

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Analýza elektromyografické aktivity vybraných svalů při  
cvičení na vybraných balančních plochách**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.**

Vypracovala:

**Bc. Nikol Pospíšilová**

Praha září 2012

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Analýza elektromyografické aktivity vybraných svalů při cvičení na vybraných balančních plochách“ zpracovala samostatně a uvedla jsem všechny použité zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne.....

Nikol Pospíšilová.....

## **Evidenční list knihovny**

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem ztvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použité prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc. za cenné rady, připomínky a podněty, které mi pomohly při tvorbě diplomové práce. Také chci vyjádřit svoje poděkování MUDr. Davidu Pánkovi, Ph.D. za pomoc při měření v kineziologické laboratoři a za konzultace při vyhodnocení elektromyografického signálu. Mé poděkování patří i všem probandům, kteří si udělali čas na změření potřebných dat, bez nichž by tato práce nemohla vzniknout.

## **Abstrakt**

**Název:** Analýza elektromyografické aktivity vybraných svalů při cvičení na vybraných balančních plochách.

**Cíl práce:** Cílem diplomové práce bylo zdokumentovat, porovnat a analyzovat elektromyografickou aktivitu m. gluteus maximus et medius oboustranně, m. erector spinae oboustranně v úrovni L3 a m. quadriceps vastus medialis et lateralis při cvičení na vybraných labilních plochách – válcová úseč a balanční sandály.

**Metody:** Práce byla zpracována jako pilotní studie. K objektivizaci bylo použito povrchové elektromyografie. Výzkumný soubor se skládal ze sedmi dobrovolníků (5 žen a 2 mužů), kteří neměli v anamnéze žádná vážná zranění, operace a nikdo z nich se dlouhodobě nevěnoval žádnému sportu. Byla porovnávána elektromyografická aktivita výše zmíněných svalů při dvou jasně definovaných cvicích (stoj na jedné dolní končetině a přešlapování/chůze na místě) na balančních sandálech a na válcové úseči v předozadní rovině.

**Výsledky:** Výsledky potvrdily pouze dvě hypotézy z pěti. A to hypotézu č. 2, že nejnižší aktivita m. gluteus maximus je při cviku č. 3 – přešlapování/chůze na místě na válcové úseči a hypotézu č. 3, že nejvyšší aktivita m. erector spinae je při cviku č. 4 – přešlapování/chůze na balančních sandálech. Další tři hypotézy nebyly výsledky potvrzeny. Aktivita m. gluteus medius byla vysoká při cviku č. 1 a 2, tedy při stoji na jedné dolní končetině na úseči i balančním sandálu. Nejvyšší elektrická aktivita m. quadriceps vastus medialis et lateralis byla u cviku č. 4 a 3.

**Klíčová slova:** Elektromyografie, elektromyografická analýza, válcová úseč, balanční sandály, m. gluteus maximus et medius, m. erector spinae, m. vastus medialis et lateralis

## **Abstract**

**Title:** Analysis of electromyographic activity of selected muscles in exercises on selected balance surfaces.

**Objective:** The objective of this dissertation was to document, compare and analyze electromyographic activity of m. gluteus maximus et medius, of m. erector spinae at the level L3 and of m. quadriceps vagus medialis et lateralis in exercises on selected unstable surfaces – on a cylindrical board and in balance sandals.

**Methods:** The work was elaborated as a pilot study. Surface electromyography was used for objectification. The researched group consisted of 7 volunteers (5 women and 2 men), who had no serious injuries and surgeries in their anamnesis and none of them did any sports for a long period. Electromyographic activity of the above mentioned muscles was compared when doing two clearly defined exercises (stand on one lower extremity and hovering/gait on the spot) in balancing sandals and on a cylindrical board in sagittal plane.

**Results:** The results only confirmed two hypotheses out of five ones. Namely it was the hypothesis no. 2 that the lowest activity of m. gluteus maximus was reached while doing exercise no. 3 – hovering/gait on the spot on a cylindrical board and the hypothesis no. 3 that the highest activity of m. erector spinae was reached while doing exercise no. 4 – hovering/gait on the spot in balancing sandals. The results did not confirm the next three hypotheses. The activity of m. gluteus medius was high while doing exercises no. 1 and 2 that means while standing on one lower extremity both on a cylindrical board and in balancing sandals. The highest electrical activity of m. quadriceps vastus medialis et lateralis was reached while doing exercises no. 4 and 3.

**Keywords:** Electromyography, electromyographic analysis, cylindrical board, balancing sandals, m. gluteus maximus et medius, m. erector spinae, m. vastus medialis et lateralis.

## Obsah

1 ÚVOD.....	10
2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE.....	11
2.1 Anatomie.....	11
2.2 Fyziologie.....	12
2.2.1 Fyziologie svalstva.....	12
2.2.2 Fyziologie řízení pohybu.....	14
2.3 Kineziologie.....	17
2.3.1 Kineziologie kyčelního kloubu.....	17
2.3.2 Gluteální svaly ve smyčkách.....	18
2.4 Elektromyografická analýza.....	19
2.4.1 Historie EMG.....	19
2.4.2 Co je to EMG.....	21
2.4.3 Využití EMG.....	21
2.4.4 Rozdělení EMG.....	21
2.4.5 Vznik EMG signálu.....	22
2.4.6 Měření EMG signálu.....	22
2.4.7 Analýza EMG signálu.....	23
2.5 Metodika Senzomotorické stimulace podle Jandy a Vávrové.....	24
2.6 Literární rešerše – přehled studií podobných témat.....	26
3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY.....	41
3.1 Cíle práce.....	41
3.2 Úkoly práce.....	41
3.3 Řešené otázky.....	42
3.4 Hypotézy.....	42
4 METODIKA PRÁCE (výzkumné metody a postup řešení).....	43
4.1 Základní použitý metodický přístup.....	43
4.2 Výzkumný soubor.....	43
4.3 Metodika sběru dat.....	44
4.4 Organizace výzkumu.....	45
4.5 Analýza dat.....	46
5 VÝSLEDKY.....	48
5.1 Výsledky - proband 1.....	48

5.2	Výsledky - proband 2.....	49
5.3	Výsledky - proband 3.....	50
5.4	Výsledky - proband 4.....	51
5.5	Výsledky - proband 5.....	52
5.6	Výsledky - proband 6.....	53
5.7	Výsledky - proband 7.....	54
5.8	Shrnutí výsledků .....	55
6	DISKUZE .....	58
6.1	Hypotéza č. 1 .....	58
6.2	Hypotéza č. 2 .....	59
6.3	Hypotéza č. 3 .....	60
6.4	Hypotéza č. 4 .....	60
6.5	Hypotéza č. 5 .....	60
6.6	Správnost výzkumného souboru.....	61
6.7	Správnost použité pomůcky.....	61
6.8	Správnost výběru doby měření výzkumu .....	62
6.9	Správnost průběhu vlastního měření.....	63
6.10	Doporučení pomůcek v klinické praxi.....	64
6.11	Dnešní trendy .....	65
7	ZÁVĚRY .....	68



## **Seznam zkratek**

ADP - adenosdifosfát

ATP - adenotrifosfát

CA<sup>2+</sup> - vápníkové ionty

cm - centimetr

č. - číslo

dx - dexter (pravá strana)

EMG - elektromyografie

GIT - gastrointestinální trakt

Hz - hertz, jednotka frekvence

kg - kilogram

L2 - druhý bederní obratel

L3 - třetí bederní obratel

m- - musculus

mm. - musculi

MVC - maximální volní kontrakce

n. - nervus

Obr. - obrázek

rr. - rami (větve nervů)

S2 - druhý křížový obratel

sin - sinister (levá strana)

Tab. - tabulka

# 1 ÚVOD

V poslední době se balanční plochy začaly objevovat v mnoha jiných směrech než pouze v rehabilitaci. Různé typy balančních ploch se začaly uplatňovat ve fitness centrech, různých sportech, a dokonce i výrobce obuvi nabízejí boty s mírně nestabilní tvarovanou podrážkou pro posilování dolních končetin za chůze. Díky tomu je ve světě balančních ploch stále co objevovat a zkoumat. V rehabilitaci je cvičení na balančních plochách a tedy metodika senzomotorické stimulace stále osvědčenou metodou. Úseče a balanční sandály jsou stále doporučovány jako vhodné pomůcky při cvičení v rámci metodiky senzomotorické stimulace a je známo, že přispívají ke zlepšení svalové koordinace, držení těla a ovlivnění poruch propriocepce (Kolář, 2009; Pavlů, 2002).

Téma mě zaujalo především z praktického hlediska, jelikož téměř každý fyzioterapeut má za sebou kurz metodiky senzomotorické stimulace a ve své praxi denně používá prvky z této metodiky. Každý terapeut má ve své cvičebně úseč nebo balanční sandály, případně obojí. V dnešním moderním světě se neustále vytvářejí nové výzkumy na nové cvičební pomůcky, a na ty „nejstarší“ a zřejmě nejpoužívanější pomůcky se pozapomnělo. V žádném výzkumu zatím nedošlo k objektivizaci a porovnání elektrické aktivity vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech. Existuje mnoho teoretických dohadů a úsudků o tom, na které labilní ploše se zapojují svaly více, ale neexistuje doposud žádná studie, která by tuto problematiku zkoumala a která by pomocí objektivizačních metod zanalyzovala elektrickou aktivitu vybraných svalů. Je pravda, že existuje mnoho výzkumů, které zkoumaly elektrickou aktivitu svalů při cvičení na úseči a elektrickou aktivitu svalů při cvičení na balančních sandálech, ale vždy byla srovnávána s elektrickou aktivitou svalů při cvičení na jiné cvičební pomůcce, ale nikdy nebyly tyto dvě balanční plochy zkoumány dohromady. Je známo, že v mnoha výzkumech byla analyzovaná elektrická aktivita gluteálních svalů a byla porovnávána s jinými svalovými skupinami nebo přímo s konkrétními svaly, jako například m. gluteus medius a m. gastrocnemius. Bylo napsáno mnoho studií a výzkumů, které se zaměřily na analýzu elektrické aktivity určitých svalů při cvičení na balančních plochách a na různých cvičebních pomůckách jako je například BOSSU, ProFitter 3-D Cross Trainer, step-up a další. Jak už bylo konstatováno, žádná studie nezkoumala elektrickou aktivitu dvou gluteálních svalů a nesrovnávala tuto aktivitu při cvičení na úseči a na balančních sandálech.

## 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

### 2.1 Anatomie

Mezi muscoli glutei, svaly hýžd'ové, patří m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. gluteus minimus a m. tensor fasciae latae. Začínají na vnější straně lopaty kyčelní a upínají se do oblasti velkého trochanteru, tensor pokračuje dále a upíná se do tractus iliotibialis. Z funkčního hlediska jsou všechny tyto svaly abduktory, rotátory a extenzory kyčelního kloubu. Jsou inervovány z plexus sacralis, kořenová inervace přichází z L4 – S2 (Čihák, 2001).

M. gluteus maximus, velký sval hýžd'ový, je největší sval z této skupiny, začíná od zadní části lopaty kyčelní, od okraje kosti křížové a kostrče a upíná se na zadní okraj velkého trochanteru a pod ním tuberositas glutea. Zadní snopce svalu se aktivují při extenzi a zevní rotaci kyčelního kloubu, přední snopce pak při abdukci kyčelního kloubu. Sval je inervován z n. gluteus inferior. M. gluteus maximus je velmi důležitým svalem při udržování vzpřímené postavy, je hlavním extenzorem kyčelního kloubu a tedy je velmi potřebný například při vstávání ze sedu do stoje, nebo při chůzi do schodů. Dále pomocí tahu za tractus iliotibialis pomáhá fixovat extenzi kolenního kloubu a při předklonu nese značnou část váhy trupu (Čihák, 2001).

M. gluteus medius, střední sval hýžd'ový, začíná na zevní ploše lopaty kyčelní, mezi linea glutea posterior a anterior. Upíná se pak na přední, horní a zadní okraj velkého trochanteru. Přední snopce se aktivují při vnitřní rotaci kyčelního kloubu, střední při abdukci a zadní při zevní rotaci. Inervace přichází z n. gluteus superior. Tento sval je velice významný při chůzi, dále umožňuje unožení dolní končetiny a nakonec je důležitý při udržování rovnováhy při stoji (Čihák, 2001).

M. quadriceps femoris, čtyřhlavý sval stehenní, je tvořen čtyřmi hlavami - m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. vastus intermedius. Začátek svalu je na spina iliaca anterior inferior pro m. rectus femoris, linea intertrochanterica a labium mediale et laterale lineae asperae. Všechny čtyři části se spojují nad patellou a upínají se na patellu prostřednictvím ligamentum patellae od apex patellae až k úponu na tuberositas tibiae. Hlavní funkcí je extenze kolenního kloubu. M. quadriceps je významný posturální sval, který se účastní vzpřímené postavy, uplatňuje se při chůzi a vstávání ze sedu. Inervace přichází z n. femoralis a kořenová inervace přichází z L2-L4 (Čihák, 2001).

M. erector spinae je název pro všechny zádové svaly čtvrté a té nejhlubší vrstvy zádových svalů. Jinak se mohou označovat jako autochtonní svaly zádové a jsou připojeny k páteři po celé délce od křížové kosti až po záhlaví. Do této skupiny patří systém spinotransversální, spinospinální, transversospinální a nakonec systém krátkých svalů hřbetních. Hlavní funkce těchto svalů je vzpřímení páteře při oboustranné akci a úklon a rotace páteře působícího svalu při jednostranné akci. Inervace přichází z rr. dorsales míšních nervů (Čihák, 2001).

## **2.2 Fyziologie**

### **2.2.1 Fyziologie svalstva**

Charakteristickou vlastností svalů je schopnost kontrakce a relaxace, jelikož svaly patří ke vzrušivým tkáním. Nejdříve dochází k excitaci vzrušivé buněčné membrány, pak vzniká kontrakce, což je přímá přeměna chemické energie na mechanickou. Toto se pak projeví určitým pohybem, zkrácením svalu a svalovou silou. Svaly zajišťují v organismu veškerou aktivní tenzi a pohyb. Pak umožňují i pohyb potřebný pro lidskou práci, komunikaci, ať už pomocí mimiky, mluveného slova nebo psaní, ale i například transport krve v cévách, transport potravy v GIT nebo činnost sfinkterů. Svaly lze rozdělit na kosterní svalovinu, hladkou a srdeční (Trojan, 2003).

Základní funkční a strukturální jednotkou svalu je sarkomera. Sarkomery jsou pravidelné úseky, které se nachází v jedné myofibrile. V jednom svalovém vláknu se nachází stovky myofibril. Svalové vlákno o délce 4 cm může mít až 20 000 sarkomer. Na obou koncích jsou sarkomery ohraničeny Z-disky, ve kterých jsou ukotvena tenká aktinová filamenta. Středem struktury sarkomery jsou umístěná tlustá myozinová filamenta. Aktinová a myozinová vlákna se navzájem překrývají, čímž vzniká typický mikroskopický obraz příčně pruhovaného svalstva. Zde se střídají izotropní a anizotropní proužky (pásy) a nachází se zde ještě vnitřní H-zóna, což je místo, kde se aktin a myozin nepřekrývají. Při kontrakci, při které dochází ke zkrácení svalu, se tenká a tlustá filamenta zasouvají mezi sebe a tím se tak překrývají. Tím se zkracuje I-proužek a H-zóna, délka A-proužku se přitom nemění (Trojan, 2003).

Pro molekulární podstatu kontrakce existuje teorie molekulárních generátorů síly. Pohyb a síla svalu je důsledkem cyklické interakce myozinových hlav (generátorů síly) s aktinovými filamenty. Interakce je umožněna vyplavením  $\text{Ca}^{2+}$ . Díky vzniklé depolarizaci povrchové membrány se vyplavuje  $\text{Ca}^{2+}$  do cytosolu. Dochází k navázání

čtyř molekul  $\text{Ca}^{2+}$  na troponin, to vyvolá konformační změny a vzniká tak tropomyozin, který se zasouvá hlouběji do štěrbin a tím tak zpřístupní vazebná místa na aktinu pro hlavy myozinu. Okamžitě dochází ke spojení s hlavami myozinu a tento aktinomyozinový komplex aktivuje ATPázu a následuje štěpení ATP na ADP a fosfát. Tím je uvolněná energie přenesená do ohybu krčku a dochází tak k vzájemnému posunu vláken. Když se uvolní ADP, spojení se stabilizuje a vzniká tak rigorový komplex. Při navázání nového ATP dochází k rozpojení aktinomyozinového komplexu a narovnání hlaviček myozinu. Celý cyklus se opakuje (Trojan, 2003).

Excitace povrchové membrány vzniká tak, že látky působí na receptory povrchové membrány. U kosterního svalstva jde především o nervosvalovou ploténku. Důležitý je akční potenciál, který vzniká a šíří se důsledkem přesunu iontů kanály přímo řízenými receptory nebo kanály řízenými metabotropně. Signálem pro vznik akčního potenciálu je uvolnění acetylcholinu, aktivací acetylcholinových receptorů nikotinového typu vznikne místní depolarizace. S excitací je nutně spřažena kontrakce svalu (Trojan, 2003).

Svaly lze rozdělit na rychlé a pomalé. Rychlé svaly umožňují rychlý, ale krátkodobý výkon. Pomalé svaly pak obvykle vykonávají statickou práci, mají menší výkon a tak snadno se neunaví. Mezi pomalé svaly jsou řazeny především posturální svaly (Trojan, 2003).

Na jediný akční potenciál motoneuronu sval odpovídá tzv. trhnutím svalu. Při přirozené kontrakci se jedná o tetanický stah, kdy na zbytek kontrakce z předchozího trhnutí svalu nasedá další a každý další stah je intenzivnější. Jedná se o vlnitý tetanus, pokud další impuls přijde v sestupné fázi kontrakce. Pokud přijde za vzestupné fáze kontrakce, dochází tak k sumaci a jedná se o hladký tetanus. U savců dochází spíše k hladkému tetanu a při frekvenci impulzů nad 30 Hz obvykle dochází k maximálně možné kontrakci. Při izometrické kontrakci vzniká svalová síla a sval se nezkracuje. Při izotonické kontrakci se mění délka svalu při stále zátěži. Délka se mění tím rychleji, čím je zátěž menší. Rozlišuje se kontrakce excentrická, kdy se sval prodlužuje, a koncentrická, kdy se sval při vyvinuté svalové síle zkracuje. Pokud sval brzdí nebo tlumí, například doskok, koná tak sval negativní práci a absorbuje energii. Svalový tonus je každý stav napětí svalu. Každý sval má určitý tonus a tento tonus nesouvisí přímo s pohybem. Při trvalejší depolarizaci sarkolem vzniká kontraktura, což je dlouhodobé zkrácení svalového vlákna (Trojan, 2003).

Důležitou součástí je i energetika činnosti svalu. Nejdůležitějším zdrojem energie je ATP a jeho zdrojem je aerobní oxidativní fosforylace. Zásoba ATP může být dále doplněna reakcí ADP s kreatinfosfátem, který je doplňován odbouráváním volných mastných kyselin z krve. Glukóza je hlavním zdrojem při krátkodobých vysokých výkonech. Vlastní glykogen se využívá při extrémních nárocích svalové činnosti a po ní vzniká ve svalu teplo. Nakonec po svalové práci dochází k psychické a fyzické únavě, což souvisí s nahromaděním metabolitů ve svalových buňkách. Konstatuje se i o synaptické únavě, která vzniká při intenzivních výkonech, při níž dochází k tzv. dočasnému vyčerpání transmitterů (Trojan, 2003).

### **2.2.2 Fyziologie řízení pohybu**

Trojan píše, že: „Činnost kosterního svalstva je vždy řízená jako jediný funkční celek“. Na řízení motoriky se podílejí všechny oddíly centrální nervové soustavy. Svalový tonus je základem veškeré hybnosti a je zajišťován činností páteřní míchy. Dále zde bude uveden motorický systém polohy, tedy opěrná motorika a motorický systém pohybu, tedy cílená motorika (Trojan, 2003).

Opěrnou motorikou chápeme zajišťování polohy těla, nebo se také jedná o reflexní motoriku. Primárně je opěrná motorika řízena z páteřní míchy a hybnými centry mozkového kmene, především pak z retikulární formace (Trojan, 2003).

Motoneurony míšních a hlavových nervů řídí kontrakci svalu. Počet aktivovaných motorických jednotek a velikost frekvence akčních potenciálů ovlivňuje sílu stahu svalu. Z motoneuronů vycházejí motorická vlákna, která vedou do svalu impulsy ke smrštění svalových vláken. Motorická vlákna jsou na povrchu vláken příčně pruhovaného svalu speciálně zakončena neuromuskulární ploténkou. Způsob přechodu nervového podnětu a vyvolání podráždění a stahu vlákna má charakter nervové synapse (Čihák, 2001).

Skupina svalových vláken inervovaných jednou nervovou buňkou, tedy motoneuronem, se nazývá motorická jednotka. U svalů, které vykonávají jednoduché a hrubé pohyby, bývá motorická jednotka velká, tvoří jí například až 150 svalových vláken. U svalů, které vykonávají jemné a přesné pohyby je motorická jednotka malá, ta je tvořena asi 8-15 svalovými vlákny. Motorické jednotky jsou zpravidla roztroušeny ve větším svalovém okrsku, zpravidla ve tvaru elipsoidu. Okrsky se navzájem prolínají se

sousedními. Jelikož se motorické jednotky prolínají a překrývají, jsou rozprostřeny široce do prostoru, a je tak v akci celý sval (Ambler, 2006; Čihák, 2001).

Senzitivní vlákna vedou podněty ze svalu do centrální nervové soustavy. A tato senzitivní vlákna vycházejí ze specializovaných receptorů zvaných svalová a šlachová vřeténka. Jsou to receptory propioceptivních reflexů, které jsou monosynaptické, takže začínají a končí v témže svaly. Svalová vřeténka jsou uložena v podélné ose svalu a reagují na protažení svalu. Informují centrální nervovou soustavu o rychlých změnách délky svalu, ale i o změnách dlouhodobých a tonických tím, že facilitačně působí na alfa-motoneurony vlastního svalu. Funkcí vřetének je regulace napětí a udržování stupně dosaženého stahu. Bez tohoto mechanismu by svaly ochabovaly při každém jednotlivém pohybu. Nakonec z centrální nervové soustavy vedou motorická nervová zakončení alfa-motoneuronu na extrafuzálních vláknech a gama-motoneuronu na intrafuzálních vláknech. Šlachová vřeténka jsou uložena na přechodu svalu do šlachy a aktivují se při napnutí šlachy za kontrakce svalu. Vzniká útlum alfa-motoneuronu a též ochrana svalu i šlachy před přetížením (Čihák, 2001; Trojan, 2003).

Exteroreceptivní reflexy jsou dalším příkladem řízení hybnosti pátevní míchou. Podmětem jejich vybavení je podráždění receptorů v kůži například dotykem nebo bolestí. Při taktilním podnětu se reflexně zvyšuje napětí extenzorů, které tvoří základ postojových reakcí. Při bolestivém podnětu se reflexně zvyšuje napětí flexorů a takto vyvolané flexorové reflexy jsou označovány jako obranné reflexy (Trojan, 2003).

Při každém pohybu je nutná dokonalá souhra mezi jednotlivými svaly a svalovými skupinami, tedy při kontrakci agonistů musí být antagonisté tlumeni, aby tak mohl vzniknout koordinovaný pohyb. Tento útlum se nazývá reciproční inervace a je řízen především činností míšních interneuronů. Reciproční inervace se uplatňuje například u zkříženého extenzorového reflexu, kdy flexe jedné končetiny je současně doprovázená extenzí druhé končetiny. Díky tomuto reflexu je udržovaný vzpřímený stoj a rovnováha a tento děj je tedy základním prvkem lokomoce (Trojan, 2003).

Důležitými průchodícími a přepojovacími stanicemi dostředivých a odstředivých nervových drah je mozkový kmen a především pak prodloužená mícha a Varolův most. Uplatňují se při nepodmíněných reflexech pro život nezbytných, například dýchacích, srdečních, cévních a trávicích. V této části centrální nervové soustavy jsou uložena jádra V. - XII. hlavového nervu, takže se prodloužená mícha a Varolův most účastní

motorických funkcí jako je mimika, fonace nebo řeč a v neposlední řadě umožňuje i obranné reflexy, například kýčání, kašel a zvracení. Střední mozek se účastní především udržení vzpřímené polohy těla a jsou zde uložena jádra III. a IV. hlavového nervu. Nakonec retikulární formace tvoří důležité ústředí pro aferenci vzruchů do vyšších částí centrální nervové soustavy (Ambler, 2006; Trojan, 2003).

Na opěrné motorice se podílí i mozeček, který je důležitým integračním a koordinačním centrem reflexní mimovolní motoriky, ale i úmyslných pohybů. Udržování vzpřímené polohy těla zajišťuje vestibulární mozeček a společně s retikulárním systémem zajišťuje vzpřimovací reflexy. Informace z proprioreceptorů analyzuje spinální mozeček, takže má úzký vztah k řízení svalového napětí (Trojan, 2003).

Naproti opěrné motorice stojí cílená motorika, což jsou v podstatě cílené úmyslné pohyby, které jsou řízeny činností bazálních ganglií, mozečku a mozkové kůry (Trojan, 2003).

Bazální ganglia upravují výstupní informace z motorického kortexu a mají tlumivý vliv na motoriku. Uvažuje se o tom, že se bazální ganglia účastní programování pomalých a ustálených pohybů. Bazální ganglia nejen regulují motoriku („motorický okruh“), ale jsou zde i motivační, emoční a paměťová centra k motorickým mechanismům chování („komplexní asociační okruh“). Při poruše bazálních ganglií mohou vznikat dva protipólové syndromy, syndrom hyperkineticko-hypotonický a syndrom hypokineticcko-hypertonický. I několik talamických jader se podílí na řízení motoriky. Jsou to ta, která tvoří přepojovací stanici mezi bazálními gangliemi, mozečkem a mozkovou kůrou, nebo mezi retikulární formací a bazálními gangliemi. Výrazně mění mimovolní motorickou aktivitu (Ambler, 2006; Trojan, 2003).

Vedle vestibulárního a spinálního mozečku, který se podílí na řízení opěrné motoriky. Na řízení cílené motoriky se podílí cerebrální neboli korový mozeček. Reguluje informace z mozkové kůry a podle současného stavu napětí a kontrakcí jednotlivých svalů přesně a rychle koriguje každý úmyslný pohyb. Mozeček má tedy velký význam pro vytvoření plynulého, cíleného, přiměřeného a úmyslného pohybu. Při poruše paleocerebella vzniká paleocerebrální syndrom, kdy je porušena především rovnováha a vznikají poruchy stoje a chůze. Při poruše neocerebella vzniká



neocerebrální syndrom, kdy vzniká mozečková ataxie, nebo dysmetrie, hypermetrie, dysartrie, intenční tremor nebo nystagmus (Trojan, 2003).

Cílené pohyby jsou řízeny komplexní činností nervové soustavy, ale dominantní postavení v jejich integraci zaujímá mozková kůra. Všechny cílené pohyby jsou analyzovány mozkovou kůrou za přímé účasti podkoří, z větší části pak retikulární formací a thalamem. Každá tato informace je současně porovnávána s předchozími informacemi. Tyto informace jsou uloženy v paměti. Po této dynamické a pohotové analýze, po vzájemném porovnávání a hodnocení, vzniká výstupní motorická informace, která je vysílána kortikospinální dráhou. Tractus corticospinalis je přímé jednoneuronové spojení mezi mozkovou kůrou a určitými segmenty páteřní míchy, tedy k alfa-motoneuronům předních rohů a interneuronům míšním. 30 % neuritů začíná v gyru praecentralis a mají největší význam pro řízení úmyslných pohybů. Primární motorická korová oblast je u člověka umístěna před hlavní mozkovou rýhou v gyrus praecentralis a nazývá se hybný, neboli motorický analyzátor. Nejdůležitější informace vedou z velkých Becových pyramid, ty jsou seřazeny topograficky - somatotopická organizace. Největší plocha je pro neurony, které řídí svalstvo jazyka, hrtanu a ruky. Vedle pyramidové dráhy jsou extrakortikospinální centra spojená se spinální míchou prostřednictvím mimopyramidových drah. Nejdůležitější je retikulospinální, dále například rubrospinální, tektospinální a vestibulospinální dráha. Důležité jsou zpětné vazby činností spinální míchy, retikulární formace, mozečku a bazálních ganglií, kde je složitý systém regulačních mechanismů a kde se impuls upravuje do své konečné podoby. Na závěr bych chtěla zdůraznit, že bez primární motorické oblasti mozkové kůry není možný úmyslný pohyb a bez nižších center není možné jeho přesné a jemné řízení (Ambler, 2006; Trojan, 2003).

## **2.3 Kineziologie**

### **2.3.1 Kineziologie kyčelního kloubu**

Během evoluce člověka došlo ke dvěma hlavním charakteristickým změnám, první byla specializace horní končetiny pro úchop, druhou pak přizpůsobení dolní končetiny pro bipedální lokomoci. Došlo k napřímení axiálního systému, ale při vzpřímeném stoji není hlavice femuru plně kryta jamkou. Takže z biomechanického hlediska je optimální postavení pro rozložení zátěže v kyčelním kloubu 90° flexe, mírná zevní rotace a abdukce. Toto postavení odpovídá postavení kvadrupeda (Kolář, 2009).

Na dolní končetině se rozeznávají dvě základní osy. Anatomická osa femuru prochází osou diafýzy femuru a je odkloněná 6° od mechanické osy. Mechanická osa je tvořena spojnicí mezi středem hlavice femuru a interkondylární eminencí, je téměř vertikální a stává se kolmou k zemi při stoji s chodidly mírně rozkročenými. V rovině frontální svírá krček femuru s diafýzou femuru tzv. kolodiafyzární úhel. Za fyziologického stavu je kolodiafyzární úhel u novorozenců 150° a u dospělých 125°, protože při ontogenetickém vývoji dochází o jeho variaci. Pokud je úhel větší než 140° jedná se o coxa valga, pokud je menší než 115° jedná se o coxa vara. V transversální rovině je popsán úhel antevertze femuru, kdy hlavice a krček femuru při pohledu shora jsou odkloněny ventrálně od frontální osy. Úhel by měl být v rozmezí 7-14. Méně známější úhly jsou například Wibergův nebo Hilgenreinerův úhel, což je úhel sklonu stříšky acetabula (Kolář, 2009).

### **2.3.2 Gluteální svaly ve smyčkách**

Při pohybu pracuje několik svalů současně a tvoří tím svalové skupiny se společnou funkcí. Svaly, které propojují pohyblivý kostní segment se dvěma pevnými strukturami, tvoří svalovou smyčku. Ta přitahuje jeden pohyblivý segment k jednomu opěrnému bodu, nebo pevně fixuje jeho pozici. Svalová smyčka je tvořena skupinou dvou svalů, které se upínají na dvě vzdálená pevná místa - puncta fixa, mezi tyto svaly je vložen pohyblivý kostní segment - puncta mobile. Poloha tohoto pohyblivého segmentu je vyvažována tahem obou svalů. Tyto dva svaly působí na pohyblivý segment jako otěže a lze ho jak fixovat, tak i s ním pohybovat ve směru tahu svalů. Svalový řetězec vzniká vzájemnou vazbou několika svalových smyček, které jsou mezi sebou propojeny fasciálními, šlachovými nebo kostními strukturami. Funkci svalových řetězců lze sledovat jak klinicky, tak i pomocí EMG vyšetření. Uplatňují se například během běžných denních činností. Pokud se vyčlení pouze jeden sval ze svalové smyčky nebo svalového řetězce, posilovat se bude pouze analyticky dle svalového testu, a proto terapie nebude natolik efektivní. Je nutno o svalech přemýšlet v rámci svalových smyček. Není vhodné hodnotit funkci pouze jednoho svalu a vycházet z anatomického popisu, jeho začátku a úponu a vyčlenit ho tak z funkční svalové skupiny. V terapii bychom se neměli zaměřovat pouze na jednotlivý sval, ale přihlížet k funkci svalových řetězců (Véle, 2006).

Dlouhé řetězce trupu se kříží na přední i zadní straně trupu a zpevňují ho. Funkční poruchy, které vznikají v hrudní oblasti, se tak mohou mechanicky přenášet do

oblasti ramenních nebo pánevních pletenců, a tím i na horní a dolní končetiny. Zadní řetězec je tvořen m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus a m. tenzor fascie latae. Přední řetězec je tvořen m. pectoralis major, mm. obliquii abdominis a m. tenzor fascie latae (Véle, 2006).

Krátký řetězec mezi femurem a pánví je tvořen m. gluteus maximus, m. iliacus a m. psoas major. Řetězec bývá často postižen hypertonií m. iliopsoas a hypotonií m. gluteus maximus. Tato dysbalance pak vede ke změnám postavení sakroiliakálního kloubu (Véle, 2006).

Řetězec působící při úklonu se vzpažením je tvořen homolaterálně m. gluteus medius et minimus, umožňující sklon pánve, mm. obliquii abdominis externus et internus, působící podobně jako gluteální svaly, m. erector spinae, který pomáhá při úklonu páteře, m. quadratus lumborum, který pomáhá při úklonu trupu a mm. scaleni, pomáhající při úklonu šíje. Dále jsou zde svaly korigující a návratné. Kontralaterálně to je m. tibialis anterior, m. gluteus maximus, m. tenzor fascie latae a m. obliquus abdominis, homolaterálně to je m. peroneus longus, m. biceps femoris, m. abductor longus a m. obliquus abdominis (Véle, 2006).

Řetězec působící při stoji na jedné dolní končetině je tvořen m. iliopsoas, mm. obliquii abdominis, předklánějící trup a m. gluteus medius druhostranný, který extenduje druhou dolní končetinu (Véle, 2006).

## **2.4 Elektromyografická analýza**

### **2.4.1 Historie EMG**

Jeden z prvních zájmů o pohyb lze sledovat již v renesanci, kdy se jim věnoval hlavně Leonardo da Vinci (1452-1519). Měl veliký zájem o anatomii lidského těla a prováděl četné pitvy, ale jeho výzkum byl papežem zakázán. Přesto svým výzkumem ovlivnil další zájemce o anatomii a fyziologii a je mu přisuzován post prvního kineziologa. Florentský lékař Francesco Redi zatím pouze logicky dedukoval o elektrické činnosti svalů. V roce 1668 zveřejnil svůj experiment, kde předpokládal to, že rána od úhoře mořského má svůj původ v jeho svalech (Krobot a Kolářová 2011).

V roce 1791 další italský lékař Luigi Galvani (1737-1798) popsal vztah mezi elektřinou a svalovou kontrakcí. Pozoroval svaly mrtvých žab, jak stahem reagují na elektrickou jiskru a posléze i na kontakt bimetalického článku. Tento fenomén dostal

název galvanismus. Jeho oponent Alessandro Volta (1745-1827) tento jev nepovažoval za biologický, nýbrž za fyzikální a pro důkaz této koncepce vytvořil první elektrický článek. Za tento výzkum byl Volta odměněn císařem. Avšak Galvani zemřel v bídě, jeho experimenty jsou považovány za první krok k současné elektroneurofyziologii a první přístroj z roku 1820 na měření elektrického proudu a napětí dostal jméno po něm – galvanometr. S použitím tohoto galvanometru Carlo Matteusci v roce 1844 konečně dokázal na žabím preparátu, že svaly produkují elektrický proud. Na jeho práci navázal Frenchman DuBois-Reymond, který v roce 1849 podal první zprávu o elektrických signálech, které vznikají při volní aktivitě lidských kosterních svalů (Krobot a Kolářová 2011).

Francouz G. B. A. Duchenne (1804-1869) zkoumal dynamiku a funkci kosterního svalu po cílené elektrické stimulaci svalů a nervů. V roce 1867 vyšlo významné dílo *Physiologie des Mouvements*, kde Duchenne sepsal množství fyziologických a patologických projevů lidské motoriky.

Začátkem 20. století německý neurofyziolog Hans Piper (1877-1915) zdokonalil metodu tím, že zavedl plošné kovové elektrody a objevil katodovou trubici. V roce 1922 Joseph Erlanger a Herber Gasser jako první použili namísto galvanometru osciloskop k registraci biopotenciálů. Byli odměněni Nobelovou cenou za fyziologii v roce 1944. O několik let později sir Edgar Douglas Adrian zavedl akustické monitorování EMG záznamu (Krobot a Kolářová 2011).

Je důležité se zmínit o významném britském fyziologovi, který naprosto zásadně ovlivnil vývoj kineziologie a spoluvytvářel současnou neurofyziologii. Byl jím sir Charles Scott Sherrington (1857-1952), který v roce 1896 objevil a později vysvětlil funkci nervové soustavy, význam synapse a reflexního oblouku. Roku 1932 dostal Nobelovu cenu za medicínu a fyziologii (Keller, 1999; Krobot a Kolářová 2011).

Po Sherringtonovi byl další klíčovou osobností kanadský elektrofyziolog John V. Basmajian (1921-2008), který se zabýval lidskou motorikou a pohybovou rehabilitací s využitím polyelekromyografie. Objevil, že lze vytrénovat izolovanou volní aktivitu jedné motorické jednotky. V roce 1965 se podílel na vzniku mezinárodní společnosti pro elektromyografii a kineziologii (International Society of Electrophysiological Kinesiology), která existuje dodnes. Jeho žák a následovník Carlo

de Luca se věnoval především pracím o elektromyografické analýze svalové únavy (De Luca, 2002; Krobot a Kolářová, 2011).

U nás v oblasti „experimentální kineziologie“ se nejvíce proslavil František Věle (Krobot a Kolářová 2011).

#### **2.4.2 Co je to EMG**

Elektromyografie, zkratkou EMG, je elektrofyziologická metoda, která snímá elektrickou aktivitu svalu pomocí elektrod, a umožňuje tak posoudit stav kosterních svalů a jeho řízení z centrálního nervového systému. Je to experimentální technologický postup, který se zabývá vývojem, zaznamenáváním a analýzou myoelektrických signálů (Kolář, 2009).

#### **2.4.3 Využití EMG**

Elektromyografie má velice široké využití. Vedle fyziologických a biomechanických studií se EMG využívá jako vyhodnocovací nástroj aplikovaného výzkumu. EMG se uplatňuje v neurologii, chirurgii nebo ortopedii, kde se využívá především k diagnostice a může dokumentovat úspěšnost léčby. A nakonec se EMG aplikuje v rehabilitaci, sportu a tréninku, kde se využívá například pro změření svalového výkonu, dokumentaci léčby nebo tréninkových režimů, analýzu rehabilitačních programů nebo sportovních aktivit. V rehabilitaci se EMG využívá především pro tři případy, kterými jsou ukazatel svalové koordinace, ukazatel síly vyvinuté svalovým stahem a ukazatel míry svalové únavy (Kolář, 2009; Konrad, 2005).

#### **2.4.4 Rozdělení EMG**

Jehlová elektromyografie se používá zejména k diagnostice nervosvalových onemocnění. Tato metoda snímá jen jednotlivé akční potenciály motorických jednotek pomocí jehlové elektrody přímo v testovaném svalu (Kolář, 2009).

Povrchová EMG se uplatňuje především v rehabilitaci, kdy elektrody jsou umístěny na povrchu těla a snímají tak sumu potenciálů mnoha svalových vláken přímo pod elektrodou. Tato metoda poskytuje informace z většího množství svalové tkáně a umožňuje měřit více svalů současně. Povrchová elektromyografie je vhodná pro vytvoření obrazu o pohybových mechanismech (Kolář, 2009; Krobot a Kolářová 2011).

Vaginální a anální sondy se používají na vyhodnocování svalů pánevního dna. Jsou často využívány například při testování inkontinence močové. Analýza tohoto

signálu vyžaduje speciální zpracování, zvláště pak u dolní propustnosti (20 až 60 Hz) a k odstranění intenzivních pohybů a artefaktů (Konrad, 2005).

#### **2.4.5 Vznik EMG signálu**

Na polopropustné membráně svalového vlákna je klidové napětí přibližně -80 až -90 mV, což je dáno iontovou rovnováhou mezi vnějším a vnitřním prostředím svalové buňky. Aktivace alfa-motoneuronů předního rohu míšního vede k přenosu dráždění v motorickém nervu až na nervosvalovou ploténku. Toto podráždění vede k uvolnění acetylcholinu na ploténce a vzniká akční potenciál. Aktivací acetylcholinových receptorů dochází k uvolnění vápníkových iontů v mezibuněčném prostoru a vzniká depolarizace membrány, která trvá přibližně 1 ms a tato depolarizace je okamžitě obnovena zpětnou výměnou iontů a vzniká repolarizace. Depolarizační - repolarizační cyklus tvoří depolarizační vlnu nebo elektrický dvojpól, který se pohybuje po povrchu svalového vlákna. Tato změna elektrického napětí se projevuje na kůži nad svalem, kde je snímána párem elektrod - tzv. bipolární snímání. Dvě elektrody jsou umístěny paralelně s průběhem svalových vláken a snímají různé elektrické potenciály v daném okamžiku (De Luca, 2002; Konrad, 2005; Krobot a Kolářová, 2011).

#### **2.4.6 Měření EMG signálu**

Nefiltrované a nezpracované detekování signálů se nazývá surový signál EMG. Může být v rozmezí mezi  $-/+5000$  mikrovoltů, frekvenční obsah je v rozsahu mezi 6 až 500 Hz a největší síla frekvence se ukazuje mezi 20 až 150 Hz. Konečný EMG signál je ovlivněn celou řadou vnitřních (fyziologické, anatomické a biomechanické vlastnosti svalu během kontrakce) a vnějších signálů (vlastní měření, zpracování a interpretace dat) (Konrad, 2005).

Mezi vnitřní faktory patří například svalová aktivita měřeného svalu, elektrická aktivita okolních svalů - tzv. cross talk, elektrická aktivita jiných tkání - například srdeční potenciály, vlastnosti tkání mezi elektrodami a povrchem svalu - například teplota svalu nebo podkožní tuková vrstva (Krobot a Kolářová, 2011).

Mezi vnější faktory patří umístění elektrod, vzdálenost a velikost elektrod, kontakt mezi elektrodami a kůží a externí šum. Vnější faktory lze ovlivnit, proto je nutno věnovat přípravě i vlastnímu záznamu zvýšenou pozornost (Konrad, 2005; Krobot a Kolářová, 2011).

Elektrody musí být umístěny paralelně s průběhem svalových vláken na středu svalového bříška, protože uprostřed svalového vlákna je větší poloměr a amplituda akčního potenciálu roste s poloměrem svalového vlákna. Elektrody nesmí být umístěny v blízkosti úponu šlachy nebo v blízkosti inervační zóny. Vzdálenost elektrod by měla být co nejmenší a doporučují se Ag/AgCl gelové kulaté elektrody s poloměrem 10mm. Dále je důležité umístění alespoň jedné neutrální referenční elektrody, obvykle se vybírá elektricky neovlivnitelné místo, jako jsou klouby a kostnatá místa. Před aplikací elektrod je nutné očistit kůži, za použití alkoholu nebo abrazivní pasty, pro zlepšení kontaktu mezi kůží a elektrodou a pro snížení impedance. A nakonec lze použít diferenciální předzesilovače pro ovlivnění externího šumu, který může vznikat narušením elektromagnetického pole v okolí snímaného objektu. Díky předzesilovačům je možné eliminovat signály z externích přístrojů, především elektronické komunikační systémy. Lze použít frekvenční filtraci pro ovlivnění externího šumu a odstranění případných artefaktů, které se vyskytují v nízkém frekvenčním pásmu 0-10 Hz, takže frekvenční spektrum signálu téměř pro všechna EMG měření je mezi 10 až 250 Hz. Dolní propustnost se doporučuje mezi 10-20 Hz a horní propustnost 500 Hz (Basmajian a De Luca, 1985; Keller, 1999; Krobot a Kolářová, 2011).

#### **2.4.7 Analýza EMG signálu**

Signál, který se naměří pomocí elektrod, jde přes různá elektronická zařízení, která zabezpečují zesílení signálu, potlačení nežádoucích signálů, stálost a digitalizaci. Pak je signál veden až k osciloskopu, což je počítačová obrazovka, kde lze odečíst patřičné informace o činnosti svalu. Elektromyografy jsou vybaveny 8, 16 a dnes až 32 kanály, které jsou schopny měřit elektrickou aktivitu několika svalů najednou. Matematickým zpracováním dat různými metodami jako například filtrace, rektifikace, integrace, se mohou získat kvalitní parametry EMG signálu. Tyto kvalitní parametry se dají porovnávat a provádí se pak amplitudová nebo frekvenční analýza. Hodnocení frekvenčního spektra se využívá hlavně pro popis svalové únavy a pro hodnocení se využívá průměrná frekvence, střední hodnota frekvence a vlnový rozsah spektra (De Luca, 2002; Krobot a Kolářová 2011).

Analýzu amplitudy předchází specifické zpracování signálu. Při rektifikaci se eliminují negativní hodnoty surového záznamu a převrátí se do absolutních hodnot. Rektifikace je důležitá, neboť se všechny hodnoty pohybují kolem nuly a při zprůměrování by se výsledek teoreticky rovnal nule. Následuje vyhlazení, kdy dochází

k eliminaci ostrých vrcholů. Průměr rektifikovaných hodnot (AVR – average rectified value) a střední kvadratická hodnota (RMS – root mean square) jsou dva nejvyužívanější algoritmy vyhlazení. AVR je zprůměrování hodnot ve vybraném časovém intervalu a doporučený časový rozsah je 100-200 ms. AVR je nejvhodnější pro porovnávací analýzu. RMS lépe popisuje vztah mezi chováním motorických jednotek a svalovou kontrakcí. Jde o pravý matematický integrál pod EMG amplitudou. Je závislý na časovém průběhu a jednotkou je milivoltsekunda - mVs (Basmajian a De Luca, 1985; Konrad, 2005; Krobot a Kolářová 2011).

Důležité je stanovení referenční hodnoty - maximální volní kontrakce nebo aktivační hodnota. MVC - maximální volní kontrakce je jedna možnost normalizace EMG signálu. Změří se maximální izometrická kontrakce daného svalu, kdy doporučená délka kontrakce je několik sekund, doporučený počet opakování jsou 3 a mezi pokusy je nutné zařadit pauzu pro minimalizaci vzniku svalové únavy. V klinické praxi je metoda MVC méně vhodná, protože signál může být značně nestabilní zejména u sportovců nebo jedinců v celkové dekonkci. Hodnota aktivační hodnoty se vypočte jako průměrná hodnota klidové svalové aktivity plus její dvě směrodatné odchylky. Tato hodnota se využívá pro hodnocení začátku svalové aktivity - timing (De Luca, 2002; Krobot a Kolářová 2011).

## **2.5 Metodika Senzomotorické stimulace podle Jandy a Vávrové**

Metodika byla vypracována profesorem Vladimírem Jandou (1928 - 2002) a rehabilitační pracovnící Marií Vávrovou na klinice rehabilitačního lékařství ve Fakultní nemocnici Královské Vinohrady v Praze. Při vytváření této metodiky vycházeli z Freemanova konceptu a pak ze zdokonalené metody dle Herveou a Messeana. Cílem metodiky je dosáhnout reflexní automatické aktivace vybraných svalů, aby pohyby nevyžadovaly kortikální kontrolu a aby byly svaly aktivovány v optimální míře (Pavlů, 2002).

Metodika senzomotorické stimulace je založena na koncepci o dvou stupních motorického učení. V prvním stupni je třeba zvládnout nový pohyb a vytvořit si základní funkční spojení. Tyto pohyby jsou únavné a výrazně náročné. Proto cílem metodiky je přesunout pohybový program na nižší úroveň, jelikož nyní se pohyb děje na kortikální úrovni, především pak v oblasti parietálního a frontálního laloku. Ve druhém stupni motorického učení se řízení pohybu děje v subkortikálních regulačních centrech.



Pohyb je pak prováděn automaticky, je rychlejší a méně únavnější. Nevýhodou je, dojde-li k automatizaci a zafixování určitého pohybového stereotypu, je pak obtížně ovlivnitelný. Využívá facilitace proprioreceptorů, ale i kožních receptorů z několika základních oblastí, především z plosky nohy a oblasti šjíje. Tyto receptory se výrazně podílejí na řízení stoje a vertikálního řízení. Podílejí se i při aktivaci spinocerebellovestibulárních drah a center, které provádí přesný a koordinovaný pohyb (Janda a Vávrová, 1992; Pavlů, 2002).

Pomocí této metodiky lze tedy příznivě ovlivnit nejčastější pohybové aktivity člověka, jako je například sed, stoj a chůze. Cviky ve vertikále v rámci metodiky senzomotorické stimulace usnadňují rozbití špatných pohybových stereotypů. Dosáhne se rychlejší a automatické aktivace svalů, které se aktivují při správném držení těla jak vsedě, ve stoji tak i při chůzi a nakonec i při zlepšení celkové stability (Pavlů, 2002).

Hlavními indikacemi zůstaly poruchy v oblasti nohy a kolenního kloubu. Ovšem indikační oblast je nyní velice široká. Kromě nestabilních poúrazových kotníků a kolenních kloubů se metodika senzomotorické stimulace může použít při chronických vertebrogenních syndromech, vadném držení těla, svalových dysbalancích, skolióz, mozečkových či vestibulárních poruchách, poruchách hlubokého cití. Pak u všech stavů vyžadujících funkční stabilizaci páteře a jako prevence pádů. U této metodiky neexistuje žádná absolutní kontraindikace, není však vhodná u akutních bolestivých stavů, při absolutní poruše hlubokého i povrchového cití a při neochotě a nespolupráci pacienta (Pavlů, 2002).

V metodice senzomotorické stimulace se používá řada pomůcek, k nimž patří kulová a válcová úseč, balanční sandály, balanční míče, točna, fitter a minitrampolína (Pavlů, 2002).

U úsečí je dávana přednost dřevěným úsečím se zdrsňným povrchem, jak válcovým, tak i kulovým. Vhodné rozměry jsou 35 cm na délku, 25 cm na šířku a 15 cm na výšku pro válcovou úseč a pro kulovou úseč průměr 35 cm. Balanční sandály by měly mít pevné neohebné chodidlo a fixační řemínek přes metatarsy, aby pata byla volná. Ve středu sandále ze spodu je umístěná polokoule z tvrdé, nepružné hmoty a rozměr polokoule by měl být 5 cm (viz, Příloha č. 3) (Janda a Vávrová, 1992).

Minitrampolína by měla být vyrobena z gumových elastických pruhů, ale na trhu se objevují trampolíny vyrobené z plastického materiálu a jsou také méně vhodné pro

cvičení. Minitrampolíny jsou dokonce vhodnými pomůckami při výcviku kosmonautů. Dále fitter i balanční míče jsou vhodnými pomůckami pro aktivaci proprioceptorů (Janda a Vávrová, 1992). Janda (1992) tvrdí, že: „použití točny nepatří přímo do senzomotorického cvičení, ale do výcviku nervosvalové koordinace a stranové symetrie.“

Cílem cvičení v rámci metodiky senzomotorické stimulace je zlepšení svalové koordinace, zrychlení nástupu svalové kontrakce, ovlivnění poruch propriocepce doprovázející neurologická onemocnění, úprava poruch rovnováhy, zlepšení držení těla, stabilizace trupu ve stoji a chůzi, začlenění nových pohybových programů do běžných denních aktivit (Kolář, 2009).

Vlastní cvičení je prováděno především ve vertikále, ale před tímto cvičením vždy předcházejí určité postupy, kterými je nutné upravit funkce periferních struktur, u kterých je nutné zajistit jejich normální funkci. Pracuje se například s pasivními pohyby, protažením zkrácených struktur, mobilizacemi drobných kloubů nohy, ošetření jizev a otoků, facilitace proprioceptorů plosky nohy. Nacvičuje se pak tzv. „malá noha“, což je vymodelování příčné a podélné klenby nožní. Zvládnutí „malé nohy“ je předpokladem úspěšné terapie, jelikož aferentace především z plosky nohy má pak vliv na správné postavení vyšších úseků těla, zlepšení stability a vliv na správné odpružování chodidla při chůzi. Po správné korekci chodidla následuje korekce kolen, pánve, hlavy a ramen. Nejdříve by měl pacient zvládnout vymodelování „malé nohy“ a korigovaného stoje na stabilní podložce. S postupující obtížností se přidávají cviky na labilních plochách, nejprve na válcové a pak kruhové úseči (Janda a Vávrová, 1992; Pavlů, 2002).

## **2.6 Literární rešerše – přehled studií podobných témat**

Existuje mnoho výzkumů, ve kterých se měřila, zkoumala a analyzovala elektrická aktivita gluteálních svalů. Autoři v mnoha výzkumech srovnávali elektrickou aktivitu gluteálních svalů s jinými svaly či svalovými skupinami, jako například s m. gastrocnemius, m. iliocostalis lumborum a dalšími. Elektrická aktivita gluteálních svalů se měřila při různých cvicích v různých polohách, chůzi nebo běhu a na mnoha balančních cvičebních pomůckách, jako jsou úseče, čocky, balanční sandále, fyzioball. Aktivita byla měřena i na přístrojích používaných především ve fitness jako například dvoukladkový systém, step-up nebo ProFitter 3D Cross Trainer.

Přehled nejzajímavějších výzkumů, které zkoumají podobnou problematiku:

Studie, které se zabývaly zkoumáním elektrické aktivity m. gluteus medius nebo m. gluteus maximus při různých cvičích v různých polohách, chůzi nebo běhu a tyto svaly byly porovnávány s jinými svaly nebo svalovými skupinami:

Brindle (2003) ve své studii zkoumal elektromyografickou aktivitu m. gluteus medius a m. quadriceps vastus medialis a lateralis u pacientů s bolestmi kolenního kloubu. Skupina 16 pacientů s bolestmi kolenního kloubu a kontrolní skupina 12 dobrovolníků bez předešlého traumatu kolenního kloubu prováděla chůzi ze schodů a do schodů. Ve skupině pacientů s bolestmi kolenního kloubu se ukázalo, že aktivita m. gluteus medius byla se zpožděným nástupem a kratším trváním svalové aktivity. Tyto změny nervosvalové činnosti mohou být v důsledku náhrad svalové strategie kvůli bolestem kolenního kloubu. Je důležité věnovat pozornost m. gluteus medius a dalším svalům kyčelního kloubu při rehabilitaci u bolestí kolenního kloubu.

I Hertel (2005) porovnával ve své studii elektromyografickou aktivitu m. quadriceps vastus medialis a lateralis s m. gluteus medius u osob s různým typem nohy při použití různých protetických pomůcek. Studie zkoumala 30 mladých zdravých dobrovolníků, 10 pro každý typ nohy - plochá noha, noha s vysokou klenbou a normální noha. Každý dobrovolník byl testován při třech různých úkolech (dřep na jedné noze, skok do strany a skok do výšky) a při použití třech protetických pomůcek. U všech tří protetických pomůcek byla zjištěna větší aktivita m. gluteus medius a m. quadriceps vastus medialis bez ohledu na typ nohy při dřepu na jedné dolní končetině a při skoku do strany. Během pomalého řízeného cvičení, jako je dřep na jedné dolní končetině, může být aktivita svalů zvýšená a nezáleží na typu protetické pomůcky nebo typu nohy. Tyto stejné nálezy nelze převést do dynamičtějších úkolů, jako je třeba maximální skok do výšky.

Bird (2003) ve své studii zjišťoval vliv různých typů ortéz pro nohy na elektrickou aktivitu m. gluteus medius a m. erector spinae v úrovni L3. Byla zkoumána elektrická aktivita výše zmíněných svalů při chůzi u 13 dobrovolníků bez bolestí dolních zad. Výsledky neukazují žádné významné změny amplitudy u obou svalů pro všechny typy ortéz. Jsou zde zjevné změny v načasování svalové činnosti v dolní části zad a pánve během cyklů chůze. Je třeba se věnovat dalším výzkumům, zjistit zda změna může přispívat ke zmírnění bolestí dolních zad.

Stevens (2007) se zaměřil ve svém výzkumu na hodnocení elektrické aktivity vybraných svalů trupu a kyčelních kloubů při cvičení ve sporu klečmo. 30 zdravých osob bylo požádáno, aby cvičily tři stabilizační cviky ve sporu klečmo - jedna dolní končetina zanožená, dolní končetina zanožená a kontralaterální horní končetina vzpažená, třetí cvik je stejný jako předchozí, pouze je zvýšená flexe v kyčelním kloubu. Ve všech třech cvicích byla největší elektrická aktivita u ipsilaterálního m. erector spinae a m. gluteus maximus, ale dále výsledky ukazují i vysokou aktivitu šikmých břišních svalů. Tyto výsledky tedy vzbuzují pochybnosti o tvrzení, že tyto cviky ve sporu klečmo aktivují hlavně paravertebrální svaly a ne břišní svaly. Při cvičení ve sporu klečmo svaly trupu a kyčelních kloubů pracují harmonicky a globální i lokální svaly přispívají ke stabilizaci páteře. Tato studie poskytuje normativní databázi pro budoucí výzkumy u bolestivé populace.

Účelem Hahnovy (2005) studie bylo prozkoumat vliv věku a omezené chůze na relativní aktivaci svalů dolní končetiny. 15 zdravých mladých a 15 zdravých starších dospělých dobrovolníků bylo požádáno, aby chodili po rovině a přes překážky. Byly sledovány svaly: m. gluteus medius, vastus lateralis a m. gastrocnemius. Obecně platí, že starší dospělí prokázali větší relativní aktivační úroveň ve srovnání s mladšími dospělými. Aktivita m. gluteus medius byla významně vyšší u starších osob, než u mladších dospělých. Při chůzi přes překážky se ukázala aktivita vyšší u všech svalů, což potvrzuje větší výzvu kosterních svalů. Při chůzi přes překážky byla svalová síla významně nižší u mladších dospělých než u starších osob. To znamená, že u starších osob jsou vyvíjené nároky svalů vyšší.

Kračmar (2006) ve svém výzkumu sledoval rozdíl práce hybné soustavy při chůzi a při chůzi s holemi (nordic walking). Byla zkoumána jedna osoba, dlouholetá učitelka lyžování a byly měřeny svaly: m. obliquus abdominis externus dx., m. latissimus dorsi dx., m. gluteus maximus a medius sin., m. gastrocnemius sin., m. biceps a triceps brachii dx. Výsledky ukázaly, že celková práce m. latissimus dorsi dx. je při chůzi s holemi značně vyšší a to vede ke snížení práce kontralaterálního m. gluteus maximus a medius. Došlo i k poklesu aktivace m. obliquus abdominis externus, což opět souvisí se stabilizací trupu prostřednictvím m. latissimus dorsi dx. Díky zapojení dalšího puncta fixa byl změněn lokomoční typ z bipedie na kvadrupedii.

Je zde uvedena studie, které zkoumala nervus gluteus superior intraoperačně. Siebenrock (2000) hodnotil ve své studii výskyt nervového podráždění a chtěl

identifikovat konkrétní chirurgické manévry, které mohou poškodit nerv. Byla zkoumána aktivita m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae u 12 pacientů při aloplastice kyčelního kloubu. Pacienti byli sledováni 1 rok po operaci a byla hodnocena abdukce kyčelního kloubu. Podráždění nervu při operaci se poprvé objevilo při rozdělení svalu m. gluteus medius, při vystavění acetabula a při polohování nohy pro přípravu stehenní kosti. Tyto zjištěné EMG změny jsou důležité, protože byly nalezeny u jednoho pacienta s přetrvávající slabostí abduktorů kyčelního kloubu. Byla navržena další studie, aby prošetřila svalové interakce mezi svaly pánve a trupu při různých pohybech.

Oddsson a Thorstensson (1990) vybrali čtyři dobrovolníky, kteří prováděli sedm různých pohybů pánve a trupu v sagitální a transversální rovině. Byla zaznamenávána elektrická aktivita svalů: m. rectus abdominis (RA), m. obliquus externus (OE) a m. obliquus internus (OI), m. erector spinae (ES), m. rectus femoris (RF), m. gluteus maximus (GM), a hamstringy (HAM). Výsledky ukazují, že při spontánní flexi a extenzi trupu byla aktivace svalů střídána mezi čistě flexorovou (RF-RA-OE-OI) a extenzorovou synergií (ES-GM-HAM). Různé směsi synergií byly zaznamenány při dalších specifitějších vzorech koordinace při pohybech pánve a páteře. Například při naklánění pánve v sagitální rovině se vytvořila tato synergie - RA-OE-OI-GM, která byla recipročně aktivována s ES. Jednotlivé svaly pracují jako hlavní nebo pomocné svaly, jiné hlídají nebo brzdí pohyb. Takováto pružnost pohybového aparátu je důležitá pro přesné ovládání posturální rovnováhy a koordinaci pohybů pánve a trupu.

Mooney (1999) ve své studii zkoumal elektromyografickou aktivitu m. gluteus maximus a m. semitendinosus. 31 dobrovolníků (16 mužů a 15 žen) cvičilo čtyři způsoby terapeutického cvičení – extenze kolenního kloubu, flexe kolenního kloubu, vnější rotace v kyčelním kloubu s extenzí kolenního kloubu a vnější rotace v kyčelním kloubu s flexí kolenního kloubu. Výsledky ukázaly zvýšenou aktivitu m. gluteus maximus při cvičení s flektovaným kolenním kloubem a zvýšenou aktivitu m. semitendinosus s extendovaným kolenním kloubem. Dále při přidání vnější rotace k flexi kolenního kloubu může být cvičení efektivnější pro posílení m. gluteus maximus. Ale i při přidání vnější rotace k extenzi kolenního kloubu zvýší aktivaci m. semitendinosus.

Leinonen a Kankaanpää (2000) zkoumali aktivitu zádoových svalů a svalů kyčelního kloubu při flexi a extenzi trupu a její efekt v rehabilitaci při bolestech zad.

Byly měřeny svaly: m. gluteus maximus, paravertebrální svaly a m. biceps femoris při flexi a extenzi trupu v sagitální rovině u 19 pacientek s chronickou bolestí zad a u 19 zdravých žen, vedených v kontrolní skupině. Rehabilitace probíhala po dobu pěti týdnů, ambulantně jednu hodinu třikrát týdně a pětkrát týdně cvičení doma. Výsledky ukázaly, že aktivita paravertebrálních svalů a m. biceps femoris byla aktivována současně před m. gluteus maximus. Doba trvání činnosti m. gluteus maximus byla kratší u pacientek s bolestí zad než u jedinců v kontrolní skupině. Aktivita m. gluteus maximus byla při flexi a extenzi snížena u pacientek s chronickou bolestí zad. Hýžďové svaly by měly být vzaty v úvahu při rehabilitaci u pacientů s chronickou bolestí zad.

Existují i starší výzkumy, které se zabývaly měřením hýžďových svalů. Například Soderberg a Dostal (1978) zkoumali elektrickou aktivitu m. gluteus medius v předním, středním a zadním segmentu při funkční činnosti. Deset dobrovolníků provádělo chůzi, chůzi do schodů a ze schodů, sedání a vstávání na jedné dolní končetině. Výsledky ukazují, že vznik, trvání a stupeň aktivity byly pro některé činnosti podobné a pro některé asynchronní, což v podstatě odůvodňuje existenci tří segmentů u m. gluteus medius.

Studie, které zkoumaly elektrickou aktivitu hýžďových svalů a srovnávaly je s jinými svaly nebo svalovými skupinami při cvičení na balančních pomůckách nebo na přístrojích používaných ve fitness:

První studie zkoumá aktivitu m. gluteus maximus a medius při chůzi s balančními botami. Bullock-Saxton a Janda (1993) porovnávali elektrickou aktivitu hýžďových svalů u 15 zdravých jedinců při chůzi na boso a při chůzi s balančními botami. Po týdenním tréninku došlo k významnému zvýšení aktivity gluteálních svalů. Závěrem studie bylo konstatováno, že u chronických bolestí zad je aktivita hýžďových a pánevních svalů snížena a že by se tento typ senzomotorické stimulace dal použít jako jedna z terapií pro pacienty s chronickými bolestmi zad.

Page (2006) ve svém článku shrnul senzomotorický trénink vyvinutý profesorem Vladimírem Jandou jako součást léčebného přístupu k chronické bolesti pohybového systému. Dva roky před tím Page (2004) na konferenci v Chicagu představil tento unikátní rehabilitační program senzomotorického vzdělávání vyvinutý českým lékařem a průkopníkem svalové dysbalance Vladimírem Jandou (1928-2002). Prezentace poskytla přehled o senzomotorické stimulaci, kladla důraz na kvalitu pohybu než na

kvantitu. Uvedla vhodnost programu při léčbě myofasciálních bolestí, fibromyalgie a bolesti dolní části zad. Upozornila na Jandovu hypotézu, že chronické bolesti vychází z nefunkčního přizpůsobení celého pohybového aparátu. Zároveň podotýkal, že izolovaná léčba příznaků nemusí řešit základní funkční patologie syndromu bolesti a že metodika senzomotorické stimulace je unikátní přístup v rehabilitaci, který se zabývá celým motorickým systémem.

Blackburn (2003) ve svém výzkumu porovnával elektrickou aktivitu svalů dolních končetin během cvičení na balančních sandálech a bez balančních pomůcek. 18 dobrovolníků cvičilo na balančních sandálech minimálně po dobu dvou týdnů. Výsledky ukázaly, že při cvičení na balančních sandálech je aktivita svalů dolních končetin vyšší, než při cvičení bez sandálů. Sandály jsou tedy vhodným prostředkem pro zvyšování svalové činnosti dolních končetin.

Dále pak Meyers (2003) ve své studii zkoumal vliv balančních sandálů na svalovou aktivitu m. gluteus medius a m. gluteus maximus při dynamických uzavřených kinetických řetězcích (CKC). 19 zdravých osob podstoupilo minimálně dva týdny cvičení na balančních sandálech. Byla měřena elektrická aktivita m. gluteus medius a maximus při třech krokových cvičích (pochodování do strany, pochodování s vysoce zvednutými koleny, pochodování diagonálně vpřed). Výsledky ukazují, že při cvičení na balančních sandálech během CKC je zvýšená elektrická aktivita m. gluteus medius a maximus. Největší amplituda byla zjištěna při druhém cviku a to při pochodování s vysoce zvednutými koleny.

Michell (2006) ve své studii zkoumal účinky při cvičení na balančních sandálech a bez nich u pacientů s nestabilním a stabilním kotníkem. Bylo vybráno 16 pacientů s nestabilním kotníkem a 16 dobrovolníků, kteří neměli doposud v anamnéze žádné úrazy ani operace kotníků. Všichni cvičili třikrát týdně po dobu osmi týdnů. Výsledky ukázaly, že cvičení na balančních sandálech zlepšilo předozadní posturální stabilitu u obou skupin. Ale posturální stabilita se zlepšila po cvičení jak na balančních sandálech, tak i bez nich. Bylo zjištěno, že cvičení na balančních sandálech nemusí přinést žádný efekt při zlepšení posturální stability, ale ani se při cvičení posturální stabilita nezhoršila. Proto by cvičení na balančních sandálech mohlo sloužit jako další alternativní terapie pro zlepšení posturální stability.

Cílem Laudnerovy a Koschnitzkovy (2010) studie bylo zjistit elektrickou aktivitu vybraných svalů při cvičení na BOSU. Tato balanční pomůcka je stále více populární ve fitness centrech i u zdravotníků, proto je často používanou pomůckou pro posílení svalů a nácvik rovnováhy. Ale v současné době existuje málo dat, které by popisovaly účinnost této labilní pomůcky. Bylo vybráno 20 zdravých mužů a byly měřeny svaly: m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius caput mediale. Každý dobrovolník prováděl tři stoje na jedné dolní končetině na zemi a na každé straně BOSU. Nebyly zjištěné žádné významné rozdíly svalové činnosti při cvičení na každé straně BOSU a na zemi.

Wahl a Behm (2008) ve své studii měřili u 16 trénovaných jedinců elektromyografickou aktivitu vybraných svalů (m. soleus, m. biceps femoris, m. rectus femoris, podbřišek a m. erector spinae v bederní oblasti) na vybraných balančních plochách (Dyna disk, BOSU míč, úseč a fyziobal) při několika cvičeních (výpady vpřed, výpady do strany, výpony, podřepy). Výsledky prokázaly zvýšenou aktivitu všech svalů na všech balančních plochách, nejvíce však na fyziobalu. Dyna disk a BOSU nevykazují značné rozdíly ve svalové aktivitě, tyto dvě mírně nestabilní labilní pomůcky neposkytují dostatek výzvy pro neuromuskulární systém.

Horstmann (2007) chtěl ve své studii zjistit, zda labilní plochy s různými povrchovými vlastnostmi ovlivňují neuromuskulární aktivaci svalů kotníku a kyčelního kloubu. Bylo vybráno 22 jedinců, kteří cvičili jeden cvik a to stoj na jedné dolní končetině na balanční ploše Stability Trainer od firmy Thera-Band a na dřevěné úseči. Byly vytvořeny tři hypotézy: při cvičení na balanční ploše Stability Trainer se budou svaly kyčelního kloubu a kotníku aktivovat více než na úseči, různá zařízení a různé povrchy mají vliv na neuromuskulární aktivaci svalů kyčelního kloubu a kotníku. Výsledky ukázaly, že povrchové vlastnosti nemají vliv na neuromuskulární aktivaci jednotlivých svalů a nepodařilo se potvrdit, že při cvičení na balanční ploše Stability Trainer se svaly aktivují více než při cvičení na úseči. Závěrem lze konstatovat, že balanční plocha Stability Trainer i úseč jsou ideální výcviková zařízení pro zlepšení koordinace a senzomotorické schopnosti. Nebylo možné zjistit, která pomůcka je efektivnější, doporučují se tedy obě pomůcky jako součást pestrého rehabilitačního programu.

Účelem Krauseho (2009) studie bylo prozkoumat elektrickou aktivitu m. gluteus medius při cvičení na zemi a na polštářku Airex. Bylo vybráno 20 zdravých jedinců ve



věku mezi 21 až 30 let a bylo prováděno pět cviků - stoj na obou dolních končetinách, stoj na jedné dolní končetině na zemi a na polštářku Airex, dřep na jedné dolní končetině na zemi a na polštářku Airex. Výsledky ukazují, že aktivita m. gluteus medius byla větší při stoji na jedné dolní končetině, ještě však větší při provádění dřepů na jedné dolní končetině. Větší aktivita byla při cvičení na polštářku Airex než na zemi. To dokazuje, že dynamická cvičení na labilních plochách mohou klást větší nároky na m. gluteus medius než podobné cvičení na stabilním povrchu.

Cílem Yangovy (2007) studie bylo zjistit elektromyografickou aktivitu svalů při uklouznutí. Bylo vybráno šest mužů s transfemorální amputací a pět zdravých dobrovolníků. Každý subjekt prováděl chůzi na suchém a pak na mastném či mokřém terénu. Výsledky ukazují, že se objevují různé svalové reakce při uklouznutí u osob s amputací a u zdravých osob. Jedinci s amputací dolní končetiny jsou vystaveni větším rizikům pádu než zdravé osoby a nakonec že m. gluteus maximus může výrazně přispět ke stabilitě a rovnováze při pádu.

Blackburn (2000) ve své studii chtěl zjistit účel propriocepce a svalové síly na rovnováhu a stabilitu kotníku. Bylo vybráno 32 zdravých aktivních dobrovolníků, kteří byli náhodně rozděleni do čtyř skupin. První skupina byla kontrolní, dobrovolníci necvičili, dobrovolníci ve druhé skupině posilovali pomocí Thera-Bandu, ve třetí neboli proprioceptivní skupině dobrovolníci cvičili na polštářku Airex a úseči. Poslední čtvrtá neboli combo skupina cvičila dohromady s Thera-Bandem na dřevěné úseči. Každý dobrovolník byl hodnocen pomocí statického testu (force plate), dynamického testu (hop test) a semidynamického testu před a po 6týdenním tréninkovém programu. Nebyl zjištěn žádný rozdíl mezi skupinami. Výsledky ukázaly, že posilovací a rovnovážný trénink s levnými zařízeními je účinný při zlepšení dynamické rovnováhy u zdravých jedinců. Ze závěru vyplynulo, že trénink vedl k přizpůsobení centrální nervové soustavy.

Ericsson (2009) chtěl vyhodnotit účinek proprioceptivního programu u pacientů po artroskopické menisektomii. Bylo vybráno 30 pacientů, kteří byli čtyři roky po operaci a byli náhodně rozděleni do dvou skupin - skupinu, ve které pacienti cvičili a kontrolní skupinu. Cvičební skupina byla vedena fyzioterapeutem třikrát týdně a probandi cvičili na pěnové podložce, dřevěné úseči a na minitrampolíně. Výsledky ukázaly, že došlo ke zlepšení funkčního výkonu a výkon byl postupně větší s vyšším

počtem cvičebních lekcí. A došlo k významnému zlepšení svalové síly i vytrvalosti při cvičení senzomotorického programu bez silového tréninku.

Cílem Sarabonovy (2007) studie bylo testovat vliv exteroceptivní plantární stimulace, která byla použita před nebo během cvičení na stabilních a labilních plochách. Skupina dobrovolníků cvičila tři cviky - stoj na jedné dolní končetině na force plate se zavřenýma očima a ruce vbok, stoj na jedné dolní končetině s extendovaným kolenním kloubem na válcové úseči a stoj v podřepu na válcové úseči. Každý cvik byl proveden s použitím čtyř různých textur povrchu během cvičení a před cvičením na dvě minuty. Takže každý dobrovolník cvičil 24 opakování - tři úkoly, čtyři různé povrchy použity před cvičením a během cvičení. Byla měřena elektrická aktivita m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. triceps surae, m. biceps femoris, m. vastus medialis a m. gluteus medius ve dvou samostatných návštěvách s náhodným výběrem úkolů a se 4minutovou pauzou mezi jednotlivými opakováními. Výsledky neukázaly žádné významné rozdíly mezi různými texturami povrchu. To tedy znamená, že exteroceptivní plantární stimulace před nebo během cvičení na labilních plochách nemá zásadní vliv na kvalitu motorických dovedností.

Mercer (2009) chtěl ve svém výzkumu porovnat a prozkoumat EMG amplitudu svalů m. gluteus medius oboustranně při předozadním a laterolaterálním step-up cvičení u starších osob. Předpokládalo se, že aktivita bude větší při bočním cvičení než při předozadním cvičení. Dále se předpokládalo, že aktivita bude vyšší při výstupu na step-up, tedy při první fázi cvičení než při sestupu. 28 dobrovolníků starších 65 let a s průměrným věkem 79,4 let, bez závažných onemocnění, provádělo výstupy a sestupy na step-up zepředu a z boku. Bylo použito metronomu 66 úderů za minutu, aby bylo docíleno stejné doby trvání cvičení. Bylo vybráno 6 až 12 kroků a použito 4 až 8 prostředních kroků. Výsledky podporují hypotézu, že hodnoty budou vyšší pro boční step-up cvičení než pro předozadní step-up cvičení. Při první fázi cvičení a to při vzestupu na step-up bude aktivita m. gluteus medius vyšší než při sestupu. Výsledky tedy ukazují, že elektrická aktivita m. gluteus medius byla větší při výstupech na step-up z boku oboustranně.

Benerjee (2009) si pro svůj výzkum vybral ProFitter 3D Cross Trainer. Cílem této studie bylo prozkoumat elektrickou aktivitu svalů trupu a kyčelních kloubů, mechaniku páteře a stabilitu během tří cvičení na ProFitter. Aktivita svalů trupu byla poměrně nízká při cvičení na přístroji (<25 % MVC). Aktivita m. gluteus medius byla

naměřená hlavně v horizontální posuvné poloze a hlavně u zkušených účastníků. Během všech tří cviků byla dosažena dostatečná stabilita páteře a bylo zjištěno, že pohyb zároveň integruje svaly trupu i kyčelního kloubu, tak aby zajistily stabilitu páteře. Tyto informace mohou pomoci při rozhodování o užitečnosti tohoto přístroje v rehabilitačních a vzdělávacích programech.

Tassi a Engracia Valenti (2007) se ve svém výzkumu věnují srovnávání m. gluteus maximus a m. gastrocnemius caput laterale při provádění devíti různých pohybů na dvoukladkovém systému. Bylo vybráno 10 mužů, kteří prováděli například extenzi v kyčelním kloubu s extendovaným kolenním kloubem a vzpřímeným trupem, extenzi kyčelního kloubu s flexí kolenního kloubu a vzpřímeným trupem, extenzi kyčelního kloubu s extendovaným kolenním kloubem a nakloněným trupem, abdukci a addukci kyčelního kloubu a další. Výsledky ukázaly slabou aktivitu m. gastrocnemius pro všechny pohyby, aktivita m. gluteus maximus byla ve všech cvičebních polohách větší než aktivita m. gastrocnemius, největší však byla při cviku, kdy dobrovolníci prováděli extenzi kyčelního kloubu s flexí kolenního kloubu a vzpřímeným trupem.

Bankoff a Boer (2007) ve své studii zkoumali elektrickou aktivitu m. gluteus maximus a m. iliocostalis lumborum při běhu na zemi a při běhu na běžecím pásu. 10 vybraných mužů běželo 10 metrů rychlostí 6 mph (= 9,656064 kilometrů). Výsledky ukázaly, že větší svalová aktivita byla při měření běhu na běžícím pásu pro oba měřené svaly. Aktivita m. gluteus maximus byla vždy větší než aktivita m. iliocostalis lumborum při běhu na zemi i na běžícím pásu.

I Ghorji a Luckwill (1985) si pro svůj výzkum vybrali běžící pás. Zkoumali svalovou aktivitu levé dolní končetiny při chůzi na běžícím pásu se zátěží buď v pravé, nebo levé ruce nebo na zádech. Při zatížení až 20 % tělesné hmotnosti byly zaznamenány minimální změny v kinematických parametrech, ale bylo vyvoláno značné prodloužení elektrické aktivity kontralaterálního m. gluteus medius a ipsilaterálního m. gastrocnemius, m. semimembranosus a m. quadriceps vastus lateralis. Při zatížení až 50 % tělesné hmotnosti se výrazně zkrátila swing fáze a prodloužila činnost m. quadriceps vastus lateralis. Výsledky dokazují, že činnost svalstva při chůzi je přísně kontrolována, aby bylo do značné míry zabráněno odchýlkám od normálu, ale pokud je zátěž velká, rovnováha je narušená.

Trepman (1998) si pro svoji studii vybral porovnávání svalové aktivity grand-*plié* u profesionálních baletních a moderních tanečnicků. Teoretické hypotézy říkají, že *grand-plié* a *demi-plié* se zásadně liší a že baletky používají svaly jinak než moderní tanečníci. Byla zkoumána svalová aktivita vybraných svalů dolních končetin během *grand-plié* u pěti baletních tanečnic a u sedmi profesionálních moderních tanečnic. Svalová aktivita vybraných svalů při provádění *grand-plié* je odlišná u baletních a moderních tanečnicků. Výsledky tedy ukazují, že každý typ tanečnicka „používá svaly trochu jinak“. Data podporují představu, že svalová činnost se skládá ze tří hlavních typů - jedinečnost a charakteristická činnost nutná pro provedení pohybu, pestrá činnost charakteristická pro různé taneční typy a nakonec pestrá činnost související s mnoha faktory, jako například rovnováha, osobní zvyk, individuální vzdělání. A nakonec EMG aktivita m. vastus medialis a lateralis při cvičení *grand-plié* je významně nižší u baletních tanečnicků než u moderních tanečnicků.

Další výzkumy se zabývají například měřením elektrické aktivity svalů u nestabilních kotníků nebo u kotníků po různých úrazech či operacích. Třeba Soderberg (1991) ve své studii hodnotil elektrickou aktivitu vybraných svalů nohy (m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius) během cvičení na dřevěné úseči u jedinců se zdravým kotníkem a u jedinců, kteří mají v anamnéze chronické vymknutí kotníku. Bylo vybráno 14 jedinců pro každou skupinu a několik velikostí úsečí. Výsledky neukázaly žádný rozdíl mezi skupinou probandů se zdravým kotníkem a skupinou probandů s chronicky vymykajícím se kotníkem. Výrazně vyšší aktivita byla zaznamenána u m. tibialis anterior.

Cílem Clarkovy a Burdenovy (2005) studie bylo zkoumat účinky výcviku na úseči u pacientů s nestabilním kotníkem. 19 mužů s průměrným věkem 29,7 let, mající v anamnéze aspoň tři výrony za poslední dva roky byli rozděleni do dvou skupin. 10 mužů bylo ve cvičební skupině, kde probíhal 4týdenní trénink na úseči, a 9 mužů bylo zařazeno do kontrolní skupiny. Výsledky ukazují, že u pacientů ve cvičební skupině došlo k výraznému zlepšení vnímání funkční stability a snižuje se pravděpodobnost dalších výronů.

Bullock-Saxton (1994) zkoumala vliv podvrknutého kotníku na svalovou aktivaci při extenzi kyčelního kloubu. Dobrovolníci byli rozděleni do dvou skupin, kde v první byli pacienti, kteří utrpěli těžké předchozí jednostranné podvrknutí kotníku, a druhá skupina byla kontrolní. Byla sledována elektrická aktivita svalů: m. gluteus

maximus, ischiocrurální svaly a ipsilaterální a kontralaterální m. erector spinae při extenzi dolní končetiny v kyčelním kloubu z výchozí polohy - poloha vleže na břiše. Výsledky ukázaly značné rozdíly u pacientů s podvrknutým kotníkem a dobrovolníků v kontrolní skupině. Změny se ale vyskytly na obou stranách, tedy na straně, kde byl kotník podvrknutý, ale i na zdravé straně. Významný rozdíl byl ve zpoždění v nástupu aktivace m. gluteus maximus u pacientů s dříve podvrknutým kotníkem.

Cílem Mullaneyovy (2007) studie bylo zjistit elektrickou aktivitu m. triceps surae během cvičení po operaci Achillovy šlachy. Deset dobrovolníků cvičilo osm běžně používaných cviků po operaci Achillovy šlachy, jako například výpony na špičky, přitahování a propínání špiček, plantární flexe s červeným Thera-Bandem, normální chůze, úkroky do strany, výpony a skákání na jedné dolní končetině. Výsledky ukazují rostoucí průběh činnosti EMG u cvičení, která se zaměřují na aktivaci m. triceps surae. Výsledky ukazují, že některé cviky mohou být vybrány a cvičeny při včasné mobilizaci šlachy, například přitahování a propínání špiček. Naproti tomu výpony nebo skákání na jedné dolní končetině by měly být cvičeny až v pozdní fázi rehabilitačního programu, kdy jsou měkké tkáně už zahojeny, protože tato cvičení vyžadují větší aktivitu zmiňovaného svalu.

Eils a Rosenbaum (2001) ve své studii zkoumali vliv vícepolohového proprioceptivního cvičebního programu, který lze snadno integrovat do běžných vzdělávacích programů, u pacientů s nestabilním kotníkem. Celkem u 30 pacientů a u 48 nestabilních kotníků (31 kotníků bylo ve cvičební skupině a 17 v kontrolní) byly měřeny tři testovací postupy - vnímání polohy kloubu (polohocit), držení těla při stoji a svalové reakce při náhlé změně polohy na sklopné plošině. Výsledky ukázaly významné zlepšení ve všech třech postupech a na základě těchto výsledků je možné tento cvičební program doporučit v prevenci i rehabilitaci u nestabilních kotníků.

Studie, které se zabývaly zkoumáním elektrické aktivity břišních a zádových svalů při cvičení na labilních pomůckách nebo bez nich:

Například Vera-Garcia (2000) díky své studii chtěl stanovit míru vlivu modulace typu povrchu ať už stabilní, nebo labilní, na mechaniku břišní stěny. Osm mužů bez akutní nebo chronické bolesti dolní části zad provedlo čtyři různé cviky na břišní svaly na jedné stabilní a třech labilních plochách. Výsledky ukázaly, že při cvičení na labilních plochách je svalová činnost břišních svalů zvýšená. Cvičení na labilních

plochách mění jak úroveň svalové činnosti a způsob, jakým se svaly zaktivují při stabilizaci páteře a celého těla. Takovéto vyšší nároky na svalovou činnost mohou být v určitých fázích rehabilitačního programu žádoucí.

Arokoski (2001) se své studii zkoumal a srovnával elektrickou aktivitu svalů mezi muži a ženami. Bylo vybráno 24 zdravých dobrovolníků, z toho 14 žen a 10 mužů ve věku od 21 do 39 let, a všichni cvičili 16 různých léčebných cviků, běžně používaných k léčbě bolestí dolní části zad. Byla měřena elektrická aktivita břišních svalů (m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus) a paravertebrálních svalů v oblasti Th9 a L5. Aktivita břišních svalů a zádových svalů v oblasti L5 byla výrazně vyšší u žen než u mužů. Výsledky ukazují, že břišní a zádové svaly se aktivují při jednoduchých cvičeních. Aktivita byla zaznamenána více u žen než u mužů. Ženy tedy byly schopny lépe aktivovat jejich stabilizační svaly trupu než muži. Je možné, že muži mají mnohem vyšší stupeň síly na maximální volní kontrakci a při cvičení stačí, aby vynaložili menší množství síly. Dále pak Arokoski (2004) posuzoval činnost paravertebrálních a břišních svalů u pacientů s chronickými bolestmi zad. Bylo vybráno 9 dobrovolníků, z toho 5 mužů a 4 ženy ve věku od 27 do 58 let a cvičilo se 18 stabilizačních cviků čtyřikrát až šestkrát na rehabilitační klinice během tří měsíců. Byly měřeny svaly: paravertebrální svaly v úrovni L5, m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis a měření byla prováděna před a po dobu výkonu. Cviky byly podobné cvikům v předchozí studii - extenze a flexe trupu, flexe s rotací trupu. Tedy byly prováděny stejné cviky jako v předchozí studii u pacientů s chronickými bolestmi zad. V této studii aktivní rehabilitace neměla žádný vliv na činnost břišních a zádových svalů a na bolest či funkční postižení.

Champagne (2008) hodnotil ve svém experimentu závislost únavy svalů zad a extenzorů kyčelního kloubu při dvou variantách Sorensen testu. 20 zdravých mladých mužů bez historie bolesti zad bylo požádáno o provedení Sorensen testu ve dvou polohách. Poloha S1 byla vleže na břiše na vodorovné ploše, dolní končetiny byly připásky popruhy a horní část těla byla od pasu nahoru volně v prostoru. Poloha S2 Sorensen testu byla prováděna na římské židli se sklonem 45°, opět s horní částí těla od pasu nahoru ve volném prostoru. Byla měřena elektrická aktivita paravertebrálních svalů v úrovni Th10 a L5, m. gluteus maximus a m. biceps femoris a svalová únava byla hodnocena pomocí spektrální analýzy údajů EMG na základě výpočtu mediánu míry změny kmitočtu. Předpokládalo se, že by se svalová únava svalů kyčelního kloubu a

svalů zad měla lišit v závislosti na zkušební poloze. Nebyly nalezeny žádné stranové rozdíly, proto byly vypočteny střední hodnoty EMG levé a pravé strany. Výsledky ukazují, že výrazně vyšší výdrž byla u testu S2 ve srovnání s testem S1. Mohl by to vysvětlit fakt, že při testu S1 byly kyčelní extenzory více napjaté, protože zde byl úhel 45°. Ukázalo se, že svalová únava extenzorů kyčelního kloubu se svalovou únavou paravertebrálních svalů se objevovala při obou Sorensen testech. Pouze u paravertebrálních svalů na úrovni L5 je únava závislá na účinku mezi S1 a S2. V dalších studiích by se mohl zjistit vliv bolesti dolních zad na svalovou únavu.

Studie, které zkoumaly elektrickou aktivitu vybraných svalů u sportovců během různých sportů a sportovních výkonů:

Například Pasanen (2009) chtěl zjistit, zda by šestiměsíční neuromuskulární rozcvičující program mohl zlepšit svalovou sílu, rovnováhu, rychlost a hbitost. Bylo vybráno 27 ženských florbalových týmů ve Finsku, dohromady tedy bylo 222 dobrovolníků s průměrným věkem 24 let, kdy 119 hráček v první skupině provádělo před zápasem rozvíčku, 103 hráček bylo v kontrolní skupině. Do programu byly zahrnuty specifické běhací techniky, skákání a posilovací cviky, kdy dobrovolníci cvičili jednou až třikrát týdně a jeden trénink trval asi 25 minut. Výkonnostní testy hodnotily před a po celém šestiměsíčním programu statický skok, skok snožný, skok přes tyč, stoj na tyči a běh na 8 způsobů. Po šestiměsíčním programu výsledky ukázaly významné rozdíly mezi dvěma skupinami, kdy se zlepšila ta skupina, ve které probíhal program. Neuromuskulární rozcvičující program zlepšil u florbalistek rychlost skákání a statickou rovnováhu. Tento program byl zcela bezpečný a může být doporučen pro děti hrající florbal ve škole.

Holm (2004) ve svém výzkumu zkoumal, zda neuromuskulární školicí program zvýší svalovou sílu, rovnováhu a propriocepci u hráček házené. Studie se účastnilo 35 hráček házené ze dvou týmů s průměrným věkem 23 let a průměrnou váhou 69 kg. Všechny hráčky byly instruovány, aby neuromuskulární školicí program cvičily třikrát týdně po dobu pěti až sedmi týdnů a doba každého tréninku byla přibližně 15 minut. Hráčky byly hodnoceny před celkovým tréninkem, a pak po osmi týdnech a dvanácti měsících, kdy se měřila míra svalové síly (Cybex 6000), propriocepce, balance (KAT 2000) a tři funkční testy pro kolenní kloub. Došlo k významnému zlepšení dynamické rovnováhy mezi prvním měřením před zahájením programu a druhým měřením po osmi

týdnech. Výsledky ukázaly, že tréninkový program je vhodný jako prevence poranění předního zkříženého vazů v kolenním kloubu u hráčů házené.

Verhagen (2004) zkoumal vliv proprioceptivního tréninku na úseči na prevenci podvrknutí kotníku u hráčů volejbalu. Bylo vybráno 116 mužských a ženských volejbalových týmů, 66 týmů (641 hráčů) bylo v intervenční skupině a 50 týmů (486 hráčů) bylo v kontrolní skupině. U týmů v intervenční skupině bylo zahrnuto do rutinního tréninku cvičení na úseči. Výsledky ukázaly, že v intervenční skupině bylo podstatně méně podvrknutí kotníku než v kontrolní skupině. Významné snížení rizika podvrknutí kotníku bylo zjištěno pouze pro hráče, kteří měli v anamnéze podvrknutí kotníku. Závěrem lze konstatovat zjištění, že použití proprioceptivního programu na úseči je účinná prevence recidivy podvrknutí kotníku.



## **3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY**

### **3.1 Cíle práce**

**C<sub>1</sub>** – Zdokumentovat, porovnat a analyzovat elektromyografickou aktivitu m. gluteus maximus et medius oboustranně na vybraných labilních plochách - válcová úseč v předozadní rovině a balanční sandály.

**C<sub>2</sub>** – Zjistit nejvyšší a nejnižší procentuální aktivitu svalové činnosti m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. erector spinae oboustranně v úrovni L3 a m. quadriceps vastus medialis et lateralis při cvičení na válcové úseči a na balančních sandálech.

**C<sub>3</sub>** – Určit, který z výše zmíněných svalů se aktivuje více. Určit, na jaké balanční pomůcce a při jakém cviku je aktivita hodnocených svalů nejvyšší.

### **3.2 Úkoly práce**

- Prostudování co nejvíce možné literatury k danému tématu
- Sběr dat a veškerých informací, které se týkají dané problematiky
- Vytvoření teoretické části
- Analýza dat, které budou shromážděny
- Vytvoření kompletace dat z dostupné literatury
- Návrh metodiky práce
- Vybrání dobrovolníků
- Provedení výzkumné části v kineziologické laboratoři
- Sběr potřebných dat
- Analýza, zhodnocení a porovnávání naměřených dat
- Vyvození závěrů diplomové práce
- Diskuze dané tematiky a stanovení závěrů

### 3.3 Řešené otázky

**O<sub>1</sub>** - Jaká bude elektrická aktivita m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. erector spinae a m. quadriceps vastus medialis et lateralis při cvičení na válcové úseči v předozadní rovině?

**O<sub>2</sub>** - Jaká bude elektrická aktivita m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. erector spinae a m. quadriceps vastus medialis et lateralis při cvičení na balančních sandálech?

**O<sub>3</sub>** - Na jaké cvičební pomůcce (válcová úseč, balanční sandály) bude elektrická aktivita m. gluteus maximus a m. gluteus medius vyšší?

**O<sub>4</sub>** - Při jakém cviku, ze dvou výše popsaných, se bude m. gluteus maximus a m. gluteus medius aktivovat více?

### 3.4 Hypotézy

**H<sub>1</sub>** – Předpokládáme, že nejvyšší elektrická aktivita m. gluteus medius bude při cviku č. 2 - stoj na jedné dolní končetině na balančním sandálu.

**H<sub>2</sub>** – Předpokládáme, že nejnižší elektrická aktivita m. gluteus maximus bude při cviku č. 3 - přešlapování/chůze na místě na úseči v předozadní rovině.

**H<sub>3</sub>** – Předpokládáme, že nevyšší elektrická aktivita m. erector spinae bude při cviku č. 4 - přešlapování/chůze na místě na balančních sandálech.

**H<sub>4</sub>** – Předpokládáme, že nejvyšší elektrická aktivita m. quadriceps vastus medialis et lateralis bude při cviku č. 4 - přešlapování/chůze na místě na balančních sandálech.

**H<sub>5</sub>** – Předpokládáme, že elektrická aktivita m. gluteus maximus et medius bude vyšší při statickém cviku (cvik č. 1 a 2 - stoj na jedné dolní končetině), než při dynamickém cviku (cvik č. 3 a 4 – přešlapování/chůze na místě).

## 4 METODIKA PRÁCE (výzkumné metody a postup řešení)

### 4.1 Základní použitý metodický přístup

Výzkum měl charakter případové studie s experimentálním způsobem získávání dat.

### 4.2 Výzkumný soubor

Bylo zkoumáno sedm osob, dva muži a pět žen, s průměrným věkem 25,1 let, průměrnou tělesnou váhou 65,6 kg a průměrnou výškou 175,4 cm. Všichni dobrovolníci byli studenty a studentkami fyzioterapie FTVS UK. Byli vybráni pouze zdraví jedinci, nesměli tedy mít v anamnéze žádné operace, úrazy nebo chronické bolesti kotníků, kolenních a kyčelních kloubů a zad. Dále pak dobrovolníci byli vybráni tak, aby nebyli vrcholoví sportovci, kteří se věnují intenzivnímu tréninku. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas (viz. Příloha č. 2). Kontrolní skupina v tomto výzkumu nebyla potřebná.

	Pohlaví	Ročník narození	Výška v cm	Váha v kg	Dominantní končetina	Sporty rekreačně
Proband č. 1	žena	1986	171	56	pravá	pilátes, aerobic
Proband č. 2	žena	1989	172	63	pravá	plavání
Proband č. 3	muž	1985	182	81	pravá	lyže, cyklistika
Proband č. 4	žena	1988	176	62	levá	plavání
Proband č. 5	žena	1987	175	60	pravá	turistika
Proband č. 6	žena	1987	174	65	pravá	lyže, cyklistika, kolečkové brusle
Proband č. 7	muž	1986	178	72	pravá	lyže, posilovna

Tab. 1. Základní charakteristiky všech probandů

Úrazy, operace, bolesti nebo vrcholové sporty nejsou v tabulce uvedeny z důvodu navržené metodiky. Jak už bylo výše popsáno, že žádný z probandů nesmí mít

v anamnéze žádné úrazy, operace ani bolesti zad, kyčelních, kolenních kloubů a kotníků a nesmějí být vrcholovými sportovci.

### **4.3 Metodika sběru dat**

Bylo zkoumáno sedm osob. Byla měřena elektromyografická aktivita pěti svalů - m. gluteus maximus et medius oboustranně, m. erector spinae ve výši L3 oboustranně, m. quadriceps vastus medialis et lateralis na pravé dolní končetině u všech probandů - povrchovým elektromyografem se synchronizovaným videozáznamem. Měření proběhlo 8. 2. a 15. 2. 2012 na Fakultě tělesné výchovy a sportu Karlovy univerzity. Elektrická aktivita byla měřena pomocí přenosného EMG zařízení TelemetryMini od firmy Neurodata. Před vlastním měřením byla ošetřena kůže alkoholem a oholeny chlupy u mužů i u žen, aby elektrody držely, a předešlo se nasbírání nepotřebných artefaktů při vlastním měření. Elektrody byly umístěny do blízkosti motorických bodů a aplikovány paralelně s průběhem svalových vláken (De Luca, 2002). Bod pro m. gluteus maximus byl vymezen uprostřed linie mezi křížovou kostí a velkým trochanterem na stehenní kosti, bod pro m. gluteus medius byl určen pod crista iliaca dorsálně, bod pro m. erector spinae v úrovni L3 byl laterálně od spinálního výběžku třetího bederního obratle. Nakonec bod pro m. vastus medialis byl vymezen uprostřed distální třetiny linie mezi SIAS a medialní štěrbinou kolenního kloubu, bod pro m. vastus lateralis byl vymezen uprostřed distální poloviny linie mezi SIAS a tuberositas tibie. Neutrální referenční elektroda byla umístěna na dorsální stranu pravé ruky. Nakonec byly připevněny kabely a předzesilovače. Před měřením elektromyografického signálu byla zkontrolována úroveň šumu, nulová odchylka a obecný vzhled nárůstu EMG (Krobot a Kolářová 2011). Pak bylo započato monitorování elektromyografického signálu.

Před vlastním cvičením byla u každého dobrovolníka změřena maximální volní kontrakce vybraných svalů. Maximální volní kontrakce byla měřena dle svalového testu (Janda, 2004). Tedy v přesně daných polohách, proti gravitaci s odporem, který byl kladen terapeutem. Maximální volní kontrakce byla u každého svalu měřena vždy třikrát, výdrž každé kontrakce byla po dobu deseti sekund. Mezi každým naměřením maximální volní kontrakce byla vložena pauza několika desítek sekund, potřebná pro zregenerování svalů a pro minimalizování vzniku svalové únavy. Tato naměřená hodnota byla brána jako 100 % aktivity daného svalu pro každého probanda.

## 4.4 Organizace výzkumu

Dobrovolníci prováděli dva jasně definované cviky na válcové úseči v předozadní rovině a balančních sandálech. Prvním cvikem byl stoj vždy na pravé dolní končetině, druhým cvikem bylo přešlapování na místě (viz. Příloha č. 4). Před vlastním cvičením byli všichni dobrovolníci zainstruováni pro správné provádění cviků, byl jim vysvětlen průběh měření, správný korigovaný stoj na balančních plochách a průběh vlastního cvičení. Všichni probandi stáli na balančních plochách ve vzpřímeném stoji s horními končetinami podél trupu (s flexí nebo extenzí v loketním kloubu, bude dále popsáno) a dívali se rovně před sebe.

Při prvním cviku bylo nutné, probandy zainstruovat pro správný stoj na jedné dolní končetině a při cvičení je lehce korigovat. Délka prvního cviku, tedy stoje na pravé dolní končetině, byla zvolena 60 sekund. Na úseči bylo označeno místo, na kterém se probandi postavili na pravou dolní končetinu tak, aby všichni dobrovolníci stáli na jednom místě. Poté probandi lehce nadzvedli levou dolní končetinu tak, že ji pouze lehce odlepili od podložky, tak že vznikla minimální flexe v kolenním a kyčelním kloubu a špička nohy volně visela dolů. Při stoji na jedné dolní končetině na válcové úseči i na balančních sandálech všichni probandi měli horní končetiny vždy ve stejném postavení - 90° flexe v loketních kloubech, loketní klouby přitisknuty k tělu, maximální pronace předloktí, střední postavení v zápěstí, prsty natažené. Pod takto nastavené horní končetiny byly vloženy horní končetiny terapeuta stojícího před probandy. Nastavení horních končetin terapeuta muselo být uzpůsobeno vždy podle výšky probanda, tedy 90° - 120° flexe v loketních kloubech, loketní klouby přitisknuty k tělu, maximální supinace předloktí, střední postavení zápěstí až 30° dorsální flexe zápěstí tak, aby akrum horní končetiny bylo vždy postaveno vodorovně se zemí, prsty natažené. Probandi se mohli pouze lehce opřít o připravené terapeutovy horní končetiny a mohli se tak stabilizovat při stoji na jedné dolní končetině na obou balančních plochách. Toto postavení bylo zvoleno pro minimalizaci naměření zbytečných artefaktů.

Při druhém cviku bylo nutné použití metronomu - 70 BPM, tak se docílilo stejného rytmu přešlapování na místě jak na válcové úseči v předozadní rovině, tak i na balančních sandálech. Probandi byli zainstruováni, aby při každém úderu metronomu zvedali dolní končetiny a aby zvedání bylo v amplitudě od 5 do 10cm. Všichni dobrovolníci před cvičením byli zainstruováni, ale bylo nutné probandy při cvičení lehce korigovat. Stále opravovat způsob zvedání dolních končetin a hlídat správné

postavení pánve, aby nedocházelo k nadměrným laterolaterálním nebo kraniokaudálním pohybům pánve.

Mezi jednotlivými cvičeními na válcové úseči v předozadní rovině a balančních sandálech byla zvolena 10minutová pauza, aby se svaly mohly dostatečně zregenerovat a vyhnout se tak nástupu svalové únavy a možnému zkreslení výsledků. Provádění cviků bylo vždy v náhodném pořadí.

## **4.5 Analýza dat**

Pro zpracování naměřeného elektromyografického signálu byl použit program MyoResearch XP Master Edition od firmy Noraxon (viz. Příloha č. 5 a č. 6).

Byla vypočtena maximální volní kontrakce pro každý sval u každého probanda a tato hodnota byla brána jako 100 % aktivity každého svalu. Maximální volní kontrakce byla naměřena u každého probanda třikrát pro každý sval po dobu deseti sekund. Pro získání objektivní hodnoty byla z každého měření pro každého probanda a pro každý sval vybrána amplituda v délce dvou sekund a tyto tři hodnoty byly dále zprůměrovány.

Dále byla vypočtena elektrická aktivita všech svalů u každého probanda u čtyř cviků - cvik č. 1 - stoj na pravé dolní končetině na válcové úseči v předozadní rovině; cvik č. 2 - stoj na pravé dolní končetině na balančním sandálu; cvik č. 3 - přešlapování/chůze na místě na válcové úseči v předozadní rovině; cvik č. 4 - přešlapování/chůze na místě na balančních sandálech. Pro cvik č. 1 a 2 bylo pro analýzu z jednodominutového surového záznamu vybráno 10 sekund a pro cvik č. 3 a 4 byl vybrán úsek vždy osmi kroků, tedy čtyři kroky pro pravou dolní končetinu a čtyři kroky pro levou dolní končetinu. Naměřená délka cviku přešlapování na místě byla tři minuty, ovšem analýza signálu byla vyhodnocována v čase od 30 sekund do 90 sekund a v tomto časovém úseku bylo vybráno již výše zmíněných osm kroků. Analýza EMG signálu byla zvolená takto, protože prvních 30 sekund při přešlapování nebyl přítomen dostatečný rytmus a bylo naměřeno mnoho artefaktů. Právě prvních 30 sekund bylo zapotřebí, aby se dobrovolníci „sladili“ s daným pohybovým programem. Délka vyhodnocování do 90 sekund byla zvolena pro minimalizaci nástupu svalové únavy, neboť po této době u některých dobrovolníků už nastupovaly známky svalové únavy.

Nejdříve byla provedena rektifikace, dále vyhlazení EMG signálu, redukce EKG artefaktů a pak byla vypočtena průměrná hodnota amplitudy (Krobot a Kolářová 2011). Tyto hodnoty v milivoltech byly předeny do procentuální hodnoty, vztažené k 100%

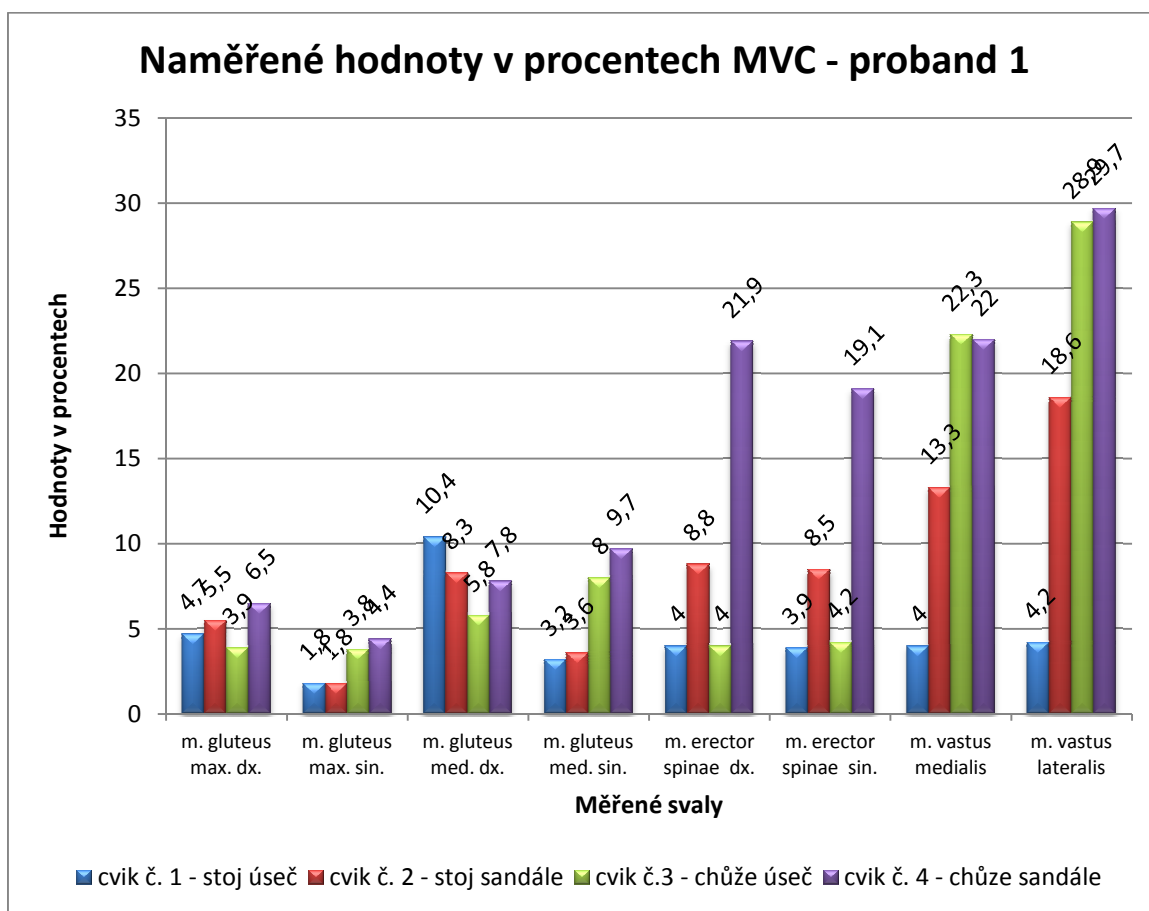
hodnotě maximální volní kontrakce. Zpracovaná data byla porovnávána a vyhodnocena v programu Microsoft Office Excel 2007, jehož pomocí byly výsledky pro lepší názornost převedeny do grafické podoby.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Výsledky - proband 1

	m. gluteus maximus dx.	m. gluteus maximus sin.	m. gluteus medius dx.	m. gluteus medius sin.	m. erector spinae dx.	m. erector spinae sin.	m. vastus medialis	m. vastus lateralis
cvik č. 1 - stoj úseč	4,7	1,8	10,4	3,2	4	3,9	4	4,2
cvik č. 2 - stoj sandále	5,5	1,8	8,3	3,6	8,8	8,5	13,3	18,6
cvik č.3 - chůze úseč	3,9	3,8	5,8	8	4	4,2	22,3	28,9
cvik č. 4 - chůze sandále	6,5	4,4	7,8	9,7	21,9	19,1	22	29,7

Tab. 2. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 1



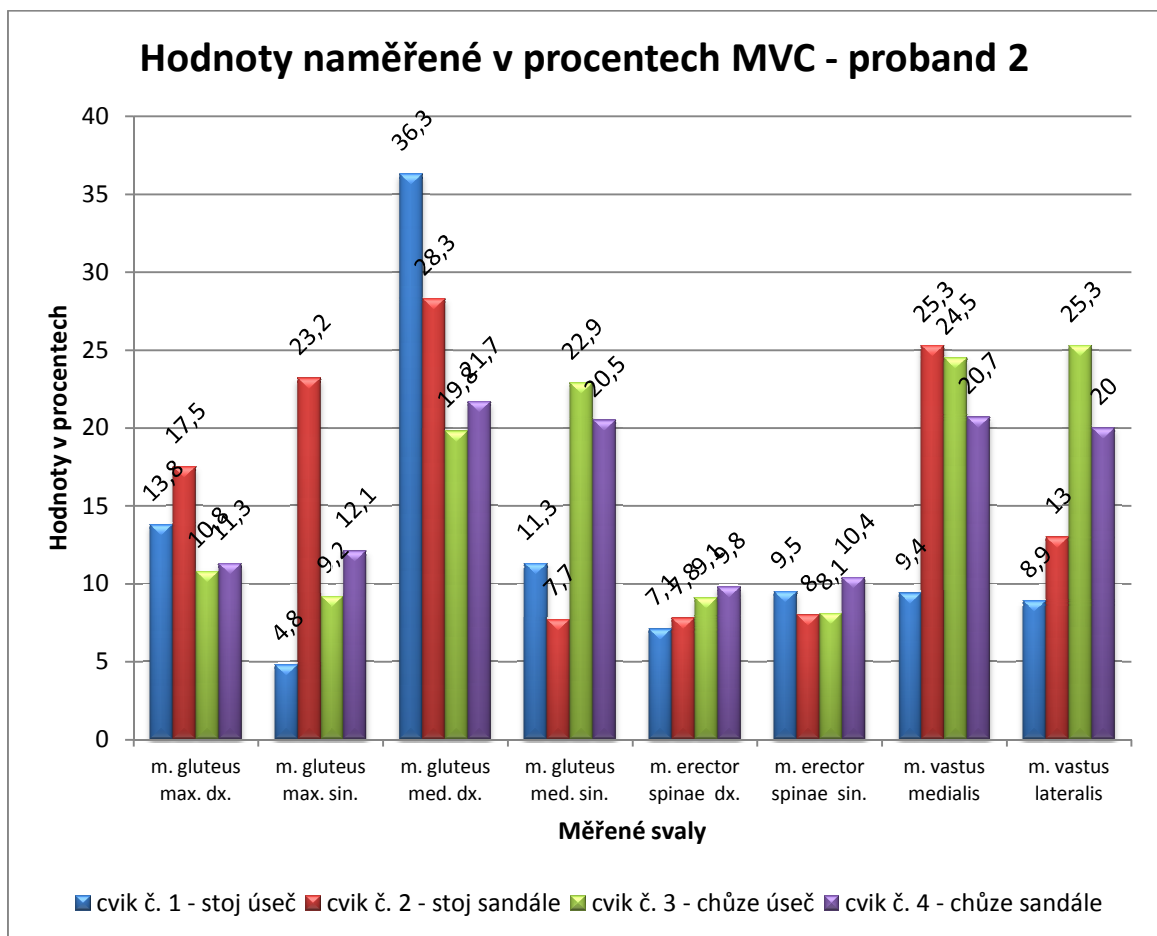
Graf 1. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 1



## 5.2 Výsledky - proband 2

	m. gluteus maximus dx.	m. gluteus maximus sin.	m. gluteus medius dx	m. gluteus medius sin.	m. erector spinae dx.	m. erector spinae sin.	m. vastus medialis	m. vastus lateralis
cvik č. 1 - stoj úseč	13,8	4,8	36,3	11,3	7,1	9,5	9,4	8,9
cvik č. 2 - stoj sandále	17,5	23,2	28,3	7,7	7,8	8	25,3	13
cvik č.3 - chůze úseč	10,8	9,2	19,8	22,9	9,1	8,1	24,5	25,3
cvik č. 4 - chůze sandále	11,3	12,1	21,7	20,5	9,8	10,4	20,7	20

Tab. 3. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 2

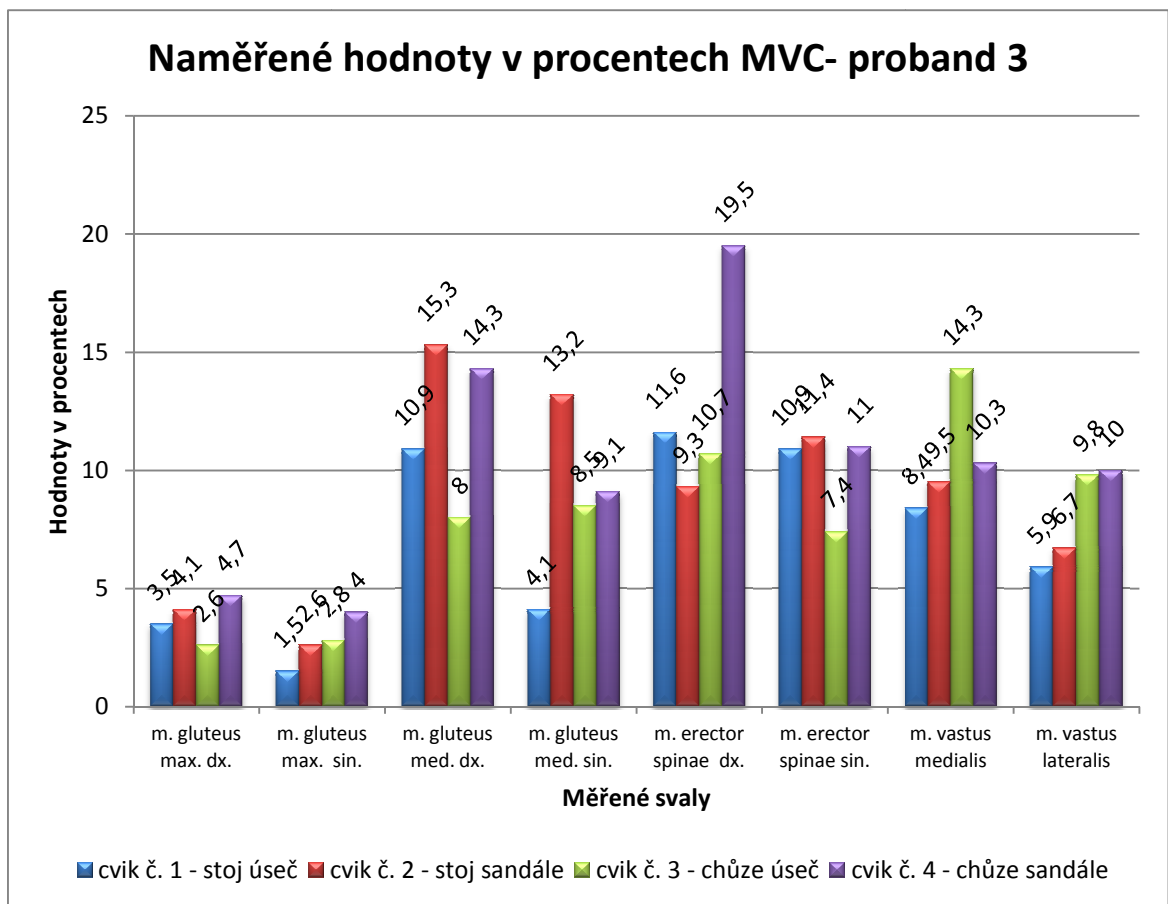


Graf 2. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 2

### 5.3 Výsledky - proband 3

	m. gluteus maximus dx.	m. gluteus maximus sin.	m. gluteus medius dx	m. gluteus medius sin	m. erector spinae dx.	m. erector spinae sin.	m. vastus medialis	m. vastus lateralis
cvik č. 1 - stoj úseč	3,5	1,5	10,9	4,1	11,6	10,9	8,4	5,9
cvik č. 2 - stoj sandále	4,1	2,6	15,3	13,2	9,3	11,4	9,5	6,7
cvik č. 3 - chůze úseč	2,6	2,8	8	8,5	10,7	7,4	14,3	9,8
cvik č. 4 - chůze sandále	4,7	4	14,3	9,1	19,5	11	10,3	10

Tab. 4. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 3

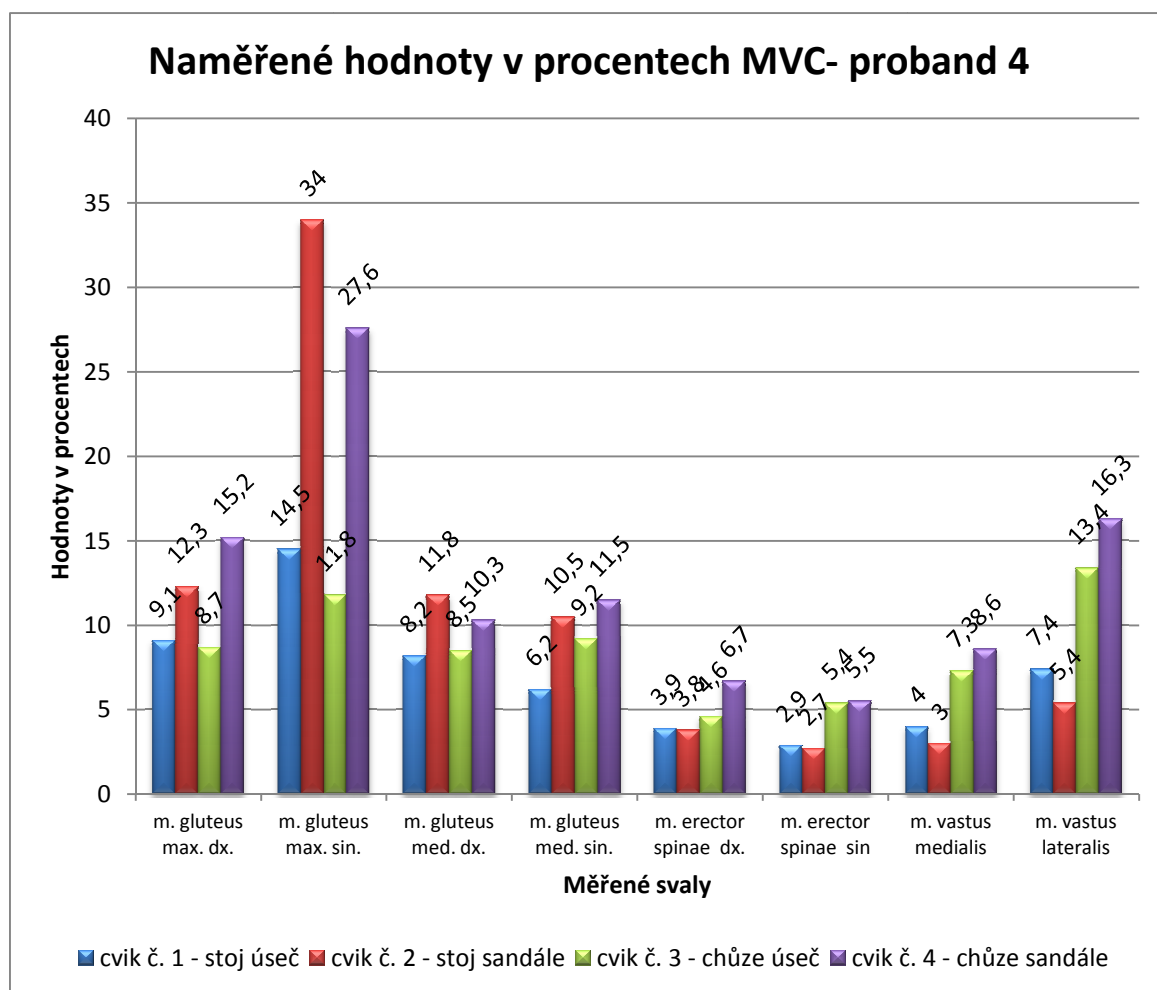


Graf 3. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 3

## 5.4 Výsledky - proband 4

	m. gluteus maximus dx.	m. gluteus maximus sin.	m. gluteus medius dx.	m. gluteus medius sin.	m. erector spinae dx.	m. erector spinae sin.	m. vastus medialis	m. vastus lateralis
cvik č. 1 - stoj úseč	9,1	14,5	8,2	6,2	3,9	2,9	4	7,4
cvik č. 2 - stoj sandále	12,3	34	11,8	10,5	3,8	2,7	3	5,4
cvik č. 3 - chůze úseč	8,7	11,8	8,5	9,2	4,6	5,4	7,3	13,4
cvik č. 4 - chůze sandále	15,2	27,6	10,3	11,5	6,7	5,5	8,6	16,3

Tab. 5. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 4

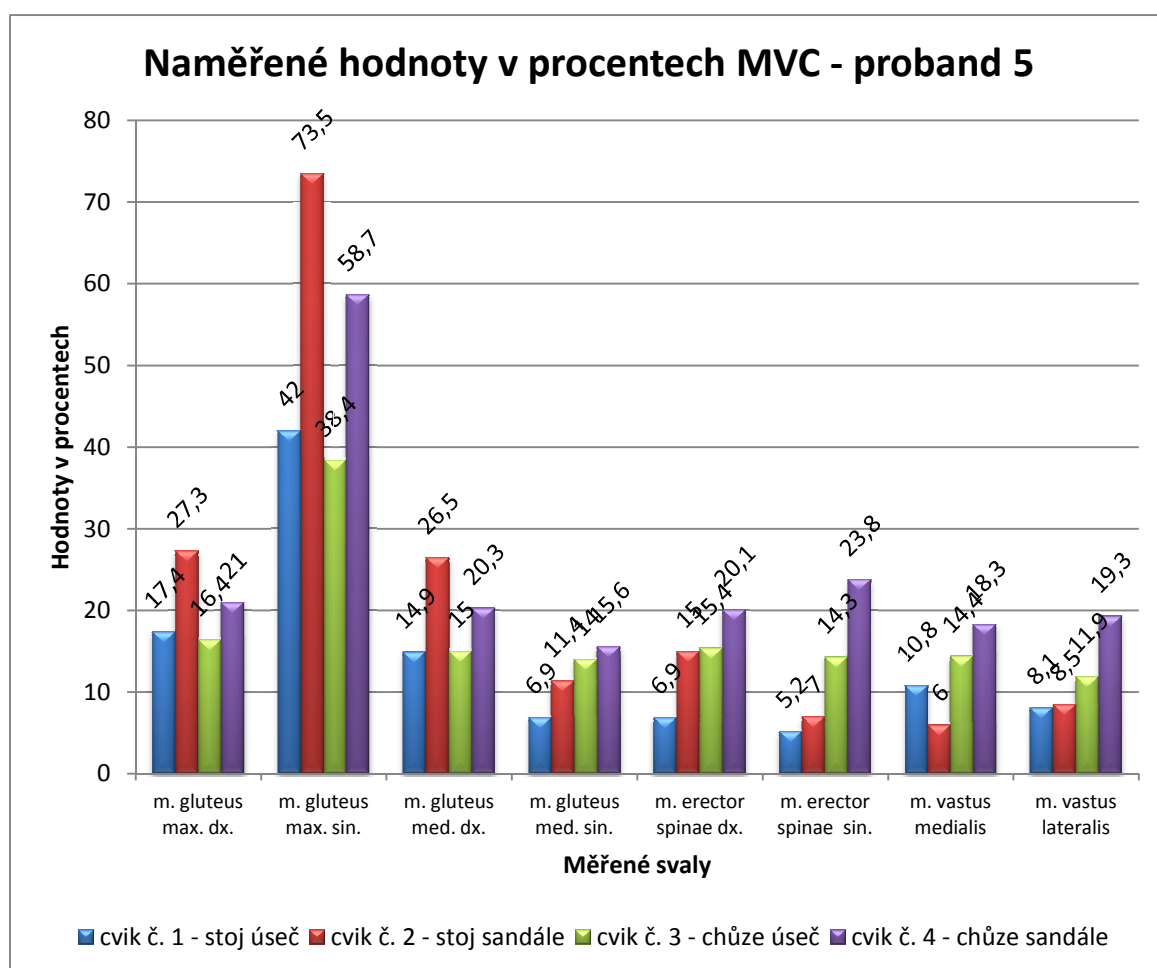


Graf 4. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 4

## 5.5 Výsledky - proband 5

	m. gluteus maximus dx.	m. gluteus maximus sin.	m. gluteus medius dx.	m. gluteus medius sin.	m. erector spinae dx.	m. erector spinae sin.	m. vastus medialis	m. vastus lateralis
cvik č. 1 - stoj úseč	17,4	42	14,9	6,9	6,9	5,2	10,8	8,1
cvik č. 2 - stoj sandále	27,3	73,5	26,5	11,4	15	7	6	8,5
cvik č. 3 - chůze úseč	16,4	38,4	15	14	15,4	14,3	14,4	11,9
cvik č. 4 - chůze sandále	21	58,7	20,3	15,6	20,1	23,8	18,3	19,3

Tab. 6. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 5

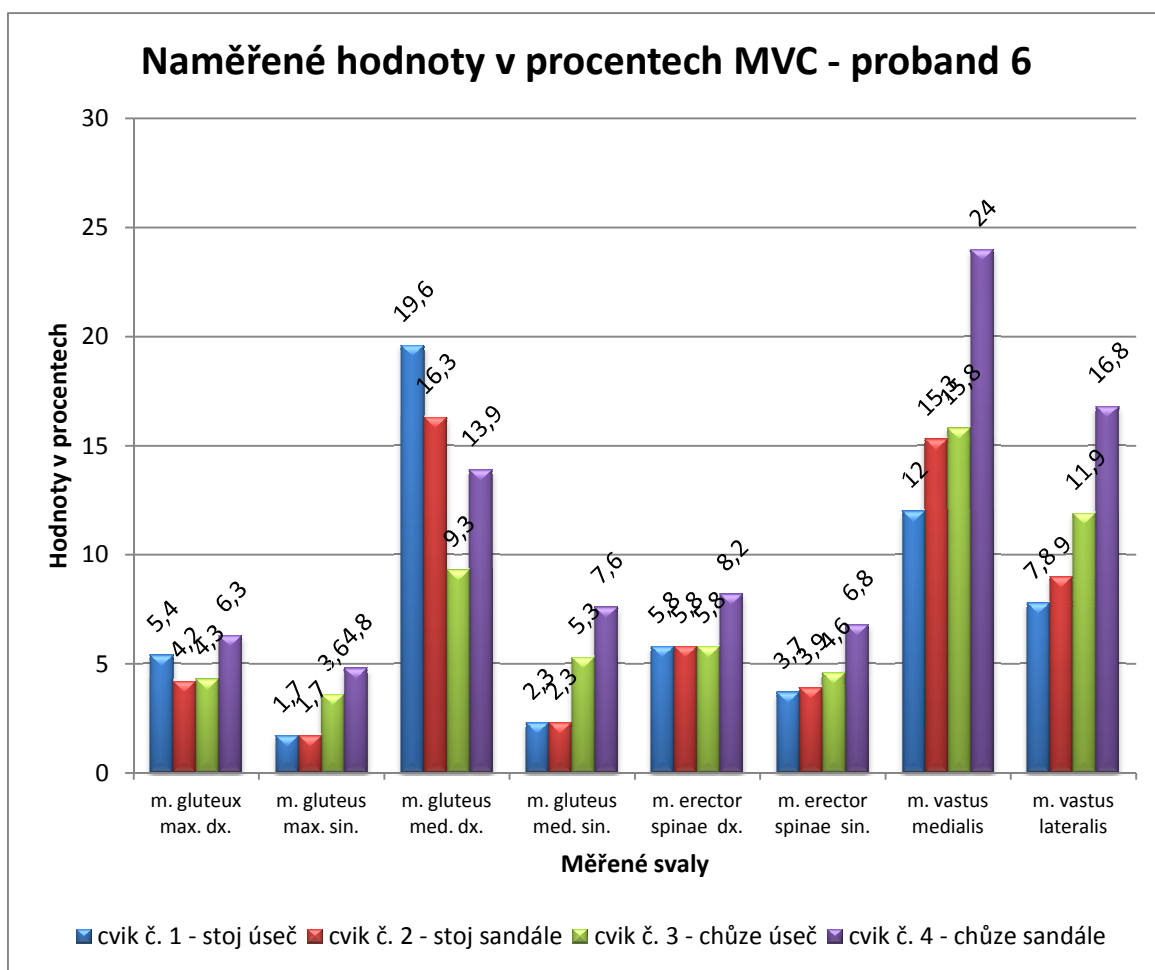


Graf 5. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 5

## 5.6 Výsledky - proband 6

	m. gluteus maximus dx.	m. gluteus maximus sin.	m. gluteus medius dx.	m. gluteus medius sin.	m. erector spinae dx.	m. erector spinae sin.	m. vastus medialis	m. vastus lateralis
cvik č. 1 - stoj úseč	5,4	1,7	19,6	2,3	5,8	3,7	12	7,8
cvik č. 2 - stoj sandále	4,2	1,7	16,3	2,3	5,8	3,9	15,3	9
cvik č. 3 - chůze úseč	4,3	3,6	9,3	5,3	5,8	4,6	15,8	11,9
cvik č. 4 - chůze sandále	6,3	4,8	13,9	7,6	8,2	6,8	24	16,8

Tabu. 7. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 6

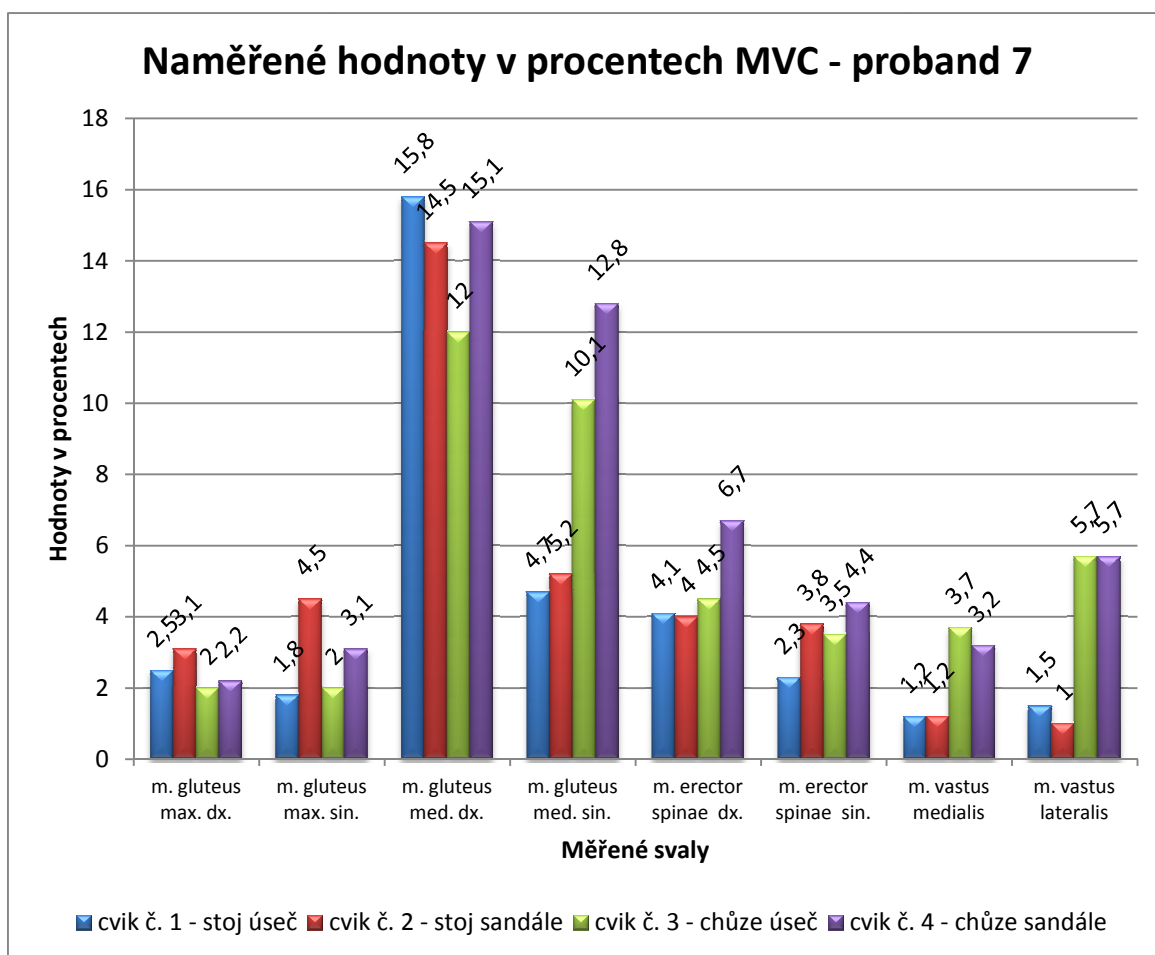


Graf 6. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 6

## 5.7 Výsledky - proband 7

	m. gluteus maximus dx.	m. gluteus maximus sin.	m. gluteus medius dx.	m. gluteus medius sin.	m. erector spinae dx.	m. erector spinae sin.	m. vastus medialis	m. vastus lateralis
cvik č. 1 - stoj úseč	2,5	1,8	15,8	4,7	4,1	2,3	1,2	1,5
cvik č. 2 - stoj sandále	3,1	4,5	14,5	5,5	4	3,8	1,2	1
cvik č. 3 - chůze úseč	2	2	12	10,1	4,5	3,5	3,7	5,7
cvik č. 4 - chůze sandále	2,2	3,1	15,1	12,8	6,7	4,4	3,2	5,7

Tab. 8. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 7



Graf 7. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 7

## 5.8 Shrnutí výsledků

U probanda č. 1 byla naměřená nejvyšší elektrická aktivita m. gluteus medius u cviku č. 1 (10,4 % vpravo), nejvyšší aktivita m. gluteus maximus byla naměřena u cviku č. 4 (6,5 % vpravo), ovšem nejnižší svalová aktivita m. gluteus maximus byla naměřena u cviku č. 3 (3,9 % vpravo). Dále nejvyšší aktivita m. erector spinae byla naměřena u cviku č. 4 (21,9 % vpravo a 19,1 % vlevo), a nejnižší aktivita byla u cviku č. 1 (4 % vpravo a 3,9 % vlevo). Nejvyšší aktivita m. quadriceps vastus medialis a lateralis byla naměřena u cviku č. 4 (22 % pro vastus medialis a 29,7 % pro vastus lateralis).

U probanda č. 2 byla zjištěna nejvyšší aktivita m. gluteus medius u cviku č. 1 (36,3 % vpravo), nejvyšší aktivita m. gluteus maximus byla u cviku č. 2 (17,5 % vpravo, ale 23,2 % vlevo, tedy na nestojné dolní končetině), nejnižší naměřená aktivita m. gluteus maximus byla u cviku č. 3 (10,8 % vpravo). Nejvyšší aktivita m. erector spinae byla naměřena u cviku č. 4 (9,8 % vpravo a 10,4 % vlevo), nejnižší aktivita pak u cviku č. 1 (7,1 % vpravo). Nejvyšší aktivita m. quadriceps vastus medialis a lateralis byla naměřena u cviku č. 2 (25,3 % pro vastus medialis) a u cviku č. 3 (25,3 % pro vastus lateralis).

U probanda č. 3 byla nejvyšší aktivita m. gluteus medius naměřená u cviku č. 2 (15,3 % vpravo), nejvyšší aktivita m. gluteus maximus byla u cviku č. 4 (4,7 % vpravo) a nejnižší u cviku č. 3 (2,6 % vpravo). Nejvyšší aktivita m. erector spinae byla u cviku č. 4 (19,5 % vpravo a 11 % vlevo), nejnižší aktivita m. erector spinae byla naměřená u cviku č. 2 (9,3 % vpravo). Nejvyšší aktivita naměřená u m. quadriceps vastus medialis a lateralis byla u cviku č. 3 (14,3 % pro vastus medialis a 9,8 % pro vastus lateralis) a u cviku č. 4 (10,3 % pro vastus lateralis).

U probanda č. 4 byla nejvyšší naměřená aktivita m. gluteus medius u cviku č. 2 (11,8 % vpravo) a nejvyšší elektrická aktivita m. gluteus maximus byla u cviku č. 4 (15,2 % vpravo a 27,6 % vlevo) a nejnižší aktivita m. gluteus maximus byla u cviku č. 3 (8,7 % vpravo). Nejvyšší naměřená aktivita m. erector spinae byla u cviku č. 4 (6,7 % vpravo a 5,5 % vlevo) a nejnižší aktivita m. erector spinae byla u cviku č. 2 (3,8 % vpravo a 2,7 % vlevo). Nejvyšší naměřená aktivita u m. quadriceps vastus medialis a lateralis byla u cviku č. 4 (8,6 % pro vastus medialis a 16,3 % pro vastus lateralis).

U probanda č. 5 byla nejvyšší naměřená aktivita m. gluteus medius u cviku č. 2 (26,5 % vpravo) a nejvyšší aktivita m. gluteus maximus byla u cviku č. 2 (27,3 %

vpravo a 73,5 % vlevo na nestojné dolní končetině) a nejnižší aktivita m. gluteus maximus byla u cviku č. 3 (16,4 % vpravo). Nejvyšší naměřená aktivita m. erector spinae byla u cviku č. 4 (20,1 % vpravo a 23,8 % vlevo) a nejnižší aktivita m. erector spinae byla u cviku č. 1 (6,9 % vpravo a 5,2 % vlevo). Nejvyšší naměřená aktivita u m. quadriceps vastus medialis a lateralis byla u cviku č. 4 (18,3 % pro vastus medialis a 19,3 % pro vastus lateralis).

U probanda č. 6 byla nejvyšší naměřená aktivita m. gluteus medius u cviku č. 1 (19,6 % vpravo) a nejvyšší aktivita m. gluteus maximus byla u cviku č. 4 (6,3 % vpravo) a nejnižší aktivita m. gluteus maximus byla u cviku č. 3 (3,6 % vlevo). Nejvyšší naměřená aktivita m. erector spinae byla u cviku č. 4 (8,2 % vpravo a 6,8 % vlevo) a nejnižší aktivita m. erector spinae byla u cviku č. 1 (5,8 % vpravo a 3,7 % vlevo). Nejvyšší naměřená aktivita u m. quadriceps vastus medialis a lateralis byla u cviku č. 4 (24 % pro vastus medialis a 16,8 % pro vastus lateralis).

U probanda č. 7 byla nejvyšší naměřená aktivita m. gluteus medius u cviku č. 1 (15,8 % vpravo) a nejvyšší aktivita m. gluteus maximus byla u cviku č. 2 (3,1 % vpravo a 4,5 % vlevo) a nejnižší aktivita m. gluteus maximus byla u cviku č. 3 (2 % vpravo). Nejvyšší naměřená aktivita m. erector spinae byla u cviku č. 4 (6,7 % vpravo a 4,4 % vlevo) a nejnižší aktivita m. erector spinae byla u cviku č. 2 (4 % vpravo) a u cviku č. 1 (2,3 % vlevo). Nejvyšší naměřená aktivita u m. quadriceps vastus medialis a lateralis byla u cviku č. 3 (3,7 % pro vastus medialis a 5,7 % pro vastus lateralis) a u cviku č. 4 (5,7 % pro vastus lateralis).

Nejvyšší aktivita m. gluteus medius byla naměřena u cviku č. 1 (proband 1, 2, 6 a 7) a u cviku č. 2 (proband 3, 4 a 5). Nejvyšší naměřená aktivita m. gluteus maximus byla naměřena u cviku č. 4 (proband 1, 3, 4 a 6) a u cviku č. 2 (proband 2, 5 a 7). Nejnižší aktivita m. gluteus maximus byla u všech probandů naměřena stejně a to u cviku č. 3. Nejvyšší aktivita m. erector spinae byla také naměřena u všech probandů stejně a to u cviku č. 4. Nejnižší aktivita m. erector spinae byla naměřena u cviku č. 1 (pro pět probandů), u cviku č. 2 (proband 3 a 4). Nejvyšší naměřená aktivita m. quadriceps vastus lateralis byla změřena u cviku č. 4 (pro šest probandů), a u cviku č. 3 (jeden proband). Nejvyšší naměřená aktivita m. quadriceps vastus medialis byla u cviku č. 4 (pro čtyři probandy), dále pak u cviku č. 3 i 2 (pro tři probandy).



Společné grafy jsou uvedeny v přílohách (viz Příloha č. 7). Pro shrnutí a lepší přehlednost bude uvedena tabulka s výše popsánymi výsledky.

	Nejvyšší aktivita m. gluteus medius	Nejvyšší aktivita m. gluteus maximus	Nejnižší aktivita m. gluteus maximus	Nejvyšší aktivita m. erector spinae	Nejnižší aktivita m. erector spinae	Nejvyšší aktivita m. vastus medialis	Nejvyšší aktivita m. vastus lateralis
Proband č. 1	Cvik 1	Cvik 4	Cvik 3	Cvik 4	Cvik 1	Cvik 4	Cvik 4
Proband č. 2	Cvik 1	Cvik 2	Cvik 3	Cvik 4	Cvik 1	Cvik 2	Cvik 3
Proband č. 3	Cvik 2	Cvik 4	Cvik 3	Cvik 4	Cvik 2	Cvik 3	Cvik 4
Proband č. 4	Cvik 2	Cvik 4	Cvik 3	Cvik 4	Cvik 2	Cvik 4	Cvik 4
Proband č. 5	Cvik 2	Cvik 2	Cvik 3	Cvik 4	Cvik 1	Cvik 4	Cvik 4
Proband č. 6	Cvik 1	Cvik 4	Cvik 3	Cvik 4	Cvik 1	Cvik 4	Cvik 4
Proband č. 7	Cvik 1	Cvik 2	Cvik 3	Cvik 4	Cvik 1	Cvik 3	Cvik 4

Tab. 9. Shrnutí výsledků nejnižších a nejvyšších naměřených aktivit výše zmíněných svalů u čtyř cviků

## 6 DISKUZE

Diplomová práce porovnávala elektrickou aktivitu pěti svalů, z toho tři svaly oboustranně, na dvou vybraných balančních plochách při dvou jasně definovaných cvicích (viz. kapitola 4 Metodika práce). Východiskem bylo pět hypotéz (viz. kapitola 3.4 Hypotézy) a výsledky potvrdily pouze dvě hypotézy z pěti. Hypotézu č. 2 a č. 3. Další tři hypotézy nebyly výsledky potvrzeny, protože u sedmi vybraných probandů se objevily určité rozdíly.

### 6.1 Hypotéza č. 1

Předpokládalo se, že nejvyšší aktivita m. gluteus medius bude při cviku č. 2 - stoj na pravé dolní končetině na balančním sandálu. Hypotézu se nepodařilo potvrdit. U cviku č. 2 byla nejvyšší naměřená aktivita m. gluteus medius u tří probandů a to u probanda č. 3, 4 a 5. Ovšem dále nejvyšší naměřená aktivita m. gluteus medius byla u cviku č. 1 - stoj na pravé dolní končetině na válcové úseči v předozadní rovině u čtyř probandů, a to u probanda č. 1, 2, 6 a 7. V případě probandů, u kterých byla naměřena nejvyšší aktivita m. gluteus medius u cviku č. 1, byla druhá nejvyšší aktivita m. gluteus medius naměřena u cviku č. 2 a to u probanda č. 1, 2 a 6.

Horstmann (2007) ve své studii zjistil, ač zkoumal a porovnával elektrickou aktivitu svalů dolních končetin na Stability Trainer a na dřevěné úseči, že se svaly aktivují zhruba stejně na obou pomůckách. Krause (2009) ve své studii zjistil, že aktivita m. gluteus medius je vyšší při stožení na jedné dolní končetině na polštářku Airex než bez něho. I když Krause toto zkoumal na jiné balanční pomůcce, tak i přesto by mohlo částečně ozřejmit to, že nejvyšší aktivita m. gluteus medius je u cviku č. 1 a 2, tedy při cvicích při stožení na jedné dolní končetině. Blackburn (2003) zjistil, že aktivita svalů je při cvičení na balančních sandálech větší než bez nich a že je vhodným prostředkem pro posilování dolních končetin. Ovšem o tři roky později Michell (2006) zjistil, že balanční sandály sice zlepšují posturální stabilitu, ale že se posturální stabilita stejně tak zlepšuje i při cvičení bez balančních sandálů. V této studii zkoumal pacienty s nestabilním kotníkem, ale také zdravé probandy. Pokud se posturální stabilita zlepšila i při cvičení bez balančních sandálů, tak proč by nemohla být aktivita m. gluteus medius vyšší i na jiné balanční pomůcce než zrovna na balančních sandálech.

Dále pak Kračmar (2006) ve své studii zjistil, že při chůzi s nordic walking se hýžděové svaly zapojují s nižší aktivitou, protože bylo přidáno dalšího puncta fixa a

bipedální lokomoce byla změněna na quadrupedální lokomoci. Je možné, že při daném nastavení horních končetin probandů u cviku č. 1 a 2, jsme tak mohli docílit nastavení dalšího punta fixa pro horní končetiny, a tak se mohla snížit aktivita gluteálních svalů. Bez tohoto nastavení horních končetin (viz. kapitola 4.4 Organizace výzkumu) by měření na balančním sandálu bylo, vzhledem k určitým limitům elektromyografického měření, velmi obtížné a možná i zcela nemožné.

Musí se brát v úvahu, že měření proběhlo na válcové úseči pouze v předozadní rovině. Bylo by zajímavé zkusit změřit svalovou aktivitu m. gluteus medius na válcové úseči v laterolaterální rovině nebo dokonce na kulové úseči. A zjistit, zda by aktivita byla vyšší, nebo nižší než při cvičení na balančním sandálu. Proto by bylo vhodné studii rozšířit o další balanční pomůcky nebo o další roviny. Kraus (2009) ve své studii porovnával aktivitu m. gluteus medius pouze na polštářku Airex a bez něj. Bylo by zajímavé tuto studii rozšířit i o tuto balanční pomůcku a to o polštářek Airex a porovnat tak elektrickou aktivitu svalů na všech těchto pomůckách.

## **6.2 Hypotéza č. 2**

Předpokládalo se, že nejnižší aktivita m. gluteus maximus bude při cviku č. 3 - přešlapování/chůze na místě na válcové úseči v předozadní rovině. Tato hypotéza se při měření zcela potvrdila a nejnižší aktivita m. gluteus maximus při cviku č. 3 byla naměřená u všech sedmi probandů.

U cviku č. 2 - stoj na balančním sandálu na pravé dolní končetině, se objevuje vysoká aktivita m. gluteus maximus vlevo. Tato aktivita je dokonce vyšší u čtyř probandů a to u probanda č. 2, 4, 5 a 7. Při tomto cviku ale všichni probandi stáli na pravé dolní končetině a levá dolní končetina byla lehce nadzvednuta od podložky tak, aby se noha nedotýkala země a aby špička visela volně. Je možné, že při nastavení horních končetin, kdy je flexe v loketních kloubech 90 ° a kdy terapeut poskytuje lehkou oporu, bylo docíleno změny bipedální lokomoce na quadrupedální (Kračmar, 2006). Dále mohla vzniknout určitá kokontrakce tohoto svalu, protože stoj na balančním sandálu je pravděpodobně náročnější než stoj na úseči v předozadní rovině. Proband 2, 4 a 5 se věnují sportu velmi minimálně. Ostatní probandi se věnují sportu více, ikdyž pouze rekreačně, protože trénování sportovci byli vyloučeni. Je možné, že míra netréňovanosti je přímo úměrná aktivitě m. gluteus maximus na levé, nestojné dolní končetině. Je možné, že míra netréňovanosti souvisí i s posturální stabilitou a při stoji

na pravé dolní končetině je míra kokontrakce velká proto, aby se vyrovnala stabilita jedince.

I když se do hypotézy nevzala nejvyšší aktivita m. gluteus maximus, tak i přes to bychom se o ní chtěli zmínit. Nejvyšší aktivita m. gluteus maximus byla naměřená při cviku č. 4 u pěti probandů a při cviku č. 2 u dvou probandů. Nejvyšší aktivita m. gluteus maximus tedy byla naměřená při cvičení na balančních sandálech.

### **6.3 Hypotéza č. 3**

Předpokládalo se, že nejvyšší aktivita m. erector spinae bude při cviku č. 4 - přešlapování/chůze na balančních sandálech. Tato hypotéza také byla jednoznačně potvrzena, protože nejvyšší aktivita m. erector spinae byla naměřena při cviku č. 4 u všech sedmi probandů.

Ovšem nejnižší aktivita m. erector spinae byla u cviku č. 1 a 2. Z praktického hlediska se nevyhledává nadměrná aktivita m. erector spinae, protože se tímto svalové dysbalance spíše prohlubují. V tomto okamžiku by bylo zajímavé změřit elektrickou aktivitu m. erector spinae u pacientů s vadným držením těla, nebo ještě lépe u pacientů s bolestmi dolních zad a zjistit tak, který cvik je pro tuto skupinu vhodnější. Ovšem u většiny probandů nejsou rozdíly v aktivitě m. erector spinae tak veliké, takže by to mohlo odpovídat jen vyšším nárokům při nadzvedávání dolních končetin.

### **6.4 Hypotéza č. 4**

Předpokládalo se, že nejvyšší elektrická aktivita m. quadriceps vastus medialis et lateralis bude při cviku č. 4 - přešlapování/chůze na místě na balančních sandálech. Tato hypotéza nebyla potvrzena. Pro m. vastus lateralis byla nejvyšší naměřená aktivita u cviku č. 4 pro šest probandů, pouze u jednoho probanda byla nejvyšší naměřená aktivita m. vastus lateralis u cviku č. 3. Pro m. vastus medialis byla nejvyšší naměřená aktivita u cviku č. 4 pro čtyři probandy, u dalších dvou probandů u cviku č. 3 a pro posledního probanda u cviku č. 2.

### **6.5 Hypotéza č. 5**

Předpokládalo se, že nejvyšší naměřená aktivita m. gluteus maximus et medius bude při statickém cviku, a to při cviku č. 1 a 2 - stoj na jedné dolní končetině. Tato hypotéza nebyla potvrzena. Kdybychom v této hypotéze brali v úvahu pouze m. gluteus medius, pak by se tato hypotéza potvrdila zcela. Protože nejvyšší aktivita byla u cviku č.

1 pro čtyři probandy a cviku č. 2 pro tři probandy. Tedy nejvyšší aktivita m. gluteus medius byla při statickém cviku a to při stožení na jedné dolní končetině. Ovšem toto neplatí pro m. gluteus maximus, protože nejvyšší aktivita byla pro m. gluteus maximus u cviku č. 4 pro pět probandů a u cviku č. 2 pouze pro dva probandy.

## **6.6 Správnost výzkumného souboru**

V dnešní době je poměrně složité najít skupinu zdravých a netrénovaných jedinců. Jedná-li se o skupinu netrénovaných jedinců, je nutné si uvědomit, že tato studie probíhala pouze ve dvou dnech a u každého probanda měření probíhalo asi jednu hodinu. Nemohla se tedy ovlivnit míra trénovanosti nebo netrénovanosti u každého probanda. Ze sedmi probandů se někteří věnují sportu minimálně a někteří se věnují sportu rekreačně a navíc vždy jinému sportu. Bylo by zajímavé a dokonce i vhodné tuto skupinu porovnat se skupinou trénovaných jedinců nebo se skupinou probandů například po úraze kolenního kloubu nebo s bolestí dolní části zad a tuto studii tak rozšířit. Je možné, že u skupiny trénovaných jedinců třeba ve fotbalovém týmu každý sportovec bude mít jiné úrazy než ostatní, bude se věnovat ve svém volném čase jiným sportům než ostatní. Je třeba brát v úvahu i věk, zaměstnání a sociální zázemí každého sportovce. Je možné, že i ve skupině probandů po určité operaci lze najít mnohé odlišnosti. Pokud se bude porovnávat deset jedinců s naprosto stejnou diagnózou a stejným operačním zákrokem, například po plastice předního zkříženého vazů v kolenním kloubu, tak každý jedinec bude pooperační dobu prožívat trochu jinak. Bude jinak psychicky laděný, bude vnímat bolest trochu jinak. Některý pacient může mít pooperační komplikace, jiný nikoli. Musí se přihlídnout na vznik onemocnění, další přidružené choroby, věk, pohlaví, sociální a ekonomické zařazení a v neposlední řadě míru motivace. Je tedy celkem složité, ale možná ne nemožné, najít skupinu zdravých a netrénovaných, trénovaných nebo nemocných jedinců. Je ovšem nutné přihlídnout k faktu, že každý jedinec je originální a všechno prožívá zcela individuálně.

## **6.7 Správnost použité pomůcky**

Je pravda, že byla použita válcová úseč s hladkým povrchem, i když Janda a Vávrová (1992) tvrdí, že je lepší zdrsňený povrch pro lepší dráždění receptorů. Ale Horstmann (2007) ve své studii zjistil, že povrchové vlastnosti nemají vliv na neuromuskulární aktivaci jednotlivých svalů. A výsledky Sarabonovy (2007) studie ukazují, že nejsou žádné významné rozdíly mezi různými texturami povrchu. Takže

díky své studii tvrdí, že exteroceptivní plantární stimulace před nebo během cvičení na labilních plochách nemá zásadní vliv na kvalitu motorických dovedností.

## **6.8 Správnost výběru doby měření výzkumu**

Studie probíhala pouze ve dvou dnech, takže probandi v rámci této studie cvičili na balančních plochách pouze jednou a měření probíhalo asi jednu hodinu pro každého dobrovolníka. Nebyl brán ohled, jestli se probandi s úsečí nebo balančními sandály již setkali, nebo mají žádnou nebo velkou zkušenost se cvičením na těchto pomůckách. Ale předpokládali jsme, že studenti fyzioterapie znají principy této metodiky a určitě někdy stáli na těchto balančních pomůckách. Vymezením zkoumaného souboru byli vyloučeni trénovaní jedinci. Takže určitě nebyli vybráni jedinci, kteří by na těchto balančních plochách cvičili denně. Je pravda, že probandi byli v rámci této studie změřeni pouze jednou. Mohlo by být zajímavé rozšířit tuto studii, nebo vytvořit novou studii, která by zkoumala probandy v delším časovém intervalu a změřit tak EMG signál při prvním cvičení na labilních plochách a pak po několika týdenním či měsíčním tréninku. Tak jako Blackburn (2000) ve své studii změřil dobrovolníky před a pak po 6týdenním tréninku. I když nebyly zjištěny žádné velké rozdíly mezi skupinami, které cvičily s Thera-Bandem nebo na polštářku Airex a dřevěné úseči, tak výsledky po 6týdenním tréninku ukázaly, že posilovací a rovnovážný trénink s levnými zařízeními je účinný při zlepšení dynamické rovnováhy u zdravých jedinců. Nebo Ericsson (2009) ve své studii zkoumal pacienty po artroskopické meniskektomii po dobu čtyř měsíců, kdy cvičební skupina probíhala třikrát týdně. Po tréninku na pěnové podložce, dřevěné úseči a minitrapolíně výsledky opět ukázaly zlepšení funkčního výkonu, svalové síly i vytrvalosti.

Pokud by byla naše studie takto rozšířena, je zcela jisté, že se po takovémto tréninkovém programulepší jak dynamická rovnováha, tak i funkční výkon. Tak jako ve své studii Bullock-Saxton a Janda (1993) zjistili, že po týdenním tréninku při chůzi s balančními sandály došlo k významnému zvýšení činnosti gluteálních svalů. Ale bylo by zajímavé zjistit, jak se po určitém tréninku aktivují m. gluteus medius a maximus. Kdybychom se vrátili zpět k první hypotéze, která v této práci nebyla výsledky potvrzena, protože aktivita m. gluteus medius byla nejvyšší při stožení na balančních sandálech pouze u tří probandů ze sedmi. Bylo by zajímavé zjistit, jestli tento fakt, že aktivita m. gluteus medius je nejvyšší u tří probandů při cvičení na balančních sandálech a u čtyř probandů při cvičení na válcové úseči, by přetrvával i po cvičebním

tréninkovém programu. Opět se nabízí otázka, zda bychom docílili homogenní skupiny a jestli bychom zvolili pouze zainstruování probandů a nechali je cvičit samotné doma, nebo jestli by probandi pravidelně docházeli a byli by pod dohledem fyzioterapeuta. Situace, že by probandi cvičili doma, by byla možná trochu diskutabilní, jelikož zajištění pomůcek na cvičení, vhodného prostředí pro cvičení, ale i míru motivace každého probanda, aby bylo cvičení opravdu pravidelné, je trochu svízelné. U druhé situace by se zdálo postavení metodologie vhodnější, ale i zde není zaručeno pravidelné docházení probandů.

## **6.9 Správnost průběhu vlastního měření**

Je známo, že elektromyografické měření má svoje určité limity. Celé měření mohlo být ovlivněno mnoha faktory, například uvolněním nebo odlepením elektrody, aktivitou okolních svalů nebo okolních tkání, různou vodivostí kůže na různých místech těla, odlišnou silou podkožního tuku a různou velikostí motorických jednotek u každého dobrovolníka. Nakonec je nutné si uvědomit, že každý dobrovolník měl odlišnou míru koordinace pohybu a jiné fixované pohybové stereotypy (Krobot a Kolářová, 2011).

Je třeba upozornit na výsledek u probanda č. 4 a 5, kde aktivita m. gluteus maximus na levé dolní končetině při cviku č. 2 - stoj na pravé dolní končetině na balančním sandálu, byla vyšší. Hodnoty u probanda č. 4 dosahovaly 34 % a u probanda č. 5 byla naměřená aktivita až 73,5 % MVC. Vzhledem k tomuto faktu bychom mohli uvažovat o tom, že při měření hodnoty MVC nebyla aktivita opravdu maximální, že tedy vyšetřující nekladl maximální odpor při izometrické kontrakci m. gluteus maximus. Chybu lze vysvětlit i tím, že došlo k nějakému posunu elektrody, či aktivitě okolních svalů.

Dalším problémem byla míra únavnosti svalů. Proto byla provedená určitá opatření. Vložení 10minutové pauzy mezi každé cvičení, pro dostatečné zregenerování svalů a minimalizaci svalové únavy. A u cviku č. 1 a 2 byl zvolen časový interval pro analýzu EMG signálu v rozmezí 30 - 90 sekund. Ovšem každý jedinec může mít odlišnou dobu nástupu svalové únavy, i když budou vybrány objekty přibližně stejného věku, podobného zdravotního stavu a fyzické kondice.

I při aplikaci povrchových elektrod mohlo dojít k určitým chybám. Ač elektrody byly aplikovány vždy stejným terapeutem pro každého probanda, aby se zamezilo nebo

minimalizovalo vzniku chyb při aplikaci. Ale i tak nemůže být zcela vyloučeno, že by k nějakým chybám dojít mohlo.

Při aplikaci povrchové elektrody na m. gluteus medius je nutné vzít v úvahu fascii m. tenzor fascie latae, která se nachází na m. gluteus medius (Čihák, 2001). Je tedy možné, že při měření mohla být vzata i aktivita m. tenzor fascie latae.

Soderberg (1978) zkoumal elektrickou aktivitu m. gluteus medius v předním, středním a zadním segmentu při funkční činnosti a tato studie opravdu odůvodňuje existenci segmentů u m. gluteus medius. Víme, že m. gluteus medius se skládá ze tří částí, a každá část se účastní trochu jiného pohybu v kyčelním kloubu (Čihák, 2001). Nemůžeme tedy s naprostou jistotou tvrdit, že jsme měřili aktivitu vždy stejného svalového snopce m. gluteus medius, který se účastní abdukce kyčelního kloubu.

## **6.10 Doporučení pomůcek v klinické praxi**

Pro aktivaci m. gluteus medius bychom mohli doporučit obě pomůcky - válcovou úseč v předozadní rovině i balanční sandály, neboť se m. gluteus medius aktivuje nejvíce na úseči u čtyř probandů ze sedmi a na balančních sandálech u tří probandů ze sedmi. Při měření EMG záznamu se při cviku č. 2 - stoj na pravé dolní končetině na balančním sandálu objevovalo mnohem více artefaktů, než u cviku č. 1 - stoj na pravé dolní končetině na válcové úseči v předozadní rovině. Tento fakt by mohl pomoci při rozhodování, kdy kterou pomůcku ze dvou zmíněných použít. Jak už říkali Janda a Vávrová (1992), že je vhodné při metodice senzomotorické stimulace cvičit od jednoduchých cviků ke složitějším a od jednoduchých pomůcek k těm náročnějším. Tak i toto zjištění nás utvrzuje, že v rámci progresivního tréninku by bylo lepší nejdříve použít válcovou úseč a pak postupně přidávat cvičení na balančních sandálech. I když Bullock-Saxton a Janda (1993) tvrdí, že po týdenním tréninku s balančními sandály došlo k významnému zvýšení činnosti gluteálních svalů. Blackburn (2003) svým výzkumem potvrzuje, že při cvičení na balančních sandálech je aktivita svalů dolních končetin vyšší než při cvičení bez sandálů. A konstatuje, že sandály jsou vhodným prostředkem pro zvyšování svalové činnosti dolních končetin. I Meyers (2003) ve své studii zkoumal vliv balančních sandálů a tvrdí, že toto cvičení zvyšuje aktivitu m. gluteus medius a maximus. Tyto studie ale zkoumaly pouze vliv balančních sandálů, ale nesrovnávaly je s jinými balančními pomůckami. A navíc o tři roky později Michell (2006) zjistil, že cvičení na balančních sandálech zlepšilo posturální stabilitu, ale ta se



zlepšila i po cvičení bez nich. Bylo zjištěno, že cvičení na balančních sandálech nemusí přinést žádný efekt pro zlepšení posturální stability, ale ta se při cvičení ani nezhoršila. Opět ve své studii srovnává pouze cvičení na balančních sandálech a bez nich. Je proto zcela správné naše doporučení obou pomůcek. Nejistilo se, která pomůcka je při aktivaci m. gluteus medius efektivnější, je možné používat jak úseč, tak i balanční sandály. Bylo by vhodné se při výběru cvičební pomůcky zamyslet nad individualitou pacienta a přihlídnout k míře jeho trénovanosti či netrénovanosti. Cvičení na balančních sandálech je tedy vhodné, ale vhodnější možná pro více trénované jedince, kteří se věnují alespoň nějakému sportu.

Pro aktivaci m. gluteus maximus lze doporučit jednoznačně balanční sandály, kdy byla největší naměřená aktivita m. gluteus maximus u pěti probandů při cviku č. 4 – přešlapování na balančních sandálech a u dvou probandů při stoji na pravé dolní končetině na balančním sandálu.

## **6.11 Dnešní trendy**

Dle Jandy a Vávrové (1992) je metodika senzomotorické stimulace vhodná pro trénink, protože většina cvičení probíhá ve stoji nebo chůzi a je vhodná pro rozbití patologických stereotypů. I když úseče a balanční sandály se stále používají a určitě jsou vhodnými pomůckami pro posturální trénink, tak v dnešní době se využívá i mnoho dalších moderních pomůcek jak v rehabilitaci, tak i ve sportu. Blackburn (2000) ve své studii ukázal, že posilovací a rovnovážný trénink s levnými zařízeními, jako je dřevěná useč, polštářek Airex a Thera-Band, je účinný při zlepšení dynamické rovnováhy u zdravých jedinců. Dospěli k závěru, že trénink vedl k přizpůsobení centrální nervové soustavy. V této studii nezkoumali každou pomůcku zvlášť, byla zde určena jedna skupina ze čtyř, kdy dobrovolníci cvičili na polštářku Airex a dřevěné úseči současně po dobu 6 týdnů. Studie sice uvádí, že všechny tyto pomůcky jsou vhodné, ale už neurčuje, která pomůcka je nejvhodnější. Horstmann (2007) porovnával balanční plochu Stability Trainer od firmy Thera-Band a dřevěnou úseč. Výsledky nepotvrdily hypotézu, že při cvičení na balanční ploše Stability Trainer se svaly aktivují více než při cvičení na úseči. Díky této studii Horstmann tvrdí, že balanční plocha Stability Trainer i úseč jsou ideálními výcvikovými zařízeními pro zlepšení koordinace a senzomotorické schopnosti. Nebylo možné zjistit, která pomůcka je efektivnější, doporučují se tedy obě pomůcky, jako součást pestrého rehabilitačního programu. Wahl a Behm (2008) ve své studii zkoumali Dyna disk, BOSSU míč, úseč a fyziobal a

ukazuje, že Dina disk a BOSU neposkytují dostatek výzvy pro neuromuskulární systém než fyziobal. Krause (2009) tvrdí, že při cvičení na polštářku Airex je aktivita m. gluteus medius vyšší než při cvičení na zemi. Ale v této studii je opět zkoumána pouze jedna balanční pomůcka a není porovnávaná s jinou. Ericsson (2009) tvrdí, že došlo k významnému zlepšení svalové síly i vytrvalosti při cvičení senzomotorického programu na pěnové podložce, dřevěné úseči a minitrapolíně. Benerjee (2009) svým výzkumem přispívá při rozhodování o užitečnosti ProFitter 3D Cross Trainer v rehabilitačních a vzdělávacích programech a ukazuje, že aktivita svalů trupu byla poměrně nízká při cvičení na tomto přístroji. Laudner a Koschnitzky (2010) zkoumají účinnost cvičení na BOSU a tvrdí, že nejsou významné rozdíly svalové činnosti. BOSU je stále více populární ve fitness centrech i u zdravotníků, a proto je i často používanou pomůckou. V této studii byly zkoumány jenom m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius caput mediale.

Otázkou zůstává, co je vlastně vhodné a vhodnější a zda nové trendy spíše patologie nepodporují nebo dokonce nevytváří, než je léčí. Uvedu příklad: zdravý jedinec, provozující různé sporty bude pravidelně docházet do fitness centra na cvičení například na BOSU a bude cvičit pod dohledem terapeuta nebo trenéra a začne nejprve od jednoduchých cviků a bude složité cviky postupně přidávat. Pak je tento model z teoretického hlediska správný. Pokud ale netrénovaný jedinec, nebo dokonce pacient po operaci třeba kolenního kloubu začne docházet do fitness centra s cílem posílit svaly kolenního kloubu, nebo dokonce urychlit dobu rekonvalescence. A navíc je známo, že ne každé fitness centrum má k dispozici dostatek odborníků, kteří by se mohli dostatečně věnovat všem klientům. V dnešní době ne každý občan si z finančního hlediska může dovolit cvičení pod vedením trenéra nebo terapeuta. Pokud netrénovaný jedinec začne trénovat na určité pomůcce, aniž by věděl, jak právně má začít nebo aniž by mu poradil zkušený odborník. Je možné, že se mu patologie nezlepší, ale spíše ještě více prohloubí. V podvědomí mnoha pacientů a bohužel i některých terapeutů je zakořeněna myšlenka, že „co frčí, to léčí“. To znamená, že pokud je zrovna nějaká metodika, technika či pomůcka v kurzu nebo je in, musí být bezpodmínečně všemi hned oblíbená a používaná. Pacienti mají pocit naprosté zázračnosti nové metodiky a chtějí postupovat nové s cílem, že budou zcela vyléčeni. Bohužel v dnešní době firmy či média propagují komerční pomůcky, s vidinou velkého výtěžku, ale už je nezajímá, zda lidem nabízejí opravdu vyzkoušenou a osvědčenou pomůcku, která jim opravdu

pomůžte. Závěrem je nutno konstatovat, že při výběru cvičebních pomůcek je třeba se vážně zamyslet a brát v úvahu individualitu každého jedince.

## 7 ZÁVĚRY

Cílem diplomové práce bylo pomocí elektromyografické analýzy zdokumentovat a porovnat elektrickou aktivitu pěti svalů (m. gluteus medius oboustranně, m. gluteus maximus oboustranně, m. erector spinae v úrovni L3 oboustranně a m. quadriceps vastus medialis et lateralis jednostranně) při cvičení na dvou balančních plochách (válcová úseč v předozadní rovině a balanční sandály). Určit na jaké balanční pomůcce a při jakém cviku je elektrická aktivita nejvyšší. A přinést objektivní náhled a výsledky přispět do klinické praxe.

Elektrická aktivita vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech byla zdokumentována a porovnána. Výsledky potvrdily pouze dvě hypotézy z pěti. Je zajímavé, že u hypotézy č. 1 se ukázalo, že m. gluteus medius se nejvíce aktivuje u cviku č. 1 u čtyř probandů a u cviku č. 2 u zbylých tří probandů. I když se předpokládalo, že nejvyšší aktivita bude u cviku č. 2. Pokud bychom tedy chtěli doporučit vhodnou pomůcku pro aktivaci a posílení m. gluteus medius, pak lze doporučit jak válcovou úseč, tak i balanční sandály. Je nutné brát ohled na míru kondice a individualitu každého jedince. A navíc při volbě pomůcky brát ohled na trénovaného i netrénovaného jedince a výběr pomůcek zařadit v rámci progresivního výcviku, tedy začít od jednodušších pomůcek k náročnějším.

Tato studie byla pouze pilotní studií a výzkumný soubor se skládal pouze ze sedmi probandů podobného věku a fyzické kondice. Proto tyto výsledky nelze považovat za obecně platné a vzhledem k těmto faktům by bylo vhodné provést další zkoumání.

Jak v rehabilitaci, tak i ve sportu se v rámci labilních ploch objevují nové trendy a ne vždy je pravdou, že „co frčí, to léčí“, proto by bylo možná i správné se třeba vrátit k více osvědčeným pomůckám, jako jsou třeba úseče a balanční sandály, a ne hned uvěřit komerčním reklamám 21. století. Bylo by samozřejmě vhodné a lze to považovat i za nutné toto téma ještě podrobit dalším výzkumům. Rozšířit některé studie a vytvořit objektivní a ucelený náhled na vhodnost využití balančních ploch. Bylo by vhodné toto zkoumat na širším vzorku populace, ale i u populace nemocných nebo trénovaných jedinců. Dále by bylo dobré toto téma podrobit dalším analýzám, rozšířit téma o více labilních ploch a přidat další různorodé podmínky.

## Seznam literatury

AROKOSKI, J. P., et al. Back and abdominal muscle function during stabilization exercises. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2001, 82(8), s. 1089-98. Dostupné z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11494189>>.

AROKOSKI, J. P. Activation of lumbar paraspinal and abdominal muscles during therapeutic exercises in chronic low back pain patients. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2004, 85(5), s. 823-32.

AMBLER, Z. *Základy neurologie: Učebnice pro lékařské fakulty*. 6. přeprac. vyd. Praha 5: Galén, 2006, 353 s. ISBN 80-7262-433-4.

BANERJEE, P., et al. Torso and hip muscle activity and resulting spine load and stability while using the ProTitter 3-D Cross Trainer. *Journal of Applied Biomechanics*. Feb. 2009, 25(1), s. 73-84.

BANKOFF, A. D.; BOER, N. P. Electromyographical study of the iliocostalis lumborum and gluteus maximus muscles during locomotion on a treadmill and in a ground. *Elektromyography & Clinical Neurophysiology*. Sep. 2007, 47(6), s. 285-91.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by their Electromyography*. 5. vyd. Baltimore, USA: Williams & Wilkins, 1985, 561 s. ISBN 0-6830-0433-6.

BIRD, A. R., et al. The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. *Gait & Posture*. Oct. 2003, 18(2), s. 81-91.

BLACKBURN, J. T., et al. Balance and joint stability: the relative contribution of proprioception and muscular strength. *Journal sport rehabilitation*. 2000, 9, s. 315-328.

BLACKBURN, J. T., et al. Exercise sandals increase lower extremity electromyographic activity during functional activities. *Journal of Athletic Training*. Jul. 2003, 38(3), s. 198-203.

BRINDLE, T. J., et al. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. Jul. 2003, 11(4), s. 244-51.

- BULLOCK-SAXTON, J. E.; JANDA, V., et al. Reflex activation of gluteal muscles in walking. An approach to restoration of muscle function for patients with low-back-pain. *Spine*. May. 1993, 18(6), s. 704-8.
- BULLOCK-SAXTON, J. E.; JANDA, V. The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *International Journal of Sports Medicine*. 1994, 15(6), s. 330-4. Dostupné z WWW: <https://www.thieme-connect.com/ejournals/abstract/sportsmed/doi/10.1055/s-2007-1021069>
- CLARK, V. M.; BURDEN, A. M. A 4 - week wobble board exercise programme improved muscle onset latency and perceived in individuals with a functionally unstable ankle. *Physical Therapy in Sport*. Nov. 2005, 6(4), s. 181-187. ISSN 1466-853X.
- ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 2. upravené vyd. Praha:Grada Publishing, 2003, 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
- DE LUCA, C. J. *Surface electromyography: Detection and recotding*. DelSys Incorporated, 2002, Citováno [28. 6. 2012]. Dostupné z WWW: [www.delsys.com/Attachments\\_pdf/WP\\_SEMGintro.pdf](http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf)
- EILS, E.; ROSENBAUM, D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *The American Journal of Sports Medicine*. 2001, 33(12), s. 1991-98. Dostupné z WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11740289>
- ERICSSON, Y. B. Effects of functional exercise training of performance and muscle strenght after meniscectomy: a randomized trial. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2009, 19(2), s. 156-65.
- GHORI, G. M.; LUCKWILL, R. G. Responses of the lower limb to load carrying in walking man. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. 1985, 54(2), s. 145-50.
- HAHN, M. E., et al. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. *Gait and Posture*. Dec. 2005, 22(4), s. 356-61.
- HERTEL, J., et al. Effect of foot orthotics on quadriceps and gluteus medius elektromyographic activity during selected exercises. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. Jan. 2005, 86(1), s. 26-30

- HOLM, I., et al. Effect of a neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength and lower limb function in female team handball players. *Clinical journal of sport medicin.* 2004, 14(2), s. 88-94.
- HORSTMANN, T., et al. EMG activation at hip and ankle joint muscles while balancing on pads with different surface textures. *Proceedings of the 9th Annual TRAC Meeting. Budapest, Hungary.* 2007, s. 12.
- CHAMPAGNE, A., et al. Back and hip extensor muscles fatigue in healthy subjects: task-dependency effect of two variants of the Sorrensen test. *European Spine Journal.* Dec. 2008, 17(12), s. 1721-6.
- JANDA, V.; VÁVROVÁ, M. Senzomotorická stimulace: Základy metodiky proprioceptivního cvičení. *Rahabilitácia: Časopis pre otázky liečebnej a pracovnej rehabilitácie.* 1992, roč. 25, č. 3, s. 14-34. ISSN 49 561.
- JANDA, V., et al. *Svalové funkční testy.* 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2004, 328 s. ISBN 80-247-0722-5.
- KELLER, O. *Obecná elektromyografie: Fyziologické základy a elektrofyziologická vyšetření.* 1. Vyd. Praha: Triton, 1999. ISBN 80-7254-047-5.
- KOLÁŘ, P., et al. *Rehabilitace v klinické praxi.* Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KONRAD, P. *The ABC of EMG: A Practical Introduction of Kinesiological Electromyography.* Version 1.0. USA: Noraxon ICN. USA., April 2005, 58 s.
- KRAČMAR, B., et al. Sledování aktivity vybraných svalů u nordic walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 2006, č. 3, s. 101-6.
- KRAUSE, DA., et al. Elektromyographic analysis of the gluteus medius in five weight-bearing exercises. *Journal of Strength & Conditioning Research.* Dec. 2009, 23(9), s. 2689-94.
- KROBOT, A.; KOLÁŘOVÁ, B. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci.* 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 82 s. ISBN 978-80-244-2762-1.

- LAUDNER, K. G.; KOSCHNITZKY, M. M. Ankle muscle activation when using the both sides utilized (BOSU) balance trainer. *Journal of Strength & Conditioning Research*. Jan. 2010, 24(1), ISSN 1533-4287, s. 218-22.
- LEINONEN, V.; KANKAANPÄÄ, M. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2000, 81(1), s. 32-7. Dostupné z WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10638873>
- MERCER, V. S., et al. Comparison of gluteus medius muscle elektromyographic activity during forward and lateral step-up exercises in older adults. *Physical Therapy*. Nov 2009, 89(11), s. 1205-14.
- MICHELL, T. B., et al. Functional balance training, with or without exercise sandals, for subjects with stable or unstable ankles. *Journal of Athletic Training*. 2006, 41(4), s. 393-8.
- MOONEY, V., et al. Gluteus maximus and semitendinosus activation during active prone hip extension exercises. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2009, 13(4), s. 335-42. Dostupné z WWW: [www.scielo.br/pdf/rbfis/v13n4/aop043\\_09.pdf](http://www.scielo.br/pdf/rbfis/v13n4/aop043_09.pdf)
- MULLANEY, M., et al. EMG analysis of the triceps surae muscle complex during achilles tendon rehabilitation program exercises. *Proceedings of the 9th Annual TRAC Meeting. Budapest, Hungary*. 2007, s. 14-15.
- MYERS, R. L., et al. Balance sandals increase gluteus medius and gluteus maximus muscle activation amplitude during closed kinetic chain exercise. *Journal of Athletic Training*. 2003, 38(2), s. 94.
- ODDSSON, L.; THORSTENSSON, A. Task specificity in the control of intrinsic trunk muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1990, 139(1), s. 123-31.
- PAGE, P. Sensorimotor training: A “global“ approach for balance training. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2006, 10(1), s. 77-84. Dostupné z WWW: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1360859205000483>. ISSN 13608592.
- PAGE, P. Sensorimotor training: A “global“ approach for balance training. *Presented at the 2004 APTA Annual Conference*. Chicago, Illinois, 2004.



PASANEN, K., et al. Effect of a neuromuscular warm-up programme on muscle power, balance, speed and agility: a randomised controlled study. *British journal of sports medicine*. Jul. 2009, 43(13), s. 1073-8.

PAVLŮ, D. *Speciální terapeutické koncepty a metody: Koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi*. Brno: Akademické Nakladatelství Cerm, s.r.o., 2002, 239 s. ISBN 80-7204-266-1.

SARABON, N., et al. Absence of significant effects of an additional exteroceptive plantar stimulation used before or during the balancing task. *Proceedings of the 9th annual TRAC meeting, Budapest, Hungary*. 2007, s. 19.

SIEBENROCK, K. A., et al. Intraoperative electromyography of the superior gluteal nerve during lateral approach to the hip for arthroplasty: a prospective study of 12 patients. *Journal of Arthroplasty*. Oct. 2000, 15(7), s. 867-70.

SODERBERG, G. L.; DOSTAL, W. F. Electromyographic study of three parts of the gluteus medius muscle during functional activities. *Physical Therapy*. 1978, 58(6), s. 191-6. Dostupné z WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/674377>

SODERBERG, G. L., et al. Elektromyographic activity of selected leg musculature in subjects with normal and chronic sprained ankles performing on a BAPS Board. *Physical Therapy*. 1991, 71(7), s. 514-522.

STEVENS, V. K., et al. Electromyographic activity of trunk and hip muscles during stabilization exercises in four-point kneeling in healthy volunteers. *European Spine Journal*. May. 2007, 16(5), s. 711-8.

TASSI, N.; ENGRACIA VALENTI, V. Electromyographic evaluation of movements of lower limb in a double pulley system equipment: Comparison between gastrocnemius (caput laterale) and gluteus maximus. *Electromyography & Clinical Neurophysiology*. Sep. 2007, 46(6), s. 293-9.

TREPMAN, E., et al. Electromyographic analysis of grand-plie in ballet and modern dancers. *Medicine & Science in Sport & Exercise*. Dec. 1998, 30(12), s. 1708-20.

TROJAN, S., et al. *Lékařská fyziologie*. 4. přeprac. vyd. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.

VERA-GARCIA, F. J., et al. Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy*. 2000, 80(6), s. 564-569.

VERHAGEN, E., et al. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: A prospective controlled trial. *The American Journal of Sports Medicine*. 2004, 32, s. 1385-93. Dostupné z WWW: <http://ajs.sagepub.com/content/32/6/1385.abstract>

VÉLE, F. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

WAHL, M. J.; BEHM, D. G. Not all instability training devices muscle activation in highly resistance-trained individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research*. Jul. 2008, 22(4), s. 1360-70.

YANG, J., et al. The reaction strategy of lower extremity muscles when slips occur to individuals with trans-femoral amputation. *Journal of Electromyography & Kinesiology*. Apr. 2007, 17(2), s. 228-40.

## **Přílohy**

### **Seznam příloh:**

Příloha 1: Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

Příloha 2: Návrh informovaného souhlasu

Příloha 3: Obrázek válcové úseče a balančních sandálů

Příloha 4: Obrázky cviku č. 3 a 4 u probanda 1 při měření v kineziologické laboratoři - zachycení krokového mechanismu

Příloha 5: Ukázka surového EMG záznamů v programu Myoresearch XP

Příloha 6: Absolutní hodnoty průměrných amplitud při cvičení na balančních plochách

Příloha 7: Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - všichni probandi

## Příloha 1

### Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín  
tel.: 220 171 111  
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

### Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné diplomové práce, zahrnující lidské účastníky

**Název:** Analýza elektromyografické aktivity vybraných svalů při cvičení na vybraných balančních plochách

**Forma projektu:** výzkum základní  
Diplomová práce

**Autor** (hlavní řešitel): Bc. Nikol Pospíšilová

**Školitel** (v případě studentské práce): Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

#### Popis projektu

Tento výzkum se bude zabývat analýzou a porovnáváním elektromyografické aktivity vybraných svalů na vybraných balančních plochách. Výzkum bude mít charakter případové studie s experimentálním způsobem získávání dat. Budou vybrány dva hýžďové svaly – m. gluteus maximus a m. gluteus medius a dvě balanční pomůcky – válcová úseč a balanční sandále. Bude vybráno 7 zdravých mladých dobrovolníků, kteří jsou studenty fyzioterapie ve věku od 20 do 26 let a v anamnéze nesmí mít žádné operace, úrazy a potíže s kotníky, kolenními a kyčelními klouby a zad a nakonec nesmí být vrcholovými sportovci. Dobrovolníci budou na těchto dvou balančních plochách cvičit dva jasně definované cviky a elektrická aktivita svalů bude měřena povrchovou elektromyografií na FTVS UK.

#### Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:

Bude použita povrchová elektromyografie, tato metoda je neinvazivní a neohrožuje zdraví ani život.

#### Etické aspekty výzkumu

– zvláštní odůvodnění výzkumu v případech účasti dětí, těhotných a kojících žen, duševně nemocných, vězňů a jedinců z málo rozvinutých komunit (viz Statut Etické komise UK FTVS, mezinárodní směrnice 5, 6, 7, 8 a 11)

#### Informovaný souhlas (přiložen)

V Praze dne 6. 2. 2012

Podpis autora: *Pospíšilová*

### Vyjádření etické komise UK FTVS

**Složení komise:** Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.  
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.  
Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.  
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: ..... 0123 / 2012 .....

dne: ..... 7. 6. 2012 .....

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

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

UNIVERZITA KARLOVA v Praze  
řazítka školy  
Fakulta tělesné výchovy a sportu  
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

*Bartůňková*  
podpis předsedy EK

## Příloha 2

Informovaný souhlas s účastí na výzkumu: „Analýza elektromyografické aktivity vybraných svalů při cvičení na vybraných balančních plochách“.

Prohlašuji, že jsem byla seznámena s podmínkami na účasti na výzkumu: „Analýza elektromyografické aktivity vybraných svalů při cvičení na vybraných balančních plochách“, a že se jej chci dobrovolně zúčastnit.

Byla jsem oslovena ....., abych se zúčastnila výzkumu a měření, jehož cílem bude porovnat a zanalyzovat elektrickou aktivitu m. gluteus maximus a medius při jednoduchém cvičení na balančních plochách. Dále jsem byla seznámena s tím, že měření proběhne během jednoho dne ve výzkumné laboratoři na Fakultě tělesné výchovy a sportu UK, a že bude elektrická aktivita svalů měřena povrchovým elektromyografem, tedy nebude použita žádná invazivní metoda. Nakonec jsem byla seznámena s tím, že metoda pro měření je zcela bezbolestná, neinvazivní a nehrozí žádné riziko poškození mé osoby.

Beru na vědomí, že údaje poskytnuté pro účely tohoto výzkumu jsou zcela anonymní, a že nebudou použity jinak než pro daný výzkum. Dále jsem byla ubezpečena, že moje osobní data nebudou zneužita a zveřejňována.

Beru na vědomí, že mohu z programu kdykoliv, dle svého vlastního uvážení, vystoupit.

Dne .....

Jméno a příjmení .....

Podpis .....

### Příloha 3

Obrázek válcové úseče a balančních sandálů



Obr. 1. Balanční sandály



Obr. 2. Válcová úseč

#### Příloha 4

Obrázky cviku č. 3 a 4 u probanda 1 při měření v kineziologické laboratoři - zachycení  
krokového mechanismu



Obr. 3. Cvik č. 3 - přešlapování na válcové úseči - krok LDK - proband 1



Obr. 4. Cvik č. 3 - přešlapování na úseči - konec kroku LDK a stoj na DKK - proband 1



Obr. 5. Cvik č. 3 - přešlapování na válcové úseči - krok PDK - proband 1



Obr. 6. Cvik č. 4 - přešlapování na balančních sandálech - krok LDK - proband 1



Obr. 7. Cvik č. 4 - přešlapování na balančních sandálech - konec kroku LDK a stoj na DKK - proband 1

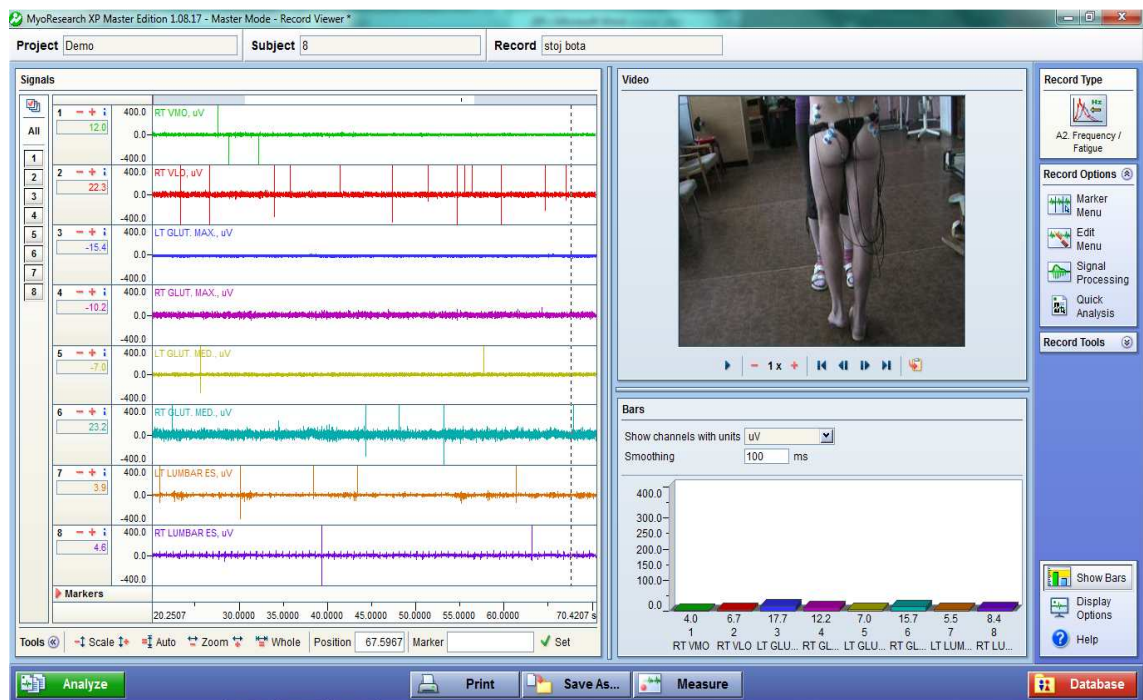


Obr. 8. Cvik č. 4 - přešlapování na balančních sandálech - krok PDK - proband 1



## Příloha 5

Ukázka surového EMG záznamů v programu Myoresearch XP



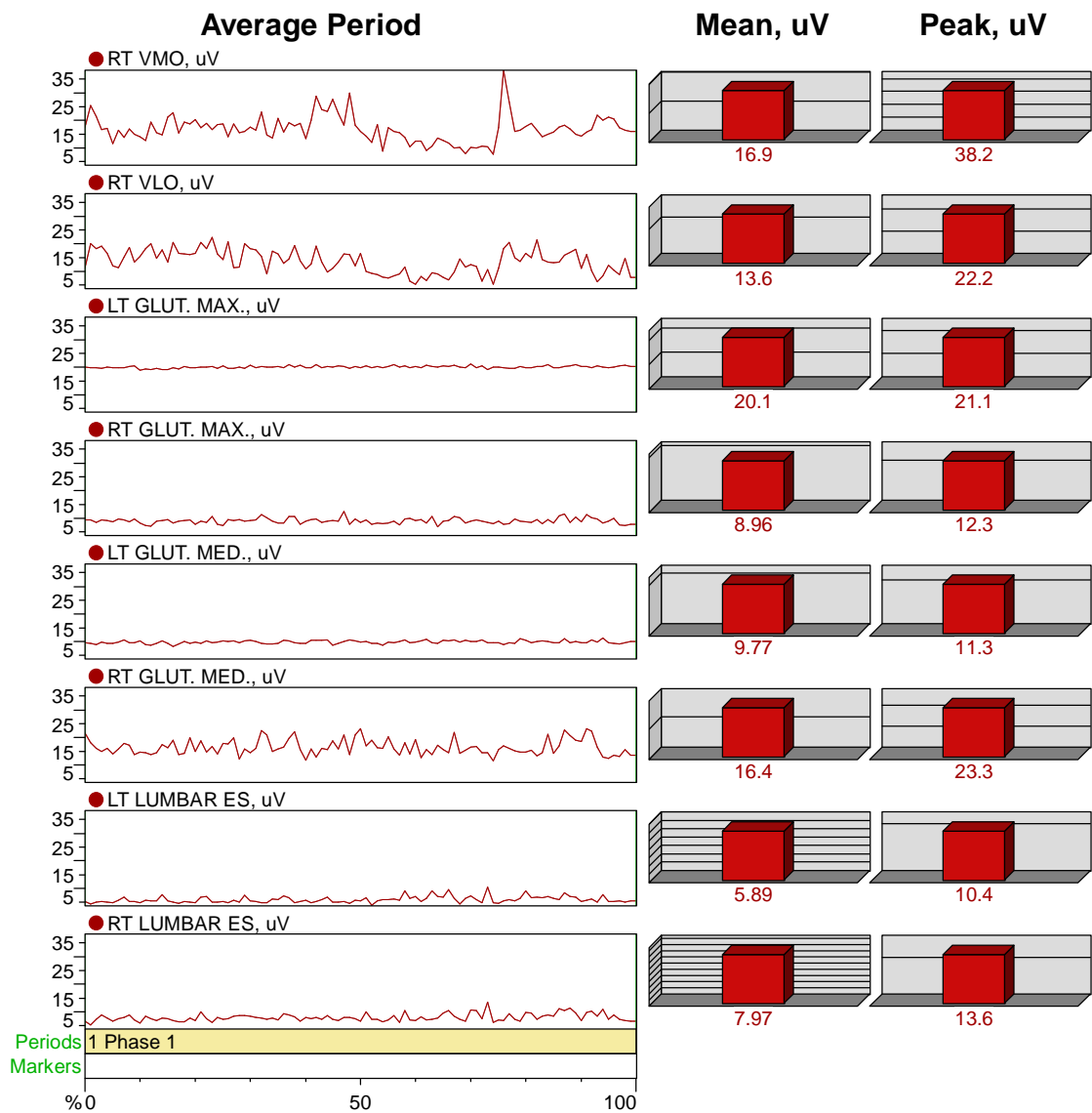
Obr. 9. Ukázka surového EMG záznamu a pozice probanda 7 při stoji na pravé dolní končetině na balančním sandálu v programu Myoresearch XP



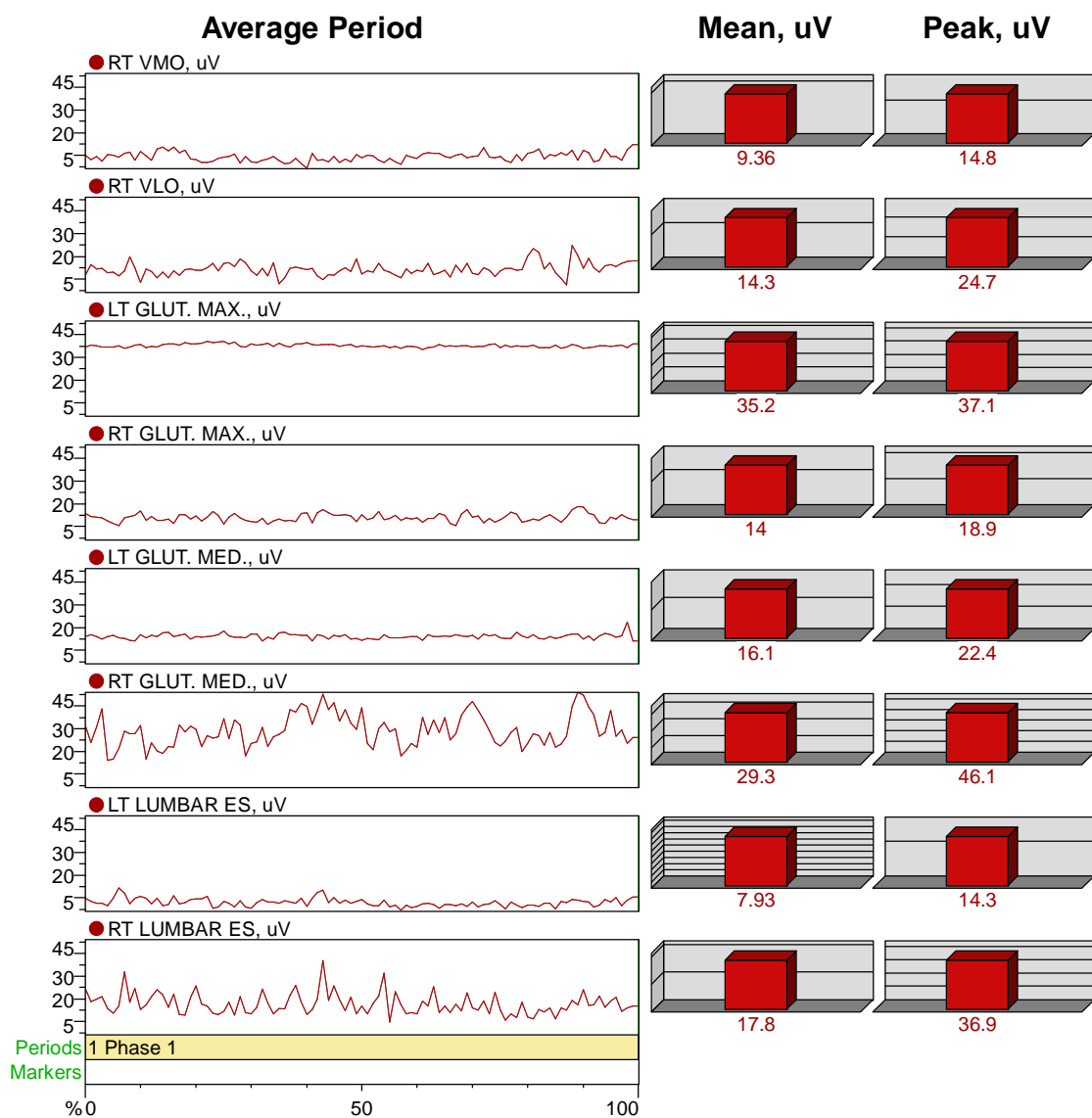
Obr. 10. Ukázka surového EMG záznamu a pozice probanda 7 při přešlapování na balančních sandálech v programu Myoresearch XP

## Příloha 6

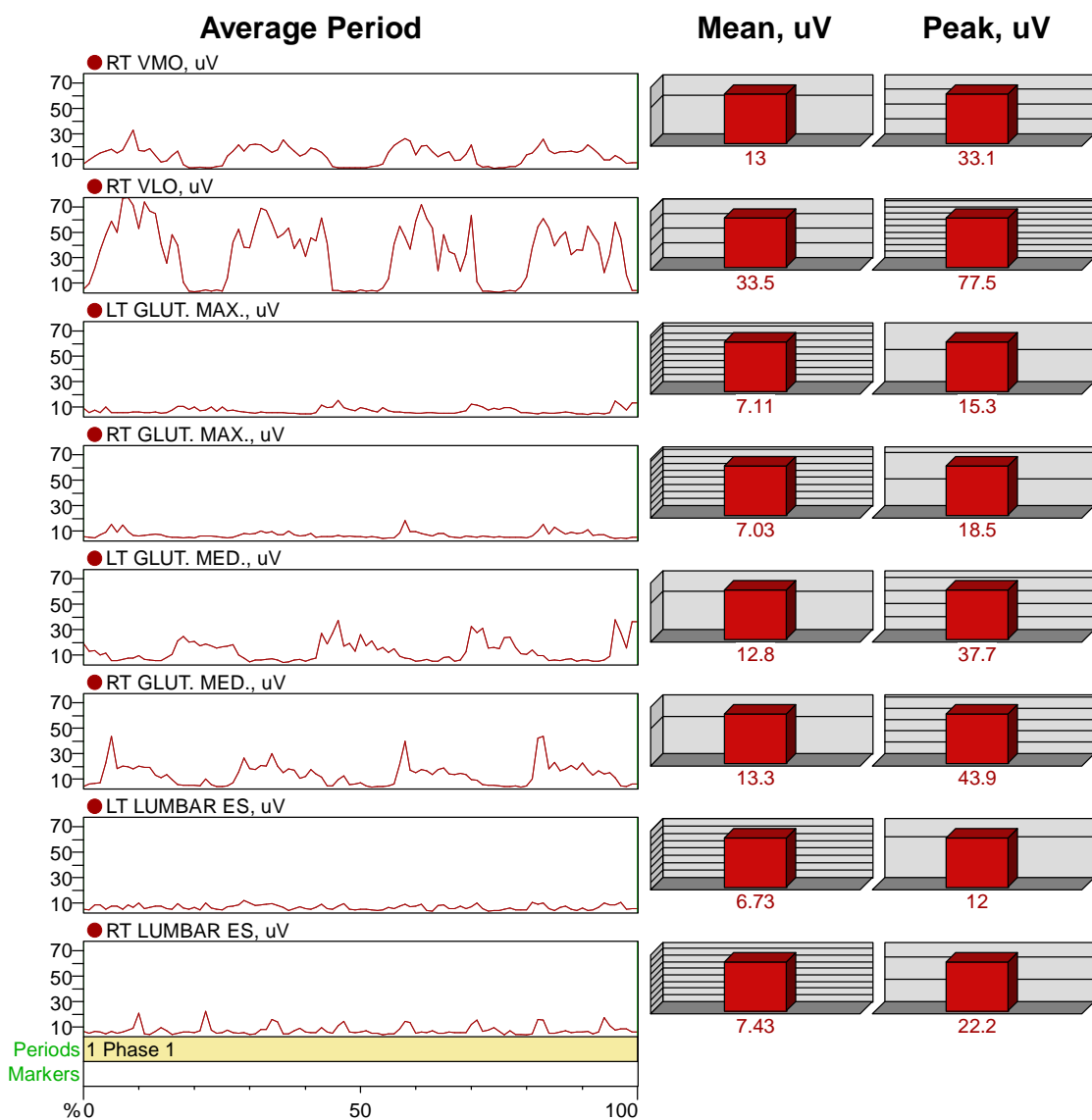
Absolutní hodnoty průměrných amplitud při cvičení na balančních plochách



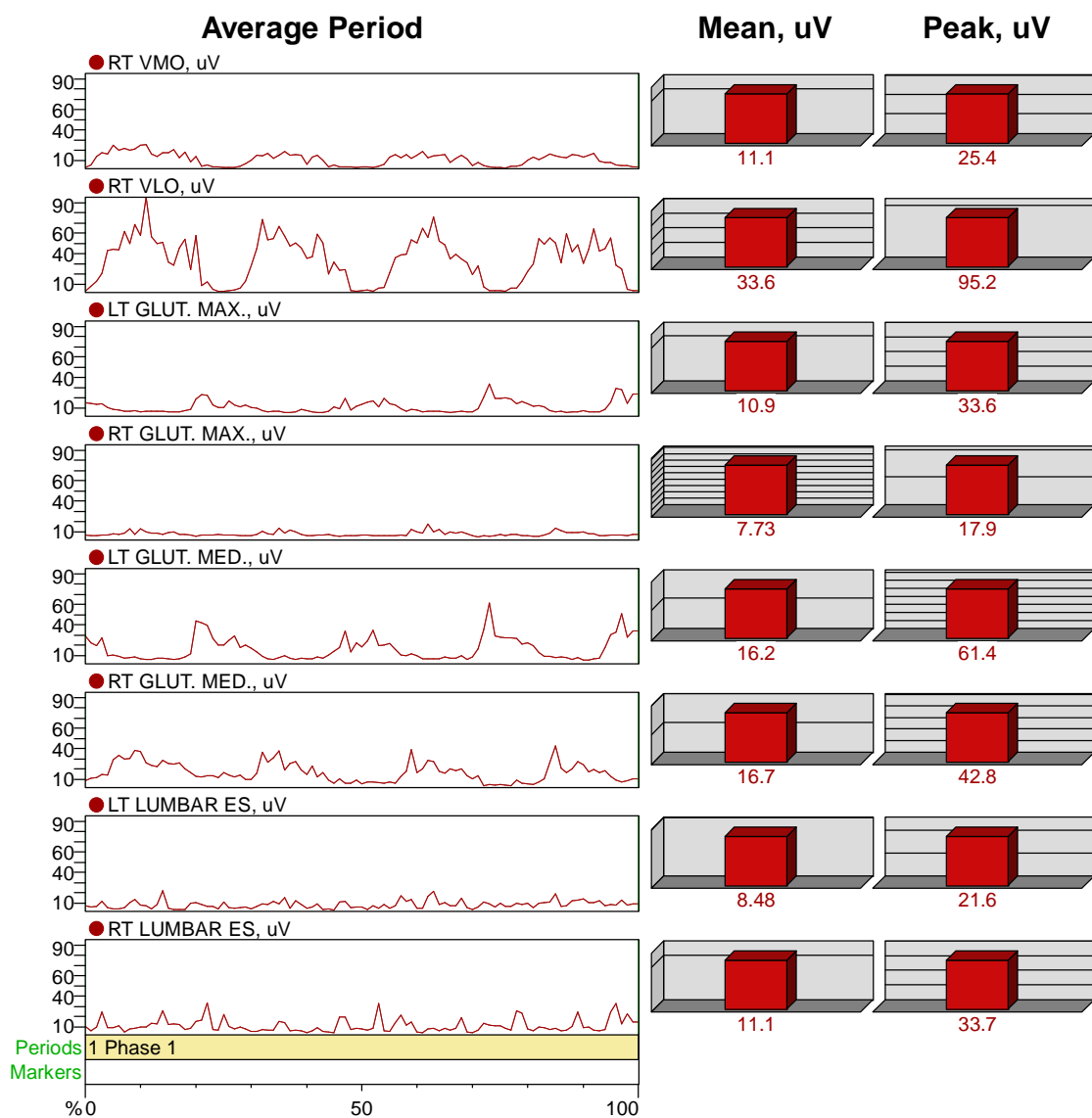
Obr. 11. Ukázka grafického znázornění průměrné amplitudy při cviku č. 1 - stoj na pravé dolní končetině na válcové úseči v předozadní rovině - proband č. 5



Obr. 12. Ukázka grafického znázornění průměrné amplitudy při cviku č. 2 - stoj na pravé dolní končetině na balančních sandálech - proband č. 5



Obr. 13. Ukázka grafického znázornění průměrné amplitudy při cviku č. 3 - přešlapování na místě/chůze na válcové úseči v předozadní rovině - proband č. 7

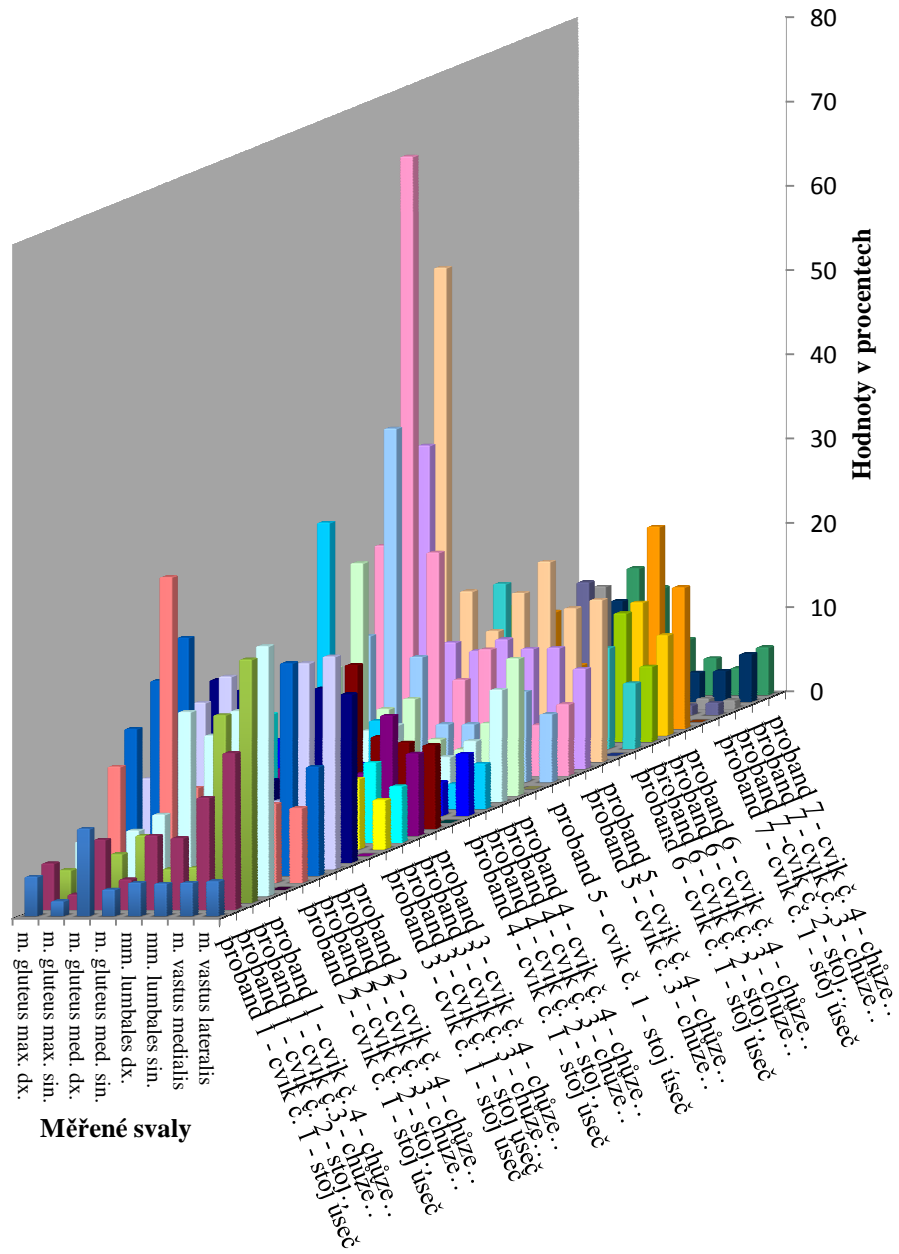


Obr. 14. Ukázka grafického znázornění průměrné amplitudy při cviku č. 4 - přešlapování na místě/chůze na balančních sandálech - proband č. 7

## Příloha 7

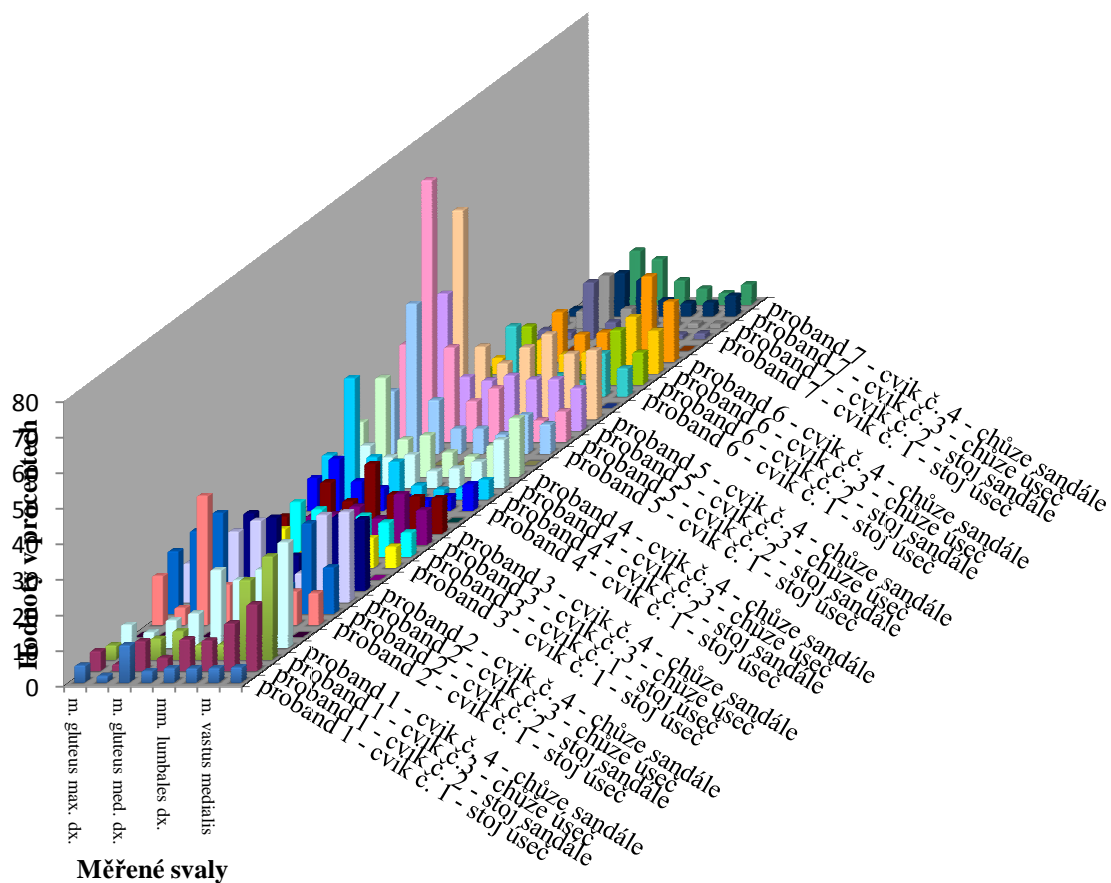
Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - všichni probandi

### Naměřené hodnoty v procentech MVC



Graf 8. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - všichni probandi - pohled zprava

## Naměřené hodnoty v procentech MVC



Graf 9. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - všichni probandi - pohled zleva

## **Seznam obrázků**

Obr. 1. Balanční sandály

Obr. 2. Válcová úseč

Obr. 3. Cvik č. 3 – přešlapování na válcové úseči - krok LDK - proband 1

Obr. 4. Cvik č. 3 – přešlapování na úseči - konec kroku LDK a stoj na DKK - proband 1

Obr. 5. Cvik č. 3 - přešlapování na válcové úseči - krok PDK - proband 1

Obr. 6. Cvik č. 4 - přešlapování na balančních sandálech - krok LDK - proband 1

Obr. 7. Cvik č. 4 - přešlapování na balančních sandálech - konec kroku LDK a stoj na DKK - proband 1

Obr. 8. Cvik č. 4 - přešlapování na balančních sandálech - krok PDK - proband 1

Obr. 9. Ukázka surového EMG záznamu a pozice probanda 7 při stoji na pravé dolní končetině na balančním sandálu v programu Myoresearch XP

Obr. 10. Ukázka surového EMG záznamu a pozice probanda 7 při přešlapování na balančních sandálech v programu Myoresearch XP

Obr. 11. Ukázka grafického znázornění průměrné amplitudy při cviku č. 1 - stoj na pravé dolní končetině na válcové úseči v předozadní rovině - proband č. 5

Obr. 12. Ukázka grafického znázornění průměrné amplitudy při cviku č. 2 - stoj na pravé dolní končetině na balančních sandálech - proband č. 5

Obr. 13. Ukázka grafického znázornění průměrné amplitudy při cviku č. 3 - přešlapování na místě/chůze na válcové úseči v předozadní rovině - proband č. 7

Obr. 14. Ukázka grafického znázornění průměrné amplitudy při cviku č. 4 - přešlapování na místě/chůze na balančních sandálech - proband č. 7



## **Seznam tabulek**

Tab. 1. Základní charakteristiky všech probandů

Tab. 2. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 1

Tab. 3. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 2

Tab. 4. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 3

Tab. 5. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 4

Tab. 6. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 5

Tab. 7. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 6

Tab. 8. Relativní hodnoty průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na válcové úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 7

Tab. 9. Shrnutí výsledků nejnižších a nejvyšších naměřených aktivit výše zmíněných svalů u čtyř cviků

## **Seznam grafů**

Graf 1. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 1

Graf 2. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 2

Graf 3. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 3

Graf 4. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 4

Graf 5. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 5

Graf 6. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 6

Graf 7. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - proband 7

Graf 8. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - všichni probandi - pohled zprava

Graf 9. Grafické znázornění relativních hodnot průměrné amplitudy vybraných svalů při cvičení na úseči a balančních sandálech vyjádřené v procentech MVC - všichni probandi - pohled zleva