vpředu je nevhodné pro probandy s problémy v oblasti kyčelního kloubu.

Shepherd & Koh (1996) ve své práci uvádějí, že uložení chodidel více anteriorně vede k nutnosti zvýšení rozsahu provedení flexe v kyčelním kloubu, následkem čeho se zvyšuje extenční moment kyčelního kloubu podílející se největší měrou na vertikálním pohybu těla, avšak může také vést ke snížení stability probanda.

Vander Linden et al. (1994) ve své studii také uvádějí zvýšení maximální vertikální reakční síly, statistické zpoždění aktivace m. tibialis anterior, m. quadriceps femoris a m. erector spinae při posunutí chodidel anteriorně a navíc uvádějí prodloužení druhé fáze pohybu vstávání ze sedu do stoje.

### **2.8.3.2 Výška židle při vstávání ze sedu**

Největší podíl na pohybu COM anteriorně zastává flexe trupu a na pohybu superioriorně extenze DKK. Při snížení výšky židle u mladších a starších probandů, k překonání vyšších nároků na sílu DKK při vsávání z nižší židle, je k vytvoření větší horizontální hybnosti COM využíváno zvýšení momentu síly flexe trupu v první fázi pohybu, ale nemění se moment síly extenze kolene, kyčle a trupu ve třetí fázi. Využíván je tedy přenos hybnosti, kdy hybnost trupu generována v první fázi napomáhá extenzi DKK (Roebroek et al., 1994; Schenkman et al., 1990).

Schenkman et al. (1990) ve své studii zjistili zpoždění extenze trupu, kolen a kyčlí u starších probandů oproti probandům mladším.

Alexander, Gross, Medell & Hofmeyer (2001) ve své studii sledoval vliv snižující se výšky židle s použitím opory o HKK o opěrky židle při vstávání ze sedu. Zjistil, že se sníženou výškou židle se maximální hodnota hybnosti COM v první fázi pohybu a moment síly kyčle a kolene zvyšuje. Dochází ke zvětšení rozsahu flexe v kyčelním kloubu a BOS je v okamžiku odlehčení židle více vpředu.

Hughes & Schenkman (1996) uvedli tělesný model vstávání ze sedu do stoje, kdy je trup a pánev tvořena jedním segmentem a horizontální hybnost trupu je vytvořena rychlostí flexe trupu. Probandi na nejnižší výšce židle vytvářeli vyšší horizontální

hybnost větší rychlostí flexe trupu. V této práci je také uvedeno, že zvýšení rychlosti flexe trupu k vytvoření vyšší horizontální hybnosti zhoršuje stabilitu.

Vstávání z vyšší židle je tedy méně náročné, avšak tlak přední hrany židle může omezovat prokrvení DKK.

Mazza, Benvenuti, Bimbi & Stanhope (2004) ve své práci porovnávali vstávání ze sedu do stoje z pěti různých výšek židle. Probandi byli rozděleni do 5 skupin pomocí výkonnostního testu vstávání ze sedu. Poté probandi prováděli vstávání ze sedu z 5 různých úrovní výšky židle. Vstávání mělo probíhat bez pomoci HKK, avšak při nemožnosti se postavit byl umožněn švih HKK. Pokud se nadále nemohli postavit, byl jim umožněn odraz o HKK. Probandi prvních dvou skupin byli schopni vykonat vstávání ze sedu ze všech úrovní bez pomoci HKK. Třetina probandů třetí skupiny použila při vstávání z nízkých úrovní švih HKK. Již ve třetí skupině a poté ve čtvrté a páté se zvyšovala neschopnost vstát z nejnižší úrovně židle. Z výsledku vyplývá, že funkční úroveň jedince (fyzické schopnosti) a náročnost úkonu (vliv prostředí) ovlivňuje efektivnost kompenzačních mechanismů pro schopnost vykonat vstávání.

### **2.8.3.3 Použití horních končetin při vstávání ze sedu**

Carr & Gentile (1994) ve své práci sledovali, pomocí videozáznamu a jedné silové plošiny pod chodidly, vstávání se třemi způsoby souhybu HKK (první přirozený, druhý, kdy probandi ukazovali během vstávání na terč a třetí, kdy probandi drželi oběma HKK dřevěnou tyč s lokty u těla a 90° flexí v loktech) přirozenou rychlostí u zdravých mužů ve věku 20-30 let. Výsledky této studie ukázaly, že pokud se HKK pohybují volně, pomáhají pohybu celého těla při vstávání. Při druhém způsobu není tak úzké propojení načasování počátku extenze DKK a flexe HKK, což naznačuje pravděpodobné uvolnění HKK z posturálního systému. Avšak snaha dotknout se terče podporovala generaci propulzivní extenzorové síly.

Bahrami, Riener, Jabedar-Maralani & Schmidt (2000) porovnávali vstávání ze sedu bez a s oporou horních končetin. Výsledky studie ukázaly, že se při opoře o HKK, tedy zvětšení opěrné plochy, zvýší stabilita probanda. Při silné opoře o HKK se sníží momenty otáčení (torques) kyčelních a kolenních kloubů o více než 50 %. Bylo také zjištěno, že při verzi s oporou horních končetin využívali probandi přenos hybnosti k usnadnění přesunu ze sedu do stoje.

Alexander et al. (2001) ve své práci srovnávali provedení vstávání ze sedu u starších probandů s použitím opory HKK o opěrky židle a provedení bez opory. Výsledky této studie ukázaly, že při provedení bez použití opěrek židle se zvětší rozsah flexe v kyčli a horizontální i vertikální hybnost COM. Dále je také kratší doba provedení pohybu a BOS je v okamžiku plného odlehčení od židle více posteriorně. Toto zjištění bylo opodstatněno domněnkou, že tyto výsledky byly způsobeny lepší schopností té části probandů, kteří dokázali vstát bez použití HKK, jelikož byli schopni vykonat a kontrolovat dostatečný pohyb COM a momentu síly pro snížení času provedení a posunutí BOS dorsálně.

#### **2.8.3.4 Věk při vstávání ze sedu**

Papa & Cappozzo (2000) ve své práci sledovali vstávání ze sedu u mladých probandů a seniorů pomocí záznamu vnějších sil a modelu obráceného kyvadla muskuloskeletárního systému s lineárním a dvěma rotačními svalovými ekvivalenty. Pomocí těchto ekvivalentů byly určeny kinematické a dynamické parametry. Zjistili rozdílné motorické strategie, rozdílnou základní startovní posturu, zejména dorzální flexe hlezenních kloubů, a rozdílnou rychlost vykonání pohybu vstávání ze sedu. Výsledky ukazují, že senioři oproti mladým probandům provádějí větší a rychlejší flexi trupu před lift-off, díky čemu se těžiště dostává více k opěrné ploše DKK. Po lift-off senioři předklánějí trup pouze do doby, než se těžiště dostane nad opěrnou plochu, a poté ihned začínají elevaci trupu. U seniorů bylo oproti mladým probandům spolu s dosažením rovnováhy a vstáváním sníženo celkové svalové úsilí, koordinace a maximální rychlost pohybu. Senioři tedy mohou spoléhat na nižší funkční rezervy oproti mladým lidem.

Snížení rovnováhy u seniorů oproti mladým jedincům také ve své práci zmiňují Akram & McIlroy (2011), kteří sledovali vliv pozice chodidel na vstávání ze sedu u mladých probandů a seniorů.

#### **2.8.3.5 Lateralita**

Závislost dominance dolní končetiny na způsobu zatěžování je tématika, která byla řešena, či uvedena v několika publikacích. Dvořák, Krainová, Janura & Elfmark (2000) i Véle (1997) uvádějí zjištění rozdílného zatížení dolních končetin ve stoji.

Další publikace však poukazují na to, že situace je jiná, pokud vstáváme ze sedu do stoje.

Rysnarová (2002) uvádí, že při sledování vstávání ze sedu, za přirozených podmínek, s vyřazením zrakové kontroly a na balančních sandálech, pomocí dvou silových plošin nebyl rozdíl ve způsobu zatěžování DKK a zatěžování bylo ve všech třech případech rovnoměrné.

Pomocí dvou silových plošin, jednou pod chodidly a druhou pod židlí, sledovali Hesse, Schauer & Jahnke (1994) stranovou symetrii a laterální posun COM zdravých probandů věku při vstávání ze sedu třemi rychlostmi v závislosti na dominanci DK. Výsledky této studie uvádějí, že není souvislost mezi dominancí DK a stranovým posunem COM, jelikož nebyl při vstávání ze sedu signifikantní rozdíl zatížení DKK.

Cheng et al. (1998) ve své práci však uvádějí, že pokud zamýšlíme ihned po provedení pohybu ze sedu do stoje pohyb do strany, může dojít k většímu zatížení jedné dolní končetiny již v průběhu tohoto pohybu.

#### **2.8.4 Vybraná onemocnění ovlivňující vstávání ze sedu**

Různá onemocnění s sebou nesou různé změny ve vstávání ze sedu do stoje.

##### **Cévní mozková příhoda**

Prudente, Rodrigues-de-Paula & Faria (2013) ve své práci uvádějí, že hamstringy nepostižené strany vykazují dřívější a delší aktivaci oproti postižené straně. Také aktivita m. quadriceps femoris, m. tibialis anterior a m. soleus nepostižené DK byla vyšší než postižené DK. Na obou DKK však m. tibialis anterior dosáhl peak aktivity dříve než hamstringy a m. soleus. Na nepostižené straně také m. quadriceps femoris dosáhl peak aktivity dříve než hamstringy a m. soleus. Dle autorů tedy svalová aktivace postižené i nepostižené DK je porušena, avšak ve větší míře na postižené DK.

Brunt, Greenberg, Wankadia, Trimble & Shechtman (2002) ve své práci zmiňují, že hemiparetici zatěžovali při normálních podmínkách nepostiženou DK o 16 % tělesné hmotnosti více než postiženou DK. Při elevaci DK použitím podložky odpovídající 25 % výšky židle tento rozdíl klesl na 10 % a při extendované nepostižené DK tento rozdíl klesl na 8 % kvůli většímu zatížení postižené DK. Při znevýhodněné pozici nepostižené DK vzrostla i EMG aktivita m. quadriceps femoris postižené.

## **Parkinsonova choroba**

Mak, Levin, Mizrahi & Hui-Chan (2003) ve své práci zjistili v porovnání se zdravými probandy u parkinsoniků o 40 % menší hodnotu úhlové rychlosti momentu síly flexe v kyčli. Zjistili také nižší hodnotu týkající se momentu síly dorzální flexe v hlezenním kloubu a momentu síly extenze v kyčli a koleni. Dle autorů toto může vést k problémům v iniciální fázi vstávání ze sedu.

## **Obezita**

Sibella et al. (2003) a také Bertocco et al. (2002) uvádějí v porovnání se zdravými jedinci u skupiny obézních probandů menší flexi trupu a posun chodidel z počáteční pozice vzad. Obézní jedinci tak vyvíjejí větší moment síly v kloubu kolenním než kloubu kyčelní, oproti zdravým probandům, kdy je tomuto naopak.

## **Osteoartróza a totální endoprotéza**

Su, Lai & Hong (1998) ve své práci zmiňují zpomalení vstávání ze sedu, zvýrazňující se při snížení židle, u pacientů s osteoartrózou a pacientů s totální endoprotézou oproti zdravým probandům stejného věku. Probandi s osteoartrózou a totální endoprotézou vykonávali větší předklon trupu, čímž se posunulo COM před kyčelní a hlezenní kloub a nad kolenní kloub na začátku extenční fáze, což vedlo ke zmenšení úhlu flexe, reakční síly a flekčního momentu postiženého kolene. Současně došlo ke zvýšení flexe kyčle a dorzální flexe hlezenního kloubu spolu s příslušnými momenty, na rozdíl od zdravých probandů, kdy bylo COM v tomto okamžiku nad kyčelním a hlezenním kloubem a za kolenním kloubem.

Talis et al. (2008) zjistili u pacientů s totální endoprotézou kyčelního kloubu 20% rozdíl v zatěžování DKK s tím, že méně zatěžovaná byla DK s totální endoprotézou.

## **2.9 Elektromyografie**

Elektromyografie je souhrnné označení skupiny elektrofyziologických metod zabývajících se průběhem, záznamem a analýzou elektrických dějů (myoelektrických signálů) na membránách nervových a svalových buněk. Umožňuje nám tak vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva (Dufek, 1995; Konrad, 2006).

Existují dva základní typy elektromyografie, a to jehlová a povrchová elektromyografie, která je jako metoda využita i v této práci (Dufek, 1995).

### **2.9.1 Princip elektromyografie**

Elektromyografie je založena na snímání povrchové nebo intramuskulární svalové aktivity. Při svalové aktivaci je zaznamenávána změna elektrického potenciálu mezi dvěma místy daného svalu.

Při povrchové elektromyografii jsou uloženy dvě aktivní elektrody nad aktivní část svalu produkující elektrické změny a referenční elektroda nad elektricky málo aktivní oblastí. Toto uložení nám umožňuje snímat a následně vyhodnotit změnu napětí mezi dvěma aktivními a referenční elektrodou. Svalový signál má velmi nízkou amplitudu a musí tak být zesílen předzesilovači a zesilovači, které zesílí signál 1000x až 1000 000x. Elektromyografický signál má tvar vln, délku trvání vlny je možné vyjádřit jako frekvenci. Signál je dále přenesen do procesoru, kde dochází k jeho zpracování a zobrazení v podobě elektromyografické křivky na obrazovku (Dufek, 1995; Kasman, Cram & Wolf, 1998; Konrad, 2006).

### **2.9.2 Elektrofyziologický aspekt elektromyografie**

Název elektrické aktivity činného svalu je akční potenciál (AP). Tento AP vzniká přestoupením vzruchu, minimálně prahové intenzity, přes nervosvalovou ploténku, čímž se změní iontová výměna otevíráním kanálů  $\text{Na}^+$  a dojde k postupnému rozvoji AP. Tento AP se šíří po membráně axonu a svalového vlákna až k aktinu a myozinu. Vzrušení svalového vlákna podléhá ve většině případů zákonu "all or nothing". AP může vzniknout také sumací více podprahových impulzů přivedených do svalového vlákna (Dufek, 1995; Keller, 1998; Konrad, 2006).

Výsledkem těchto AP motorických jednotek je zaznamenán jako elektromyogram, jenž je detekován povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken. Vzdálenější motorická jednotka od elektrod vytváří menší sumační AP než bližší stejně velká motorická jednotka. Přiřazení elektrické aktivity k mechanickým hodnotám je ztíženo řadou vlivů, jejichž přehlednutí vede při interpretaci ke zkreslení. Ke zdrojům tohoto zkreslení dále můžeme zařadit vlastní registrační postup, typ použité aparatury a způsob kvantifikace EMG (Konrad, 2006; Winter, 2009).



### **2.9.3 Povrchová elektromyografie (SEMG)**

Jako vyšetřovací metoda je SEMG poměrně jednoduchá a její velkou výhodou je neinvazivnost. SEMG umožňuje pomocí povrchových elektrod, které mohou být monopolární, bipolární a multielektrody, registrovat elektrické projevy činnosti svalového systému, akční potenciály (AP), v situacích statických i dynamických z povrchu těla. Tyto povrchové elektrody jsou nejčastěji z Ag či AgCl a velikosti průměru okolo 1 cm. Nejčastěji využíváme SEMG jako ukazatele zahájení svalové aktivace, ukazatele únavových procesů nastávajících uvnitř svalu nebo jako prostředek pro zjištění informací o silových přírůstcích vyvolaných jednotlivými svaly nebo skupinou svalů (De Luca, 1997).

Záznam SEMG nám poskytuje informace o AP motorických jednotek prostřednictvím rozdílů napětí na elektrodách umístěných na povrchu kůže. Ve srovnání s jehlovými elektrodami, které se využívají převážně ke zjištění inzerční a spontánní aktivity svalu pro diferenciální diagnostiku neurogenních a myogenních syndromů, nám SEMG signál umožňuje globálnější posouzení elektrické aktivity svalu díky větší ploše, ze které je záznam detekován. SEMG je také snadněji použitelný při různých pohybových aktivitách (Konrad, 2006; Trojan, Druga & Pfeiffer, 2005).

Díky svému širokému uplatnění v oblasti diagnostiky a terapie se SEMG využívá v neurologii, neurofyziologii, fyzioterapii, ortopedii, sportovním lékařství, biomechanice, ergonomii a dalších oborech (Konrad, 2006).

Velkou nevýhodou této metody je možnost snímání signálu pouze z povrchových svalů a otázka určení aktivity celého svalu. K rizikům metody patří možné zkreslení EMG signálu v důsledku nedodržování technických požadavků v oblasti detekce a zpracování signálu, což může vést k nesprávným závěrům (Konrad, 2006).

### **2.9.4 Příprava před měřením a uložení elektrod**

Před samotným umístěním a nalepením elektrod doporučují výrobci ke snížení kožního odporu kůži nejprve očistit vodou, popřípadě jemným smirkovým papírem odstranit povrchovou část zrohovatělé kůže a zbavit kůži chlupů. Odmaštění kůže je možné i pomocí alkoholu (De Luca, 1997; Dufek, 1995).

De Luca (1997) doporučuje po odmaštění kůže použití speciální abrazivní a konduktivní čistící pasty, která odstraňuje odumřelé buňky pokožky a nečistoty. Zmiňuje důležitost takového očištění zejména při zkoumání dynamických pohybů

jako chůze, běh, apod. pro dosažení kvalitního kontaktu s elektrodou a nízké impedance.

Dufek (1995) ve své práci uvádí možnost poškození kontaktního gelu elektrody při odmaštění kůže pomocí alkoholu. Zmiňuje také očištění pokožky pouhým použitím vody, které by mělo být dostačující.

Názorů na nejvhodnější uložení povrchových elektrod je několik. De Luca (1997) udává za nejvhodnější místo pro uložení elektrod oblast nejširšího břicha svalu, s detekčním povrchem orientovaným kolmo na průběh svalových vláken. Pro správné umístění doporučuje užití mapy lokalizací (Příloha 6 a 7). Rainoldi, Melchiorri & Causo (2004) udávají za nejvhodnější místo pro uložení elektrod oblast mezi šlachou a motorickým bodem svalu. Obě elektrody jsou od sebe ve vzdálenosti cca 10 mm.

### **2.9.5 Technika snímání povrchového elektromyografického signálu**

Ke snímání EMG signálu z povrchu svalu se využívá zejména bipolárních nalepovacích elektrod obsahujících vodivý gel, umožňující přenos akčního potenciálu na stříbrnou snímací elektrodu. Elektrody se liší jak tvarem, tak i velikostí. Optimální velikost elektrody je 1x10mm a vzdálenost mezi elektrodami by měla být 10 mm. V dnešní době se využívá především bipolární umístění elektrod, tedy uložení obou elektrod blízko sebe nad sledovaným svalem (De Luca, 1997; Hamill & Knutzen, 1995).

Signál generovaný svaly má nízkou amplitudu a musí být zesílen předzesilovačem a zesilovačem. Signál vstoupí kabely do předzesilovače, kde je cca 500x zesílen a je zde vyloučena z dalšího zpracování část umělého šumu signálu, následně je převeden do zesilovače přístroje. Zde dojde k dalšímu zesílení a výsledné zesílení potom dosahuje hodnot 1000 – 1000000x vyšších (Dufek, 1995).

### **2.9.6 Faktory ovlivňující EMG signál**

EMG signál je výsledkem syntézy řady fyziologických, anatomických a technických faktorů, které je také mohou ovlivnit. Kvůli tomuto je velmi obtížné zabránit všem odchylkám od základní linie EMG. Abychom docílili získání kvalitního EMG záznamu, je nutná brzká identifikace a pokud možno eliminace těchto vlivů (Konrad, 2006; Rodová, Mayer & Janura, 2001).

Konrad (2006) tyto rušivé vlivy (artefakty) řadí do několika skupin:

- Tkáňové vlivy

Vodivost lidského těla závisí na druhu tkáně, velikosti vrstvy, teplotě a fyziologických změnách. EMG signál ovlivňuje i pocení, jelikož mění impedanci na rozhraní kůže – gel (Dufek, 1995).

- Fyziologické rušení

EMG aktivitu produkují nejen svaly námi měřené, ale také sousední svaly, čímž mohou také ovlivnit EMG signál. Patří zde také EKG hroty, které lze považovat za EMG myokardu. Tento signál EKG prochází snadněji tkání, a tak ruší EMG signál zejména při měření svalstva horní poloviny těla (Konrad, 2006).

- Správné uložení elektrod

Povrchová elektroda detekující signál musí být uložena nad místo vzniku signálu. Pokud je vzdálenost elektrody a středu svalového břicha větší nebo je na elektrodu vyvíjen vnější tlak, změní se EMG záznam a naše výsledky mohou být zkresleny (Konrad, 2006).

- Zvuky z okolí

Nedokonale uzemněný elektrický proud a hlučná prostředí mohou mít velký interferenční vliv (Konrad, 2006).

- Elektrody a zesilovače

Důležitý je také výběr kvalitních elektrod a zesilovače signálu (Konrad, 2006).

De Luca (1997) uvádí tři skupiny faktorů ovlivňující EMG signál.

- Kauzativní (příčinné) faktory ovlivňují přímo detekci EMG signálu. Tyto kauzativní faktory jsou dále rozděleny na vnější a vnitřní. Řadí se zde typ a průměr svalových vláken, počet snímaných aktivních motorických jednotek, lokalizace elektrody, velikost a tvar elektrody a další (De Luca, 1997).
- Přejídné faktory jsou ovlivňovány kauzálními faktory a ovlivňují deterministické faktory. Pod pojmem přejídné faktory jsou zahrnuty fyzické a fyziologické vlivy. Mezi tyto vlivy se řadí rychlost a počet akčních potenciálů snímaných elektrodou, aktivita blízko uložených svalů, vlivy prostorové a softwarové filtrace (De Luca, 1997).

- Deterministické faktory jsou určeny výše zmíněnými faktory ovlivňující počet aktivních motorických jednotek, sílu záškubu, amplitudu, rychlost palby, trvání a tvar jednotlivých sumačních akčních potenciálů a další (De Luca, 1997).

### 2.9.7 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu

Prvním krokem zpracování již zesíleného EMG signálu je frekvenční filtrace. EMG signál má tvar vln určité délky a trvání, které jsou vyjádřeny frekvencí. Aby záznam byl co nejlepší, aplikujeme na EMG signál high pass filtry a low pass filtry, čímž dostaneme v tzv. frekvenčním okně chtěné vlny, které jsou následně maximálně zesíleny, zatímco nechtěné vlny jsou potlačeny. Mezi nechtěné vlny řadíme artefakty v signálu, kterými jsou např. pohybové artefakty vznikající při pohybu kabelů u „neaktivních elektrod“, kde zesilovač není umístěn přímo za elektrodou. Pomocí povrchové EMG má obvykle signál svalu maximální rozložení v pásmu 50-150 Hz (De Luca, 1997; Rodová et al., 2001).

Dalším krokem je rektifikace neboli usměrnění EMG signálu, což je matematická úprava EMG signálu, kolísajícího nad a pod bazální linií tak, že se signál převede do pozitivní fáze, tedy do absolutních hodnot (Rodová et al., 2001).

Především při dynamických činnostech je další možný proces úpravy signálu ještě normalizace. Při normalizaci je signál kvantifikován některým z parametru:

- **Root Mean Square** – efektivní hodnota signálu
- **Peak** – udávající vrchol amplitudy dané křivky
- **Mean** - odráží průměrnou hodnotu amplitudy
- **Input** - tato hodnota je uvedena v procentech. Hodnoty mean ze všech analyzovaných EMG kanálů jsou sečteny a výsledek je označen jako 100 % EMG input. Hodnota input každého kanálu je pak procentuálně vyjádřena jako poměrná část k 100 % EMG input (Konrad, 2006; Rodová et al., 2001).

### 2.9.8 Povrchové EMG při sledování velikosti aktivace a timingu svalů

K hodnocení velikosti aktivace svalů se využívá především kvantifikace amplitudy signálu. Velikost amplitudy je určena množstvím aktivovaných motorických jednotek a synchronizací pálení neuronů. Ke sledování se používá např. parametr Mean, uvedený výše. Na tuto kvantifikaci má však vliv řada faktorů (prostorová filtrace, lokalizace, elektrodová filtrace apod.). Čtením elektromyografu lze pozorovat volní či mimovolní

kontrakci, či také kontrakci vyvolanou elektrickou stimulací (Konrad, 2006; Rodová et al., 2001).

Při sledování timingu (pořadí zapojení svalů), lze pozorovat a porovnávat začátky, průběhy a konce aktivit jednotlivých svalů. Pro stanovení timingu je nutné znát velikost klidové aktivity svalu. Hodnota nástupu aktivace svalu se poté pro každý sval vypočítá jednotlivě, na podkladě rozdílu maximální a klidové hodnoty svalové aktivity. Z této hodnoty rozdílu se následně vypočítá 10% hodnota, která se přičte k hodnotě klidové aktivity a určí tak hodnotu nástupu svalové aktivace (De Luca, 1997; Lehman, 2006; Rodová et al., 2001).

De Luca (1997) ve své práci zmiňuje tzv. fyziologický charakter zpoždění, kdy dochází mezi elektrickou aktivitou svalu a mechanickou odpovědí k určitému zpoždění. Toto zpoždění může způsobovat převaha typu svalových vláken, rychlost pálení motorické jednotky, atd.

Pro sledování nástupu aktivace více svalů je určena hranice rozlišitelnosti a účelného měření nástupu aktivace na dobu 10 ms, pod kterou není hodnocení timingu validní (Rodová et al., 2001).

## **3 CÍLE A HYPOTÉZY**

### **3.1 Hlavní cíl**

Hodnocení timingu svalů při vstávání ze sedu do stoje a zpět u zdravých probandů a probandů s bolestí dolní části zad při změně výšky židle.

### **3.2 Dílčí cíle**

1. Hodnocení aktivace svalů pomocí ukazatele mean (amplituda) při vstávání ze sedu do stoje a zpět u zdravých probandů a probandů s bolestí dolní části zad při změně výšky židle.
2. Hodnocení aktivace svalů pomocí ukazatele input při vstávání ze sedu do stoje a zpět u zdravých probandů a probandů s bolestí dolní části zad při změně výšky židle.

### **3.3 Hypotézy**

H<sub>0</sub> 1:      Není rozdíl v timingu svalů při vstávání ze sedu do stoje u kontrolní skupiny a probandů s bolestí dolní části zad u vybraných variant výšky židle.

H<sub>0</sub> 2:      Není rozdíl v timingu svalů při sedání ze stoje u kontrolní skupiny a probandů s bolestí dolní části zad u vybraných variant výšky židle.

H<sub>0</sub> 3:      Není rozdíl v aktivitě svalů dle hodnoty ukazatele mean (amplituda) při vstávání ze sedu do stoje u kontrolní skupiny a probandů s bolestí dolní části zad u vybraných variant výšky židle.

H<sub>0</sub> 4:      Není rozdíl v aktivitě svalů dle hodnoty ukazatele mean (amplituda) při sedání ze stoje u kontrolní skupiny a probandů s bolestí dolní části zad u vybraných variant výšky židle.

H<sub>0</sub> 5:      Není rozdíl v aktivitě svalů dle hodnoty ukazatele input při vstávání ze sedu do stoje u kontrolní skupiny a probandů s bolestí dolní části zad u vybraných variant výšky židle.

H<sub>0</sub> 6:      Není rozdíl v aktivitě svalů dle hodnoty ukazatele input při sedání ze stoje u kontrolní skupiny a probandů s bolestí dolní části zad u vybraných variant výšky židle.

## **4 METODIKA**

### **4.1 Charakteristika souboru**

Soubor této diplomové práce tvořilo 20 probandů. Skupinu s bolestmi dolní části zad bez strukturálních změn tvořilo 10 probandů a tuto skupinu jsme označili skupina LBP. Kontrolní skupinu tvořilo 10 probandů a tuto skupinu jsme označili skupina K. Skupinu pacientů s bolestmi dolní části zad tvořili 2 muži a 8 žen, s průměrným věkem skupiny 42 let. Kontrolní skupinu tvořilo 6 mužů a 4 ženy, s průměrným věkem 24,5 let.

Všechny vyšetřované osoby byly seznámeny s cílem a metodikou měření, vyplnily a podepsaly informovaný souhlas (Příloha 4), čímž souhlasily s účastí na měření k diplomové práci a s použitím naměřených dat pro výzkumné účely.

### **4.2 Metodika vyšetření**

V rámci vstupního vyšetření byla odebrána anamnéza (Příloha 1) u obou sledovaných skupin. V anamnéze probandi skupiny LBP uvádějí, že neprodělali žádné operace a vážnější úrazy dolních končetin. Probandi kontrolní skupiny neměli v anamnéze žádné operace a závažnější zranění dolních končetin, ani další příčiny, které by ovlivňovaly provedení stereotypu vstávání ze sedu. Po odebrání anamnézy byla určena testovaná, dominantní dolní končetina pomocí vyšetření laterality (Příloha 3).

Vyšetření probandů s bolestmi dolní části zad bylo provedeno v RRR Centru – Centru léčby bolestivých stavů a pohybových poruch. U každého probanda skupiny LBP byl při první návštěvě tohoto zařízení proveden kineziologický rozbor (Příloha 2). Vlastní měření probandů probíhalo v prostorách laboratoře Fakulty tělesné kultury UP v Olomouci.

### **4.3 Technické podklady měření**

Probandi byli před provedením měření poučeni o průběhu a významu vyšetření.

Při hodnocení vstávání ze sedu byla použita povrchová 8 svodová elektromyografie. Před nalepením elektrod byla kůže probanda omyta mýdlovou vodou a osušena. Následně byly nalepeny jednorázové povrchové elektrody o velikosti 2 cm<sup>2</sup> nad středy prominujících svalových bříšek dominantní dolní končetiny, se vzdáleností středů elektrod cca 3 cm. Pro hodnocení elektromyografické aktivity byly vybrány: m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. tensor fasciae latae, m. gastrocnemius,

m. biceps femoris, m. obliquus internus, m. obliquus externus a m. erector spinae v oblasti L2.

Vyšetření svalů uvedených výše bylo provedeno za standardizovaných podmínek osmi kanálovou povrchovou elektromyografií, a to 1000 Hz frekvencí. Zemní elektroda byla součástí prvního kanálu uložena na tuberositas tibiae a jednotlivé kanály se skládaly z elektrody snímací a elektrody vysílací.

Pro snímání povrchového EMG signálu bylo využito přístroje NORAXON-Myosystem 1400A (Obrázek 2), kdy signál byl dále zpracován a analyzován programem MyoResearch XP Protocol Version 1.03.05.



**Obrázek 2.** Osmikanálový elektromyograf Noraxon Myosystem 1400A

#### **4.4 Postup měření**

Pro měření byla použita židle s nastavitelnou výškou sedáku, sklonem sedáku v sagitální rovině a nastavitelnou výškou opěrky. U každého probanda byla tato židle přizpůsobena tak, aby odpovídala standardizované pozici v sedu, 90° flexe v hlezenních, kolenních i kyčelních kloubech při vodorovném nastavení sedáku. Chodidla byla uvolněně položena na šířku pánve a horní končetiny byly volně spuštěny.

Na povel „ted“ vstávali probandi ze sedu tak, aby se neměnila výchozí pozice chodidel. Po přibližně 10 s pauze na povel „ted“ sedali probandi zpět na testovací židli. Stejného postupu bylo následně využito při změně sklonu sedáku, oproti 90° ve



vodorovném nastavení sedáku o 10° níže a o 10° výše, respektive, při vysokém nastavení sedáku se přední hrana snížila o 0,7 cm a zadní hrana zvýšila o 4,5 cm a při hlubokém nastavení sedáku se přední hrana zvýšila o 0,7 cm a zadní hrana snížila o 4,5 cm (Obrázek 3).



**Obrázek 3.** Nastavení sedáku židle vodorovné, vysoké a hluboké

Při vyšetření ze sedu do stoje a ze stoje do sedu vykonal každý proband 3 pokusy pro každé úhlové nastavení sedáku. Pro analýzu poly-EMG záznamu byl vybrán vždy 2. pokus, popřípadě pokus s menším výskytem nežádoucího rušení signálu.

#### **4.5 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu**

Při zpracování signálu pomocí programu MyoResearch XP Protocol Version 1.03.05 byla u všech testovaných svalů vyhodnocena ze záznamu hodnota klidového EMG signálu („Mean1“) před povelom a průměrná hodnota amplitudy („Mean2“) po povelu při vstávání ze sedu. Dále byla také u všech testovaných svalů určena hodnota klidového EMG signálu („Mean3“) před povelom ve stoje a průměrná hodnota amplitudy („Mean4“) po povelu při sedání na židli. Normalizace hodnot Mean2 a Mean4 byla provedena podílem hodnoty Mean2 hodnotou Mean1 a hodnoty Mean4 hodnotou Mean3. Dále byla pomocí programu MyoResearch XP Protocol Version 1.03.05 zjištěna hodnota („Input1“) jednotlivých svalů ve fázi pohybu ze sedu do stoje a („Input2“) ve fázi pohybu ze stoje do sedu.

Hodnota nástupu aktivace svalu byla pro každý sval vypočtena jednotlivě, na podkladě rozdílu maximální a klidové hodnoty svalové aktivity. Z této hodnoty rozdílu se následně vypočítá 10% hodnota, která byla přičtena k hodnotě klidové aktivity a určila tak hodnotu nástupu svalové aktivace (Lehman, 2006).

Na podkladě těchto hodnot nástupu aktivace svalu byla během pohybu ze sedu do stoje a ze stoje do sedu určena časová posloupnost zapojení jednotlivých svalů (timing).

Za současnou aktivaci dvou svalů byla označena taková svalová aktivace, při které nebyl rozdíl v časové posloupnosti zapojení svalů větší než 10ms. 10 ms je dle doporučení De Lucy (1997) hraniční časová hodnota pro porovnávání svalové aktivace mezi svaly. Pokud tomu tak nebylo, bylo zaznamenáno pořadí časové aktivace těchto svalů. Z těchto údajů byly sestaveny tabulky výsledků, které byly následně podkladem pro statistické zpracování dat a vytvoření grafického znázornění výsledků.

#### **4.6 Statistické zpracování dat**

Pro statistické zpracování dat byl použit program Statistika 10.0 firmy StatSoft CR. Hladinou statistické významnosti byla určena hodnota  $p < 0,05$  a k porovnání výsledků měření byl použit Mann–Whitneyův U test.

Pro hodnocení hypotéz bylo hodnotící kritérium výskyt statistického rozdílu na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Hypotéza 1

**H<sub>0</sub> 1:** Není rozdíl v timingu svalů při vstávání ze sedu do stoje u kontrolní skupiny a probandů s bolestí dolní části zad u vybraných variant pohybu.

Varianta rovná židle fáze ze sedu do stoje			
Sval	Medián "K"	Medián "LBP"	p
ES Lumbar	3	3	0,853428
BF	8	8	0,795936
MG	6	5	0,123005
TFL	3	4	0,630529
TA	3,5	1,5	0,393048
VM	6,5	6	0,481251
Intern. O.	4,5	5	0,279861
Extern. O.	2	2,5	0,630529

**Tabulka 1.** Výsledky popisné statistiky Mann-Whitneyova U testu při porovnání zapojení vybraných svalů mezi pacienty s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při rovné variantě židle a fázi pohybu ze sedu do stoje

Vysvětlivky k tabulce 1:

„K“ – kontrolní skupina zdravých probandů

„LBP“ – skupina pacientů s bolestmi dolní části zad

p – hladina statistické významnosti

ES Lumbar – m. erector spinae (pars lumbaris)

BF – m. biceps femoris

MG – m. gastrocnemius (pars medialis)

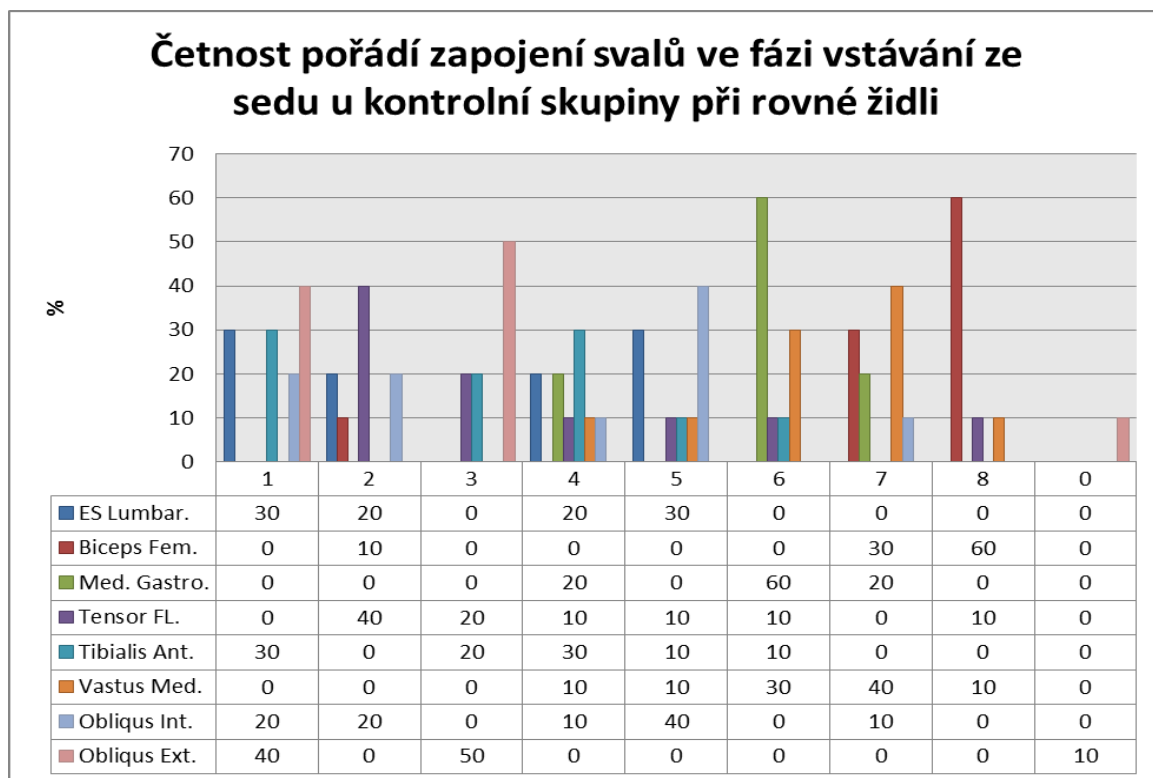
TFL – m. tensor fasciae latae

TA – m. tibialis anterior

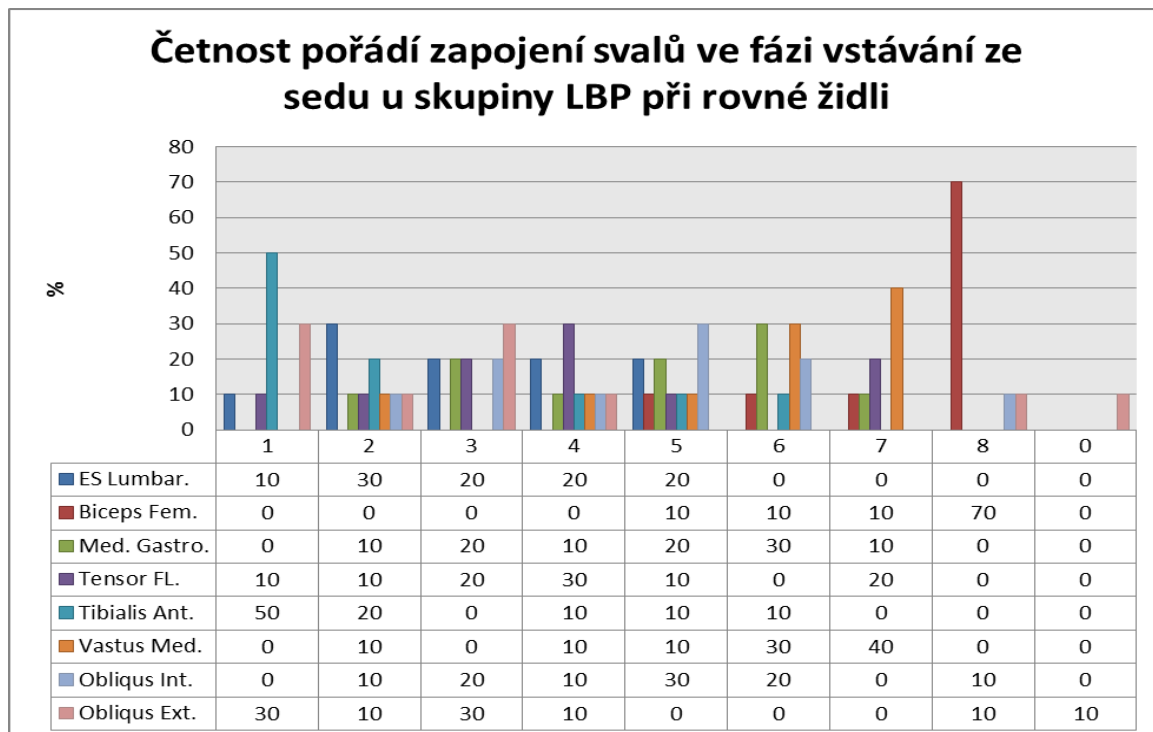
VM – m. vastus medialis

Intern. O. – m. obliquus internus abdominis

Extern. O. – m. obliquus externus abdominis



**Graf 1.** Procentuální vyjádření četnosti pořadí zapojení vybraných svalů ve fázi vstávání ze sedu do stoje z rovné židle u kontrolní skupiny zdravých probandů



**Graf 2.** Procentuální vyjádření četnosti pořadí zapojení vybraných svalů ve fázi vstávání ze sedu do stoje z rovné židle u skupiny pacientů s bolestmi dolní části zad

Z grafu 1 je patrné, že první aktivující se sval u kontrolní skupiny zdravých probandů, ve fázi vstávání ze sedu do stoje z rovné židle, byl většinou m. erector spinae (pars lumbaris), a to v 40 % případů své aktivace. Druhým aktivovaným svalem byl převážně m. tensor fasciae latae, a to v 40 % případů své aktivace. Třetím nejvíce aktivovaným svalem byl m. obliquus externus abdominis, který se takto aktivoval v 50 % případů své aktivace. Pátým nejčastěji aktivovaným svalem byl m. obliquus internus abdominis, který se takto aktivoval v 40 % případů své aktivace. Další pořadí, při kterém se výrazně aktivoval určitý sval, bylo šesté, kdy se m. gastrocnemius (pars medialis) aktivoval v 60 % případů své aktivity. Sedmým svalem v pořadí aktivovaných svalů byl nejčastěji m. vastus medialis, a to v 40 % případů své aktivace. Osmým v pořadí aktivovaných svalů byl především m. biceps femoris, který se takto aktivoval v 60 % případů své aktivity.

Z grafu 2, zobrazující procentuální zastoupení pořadí svalové aktivace skupiny pacientů s bolestmi dolní části zad ve fázi vstávání ze sedu do stoje z rovné židle, je zřejmé, že jako první v pořadí se v 50 % případů své aktivace aktivoval m. tibialis anterior. Další pořadí, při kterém se výrazně aktivoval určitý sval, bylo sedmé, kdy se m. gastrocnemius (pars medialis) aktivoval v 60 % případů své aktivity. Osmým v pořadí aktivovaných svalů byl nejčastěji m. biceps femoris, který se takto aktivoval v 70 % případů své aktivity.

Na základě výsledků Mann–Whitneyova U testu nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , v timingu vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi vstávání ze sedu do stoje z rovné židle. Z porovnání hodnot medián však vyplývá, že pořadí zapojení vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi vstávání ze sedu do stoje z rovné židle není identické.

Varianta hluboká židle fáze ze sedu do stoje			
Sval	Medián "K"	Medián "LBP"	p
ES Lumbar	2,5	2	0,853428
BF	7,5	8	0,393048
MG	6,5	5,5	0,14314
TFL	4	3,5	0,739364
TA	2,5	2	0,853428
VM	6,5	6	0,739364
Intern. O.	4	3,5	0,970512
Extern. O.	2,5	1	0,578742

**Tabulka 2.** Výsledky popisné statistiky Mann-Whitneyova U testu při porovnání zapojení vybraných svalů mezi pacienty s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při hluboké variantě židle a fázi pohybu ze sedu do stoje

Vysvětlivky k tabulce 2:

„K“ – kontrolní skupina zdravých probandů

„LBP“ – skupina pacientů s bolestmi dolní části zad

p – hladina statistické významnosti

ES Lumbar – m. erector spinae (pars lumbaris)

BF – m. biceps femoris

MG – m. gastrocnemius (pars medialis)

TFL – m. tensor fasciae latae

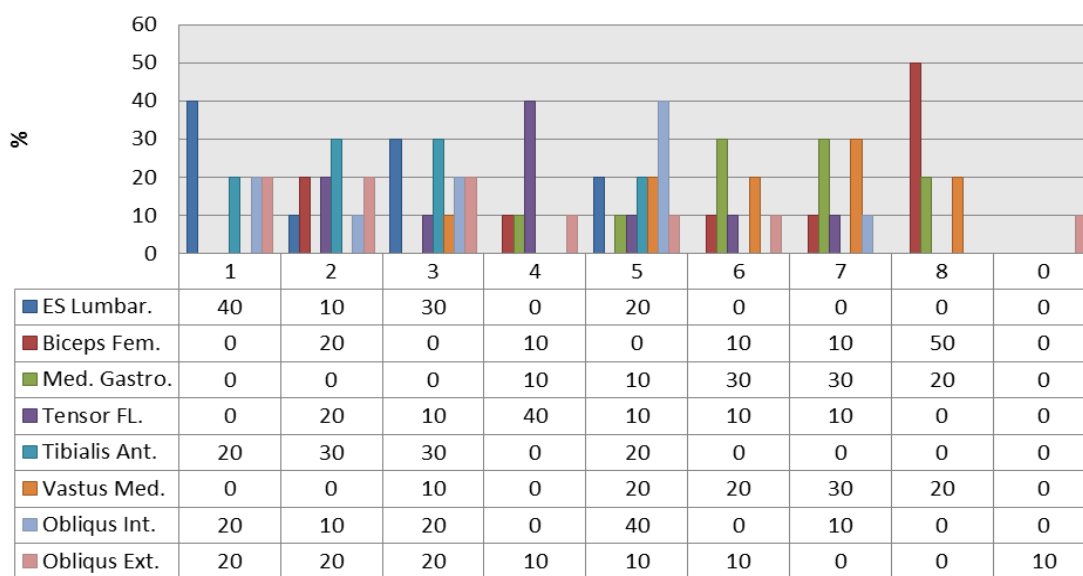
TA – m. tibialis anterior

VM – m. vastus medialis

Intern. O. – m. obliquus internus abdominis

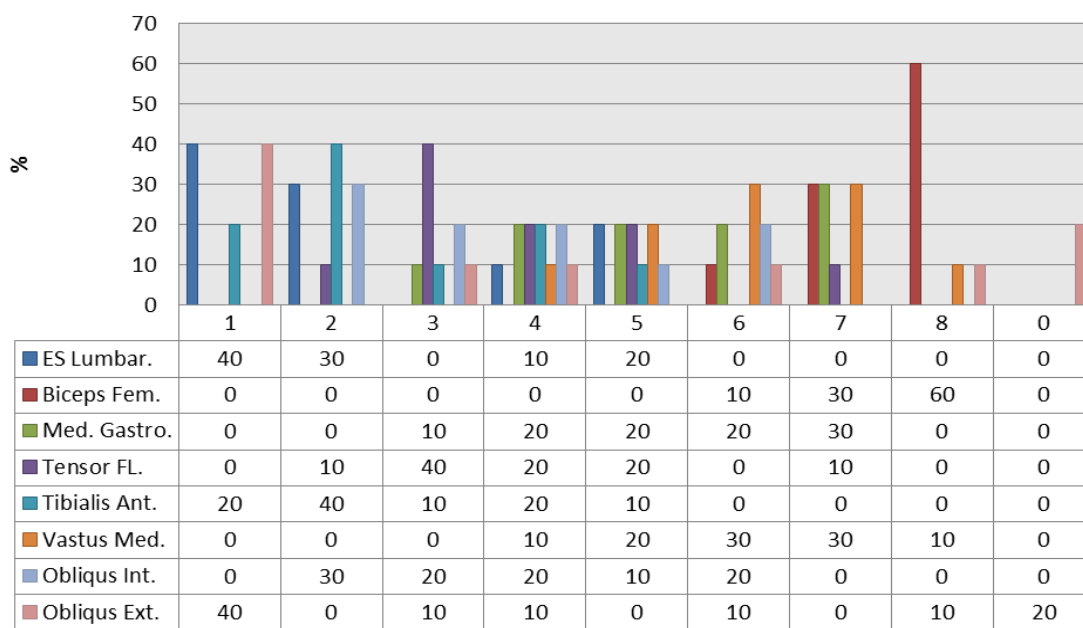
Extern. O. – m. obliquus externus abdominis

### Četnost pořadí zapojení svalů ve fázi vstávání ze sedu u kontrolní skupiny při nejnižším nastavení židle



**Graf 3.** Procentuální vyjádření četnosti pořadí zapojení vybraných svalů ve fázi vstávání ze sedu do stoje z hluboké židle u kontrolní skupiny zdravých probandů

### Četnost pořadí zapojení svalů ve fázi vstávání ze sedu u skupiny LPB při nejnižším nastavení židle



**Graf 4.** Procentuální vyjádření četnosti pořadí zapojení vybraných svalů ve fázi vstávání ze sedu do stoje z rovné židle u skupiny pacientů s bolestmi dolní části zad

Z grafu 3 je patrné, že první nejčastěji se aktivující sval u kontrolní skupiny zdravých probandů, ve fázi vstávání ze sedu do stoje z hluboké židle, byl m. erector spinae (pars lumbaris), a to v 40 % případů své aktivace. Další pořadí, při kterém se výrazně aktivoval určitý sval, bylo čtvrté, kdy se m. tensor fasciae latae aktivoval v 40 % případů své aktivace. Pátým v pořadí aktivovaných svalů byl nejčastěji m. obliquus internus abdominis, který se takto aktivoval v 40 % případech své aktivace. Osmým v pořadí aktivovaných svalů byl nejčastěji m. biceps femoris, který se takto aktivoval v 50 % případů své aktivity.

Z grafu 4, zobrazující procentuální zastoupení pořadí svalové aktivace skupiny pacientů s bolestmi dolní části zad ve fázi vstávání ze sedu do stoje z hluboké židle, je zřejmé, že jako první v pořadí se v 40 % případů své aktivace aktivoval m. erector spinae (pars lumbaris), anebo m. obliquus externus abdominis. Druhým v pořadí aktivovaných svalů byl nejčastěji m. tibialis anterior, a to v 40 % případů své aktivace. Třetím v pořadí aktivace měřených svalů byl převážně m. tensor fasciae latae, který se takto aktivoval v 40 % případů své aktivace. Osmým v pořadí aktivovaných svalů byl v 60 % případů své aktivace m. biceps femoris.

Na základě výsledků Mann–Whitneyova U testu nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , v timingu vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi vstávání ze sedu do stoje z hluboké židle. Z porovnání hodnot medián však vyplývá, že pořadí zapojení vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi vstávání ze sedu do stoje z hluboké židle není identické.



Varianta vysoká židle fáze ze sedu do stoje			
Sval	Medián "K"	Medián "LBP"	P
ES Lumbar	3,5	2	0,279861
BF	7	8	0,105122
MG	6	6	0,630529
TFL	4,5	3,5	0,684211
TA	2,5	2	0,795936
VM	6	6	0,853428
Intern. O.	3	4,5	0,795936
Extern. O.	1	2,5	0,279861

**Tabulka 3.** Výsledky popisné statistiky Mann-Whitneyova U testu při porovnání zapojení vybraných svalů mezi pacienty s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při vysoké variantě židle a fázi pohybu ze sedu do stoje

Vysvětlivky k tabulce 3:

„K“ – kontrolní skupina zdravých probandů

„LBP“ – skupina pacientů s bolestmi dolní části zad

p – hladina statistické významnosti

ES Lumbar – m. erector spinae (pars lumbaris)

BF – m. biceps femoris

MG – m. gastrocnemius (pars medialis)

TFL – m. tensor fasciae latae

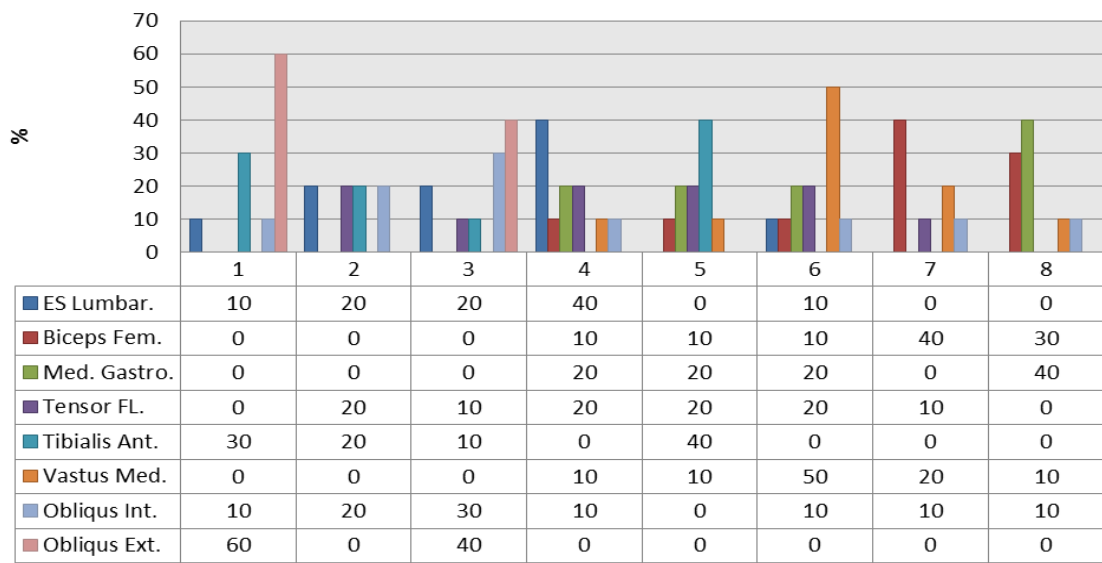
TA – m. tibialis anterior

VM – m. vastus medialis

Intern. O. – m. obliquus internus abdominis

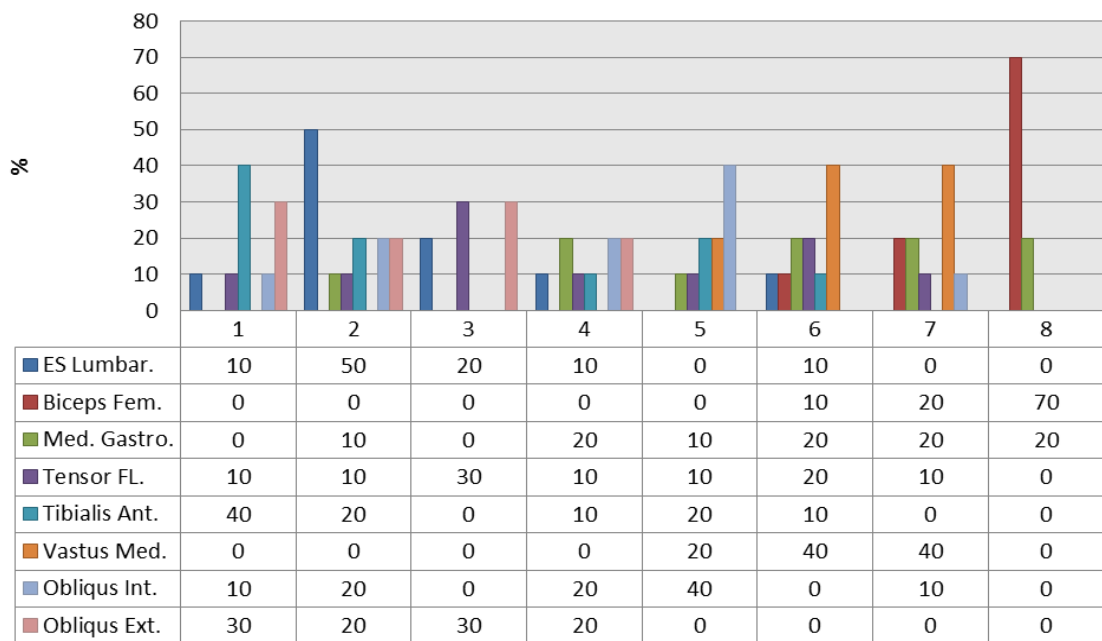
Extern. O. – m. obliquus externus abdominis

### Četnost pořadí zapojení svalů ve fázi vstávání ze sedu u kontrolní skupiny při nejvyšším nastavení židle



**Graf 5.** Procentuální vyjádření četnosti pořadí zapojení vybraných svalů ve fázi vstávání ze sedu do stoje z vysoké židle u kontrolní skupiny zdravých probandů

### Četnost pořadí zapojení svalů ve fázi vstávání ze sedu u skupiny LBP při nejvyšším nastavení židle



**Graf 6.** Procentuální vyjádření četnosti pořadí zapojení vybraných svalů ve fázi vstávání ze sedu do stoje z vysoké židle u skupiny pacientů s bolestmi dolní části zad

Z grafu 5 je patrné, že první nejčastěji se aktivující sval u kontrolní skupiny zdravých probandů, ve fázi vstávání ze sedu do stoje z vysoké židle, byl m. obliquus externus abdominis, a to v 60 % případů své aktivace. Třetím nejčastěji aktivovaným svalem byl převážně m. obliquus externus abdominis, a to v 40 % případů své aktivace. Čtvrtým aktivovaným svalem byl převážně m. erector spinae (pars lumbaris), který se takto aktivoval v 40 % případů své aktivace. Pátým převážně se aktivujícím svalem byl m. tibialis anterior, který se takto aktivoval v 40 % případů své aktivity. Šestým v pořadí aktivovaných svalů byl m. vastus medialis, a to v 50 % případů své aktivity. Sedmým v pořadí aktivace svalů se nejčastěji aktivoval m. biceps femoris, a to v 40 % případů své aktivity. Jako osmý v pořadí se aktivoval m. gastrocnemius (pars medialis), který se takto aktivoval v 40 % případů své aktivity.

Z grafu 6, zobrazující procentuální zastoupení pořadí svalové aktivace skupiny pacientů s bolestmi dolní části zad ve fázi vstávání ze sedu do stoje z vysoké židle, je zřejmé, že jako první v pořadí se převážně aktivoval m. tibialis anterior, a to v 40 % případů své aktivace. Druhým v pořadí svalové aktivace byl nejčastěji m. erector spinae (pars lumbaris), a to v 50 % případů své aktivace. Další pořadí, při kterém se výrazně aktivoval určitý sval, bylo páté, kdy se m. obliquus internus abdominis aktivoval v 40 % případů své aktivace. Šestým a sedmým nejčastěji aktivovaným svalem byl m. vastus medialis, a to v 40 % případů své aktivace. Osmým v pořadí aktivovaných svalů byl m. biceps femoris, a to v 70 % své aktivace.

Na základě výsledků Mann–Whitneyova U testu nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , v timingu vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi vstávání ze sedu do stoje z nejvyšší židle. Z porovnání hodnot medián však vyplývá, že pořadí zapojení vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi vstávání ze sedu do stoje z nejvyšší židle není identické.

**Hypotéza  $H_0$  1 byla na podkladě výsledků statistiky potvrzena.**

## 5.2 Hypotéza 2

H<sub>0</sub> 2: Není rozdíl v timingu svalů při sedání ze stoje u kontrolní skupiny a probandů s bolestí dolní části zad u vybraných variant pohybu.

Varianta rovná židle fáze ze stoje do sedu			
Sval	Medián "K"	Medián "LBP"	p
ES Lumbar	2	3	0,14314
BF	6,5	4	0,217563
MG	1	1	0,578742
TFL	5	5	0,684211
TA	3	3	0,528849
VM	4,5	5	0,684211
Intern. O.	6,5	7,5	0,165494
Extern. O.	5,5	5,5	0,853428

**Tabulka 4.** Výsledky popisné statistiky Mann-Whitneyova U testu při porovnání zapojení vybraných svalů mezi pacienty s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při rovné variantě židle a fázi pohybu stoje do sedu

Vysvětlivky k tabulce 4:

„K“ – kontrolní skupina zdravých probandů

„LBP“ – skupina pacientů s bolestmi dolní části zad

p – hladina statistické významnosti

ES Lumbar – m. erector spinae (pars lumbaris)

BF – m. biceps femoris

MG – m. gastrocnemius (pars medialis)

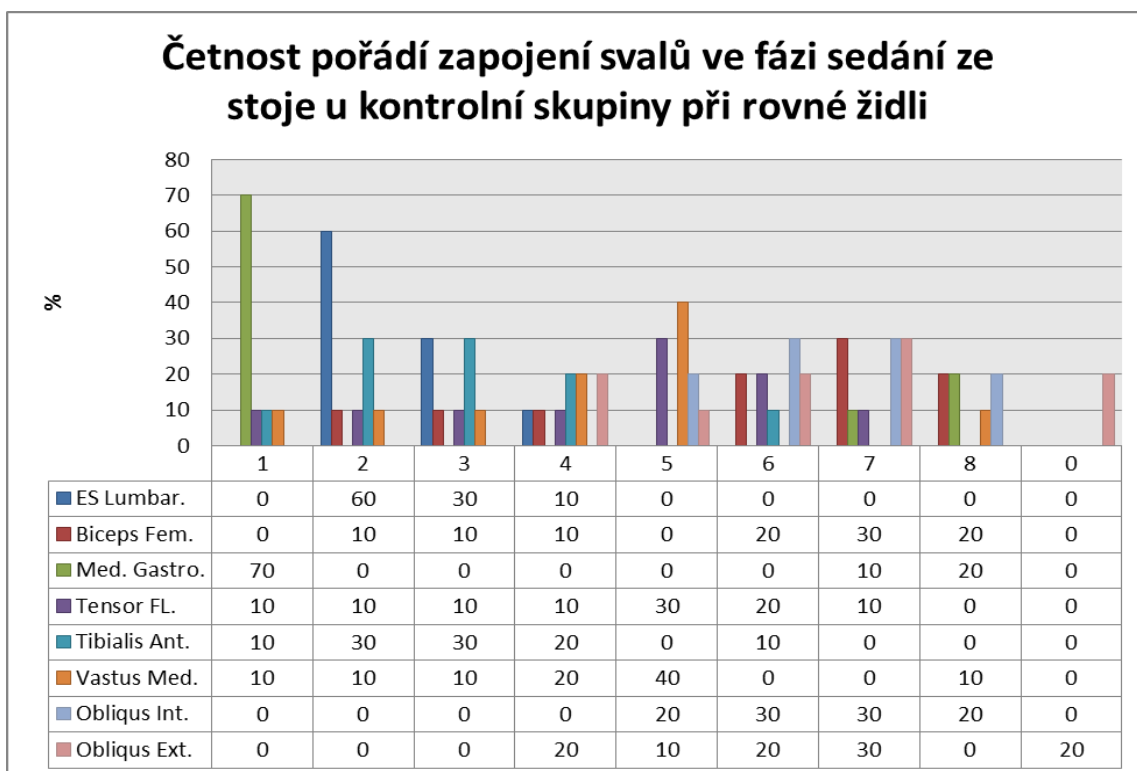
TFL – m. tensor fasciae latae

TA – m. tibialis anterior

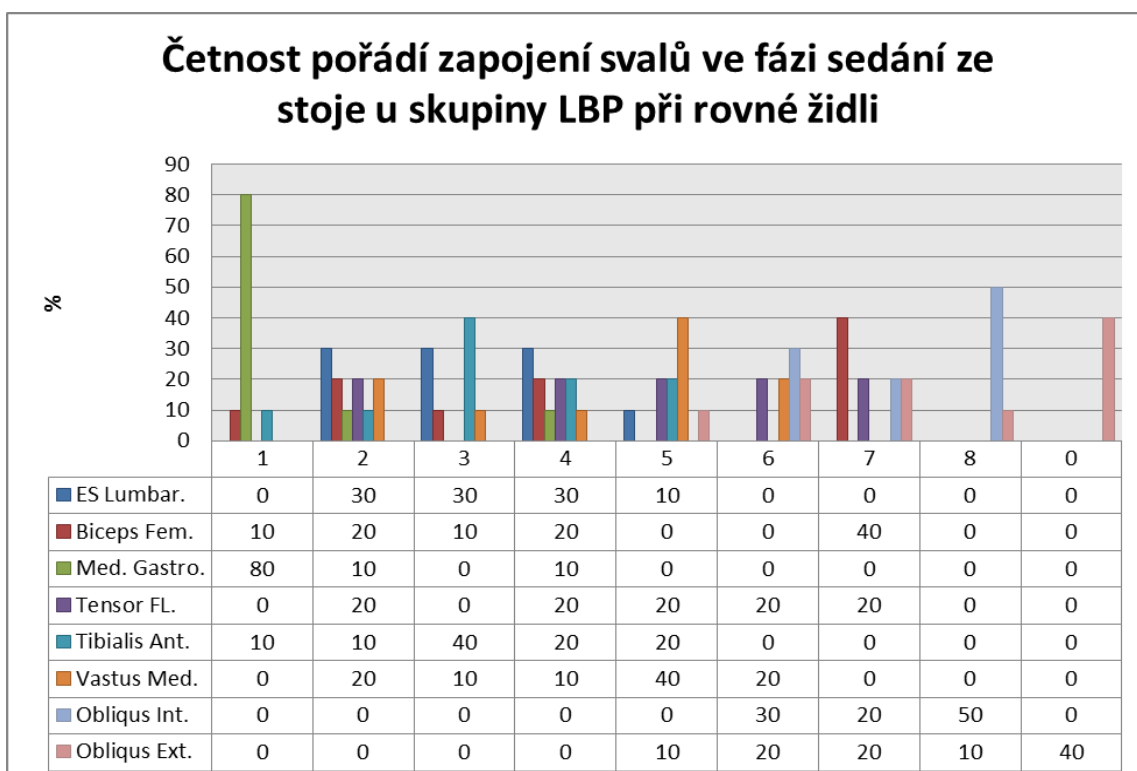
VM – m. vastus medialis

Intern. O. – m. obliquus internus abdominis

Extern. O. – m. obliquus externus abdominis



**Graf 7.** Procentuální vyjádření četnosti pořadí zapojení vybraných svalů ve fázi sedání ze stoje na rovnou židli u kontrolní skupiny zdravých probandů



**Graf 8:** Procentuální vyjádření četnosti pořadí zapojení vybraných svalů ve fázi sedání ze stoje na rovnou židli u skupiny pacientů s bolestmi dolní části zad

Z grafu 7 je patrné, že první nejčastěji se aktivující sval u kontrolní skupiny zdravých probandů, ve fázi sedání ze stoje na rovnou židli, byl m. gastrocnemius (pars medialis), a to v 70 % případů své aktivace. Druhým aktivovaným svalem byl převážně m. erector spinae (pars lumbaris), a to v 60 % případů své aktivace. Další pořadí, při kterém se výrazně aktivoval určitý sval, bylo páté, kdy se m. vastus medialis aktivoval v 40 % případů své aktivity.

Z grafu 8, zobrazující procentuální zastoupení pořadí svalové aktivace skupiny pacientů s bolestmi dolní části zad ve fázi sedání ze stoje na rovnou židli, je zřejmé, že jako první v pořadí se aktivoval m. gastrocnemius (pars medialis), a to v 80 % případů své aktivace. Třetím aktivovaným svalem byl nejčastěji m. tibialis anterior, který se takto aktivoval v 40 % případů své aktivity. Pátým v pořadí aktivovaných svalů byl převážně m. vastus medialis, a to v 40 % případů své aktivace. Sedmý v pořadí aktivovaných svalů byl nejčastěji m. biceps femoris medialis, a to v 40 % případů své aktivace. Osmým v pořadí aktivovaných svalů byl m. obliquus internus abdominis, který se takto aktivoval v 50 % případů své aktivace.

Na základě výsledků Mann–Whitneyova U testu nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , v timingu vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi sedání ze stoje na rovnou židli. Z porovnání hodnot medián však vyplývá, že pořadí zapojení vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi sedání ze stoje na rovnou židli není identické.

Varianta hluboká židle fáze ze stoje do sedu			
Sval	Medián "K"	Medián "LBP"	p
ES Lumbar	3	3	0,393048
BF	6,5	6,5	0,853428
MG	1	1	0,911797
TFL	5	5	0,911797
TA	3,5	3	0,684211
VM	4,5	5	0,911797
Intern. O.	5,5	7	0,063013
Extern. O.	5	5,5	0,853428

**Tabulka 5.** Výsledky popisné statistiky Mann-Whitneyova U testu při porovnání zapojení vybraných svalů mezi pacienty s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při hluboké variantě židle a fázi pohybu stoje do sedu

Vysvětlivky k tabulce 5:

„K“ – kontrolní skupina zdravých probandů

„LBP“ – skupina pacientů s bolestmi dolní části zad

p – hladina statistické významnosti

ES Lumbar – m. erector spinae (pars lumbaris)

BF – m. biceps femoris

MG – m. gastrocnemius (pars medialis)

TFL – m. tensor fasciae latae

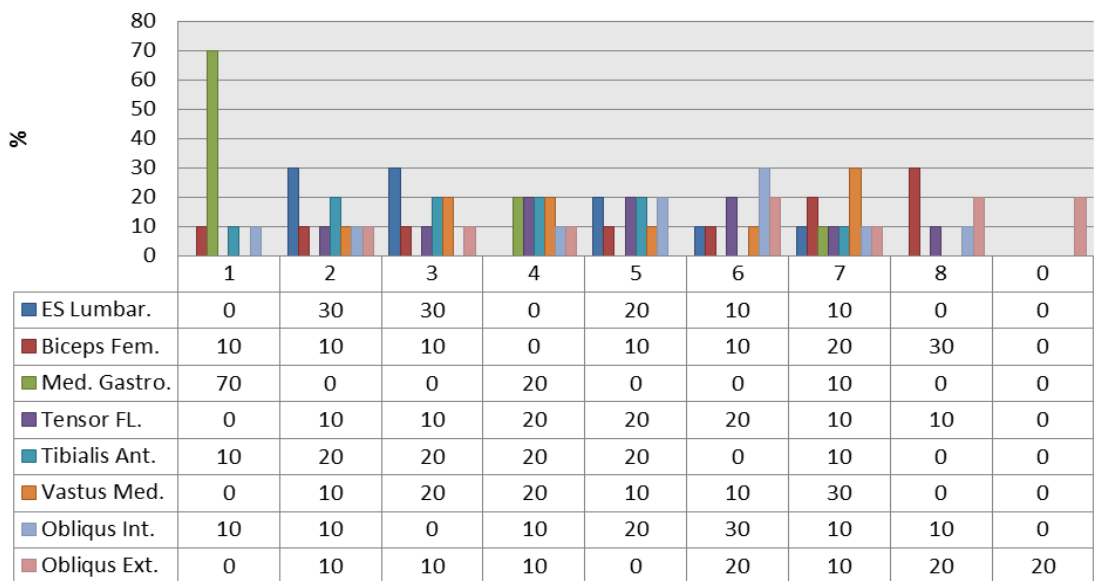
TA – m. tibialis anterior

VM – m. vastus medialis

Intern. O. – m. obliquus internus abdominis

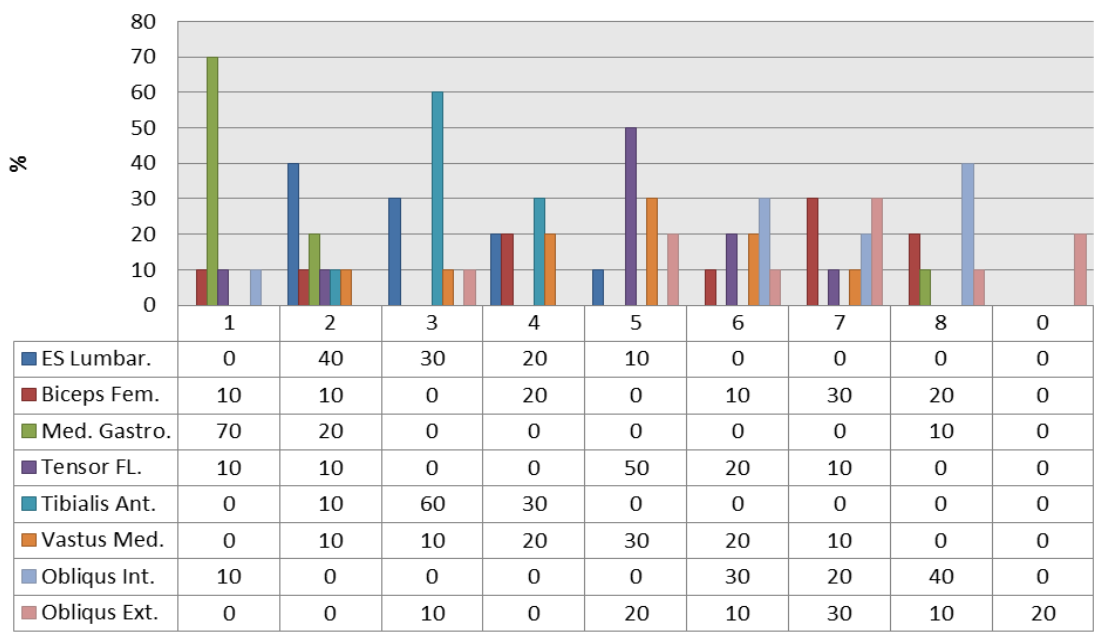
Extern. O. – m. obliquus externus abdominis

### Četnost pořadí zapojení svalů ve fázi sedání ze stoje u kontrolní skupiny při nejnižším nastavení židle



**Graf 9.** Procentuální vyjádření četnosti pořadí zapojení vybraných svalů ve fázi sedání ze stoje na hlubokou židli u kontrolní skupiny zdravých probandů

### Četnost pořadí zapojení svalů ve fázi sedání ze stoje u skupiny LBP při nejnižším nastavení židle



**Graf 10.** Procentuální vyjádření četnosti pořadí zapojení vybraných svalů ve fázi sedání ze stoje na rovnou židli u skupiny pacientů s bolestmi dolní části zad



Z grafu 9 je patrné, že první nejčastěji se aktivující sval u kontrolní skupiny zdravých probandů, ve fázi sedání ze stoje na hlubokou židli, byl m. gastrocnemius (pars medialis), a to v 70 % případů své aktivace. Převážně druhým či třetím v pořadí aktivovaných svalů byl m. erector spinae (pars lumbaris), který se takto aktivoval v 30 % případů své aktivace. Sedmým v pořadí aktivovaných svalů byl převážně m. vastus medialis, který se takto aktivoval v 30 % případů své aktivity. Jako osmý v pořadí aktivovaných svalů se nejčastěji aktivoval m. biceps femoris, a to v 30 % případů své aktivace.

Z grafu 10, zobrazující procentuální zastoupení pořadí svalové aktivace skupiny pacientů s bolestmi dolní části zad ve fázi sedání ze stoje na hlubokou židli, je zřejmé, že jako první v pořadí se nejčastěji aktivoval m. gastrocnemius (pars medialis), a to v 70 % případů své aktivace. Druhým aktivovaným svalem byl m. erector spinae (pars lumbaris), který se takto aktivoval v 40 % případů své aktivity. Třetím v pořadí aktivovaných svalů byl m. tibialis anterior, a to v 60 % případů své aktivace. Pátým nejčastěji aktivovaným svalem byl m. tensor fasciae latae, který se takto aktivoval v 50 % případů své aktivace. Osmým v pořadí aktivovaných svalů byl převážně m. obliquus internus abdominis, a to v 50 % případů své aktivace.

Na základě výsledků Mann–Whitneyova U testu nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , v timingu vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi sedání ze stoje do sedu na nejnižší židli. Z porovnání hodnot medián však vyplývá, že zapojení pořadí zapojení vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a skupinou kontrolní skupiny zdravých probandů při fázi sedání ze stoje do sedu na nejnižší židli není identické.

Varianta vysoká židle fáze ze stoje do sedu			
Sval	Medián "K"	Medián "LBP"	p
ES Lumbar	2	3,5	0,123005
BF	4	6	0,393048
MG	1	1	0,481251
TFL	5,5	6	0,795936
TA	4,5	2,5	0,018543
VM	5,5	4,5	0,279861
Intern. O.	7	7	0,481251
Extern. O.	4,5	6	0,684211

**Tabulka 6.** Výsledky popisné statistiky Mann-Whitneyova U testu při porovnání zapojení vybraných svalů mezi pacienty s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při vysoké variantě židle a fázi pohybu stoje do sedu

Vysvětlivky k tabulce 6:

„K“ – kontrolní skupina zdravých probandů

„LBP“ – skupina pacientů s bolestmi dolní části zad

p – hladina statistické významnosti

ES Lumbar – m. erector spinae (pars lumbaris)

BF – m. biceps femoris

MG – m. gastrocnemius (pars medialis)

TFL – m. tensor fasciae latae

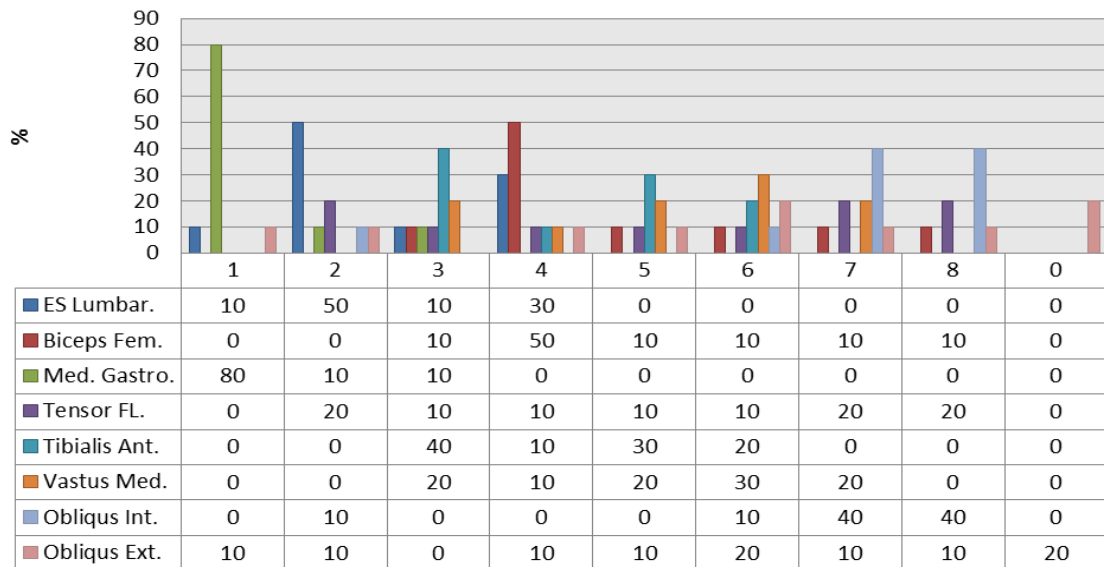
TA – m. tibialis anterior

VM – m. vastus medialis

Intern. O. – m. obliquus internus abdominis

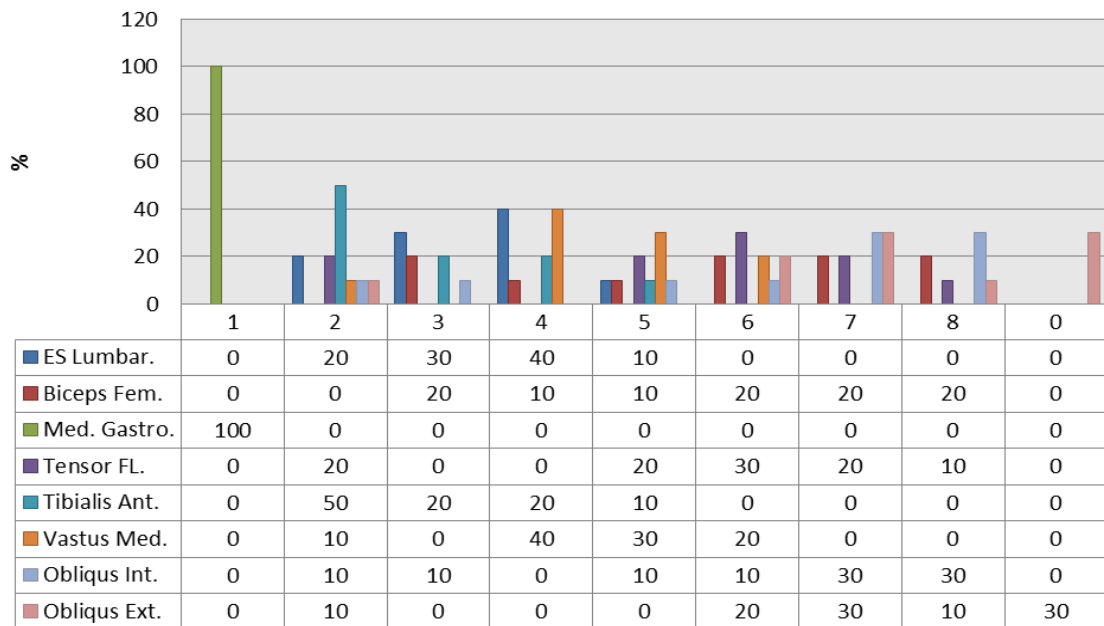
Extern. O. – m. obliquus externus abdominis

### Četnost pořadí zapojení svalů ve fázi sedání ze stoje u kontrolní skupiny při nejvyšším nastavení židle



**Graf 11.** Procentuální vyjádření četnosti pořadí zapojení vybraných svalů ve fázi sedání ze stoje na vysokou židli u kontrolní skupiny zdravých probandů

### Četnost pořadí zapojení svalů ve fázi sedání ze stoje u skupiny LBP při nejvyšším nastavení židle



**Graf 12.** Procentuální vyjádření četnosti pořadí zapojení vybraných svalů ve fázi sedání ze stoje na vysokou židli u skupiny pacientů s bolestmi dolní části zad

Z grafu 11 je patrné, že první nejčastěji se aktivující sval u kontrolní skupiny zdravých probandů, ve fázi sedání ze stoje na vysokou židli, byl m. gastrocnemius (pars medialis), a to v 70 % případů své aktivace. Druhým v pořadí aktivovaných svalů byl převážně m. erector spinae (pars lumbaris), a to v 50 % případů své aktivace. Třetím v pořadí aktivovaných svalů byl nejčastěji m. tibialis anterior, který se takto aktivoval v 40 % případů své aktivace. Čtvrtým v pořadí aktivovaných svalů byl převážně m. biceps femoris, a to v 50 % případů své aktivace. Sedmým a také osmým v pořadí aktivovaných svalů byl nejčastěji m. obliquus internus abdominis, který se takto aktivoval v 40 % případů své aktivity.

Z grafu 12, zobrazující procentuální zastoupení pořadí svalové aktivace skupiny pacientů s bolestmi dolní části zad ve fázi sedání ze stoje na vysokou židli, je zřejmé, že jako první v pořadí se ve 100 % případů aktivoval m. gastrocnemius (pars medialis). Druhým v pořadí aktivovaných svalů byl převážně m. tibialis anterior, který se takto aktivoval v 50 % případů své aktivace. Čtvrtým v pořadí aktivovaných svalů byly převážně m. erector spinae (pars lumbaris), anebo m. vastus medialis, které se takto aktivovaly v 40 % případů své aktivity.

Na základě výsledků Mann–Whitneyova U testu byl zjištěn statisticky významný rozdíl, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , v timingu vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi sedání ze stoje do sedu na nejvyšší židli u jednoho svalu, a to m. tibialis anterior. Z porovnání hodnot medián také vyplývá, že pořadí zapojení vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi sedání ze stoje do sedu na nejvyšší židli není identické.

**Hypotéza  $H_0$  2 nebyla na podkladě výsledků statistiky potvrzena.**

### 5.3 Hypotéza 3

H<sub>0</sub> 3: Není rozdíl v aktivitě svalů dle hodnoty ukazatele mean (amplituda) při vstávání ze sedu do stoje u kontrolní skupiny a probandů s bolestí dolní části zad

Fáze vstávání ze sedu do stoje. Mann-Whitneyův U test.						
Sval	Varianta rovná židle		Varianta hluboká židle		Varianta vysoká židle	
	Z	p	Z	p	Z	p
ES Lumbar	1,0205	0,314999	0,18898	0,853428	1,92762	0,052426
BF	-1,32288	0,190316	0,11339	0,911797	-0,41576	0,684211
<b>MG</b>	1,17169	0,247451	0,71813	0,481251	<b>2,98592</b>	<b>0,001505</b>
TFL	0,86932	0,393048	0,94491	0,352681	0,98271	0,314999
TA	1,0961	0,279861	-1,24728	0,217563	1,47406	0,14314
<b>VM</b>	<b>2,00321</b>	<b>0,043257</b>	0,49135	0,630529	0,49135	0,630529
Intern. O.	0,56695	0,578742	0,18898	0,853428	-1,32288	0,190316
<b>Extern. O.</b>	1,51186	0,123005	<b>2,22999</b>	<b>0,023231</b>	0,34017	0,739364

**Tabulka 7.** Výsledky popisné statistiky Mann-Whitneyova U testu při porovnání ukazatele mean vybraných svalů mezi pacienty s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů ve fázi pohybu vstávání ze sedu do stoje

Vysvětlivky k tabulce 9:

Z - hodnota testovacího kritéria

p – hladina statistické významnosti

ES Lumbar – m. erector spinae (pars lumbaris)

BF – m. biceps femoris

MG – m. gastrocnemius (pars medialis)

TFL – m. tensor fasciae latae

TA – m. tibialis anterior

VM – m. vastus medialis

Intern. O. – m. obliquus internus abdominis

Extern. O. – m. obliquus externus abdominis

Na základě výsledků Mann–Whitneyova U testu byly zjištěny statistické významné rozdíly, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , hodnoty ukazatele mean vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi vstávání ze sedu ze všech třech variant nastavení židle, což je zobrazeno v tabulce 7.

Při fázi vstávání ze sedu z rovné židle byl zjištěn statisticky významný rozdíl hodnoty ukazatele mean, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , a to u svalu m. vastus medialis.

Při fázi vstávání ze sedu z hluboké židle byl zjištěn statisticky významný rozdíl hodnoty ukazatele mean, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , a to u svalu m. obliquus externus abdominis.

Při fázi vstávání ze sedu z vysoké židle byl zjištěn statisticky významný rozdíl hodnoty ukazatele mean, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , a to u svalu m. gastrocnemius (pars medialis).

.

**Hypotéza  $H_0$  3 se na základě statistiky zamítá.**

## 5.4 Hypotéza 4

H<sub>0</sub> 4: Není rozdíl v aktivitě svalů dle hodnoty ukazatele mean (amplituda) při sedání ze stoje u kontrolní skupiny a probandů s bolestí dolní části zad

Fáze sedání ze stoje. Mann-Whitneyův U test.						
	Varianta rovná židle		Varianta hluboká židle		Varianta vysoká židle	
Sval	Z	p	Z	p	Z	p
ES Lumbar	1,17169	0,247451	1,0583	0,279861	1,17169	0,247451
<b>BF</b>	0,49135	0,630529	1,0961	0,279861	<b>-2,22999</b>	<b>0,023231</b>
MG	1,32288	0,190316	-0,26458	0,795936	1,0205	0,314999
<b>TFL</b>	<b>2,22999</b>	<b>0,023231</b>	1,77643	0,075256	0,64254	0,528849
TA	0,64254	0,528849	-0,18898	0,853428	-0,26458	0,795936
<b>VM</b>	0,79373	0,435872	1,17169	0,247451	<b>2,0788</b>	<b>0,035463</b>
Intern. O.	0,45356	0,630529	-1,0205	0,314999	-1,92762	0,052426

**Tabulka 8.** Výsledky popisné statistiky Mann-Whitneyova U testu při porovnání ukazatele mean vybraných svalů mezi pacienty s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů ve fázi pohybu sedání ze stoje

Vysvětlivky k tabulce 8:

Z - hodnota testovacího kritéria

p – hladina statistické významnosti

ES Lumbar – m. erector spinae (pars lumbaris)

BF – m. biceps femoris

MG – m. gastrocnemius (pars medialis)

TFL – m. tensor fasciae latae

TA – m. tibialis anterior

VM – m. vastus medialis

Intern. O. – m. obliquus internus abdominis

Extern. O. – m. obliquus externus abdominis

Na základě výsledků Mann–Whitneyova U testu byly zjištěny statistické významné rozdíly, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , hodnoty ukazatele mean vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi sedání ze stoje ze dvou variant nastavení židle, což je zobrazeno v tabulce 8.

Při fázi sedání ze stoje na rovnou židli byl zjištěn statisticky významný rozdíl hodnoty ukazatele mean, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , a to u svalu m. tensor facie latae.

Při fázi sedání ze stoje na hlubokou židli nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl hodnoty ukazatele mean, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

Při fázi sedání ze stoje na vysokou židli byl zjištěn statisticky významný rozdíl hodnoty ukazatele mean, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , u dvou svalů, a to svalu m. biceps femoris a m. vastus medialis.

**Hypotéza  $H_0$  4 nebyla na podkladě výsledků statistiky potvrzena.**



## 5.5 Hypotéza 5

H<sub>0</sub> 5: Není rozdíl v aktivitě svalů dle hodnoty ukazatele input při vstávání ze sedu do stoje u kontrolní skupiny a probandů s bolestí dolní části zad

Fáze vstávání ze sedu. Mann-Whitneyův U test.						
	Varianta rovná židle		Varianta hluboká židle		Varianta vysoká židle	
Sval	Z	p	Z	p	Z	p
ES Lumbar	-0,0378	0,970512	0,49135	0,630529	0,83152	0,393048
BF	-1,39847	0,165494	-0,0378	0,970512	-0,71813	0,481251
MG	0,22678	0,795936	0	0,970512	0,37796	0,684211
TFL	0,37796	0,684211	0,49135	0,630529	0,68034	0,481251
TA	-1,24728	0,217563	-1,85203	0,063013	-0,45356	0,630529
VM	0,56695	0,578742	-0,71813	0,481251	-0,98271	0,314999
Intern. O.	0,83152	0,393048	0	0,970512	-1,39847	0,165494
Extern. O.	-0,79373	0,435872	0,18898	0,853428	0	0,970512

**Tabulka 9.** Výsledky popisné statistiky Mann-Whitneyova U testu při porovnání ukazatele input vybraných svalů mezi pacienty s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů ve fázi pohybu vstávání ze sedu do stoje

Vysvětlivky k tabulce 9:

Z - hodnota testovacího kritéria

p – hladina statistické významnosti

ES Lumbar – m. erector spinae (pars lumbaris)

BF – m. biceps femoris

MG – m. gastrocnemius (pars medialis)

TFL – m. tensor fasciae latae

TA – m. tibialis anterior

VM – m. vastus medialis

Intern. O. – m. obliquus internus abdominis

Extern. O. – m. obliquus externus abdominis

Na základě výsledků Mann–Whitneyova U testu nebyly zjištěny statistické významné rozdíly, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , hodnoty ukazatele input vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi vstávání ze sedu ze všech třech variant nastavení židle, což je zobrazeno v tabulce 9.

**Hypotéza H<sub>0</sub> 5 se na základě statistiky potvrzuje.**

## 5.6 Hypotéza 6

H<sub>0</sub> 6: Není rozdíl v aktivitě svalů dle hodnoty ukazatele input při sedání ze stoje u kontrolní skupiny a probandů s bolestí dolní části zad

Fáze sedání ze stoje. Mann-Whitneyův U test.						
	Varianta rovná židle		Varianta hluboká židle		Varianta vysoká židle	
Sval	Z	p	Z	p	Z	p
ES Lumbar	0,11339	0,9118	1,54965	0,12301	1,47406	0,14314
BF	0	0,97051	0,79373	0,43587	-2,3056	0,01854
MG	-0,567	0,57874	-0,4158	0,68421	0,79373	0,43587
TFL	1,17169	0,24745	0,56695	0,57874	0,26458	0,79594
TA	-1,3985	0,16549	-0,6803	0,48125	-1,0583	0,27986
VM	-0,1134	0,9118	-0,2646	0,79594	0,0378	1
Intern. O.	2,00321	0,04326	-0,6425	0,52885	-1,5497	0,12301
Extern. O.	1,0961	0,27986	0	0,97051	1,0583	0,27986

**Tabulka 10.** Výsledky popisné statistiky Mann-Whitneyova U testu při porovnání ukazatele input vybraných svalů mezi pacienty s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů ve fázi pohybu sedání ze stoje

Vysvětlivky k tabulce 10:

Z - hodnota testovacího kritéria

p – hladina statistické významnosti

ES Lumbar – m. erector spinae (pars lumbaris)

BF – m. biceps femoris

MG – m. gastrocnemius (pars medialis)

TFL – m. tensor fasciae latae

TA – m. tibialis anterior

VM – m. vastus medialis

Intern. O. – m. obliquus internus abdominis

Extern. O. – m. obliquus externus abdominis

Na základě výsledků Mann–Whitneyova U testu byly zjištěny statistické významné rozdíly, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , hodnoty ukazatele input vybraných svalů mezi skupinou pacientů s bolestmi dolní části zad a kontrolní skupinou zdravých probandů při fázi sedání ze stoje u dvou variant nastavení židle, což je zobrazeno v tabulce 10.

Při fázi sedání ze stoje na rovnou židli byl zjištěn statisticky významný rozdíl hodnoty ukazatele input, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , a to u svalu m. obliquus internus abdominis.

Při fázi sedání ze stoje na hlubokou židli nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl hodnoty ukazatele input, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

Při fázi sedání ze stoje na vysokou židli byl zjištěn statisticky významný rozdíl hodnoty ukazatele input, při hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ , a to u svalu m. biceps femoris.

**Hypotéza  $H_0$  6 nebyla na podkladě výsledků statistiky potvrzena.**

## 6 DISKUZE

Existuje řada prací a výzkumů zabývajících se sledováním aktivace jednotlivých svalů u skupiny zdravých probandů pomocí povrchové elektromyografie při vstávání ze sedu a sedání ze stoje (např. He, Kiguchi & Horikawa, 2007), k tomuto sledování svalové aktivace také některé práce sledují při těchto dvou pohybech vliv použití opory HKK oproti provedení pohybu bez opory HKK (např. Bahrami et al., 2000; Ferrante, Pedrocchi & Ferrigno, 2005). Dále jsou přítomny studie sledující pomocí povrchové elektromyografie pořadí zapojení jednotlivých svalů pouze při vstávání ze sedu do stoje (např. Dehail et al., 2007; Gross et al., 1998).

Výše zmíněné práce se však zabývají sledováním pořadí zapojení svalů ve zmíněných pohybech pouze u zdravé skupiny probandů a převážně se jedná o sledování svalů dolní končetiny. Většina těchto prací se při tomto pohybovém stereotypu shoduje na pořadí zapojování jednotlivých svalů.

Existuje také řada prací zabývajících se sledováním svalové aktivity paravertebrálního svalstva při různých denních činnostech u skupiny probandů s LBP (např. Williams, Haq & Lee, 2013).

Z výše zmíněného je tedy patrné, že je v současné době dostupná celá řada studií zabývajících se svalovou aktivací při vstávání ze sedu a sedání ze stoje, či prací zabývajících se svalovou aktivitou pacientů s LBP. Nenašli jsme však doposud studie zabývajících se porovnáním pořadí svalové aktivity dolní končetiny a trupu u skupiny zdravých probandů a skupiny probandů s LBP při vstávání ze sedu a sedání ze stoje pomocí povrchové elektromyografie. Zaměřili jsme se proto v našem výzkumu na tuto oblast a sledovali jsme pořadí svalové aktivace při vstávání ze sedu a sedání ze stoje bez pomoci HKK při změně výšky židle pomocí náklonu sedáku židle. V současné době sice je několik prací zabývajících se vlivem změny výšky židle na pohyb vstávání ze sedu, avšak tyto studie většinou sledují pouze skupiny zdravých probandů pomocí kinematické analýzy (např. Kuo, Tully & Galea, 2009; Roebroek et al, 1994).

Do našeho výzkumu jsme zahrnuli šest testovacích variant pohybu. Prvním pohybem bylo vstávání ze sedu do stoje, které mělo tři varianty provedení, a to vodorovné nastavení sedáku židle a dvě varianty změny sklonu sedáku židle, kdy byl sedák nastaven o 10° níže nežli vodorovné nastavení a o 10° výše nežli vodorovné nastavení sedáku. Janssen, Bussmann & Stam (2002) ve své práci zmiňují, že dle

dostupných studií má největší vliv na provedení pohybu ze sedu do stoje právě výška židle, využití opory HKK a změna pozice chodidel. Náklon sedáku tak byl v této práci jediným faktorem, který by mohl mít vliv na změnu pořadí svalové aktivace, jelikož pozice chodidel i pohyb HKK byl při všech variantách pohybu stejný.

Výška židle, jak ve svých studiích zmiňují Hughes & Schenkman (1996), Janssen et al. (2002) a Kuo et al. (2009), je tedy faktorem určující náročnost pohybu vstávání ze sedu. Při nízké pozici sedáku židle se zvyšují biomechanické nároky k provedení pohybu a dochází tak k zvyšování horizontální hybnosti trupu, zvyšuje se maximální flexe kyčelního a kolenního kloubu a také se zvyšuje úhlová rychlost flexe trupu. Tato zjištění by mohly objasnit, proč je pro jednotlivce s omezeným rozsahem pohybu a sníženou svalovou silou obtížnější vstávání ze sedu z hlubokého nastavení sedáku židle. Tato práce se však oblastí porovnávání svalové aktivace mezi variantami nastavením výšky sedáku židle nezabývala.

Úkolem této práce bylo porovnat pořadí zapojení měřených svalů při vstávání ze sedu a zpět při změně výšky židle mezi skupinou zdravých probandů a probandů s LBP. K porovnání měřených svalů bylo využito tří ukazatelů získaných pomocí povrchové elektromyografie. Nejprve jsme zjišťovali timing dle časů počátku elektrické aktivity jednotlivých svalů a poté dva EMG parametry, a to mean (amplituda) a input.

Při porovnání timingu svalů, skupiny LBP a kontrolní skupiny, při vstávání ze sedu nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  u žádné z variant nastavení sedáku. Porovnáním mediánu pořadí zapojení svalů a porovnáním grafů četnosti pořadí zapojení svalů během různých variant nastavení sedáku jsme však došli k závěru, že toto pořadí zapojení svalů není ani v jedné ze tří variant nastavení sedáku u kontrolní skupiny a skupiny LBP identické. Při variantě vodorovného nastavení sedáku židle bylo nejvýraznějším rozdílem dle mediánu zapojení svalu m. tibialis anterior, který se u skupiny LBP zapojoval dříve. Při variantě hlubokého nastavení sedáku bylo nejvýraznějším rozdílem dle mediánu zapojení svalu m. obliquus externus, který se u skupiny LPB aktivoval dříve. Při variantě vysokého nastavení sedáku bylo nejvýraznějším rozdílem dle mediánu zapojení svalů m. erector spinae (pars lumbaris), který se u skupiny LBP aktivoval dříve, m obliquus externus abdominis a m. obliquus internus abdominis, které se dříve aktivovaly u kontrolní skupiny. Dalším zjištěním je, že při variantě vodorovného a hlubokého nastavení sedáku se oproti kontrolní skupině u skupiny LBP m. obliquus internus abdominis nezapojil ani

v jednom případě jako první v pořadí zapojených svalů. Tyto změny v pořadí zapojení svalů by mohly mít souvislost s bolestmi dolní části zad, avšak nepřítomnost statisticky významného rozdílu takovéto tvrzení nepotvrzuje.

Zjistili jsme také, že jako první se při vstávání ze sedu převážně aktivovaly svaly m. tibialis anterior, m. obliquus externus, m. obliquus internus a m. erector spinae (pars lumbaris). M. biceps femoris se oproti tomu aktivoval převážně jako poslední z námi měřených svalů. Vzhledem k rozdílnosti měřených svalů však můžeme při porovnání s jinými studiemi říci, že tyto naše výsledky korelují s výsledky některých autorů. Dehail et al. (2007), Gross et al. (1998) a Kawagoe, Tajima & Chosa (2000) zmiňují, že první aktivující se sval při vstávání ze sedu je m. tibialis anterior. Tyto naše výsledky také souhlasí s výsledky studie Goulart & Valls-Solé (1999), kteří za první aktivující se sval uvádějí m. tibialis anterior a břišní svaly, v naší studii toto koreluje se zjištěním m. tibialis anterior, m. obliquus externus a m. obliquus internus. Dále tito autoři uvádějí, že poslední aktivující se byla skupina hamstringů, což souhlasí s naším zjištěním u m. biceps femoris. Naše zjištění aktivace m. erector spinae (pars lumbaris) také koreluje se zjištěním Millingtona et al. (1992), kteří uvádí, že se tento sval aktivuje v první fázi pohybu dle rozdělení dle Schenkmana et al. (1990).

Při porovnání timingu svalů, skupiny LBP a kontrolní skupiny, při sedání ze stoje byl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  pouze při variantě vysokého nastavení sedáku a pouze u jednoho svalu, a to m. tibialis anterior. Porovnáním mediánu pořadí zapojení svalů a porovnáním grafů četnosti pořadí zapojení svalů během různých variant nastavení sedáku jsme však došli k závěru, že toto pořadí zapojení svalů není ani ve zbylých dvou variantách nastavení sedáku u skupiny LBP a kontrolní skupiny identické. Při variantě vodorovné nastavení sedáku židle bylo nejvýraznějším rozdílem dle mediánu zapojení svalu m. biceps femoris, který se u skupiny LBP zapojil dříve, a m. obliquus internus abdominis, které se zapojil dříve u kontrolní skupiny. Při variantě hlubokého nastavení sedáku bylo nejvýraznějším rozdílem dle mediánu zapojení svalu m. obliquus internus abdominis, který se aktivoval dříve u kontrolní skupiny. Při variantě vysokého nastavení sedáku byl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  u m. tibialis anterior a dále bylo nejvýraznějším rozdílem dle mediánu zapojení m. biceps femoris a m. obliquus externus abdominis, které se aktivovaly dříve u kontrolní skupiny, a m. tibialis anterior, který se aktivoval dříve u skupiny LBP. Tyto změny v pořadí zapojení svalů by mohly

mít souvislost s bolestmi dolní části zad, avšak nepřítomnost statisticky významného rozdílu takovéto tvrzení nepotvrzuje.

Zjistili jsme také, že jako první se při sedání ze stoje nejčastěji aktivoval m. gastrocnemius (pars medialis), následován aktivací m. erector spinae (pars lumbaris). M. obliquus internus se oproti tomu aktivovaly převážně jako jeden z posledních námi měřených svalů. Toto koreluje se zjištěním Hase, Sako, Ushiba & Chino (2004), kteří uvádějí m. gastrocnemius jako první aktivující se sval při tomto pohybu.

Při sledovaných variantách pohybu jsme dále hodnotili vliv bolesti dolní části zad na svalovou aktivaci dle ukazatele mean. Zjistili jsme, že ve fázi vstávání ze sedu byl při všech třech variantách sedáku zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Při variantě vodorovného nastavení sedáku byl statisticky významný rozdíl zjištěn u m. vastus medialis. Při hlubokém nastavení sedáku byl statisticky významný rozdíl zjištěn u m. obliquus externus abdominis a při vysokém nastavení sedáku byl statisticky významný rozdíl zjištěn u m. gastrocnemius (pars medialis). Tato zjištění tedy potvrzují naši domněnku vlivu bolesti dolní části zad na svalovou aktivitu při pohybu ze sedu do stoje.

Statisticky významný rozdíl byl dle ukazatele mean také zjištěn ve fázi sedání ze stoje, a to ve dvou ze tří sledovaných variant nastavení sedáku. Při variantě vodorovného nastavení sedáku byl statisticky významný rozdíl zjištěn u m. tensor fasciae latae. Statisticky významný rozdíl byl poté zjištěn při variantě vysokého nastavení sedáku u dvou svalů, a to m. biceps femoris a m. vastus medialis. Na podkladě těchto výsledků však nemůžeme potvrdit naši domněnku vlivu bolesti dolní části zad na svalovou aktivitu při pohybu ze stoje do sedu.

Posledním ukazatelem, kterým jsme porovnávali svalovou aktivaci při sledovaných pohybech, byl input. Ve fázi pohybu vstávání ze sedu nebyl u tohoto ukazatele zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Toto zjištění tedy nesouhlasí s naší domněnkou vlivu bolesti dolní části zad na svalovou aktivaci. Ve fázi pohybu sedání ze stoje naproti tomu byl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  a to při dvou ze tří sledovaných variant nastavení sedáku. Při variantě vodorovného nastavení sedáku byl statisticky významný rozdíl zjištěn u m. obliquus internus abdominis. Dále byl zjištěn statisticky významný rozdíl při vysokém nastavení sedáku židle, a to u m. biceps femoris. Na podkladě těchto



výsledků však nemůžeme potvrdit naši domněnku vlivu bolesti dolní části zad na svalovou aktivitu při pohybu ze stoje do sedu.

Při porovnání všech tří námi sledovaných parametrů svalové aktivace jsme zjistili, že u některých námi sledovaných svalů se vyskytuje statisticky významný rozdíl u ukazatele mean a/nebo input a také patrný rozdíl mediánu pořadí aktivace svalu mezi skupinou LBP a kontrolní skupinou. Tuto kombinaci jsme zjistili při pohybu vstávání ze sedu do stoje při hluboké variantě sedáku židle u m. obliquus externus abdominis, kdy je přítomen statisticky významný rozdíl ukazatele mean a také patrný rozdíl mediánu pořadí aktivace svalu. Dalším takovým svalem je m. obliquus internus abdominis, u kterého je přítomen statisticky významný rozdíl ukazatele input a patrný rozdíl mediánu pořadí aktivace svalu při pohybu sedání ze stoje z vodorovného nastavení sedáku židle. Posledním svalem, u kterého jsme zjistili statisticky významný rozdíl ukazatele mean i input a také patrný rozdíl mediánu pořadí svalové aktivace při pohybu sedání ze stoje na vysoké variantě sedáku židle, je m. biceps femoris. Toto zjištění by mohlo naznačovat, že se jedná o svaly, u kterých dochází k největšímu ovlivnění aktivity na podkladě bolesti dolní části zad.

Z námi použitých parametrů hodnocení svalové aktivace se však input jeví jako nejméně spolehlivý parametr pro využití při porovnávání s dalšími výzkumy. Hodnota ukazatele input jednotlivých svalů je totiž procentuální zastoupení aktivace daného svalu vzhledem ke všem měřeným svalům, a závisí tak na počtu svalů a na měřených svalech, což tento ukazatel dělá velmi variabilním.

Tato naše zjištění uvedená výše nelze porovnat s výsledky jiných studií, jelikož se doposud žádné výzkumy přesně touto problematikou nezabývaly. Byl by proto vhodný další výzkum.

K limitům výzkumu patří v první řadě počet probandů a rozdíl průměrného věku obou sledovaných skupin. Celkový soubor tvořilo 10 probandů kontrolní skupiny s průměrným věkem 24,5 let a 10 probandů skupiny LBP s průměrným věkem 42 let. V tomto množství a s věkovým rozdílem je však stále možný statisticky projev odchylky jednoho či dvou probandů na výsledku celkové svalové aktivace. Testování sledovaných pohybů probíhalo v laboratorních podmínkách, a tím pádem v cizím prostředí pro probandy. Dále měl vždy proband na těle připevněn snímací přístroj s množstvím kabelů vedoucích k jednotlivým snímacím elektrodám umístěných nad

bříška svalů. Samotné prostředí a množství přítomné snímací techniky může vést ke zkreslení výsledku svalové aktivace oproti přirozené situaci. Během testovaného pohybu může navíc dojít k pohybu kabelu snímací elektrody, možnému vzniku nežádoucího rušení a zkreslení výsledků svalové aktivace.

## 7 ZÁVĚR

V této práci jsme se snažili objasnit možnost vlivu bolesti dolní části zad bez strukturálních změn na svalovou aktivaci vybraných svalů dominantní dolní končetiny a trupu pomocí povrchové elektromyografie.

Při sledování timingu při pohybu vstávání ze sedu nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a skupinou probandů s LBP ani u jedné z variant nastavení sedáku židle.

Při sledování timingu při pohybu sedání ze stoje mezi kontrolní skupinou a skupinou probandů s LBP byl zjištěn statisticky významný rozdíl při jedné variantě nastavení sedáku židle, a to u vysokého nastavení sedáku u svalu *m. tibialis anterior*.

Při sledování ukazatele mean při pohybu vstávání ze sedu byl zjištěn statisticky významný rozdíl při všech třech variantách nastavení sedáku mezi kontrolní skupinou a skupinou probandů s LBP. Při vodorovném nastavení sedáku se jednalo o *m. vastus medialis*, při hlubokém nastavení sedáku o *m. obliquus externus* a při vysokém nastavení sedáku o *m. gastrocnemius (pars medialis)*.

Při sledování ukazatele mean při pohybu sedání ze stoje byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a skupinou probandů s LBP při vodorovné a vysoké variantě nastavení sedáku židle. Při vodorovném nastavení sedáku se jednalo o *m. tensor fasciae latae* a při vysokém nastavení sedáku o *m. biceps femoris* a *m. vastus medialis*.

Při sledování ukazatele input při pohybu vstávání ze sedu nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a skupinou probandů s LBP ani u jedné z variant nastavení sedáku židle.

Při sledování ukazatele input při pohybu sedání ze stoje byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a skupinou probandů s LBP při vodorovné a vysoké variantě nastavení sedáku židle. Při vodorovném nastavení sedáku se jednalo o *m. obliquus internus abdominis* a při vysokém nastavení sedáku o *m. biceps femoris*.

Pro potvrzení těchto výsledků by byl vzhledem k nevelké skupině probandů a nezanedbatelnému rozdílu věkového průměru obou skupin vhodný další výzkum.

## 8 SOUHRN

Tato diplomová práce hodnotí pomocí povrchové elektromyografie svalovou aktivaci při vstávání ze sedu a sedání ze stoje při třech variantách nastavení sedáku židle u kontrolní skupiny zdravých probandů a skupiny pacientů s bolestmi dolní části zad (LBP). K hodnocení svalové aktivity je využito rozdílů timingu a rozdílů ukazatelů mean a input.

V teoretickém přehledu byla popsána kineziologie bederní páteře, kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu. Byly rovněž shrnuty poznatky funkční anatomie měřených svalů, problematiky bolesti dolní části zad, pohybu vstávání ze sedu a elektromyografie.

Ve výzkumné části byla popsána metodika, pomocí které byla získána data pro další hodnocení, a charakterizován soubor, který tvořilo 10 probandů kontrolní skupiny s průměrným věkem 24,5 let a 10 probandů s bolestmi dolní části zad s průměrným věkem 42 let. Byl popsán postup vyšetření a měření elektromyografického signálu pomocí přístroje NORAXON Myosystem 1400A a zpracování a vyhodnocení elektromyografického signálu pomocí programu MyoResearch XP Protocol Version 1.03.05. Naměřené hodnoty byly statisticky zpracovány dle Mann–Whitneyova U testu v programu Statistica 10.0. Výsledky byly poté statisticky zpracovány a za hladinu statistické významnosti bylo použito  $p < 0,05$ .

Ze zjištěných výsledků vyplývá, že při hodnocení timingu měřených svalů mezi kontrolní skupinou a skupinou probandů s LBP byl zjištěn statisticky významný rozdíl při sedání ze stoje pouze při vysokém nastavení sedáku židle. Při vstávání ze sedu nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl. Porovnáním mediánu pořadí zapojení svalů však byl patrný rozdíl timingu určitých svalů mezi kontrolní skupinou a skupinou probandů s LBP při všech variantách nastavení sedáku židle. Při hodnocení svalové aktivity pomocí ukazatele mean byl zjištěn statisticky významný rozdíl při vstávání ze sedu při všech variantách nastavení sedáku židle. Při sedání ze stoje byl zjištěn statisticky významný rozdíl pouze při vodorovném a vysokém nastavení sedáku židle. Při hodnocení svalové aktivity pomocí ukazatele input nebyl při vstávání ze sedu zjištěn statisticky významný rozdíl ani u jedné varianty nastavení sedáku. Při sedání ze stoje byl zjištěn statisticky významný rozdíl pouze při vodorovném a vysokém nastavení sedáku židle.

Vzhledem k velikosti a rozdílnosti věkového průměru testovaných skupin nemusejí být tyto výsledky jednoznačné a vzhledem k nedostatku studií týkající se přesně této problematiky by byl k možnému porovnání výsledku vhodný další výzkum.

## 9 SUMMARY

This diploma thesis evaluates muscular activation in three variants of a chair seat height setting while standing up and sitting down applying a surface electromyography method with a control group of healthy probands and group of patients suffering from the low back pain (LBP). To evaluate the muscular activation, differences in timing and differences of mean and input indicators, are used.

A theoretical summary describes kinesiology of lumbar backbone, hip, knee and ankle joints. Further, knowledge of functional anatomy of measured muscles, low back pain problems, standing up movement from a sitting position, and electromyography, were summarized

A research part describes a method due to which data for further evaluation were acquired; a population was characterized consisting of 10 control group probands of the average age of 24.5 years, and 10 probands suffering from low back pain of the average age of 42 years. The examination procedure and electromyographic signal monitoring by the NORAXON Myosystem 1400A device, and electromyographic signal processing applying the Myoresearch XP Protocol version 1.03.05 program, were described. The measured values were statistically processed according to the Mann-Whitney U test applying the Statistica 10.0 program. The findings were afterwards statistically processed, while  $p < 0.05$  was used as a level of statistical significance.

Following from the findings, a statistically significant difference when evaluating the measured muscles timing was found between the control group and LBP probands group while sitting down from a standing position only in case of a high chair seat setting. No statistically significant difference was found while standing up from a sitting position. Comparing the median timing, a difference in some muscle timing between the control group and LBP probands group was evident in all variants of the chair seat setting. Evaluating the muscle activation applying the mean indicator, a statistically significant difference was found while standing up from the sitting position in all chair seat setting variants. While sitting down from the standing position, a statistically significant difference was only found when a chair seat was set horizontally and highly. No statistically significant difference was found on any chair seat setting variant in the muscle activation evaluation while standing up from the sitting position applying the

input indicator. While sitting down from the standing position, a statistically significant difference was only found when a chair seat was set horizontally and highly.

Taking into account the size and differences of the average age of those tested groups, the above mentioned findings do not have to be definite, and, due to the lack of studies dealing precisely with this issue, further research would be suitable in order to compare the findings.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Akram, S. B., & McIlroy, W. E. (2011). Challenging Horizontal Movement of the Body During Sit-to-Stand: Impact on Stability in the Young and Elderly. *Journal of Motor Behavior*, 43(2), 147-153.
- Alexander, N. B., Gross, M. M., Medell, J. L., & Hofmeyer, M. R. (2001). Effects of functional ability and training on chair-rise biomechanics in older adults. *Journal of Gerontology: medical sciences*, 56(9), 538-547.
- Bahrami, F., Riener, R., Jabedar-Maralani, P., & Schmidt, G. (2000). Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects. *Clinical Biomechanics*, 2, 123-133.
- Bartoníček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf.
- Bertocco, P., Baccalaro, G., Montesano, A., Vismara, L., Parisio., & Galli, M. (2002). The analysis of sit-to-stand movement in obese and normal subjects. Biomechanic evaluations and postural changes between groups. *Europa Medicophysica*, 38(3), 131-7.
- Brunt, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M. A., & Shechtman, O. (2002). The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(7), 924-929.
- Carr, J. H., & Gentile, A. M. (1994). The effect of arm movement on the biomechanics of standing up. *Human Movement Science*, 13(2), 175-193.
- Coghlin, S. S., & McFadyen, B. J. (1994). Transfer strategies used to rise from the chair in normal and low back pain subjects. *Clinical Biomechanics*, 9(2), 85-92.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.
- Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchassona, I., & Petit, J. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: Role of strength. *Clinical Biomechanics*, 22(10), 1096-1103.



- Dufek, J. (1995). *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Dvořák, R., Krainová, Z., Janura, M., & Elfmark, M. (2000). Standardizace metodiky klinického vyšetření stoje na dvou vahách. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 102-104.
- Ferrante, S., Pedrocchi, A., & Ferringo, G. (2005). *Electromyographic analysis of standing up and sitting down*. 10th Annual Conference of International FES Society, July 2005 – Montreal, Canada.
- Goulart, F. R., Valls-Solé, J. (1999). Patterned electromyographic activity in sit-to-stand movement. *Clinical neurophysiology*, 110, 1634-1640.
- Gross, M. M., Stevenson, P. J., Charette, S. L., Pyka, G., & Marcus, R. (1998). Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait Posture*, 8(3), 175-185.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (1995). *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Williams & Wilkins.
- Hanke, T. A., Pai, Y. C., & Rogers, M. W. (1995). Reliability of measurements of body center-of-mass momentum during sit-to-stand in healthy adults. *Physical Therapy*, 75(2), 105-118.
- Hase, K., Sako, M., Ushiba, J., & Chino, N. (2004). Motor strategies for initiating downward-oriented movements during standing in adults. *Exp Brain Res*, 158, 18-27.
- He, H., Kiguchi, K., & Horikawa, E. (2007). A Study on Lower-Limb Muscle Activities during Daily Lower-Limb Motions. *International Journal of Bioelectromagnetism*, 9(2), 79-84.
- Hesse, S., Schauer, M., & Jahnke, M. T. (1994). Standing up in healthy subjects: Symmetry of weight distribution and lateral displacement of the centre of mass as related to limb dominance. *Gait & Posture*, 4, 287-292.
- Hides, J., Richardson, C., & Jull, G. (1996). Multifidus Muscle recovery is not automatic after resolution of acute first-episode low back pain. *Spine*, 21, 2763-2769.

- Hughes, M. A., & Schenkman, M. L. (1996). Chair rise strategies in the functionally impaired elderly. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 33(4), 409-412.
- Cheng, P. T., Liaw, M. Y., Wong, M. K., Tang, F. T., Lee, M. Y., & Lin, P. S. (1998). The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 79(9), 1043-1046.
- Janssen, W. G. M., Bussmann, H. B. J., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review. *Physical Therapy*, 82(9), 866-879.
- Jeng, S. F., Schenkman, M., Riley, P. O., & Lin, S. J. (1990). Reliability of a Clinical Kinematic Assessment of the Sit-to-stand Movement. *Physical Therapy*, 70(8), 511-520.
- Kapandji, I. A. (1974). *The Physiology of the Joints, Volume three – The trunk and vertebral column* (2nd ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kapandji, I., A. (1987). *The Physiology of the Joints, Volume two – Lower Limb*. (5th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kasman, G., Cram, J. R., & Wolf, S. L. (1998). *Clinical applications in Surface Electromyography: Chronic Musculoskeletal Pain*. Gaithersburg: An Aspen Publication.
- Kawagoe, S., Tajima, N., & Chosa, E. (2000). Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on motion of standing up. *Journal of Orthopaedic Science*, 5, 124-133.
- Keller, O. (1998). *Elektromyografie*. Praha: Triton.
- Kerr, K. M., Whitte, J. A., Barr D. A., & Mollan, R. A. B. (1997). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clinical Biomechanics*, 12(4), 236-245.
- Khemlani, M. M., Carr. J. H., & Crosbie, W. J. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot position. *Clinical Biomechanics*, 4, 236-246.
- Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 155-170.

- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Gálen.
- Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG: A practical Introduction to Kinesiological Elektromyography*. USA: Noraxon INC. Retrieved 14. 5. 2013 from the World Wide Web <http://www.noraxon.com/docs/education/abc-of-emg.pdf?sfvrsn=0>.
- Kuo, Y. L., Tully, E. A., & Galea, M. P. (2009). Kinematics of Sagittal Spine and Lower Limb Movement in Healthy Older Adults During Sit-to-Stand From Two Seat Heights. *Spine*, 35(1), E1-E7.
- Lehman, G. J. (2006). Trunk and hip muscle recruitment patterns during the prone leg extension following a lateral ankle sprain: A prospective case study pre and post injury. *Chiropractic & Osteopathy*, 14(4), 1746 – 1749.
- Mak, M. K., Levin, O., Mizrahi, J., & Hui-Chan, C. W. (2003). Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease. *Clinical Biomechanics*, 18, 197-206.
- Mazza, C., Benvenuti, F., Bimbi, C., Stanhope, S. J. (2004). Association Between Subject Functional Status, Seat Height, and Movement Strategy in Sit-to-Stand Performance. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(10), 1750-1754.
- Megan, E. (2002) Effectiveness of specific lumbar stabilization exercises: A single case study. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 10 (1), 40-46.
- Millington, P. J., Myklebust, B. M., & Shambes, G. M. (1992). Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 73(7), 609-617.
- Norris, C. M. (2000). *Back stability*. Champaign: Human Kinetics.
- Panjabi, M. M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kineziology*, 13, 371-375.
- Papa, E., & Cappozzo, A. (2000). Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *Journal of Biomechanics*, 33(9), 1113-1122.
- Pool-Goudzwaard, A. L., Vleeming, A., Stoeckart, R., Snijders, C. J., & Mens, J. M. A. (1998). Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to „a-specific“ low back pain. *Manual Therapy*, 3(1), 12-20.

- Prudente, C., Rodrigues-de-Paula, F., Faria, C.D.C.M. (2013). Lower Limb Muscle Activation During the Sit-to-Stand Task in Subjects Who Have Had a Stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 92(3), 1-10.
- Rainoldi, A., Melchiorri, G., & Causo, I. (2004). A method for positioning electrodes during surface EMG recording in lower limb muscles. *Journal of Neuroscience Methods*, 134(1), 37-43.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80-84.
- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 173-177.
- Roebroek, M. E., Doorenbosch, C. A. M., Harlaar, J., Jacobs, R., & Lankhorst, G. J. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinical Biomechanics*, 9(4), 235-244.
- Rysnarová, D. (2002). *Dynamická analýza vstávání ze sedu*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Shepherd, R. B., & Koh, H. P. (1996). Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 28(2), 79-88.
- Schenkman, M., Berger, R. A., Riley, P. O., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1990). Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting. *Physical Therapy*, 70(10), 638-651.
- Sibella, F., Galli, M., Romei, M., Montesano, A., & Crivellini, M. (2003). Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subject. *Clinical Biomechanics*, 18(8), 745-750.
- Smékal, D., Opavský, J., Urban, J., & Mayer, M. (2005). Stereotyp vstávání ze sedu v klinické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(2), 55-61.
- Su, F. C., Lai, K. A., & Hong, W. H. (1998). Rising from chair after total knee arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 176-181.

- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém - podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 112-124.
- Suchomel, T., & Lisický, D. (2004). Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 128-136.
- Talis, V. L., Grishin, A. A., Solopova, I. A., Oskanyan, T. L., Belenky, V. E., & Ivanenko, Y. P. (2008). Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery. *Clinical Biomechanics*, 23(4), 424-433.
- Travell, J. G., & Simons, D. G. (1992). *Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual* (Vol.2). The lower extremities. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human movement*. New York: Churchill Livingstone.
- Trojan, S., Druga, R., & Pfeiffer, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Vander Linden, D. W., Brunt, D., & McCulloch, M. U. (1994). Variant and invariant characteristics of sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 75(6), 653-660.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita, II. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 122-129.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.
- Wai-Hang, J. L. (2004). *Are you left-handed?* Footedness questionnaire. Retrieved 10. 12. 2012 from World Wide Web:[http://jackielam.org/handedness/test\\_foot.htm](http://jackielam.org/handedness/test_foot.htm).
- White III, A. A., & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical Biomechanics of the Spine*. (2nd ed.). Philadelphia: J. B. Lippincott Company.
- Williams, J. M., Haq, I., & Lee, R. Y. (2013). An Investigation Into the Onset, Pattern, and Effects of Pain Relief on Lumbar Extensor Electromyography in People With Acute and Chronic Low Back Pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 36(2), 91-100.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). Hoboken N.J.: John Wiley and Sons, Inc.

## **11 PŘÍLOHY**

**Příloha 1.** Anamnéza

**Příloha 2.** Kineziologický rozbor

**Příloha 3.** Vyšetření laterality

**Příloha 4.** Informovaný souhlas

**Příloha 5.** Vyjádření etické komise

**Příloha 6.** Ilustrativní znázornění uložení elektrod z přední strany těla

**Příloha 7.** Ilustrativní znázornění uložení elektrod ze zadní strany těla

## **Příloha 1. Anamnéza**

Jméno a příjmení: ..... Číslo probanda: .....

Rok narození:

Datum měření:

Povolání .....

Závažná onemocnění .....

Operace na dolních končetinách a páteři .....

Úrazy na dolních končetinách a páteři .....

Výskyt artrózy v rodině .....

Problémy s kyčelními klouby v dětství (široké balení apod.) .....

Výskyt bolesti v oblasti dolní části zad .....

Jak dlouho trpíte současnou bolestí .....

Užívané léky .....

Sport (jaký, i dříve, aktivně, rekreačně, kolik hodin týdně, denně)

.....

.....

Koníčky (jaké, kolik hodin týdně) .....

## Příloha 2. Kineziologický rozbor

Číslo probanda:..... Iničiály:..... Věk:.....

### **Ve stoji:**

Postavení pánve v sagitální rovině.....  
ve frontální rovině.....  
v transverzální rovině.....  
shift pánve.....

SI posun.....

Mm. glutei maximi – konfigurace, symetrie.....

Výška gluteálních rýh.....

Postavení dolních končetin.....

Hamstringy – konfigurace symetrie.....

M. quadriceps fem. – konfigurace, symetrie.....

Kolenní klouby (varozita, valgozita, rekurvace).....

Podkolenní rýhy.....

Mm. gastrocnemii – konfigurace, symetrie.....

Paty (varozita, valgozita).....

Klenby nožní.....

Konfigurace L pátere.....

Paravertebrální svaly – konfigurace, symetrie.....

Břišní svalstvo (konfigurace, symetrie).....

### **Vleže na zádech:**

Délka DKK (SIAS – vnitřní kotník).....

### **Vyšetření zkrácených svalů:**

M. iliopsoas

M. tensor fasciae latae

M. rectus femoris

M. triceps surae

Hamstringy



### **Příloha 3. Vyšetření laterality**

**Vyšetření laterality (český překlad dotazníku Footedness questionnaire (Wai-Hang, 2004) k určení dominance dolní končetiny**

#### **Otázky:**

Kterou nohou kopnete do míče, abyste trefili cíl?

Kterou nohu použijete na zvednutí malého kamínku prsty?

Kterou nohou zašlápnete hmyz?

Kterou nohou vystoupíte první na židli?

#### **Bodové hodnocení:**

levá 1, obě 2, pravá 3

levá 1, obě 2, pravá 3

levá 1, obě 2, pravá 3

levá 1, obě 2, pravá 3

#### **Výsledky:**

11-12 - výhradní pravák

9-10 - smíšené praváctví

8 - ambidexter

6-7 - smíšené leváctví

4-5 - výhradní levák

## **Příloha 4. Informovaný souhlas**

### Informovaný souhlas

**Studie:** Hodnocení aktivace vybraných svalů s použitím polyelektromyografie při testu sed-stoj-sed u zdravých probandů a u pacientů s bolestmi dolní části zad

Jméno:

Datum narození:

Účastník(ce) byl(a) do studie zařazen(a) pod číslem:

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

Datum:

Datum:

Podpis účastníka(ce):

Podpis osoby pověřené touto studií:

## Příloha 5. Vyjádření etické komise



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 autora  
**Bc. Martina Hlouška**

s názvem **Hodnocení aktivace vybraných svalů s použitím polyelektromyografie při testu sed-stoj-sed u zdravých probandů a u pacientů s bolestmi dolní části zad (low back pain).**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 30 / 2013  
dne: 8. 4. 2013.

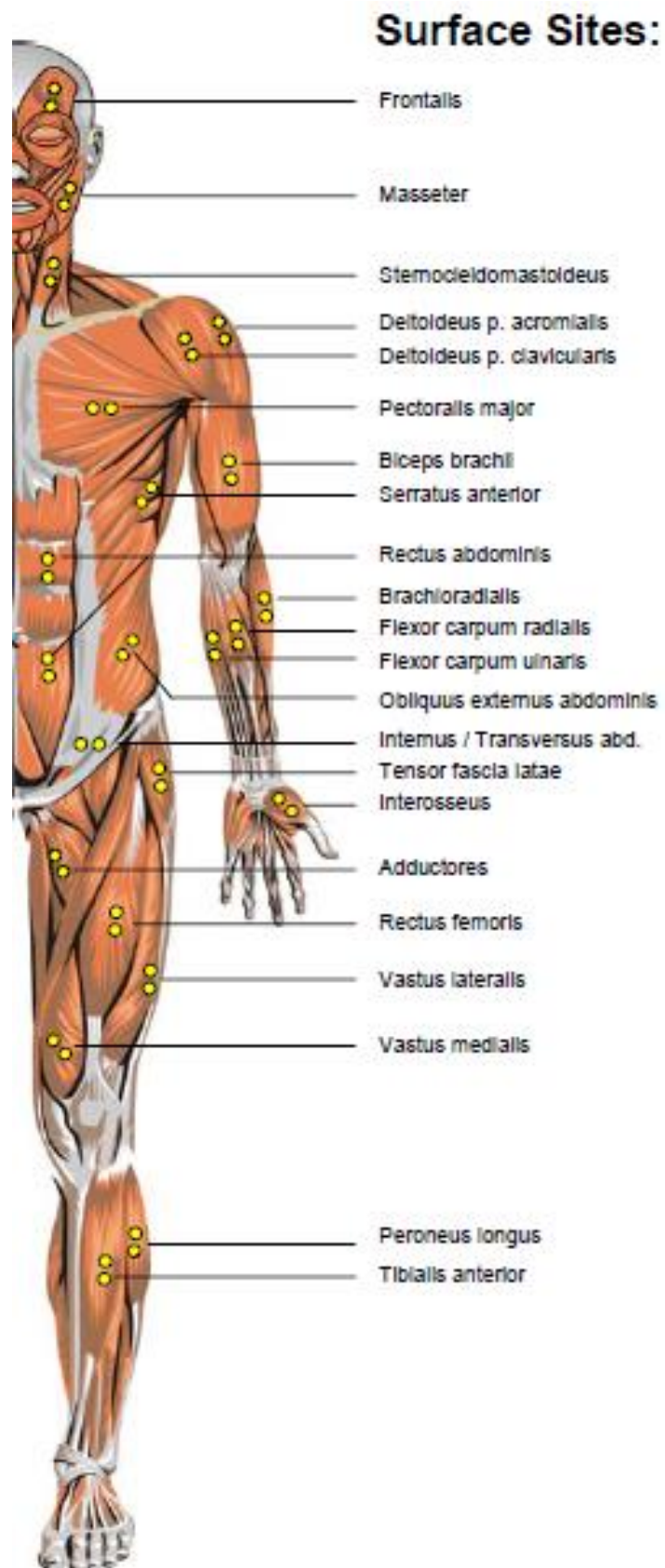
Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

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

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury  
studijní a pedagogické oddělení  
771 11 Olomouc, tř. Míru 115  
(2)

**Příloha 6. Ilustrativní znázornění uložení elektrod z přední strany těla (Konrad, 2006)**



**Příloha 7. Ilustrativní znázornění uložení elektrod ze zadní strany těla (Konrad, 2006)**

