

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta Tělesné kultury

**Vliv jednorázové a dlouhodobé facilitace m.gluteus maximus na stereotypu extenze
v kyčelním kloubu.**

Diplomová práce

Autor: Bc. Martina Špirutová

Olomouc 2012

Vedoucí práce: Mgr. Elisa Isabel Yanac Paredes, Ph.D

Jméno a příjmení autora: Bc. Martina Špirutová

Název diplomové práce: Vliv jednorázové a dlouhodobé facilitace m. gluteus maximus na stereotypu extenze v kyčelním kloubu.

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

Vedoucí práce: Mgr. Elisa Isabel Yanac Paredes, Ph.D

Rok obhajoby práce: 2012

Abstrakt:

Pánevní je velmi důležitá oblast lidského těla, označována také jako „křižovatka“, do níž se promítají všechny odchylky pohybového systému. Zároveň svalová nerovnováha v pánvi způsobuje dysfunkční pohybové návyky celého těla. Závěry mnoha studií potvrzují, že oslabený m. gluteus maximus je problémem nejen nemocné, ale i zdravé populace. V dnešní době neexistují studie zaměřující se na dlouhodobou facilitaci m. gluteus maximus. Cílem této práce bylo zjistit vliv jednorázového a dvouměsíčního cvičení zaměřeného na facilitaci m. gluteus maximus na čas nástupu aktivace m. biceps femoris, m. erector spinae bilaterálně a m. gluteus maximus při extenzi v kyčelním kloubu v poloze vleže na břiše u osob s dolním zkříženým syndromem. Aktivita svalů byla měřena vícekanálovou povrchovou elektromyografií (SEMG) pomocí přístroje Myosystem 1400A. Na začátku cvičebně-vyšetřovacího postupu byly provedeny první měření stereotypu extenze v kyčelním kloubu, kde byly zaznamenány časy nástupu aktivace zkoumaných svalů. Po jednorázovém cvičení zaměřeném na facilitaci m. gluteus maximus proběhlo druhé měření. Následně proband cvičil dva měsíce s frekvencí tří cvičení do týdne po dobu dvaceti minut. Celý postup byl ukončen třetím měřením. Statisticky významný rozdíl časů nástupu aktivace byl zaznamenán u m. gluteus maximus po jednorázovém a po dvouměsíčním cvičení.

Klíčová slova: povrchová elektromyografie, m. gluteus maximus, nástup aktivace svalů, extenze v kyčelním kloubu

Author's first name and surname: Bc. Martina Špirutová

Title of the diploma thesis: Influence of the single and long-lasting facilitation m. gluteus maximus on stereotype of extension in hip joint.

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacky University, Olomouc, Czech republic

Supervisor: Mgr. Elisa Isabel Yanac Paredes, Ph.D

The year of presentation: 2012

Abstract:

The pelvis is a very important part of the human body, also being referred to as “the crossroads” which is affected by all the abnormalities of the musculoskeletal system. At the same time, any unbalance in the pelvis causes dysfunctional movement habits of the whole body. The results of many different studies have confirmed that a weakened gluteus maximus muscle is a problem not only in the sick, but in the healthy population as well. At this point, there are no studies focusing on a long-term facilitation of the gluteus maximus muscle. The aim of this study was to assess the influence of a one-time and a two-month exercise oriented on the facilitation of gluteus maximus during an extension in the hip while lying on the abdomen in people with the lower crossed syndrome. The activity of the muscles was measured using the multichannel surface electromyography (SEMG) device Myosystem 1400A. The first measurement of the hip extension stereotype was done at the beginning of the exercise-examining procedure. In this measurement, the amount of time till the activation onset of the studied muscles was recorded. The second measurement was performed after a one-time exercise focusing on gluteus maximus muscle facilitation. Afterwards the person examined was exercising for two months three times a week, each time for twenty minutes. The whole procedure was completed by the third measurement. There was a statistically significant difference found in the gluteus maximus muscle activation times after the one-time and the two-month exercise.

Keywords: surface electromyography, the gluteus maximus muscle, time till the activation onset, hip joint extension

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Elisa Isabel Yanac Paredes, Ph.D, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržela zásady vědecké etiky.

V Olomouci, dne dubna 2012

.....

Bc. Martina Špirutová

Děkuji své vedoucí práce Mgr. Elisa Isabel Yanac Paredes, Ph.D za velmi cenné rady a připomínky k mé diplomové práci a RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při zpracování statistických dat.

OBSAH

1	Úvod	8
2	Přehled literatury	9
2.1	Kineziologické a biomechanické poznatky lumbopelvifemorální oblasti	9
2.1.1	Funkční anatomie a kineziologie kyčelního kloubu	9
2.1.2	Stabilizace pánve v sagitální rovině.....	10
2.1.3	Stabilizace pánve ve frontální rovině.....	10
2.1.4	Funkční kineziologie m. gluteus maximus	11
2.1.5	Svalová dysbalance v pelvifemorální oblasti.....	14
2.2	Stereotyp extenze v kyčelním kloubu	19
2.3	Přehled studií zabývajících se oslabením a facilitací m. gluteus maximus.....	20
2.4	Přehled studií zabývajících se timingem svalů u extenze v kyčelním kloubu.....	26
2.5	Přehled studií zabývajících se ovlivněním timingů svalů po intervenci	33
2.6	Povrchová elektromyografie	39
2.6.1	Povrchové elektrody	40
2.6.2	Zpracování elektromyografického signálu	40
3	Cíle a hypotézy	44
3.1	Výzkumné otázky.....	44
3.2	Hypotézy	45
4	Metodika.....	46
4.1.1	Charakteristika vyšetřovaných souborů.....	46
4.1.2	Popis průběhu studie.....	46
4.1.3	Příprava probanda na měření	51
4.1.4	Parametry elektromyografického přístroje	52
4.1.5	Vlastní provedení pohybového úkolu.....	52
4.1.6	Zpracování a hodnocení elektromyografického záznamu	53

4.1.7	Statistické zpracování dat	54
5	Výsledky.....	55
5.1	Liší se čas nástupu aktivace m. gluteus maximus při extenzi v pravém kyčelním kloubu s extendovaným kolenním kloubem vleže na břiše u probandů mezi prvním a druhým měřením?	55
5.2	Liší se čas nástupu aktivace m. gluteus maximus při extenzi v pravém kyčelním kloubu s extendovným kolenním kloubem vleže na břiše u probandů mezi prvním a třetím měřením?	57
5.3	Liší se čas nástupu aktivace m. gluteus maximus při extenzi v pravém kyčelním kloubu s extendovným kolenním kloubem vleže na břiše u probandů mezi druhým a třetím měřením?	59
5.4	Liší se pořadí nástupu aktivace m. gluteus maximus, m. biceps femoris, mm. erectors spinae dx. et sin. při extenzi v pravém kyčelním kloubu s extendovným kolenním kloubem vleže na břiše u probandů mezi prvním, druhým a třetím měřením?	61
5.5	H01 Neexistuje rozdíl v čase nástupu aktivace m. biceps femoris, mm. erectors spinae dx. et sin. při extenzi v kyčelním kloubu mezi prvním a druhým měřením.....	64
5.6	H02 Neexistuje rozdíl v čase nástupu aktivace m. biceps femoris, mm. erectors spinae dx. et sin. při extenzi v kyčelním kloubu mezi prvním a třetím měřením.....	67
6	Diskuze.....	70
7	Závěr.....	77
8	Souhrn	78
9	Summary	79
10	Referenční seznam	80
11	Přílohy.....	90

1 ÚVOD

Svalstvo pánevní oblasti hraje důležitou roli při vykonávání funkčních pohybů člověka. Při vzniku funkčních a později i strukturálních degenerativních poruch v oblasti kyčelního kloubu stojí v popředí kromě kloubního faktoru a biomechanických souvislostí také další řada faktorů. Mezi tyto faktory můžeme zahrnout kvalitu celkových řídicích nervových mechanismů hybnosti a odpověď pohybového systému.

Motorické stereotypy jsou obecně základním projevem hybnosti člověka. Kvalita provedeného stereotypu je podmíněna u každého jeho aktuálním stavem a možnostmi provedení. Tyto motorické stereotypy mohou být na základě nejrůznějších faktorů narušeny a pozměněny. Jejich přestavba jde dle Jandy (1984) ruku v ruce s rozvojem svalových dysbalancí a nestability. Příčinami vzniku změn ve stereotypu může být spousta, ať už hovoříme o vývojové, získané či pouze návykové odchylce od normy.

Závěry mnoha studií potvrzují, že oslabený m. gluteus maximus je problémem nejen nemocné, ale i zdravé populace. V dnešní době neexistují studie zaměřující se na dlouhodobou facilitaci m. gluteus maximus.

V rámci studie jsme se zabývali nástupem aktivace svalů m. biceps femoris, m. gluteus maximus, m. erector spinae kontralaterální a m. erector spinae ipsilaterální při extenzi stereotypu extenze v kyčelním kloubu u probadů s dolním zkříženým syndromem před jednorázovým cvičením (první měření), po jednorázovém cvičení (druhé měření) a po dvouměsíčním cvičení (třetí měření). Pro objektivizaci nástupu aktivity zkoumaných svalů byla použita vícekanálová povrchová elektromyografie. Výsledky této práce by měli napomoci k lepšímu pochopení svalové koordinace v této oblasti u osob s dolním zkříženým syndromem.

2 PŘEHLED LITERATURY

2.1 KINEZIOLOGICKÉ A BIOMECHANICKÉ POZNATKY LUMBOPELVIFEMORÁLNÍ OBLASTI

2.1.1 FUNKČNÍ ANATOMIE A KINEZIOLOGIE KYČELNÍHO KLOUBU

Kyčelní kloub je kloub kulovitý omezený. Kloubní jamku tvoří acetabulu, které leží na zevní straně pánevní kosti. Styčná plocha (facies lunata) je na obvodu jamky a je kryta chrupavkou. Chrupavka je v dolní části přerušena zářezem (incisura acetabuli). Okolo jamky se nachází lem vazivové chrupavky (labrum acetabuli), který zvětšuje styčnou plochu jamky. Kloubní hlavice (lat. caput femoris) tvoří 2/3 povrchu koule. Kloubní pouzdro začíná při okrajích acetabula a upíná se na collum femoris, jehož osa jde superiorně, mediálně a anteriorně. Okraje kloubního pouzdra dosahují linea intertrochanterica, vzadu zůstává crista a fossa trochanterica mimo pouzdro (Čihák, 1987).

Extenze v kyčelním kloubu dosahuje 20 – 30°. Při extenzi v kyčelním kloubu jsou všechna ligamenta napjatá (lig. iliofemorale, lig. pubofemorale, lig. ischiofemorale), jelikož se navíjejí na krček femuru, nejvíce však dolní část lig. iliofemorale, které je téměř vertikálně a odpovídá za kontrolu posteriorního klopení pánve (Kapandji, 1987).

Rozsah **flexe** je dán postavením v kolenním kloubu. Při extendovaném kolenním kloubu dosahuje aktivní flexe 90°, při flektovaném kolenním kloubu se rozsah pohybu zvětšuje na 120° (Kapandji, 1987).

Zevní rotace dosahující až 60° a vnitřní rotace 30 – 40° jsou omezeny velikostí úhlu krčku vůči femuru. Při zevní rotaci se všechna anteriorní ligamenta KYK napínají, zejm. ligg. běžící horizontálně – iliotrochantercká porce a lig. pubofemorale (Kapandji, 1987).

Při **vnitřní rotaci** všechna anteriorní ligg. ochabují, (zejm. iliotrochanteric. porce, lig. pubofemorale), zatímco lig. ischiofemorale se napíná. Kloubní vzorec je omezen v daném pořadí vnitřní rotace, extenze, zevní rotace a flexe (Kapandji, 1987).

Abdukce v jednom kyčelním kloubu je automaticky následována abdukci v druhém kyčelním kloubu, maximum abdukce dosaženého mezi oběma dolními končetinami je 90°. Abdukce je kontrolována kontaktem krčku femuru a okraje acetabula, avšak dříve pohyb omezí adduktory kyčelního kloubu, lig. iliofemorale a pubofemorale (Kapandji, 1987).

Addukci v kyčelním kloubu je nutno kombinovat s flexí nebo extenzí v kyčelní kloubu. Maximální addukce dosahuje 30° (Kapandji, 1987).

2.1.2 STABILIZACE PÁNVE V SAGITÁLNÍ ROVINĚ

Extenzory kyčelního kloubu hrají významnou roli při stabilizaci pánve anteriposteriorně. Pokud je pánev klopena posteriorně, stabilizují ji pouze iliofemorální ligamenta, která limitují extenzi. Je to pozice, kde těžiště pánve leží přímo nad středem kyčelního kloubu (flexory a extenzory nejsou aktivní). Pánev je v neutrálním postavení, těžiště se nachází ve středu pánve, flexory ani extenzory nejsou aktivní. Při překlopení pánve anteriorně, se těžiště přesouvá anteriorně před transversální osu kyčlí a hamstringy se aktivují jako první svaly při napřímení pánve posteriorně. Pokud je pánev ve velkém anteriním naklopení, je na překlopení pánve do středního postavení potřeba kromě hamstringů také m. gluteus maximus (Kapandji, 1987).

2.1.3 STABILIZACE PÁNVE VE FRONTÁLNÍ ROVINĚ

Stabilita pánve v transversální rovině je zajišťována kontrakcí ipsilaterálních a kontralaterálních adduktorů a abduktorů kyčelního kloubu. Pokud je antagonistická práce svalů vyvážená, pánev je stabilizována symetricky. Pokud ale abduktory na jedné straně a adduktory na straně druhé převažují, dochází k naklopení pánve na stranu silnějších adduktorů. Pokud v této situaci není obnovena rovnováha, jedinec na tuto stranu padá (Kapandji, 1987).

Ipsilaterální abduktory kyčelního kloubu zajišťují stabilitu pánve, pokud jedinec stojí na jedné končetině. Aby pánev zůstala v postavení horizontálním, musí m. gluteus medius vyvinout takovou sílu, která by vyvážila sílu vyvolanou hmotností těla. V této situaci je výrazně zapojen také m. gluteus minimus a m. tensor fasciae latae. Nevyváženost souhry mezi těmito svaly může způsobit sklápění pánve kontralaterálně (Kapandji, 1987).

2.1.4 FUNKČNÍ KINEZIOLOGIE M. GLUTEUS MAXIMUS

Musculus gluteus maximus je jeden z největších svalů v celém lidském těle. Tento sval je charakteristický pro skupinu primátů, kteří v průběhu evoluce přešli z lokomoce kvadrupedální na bipedální. Vlivem postupného přemístění úponu na dorsální os ilium se musculus gluteus maximus zlepšila výsledná síla tahu (Markze, Longhill, & Rasmussen, 1988). Dle Véleho (1997) je schopen vyvinout moment síly přes 30 kg. Jenkins (1998) popsal proximální úpon svalu na os sacrum. Svalová vlákna gluteálního svalu běží inferiorně a laterálně na distální úpon, kde se rozdělí na dvě části. Horní část svalu se upíná do iliotibiálního traktu fascie lata a dolní část svalu na tuberositas femuru.

Gluteus maximus je hlavním extenzorem dolní končetiny v kyčelním kloubu a zevním rotátorem (Kendall, McCreary, & Provance, 1993). Svým úponem na iliotibiální trakt může gluteální sval hrát roli při stabilizaci kolenního kloubu v extenzi. Dále pak stabilizuje sacroiliacální kloub. V sacroiliacálním kloubu dochází k malému pohybu, kdy jeho zablokování může vést k ovlivnění funkčnosti L5 – S1 kloubu a v důsledku toho vzniku bolesti dolní části zad (Vleeming, Van Wingerden, Snijders, Stoecart, & Stijnen 1989).

Funkce m. gluteus maximus:

Ve **stoji** vykazuje m. gluteus maximus minimální aktivitu, při níž dochází k tahu femuru, který nepatrně rotuje zevně. Tato aktivita se přenáší kaudálně až na oblast talu a tarsálních kůstek. Dále dochází k supinaci chodidla a zvednutí mediálního oblouku podélné klenby nožní (Luttgens & Hamilton, 1997). M. gluteus maximus hraje hlavní roli ve stabilizaci pánve během rotace trupu, či při vychýlení těžiště z opěrné báze (Nadler, Gerard, DePrince, Stitik, & Feinberg, 2000).

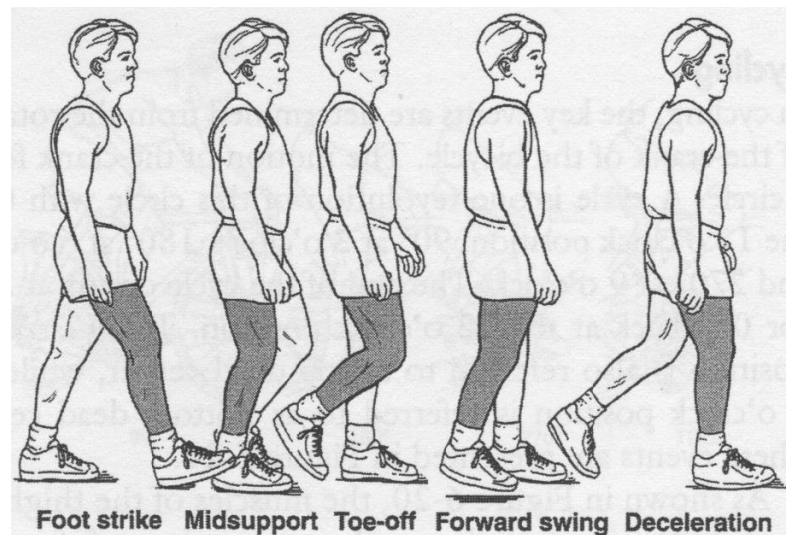
Při **chůzi** po rovině a ve stoji je málo aktivní, uplatňuje se převážně při chůzi dozadu, v předklonu, v podřepu, při chůzi do schodů nebo při vstávání ze sedu. Při nenáročné běžné chůzi po rovině a ve stoji jsou trvale zapojeny spíše hamstringy. Hamstringy vytvářejí dynamickou rovnováhu mezi flexí a extenzí v kyčelním kloubu (Travel, 1993).

U rychlé chůze se kromě hamstringů účastní extenze v kyčelním kloubu i m. gluteus maximus, a to od okamžiku kontaktu paty s podložkou až do fáze, kdy se dostane pánve

nad stojnou dolní končetinu (Tyldesley & Grieve, 1996). Avšak Bijak, Rakos, Hofer, Mayr, Strohhofer, Raschka, & Kern (2005) tvrdí, že aktivita m. gluteu maximu je prokázána již při normální chůzi.

Chůze je popsána jako cyklus (Obrázek 1), kdy pata kontaktuje podložku a projde opěrnou fází, přes švihovou fázi (noha není v kontaktu s podložkou), až opět do doby, kdy noha má kontakt s podložkou (Hamil, & Knutzen, 1995).

Výraznou aktivitu m. gluteus maximus vykazuje při chůzi do kopce. Při chůzi do schodů je jeho aktivita největší ve švihové fázi a ve fázi vzpřimování těla na schod, kdy vykonává excentrickou kontrakci na straně stojné dolní končetiny (Tyldesley & Grieve, 1996).



Legenda k obrázku 1.

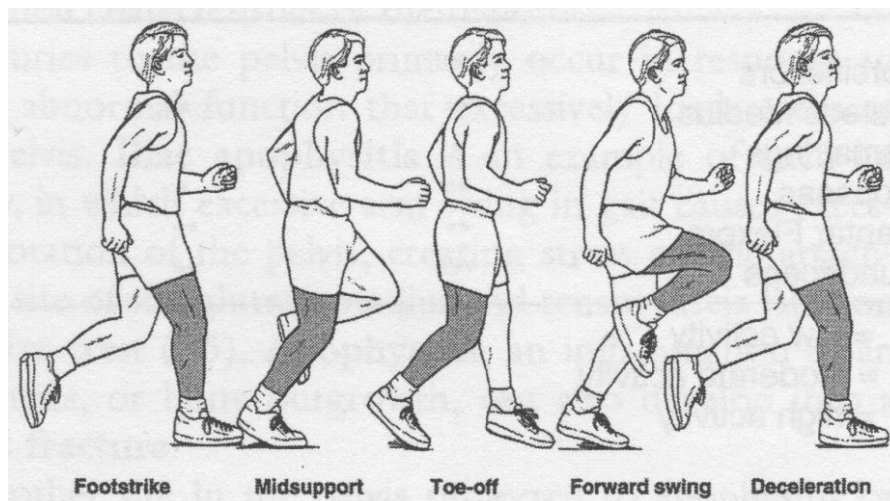
- Footstrike*.....kontakt paty
- Midsupport*.....období střední opory
- Toe-off*.....odlepení palce
- Forward swing*.....období švihové fáze
- Deceleration*.....decelerace

Obrázek 1. Popis jednotlivých fází chůze (Hamil, J., & Knutzen, K., 1995)

Jednotlivé fáze **běhu** (Obrázek 2) jsou stejné jako fáze chůze, avšak počet kroků na jednu míli činí 800-2000 kroků a zatížení končetin váhou těla je dvakrát až třikrát větší. M. gluteus maximus přispívá k extenzi a zevní rotaci dolní končetiny během odrazové fáze nohy (Hamil, & Knutzen, 1995).

Při běhu vykonávají hamstringy primárně excentrickou kontrakci a tím kontrolují antevertzní postavení pánve. M. gluteus maximus, m. adductor magnus a m. tensor fascia latae stabilizují pánev a v antero-posteriorním směru a aktivně kontrolují flexi a extenzi kyčelního kloubu. Excentricky pracující svaly mohou být poraněny při zvýšení aktivity během rychlého běhu (Montgomery, Pink, & Perry, 1994).

Jedna z rolí hamstringů během běhu, je excentrické zpomalení flexe v kyčelním kloubu na konci švihů dolní končetinou. Dále hamstringy kontrolují flexi v kyčelním kloubu během „reakce zatížení“ (loading response). Práce hamstringů je spjata s prací m. gluteus maximus, který se také podílí na zpomalení flexe dolní končetiny v kyčelním kloubu a kontroluje flexi trupu a pánve během loading response. Můžeme tedy říct, že hamstringy a m. gluteus maximus jsou antagonisté při kontrole flexe v kyčelním kloubu (Lieberman, Raichlen, Pontzer, Bramble, & Cutright-Smith, 2006; Montgomery, Pink, & Perry, 1994; Wagner, Behnia, Ancheta, Shen, Farrokhi, & Powers, 2010). Je tedy možné, že oslabení m. gluteus maximus by mohlo zvýšit nároky na práci hamstringů, a tím dojít jejich přetížení a únavě (Wagner, Behnia, Ancheta, Shen, Farrokhi, & Powers, 2010).

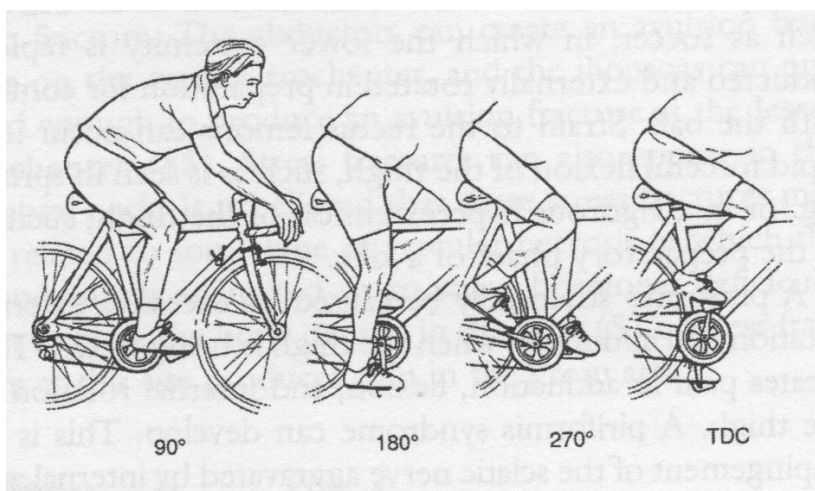


Legenda k obrázku 2.

- Footstrike*.....kontakt paty
- Midsupport*.....období střední opory
- Toe-off*.....odlepení palce
- Forward swing*.....období švihové fáze
- Deceleration*.....decelerace

Obrázek 2. Popis jednotlivých fází běhu (Hamil, J., & Knutzen, K.,1995)

Při **jíždě na kole** vykonávají jednokloubové svaly kyčelního a kolenního kloubu extenzi při extenční fázi „šlapacího cyklu“. Dvoukloubové svaly pohybují dolní končetinou během „šlapacího cyklu“ přes horizontální část. Pokud si představíme šlapací pedál jako hodinovou ručičku, kdy v pozici 12 hodin je 0° , v pozici 3 hodin je 90° , 6 hodin 180° a 9 hodin 270° (Obrázek 3). Konec cyklu je opět na 12 hodinách s uzavírajícími se 360° . M. gluteus maximus se zapojuje od 30° do 150° a to se sestupnou tendencí (Hamil, & Knutzen, 1995).



Obrázek 3 Popis jednotlivých fází jízdy na kole (Hamil, J., & Knutzen, K.,1995)

2.1.5 SVALOVÁ DYSBALANCE V PELVIFEMORÁLNÍ OBLASTI

2.1.5.1 Svalové dysbalance a jejich neurofyziologický podklad

Podstatou svalové dysbalance je nepoměr napětí svalů na protilehlých stranách kloubů, mezi agonistou a antagonistou. Za normálních poměrů je tonus mezi těmito svaly udržován v takové výši a v takovém poměru, aby bylo zajištěno účelné a tedy i správné držení příslušného segmentu těla. Pokud tomu takto je, hovoříme o svalové rovnováze (Tanner, 1995).

Svalová dysbalance je porucha svalové souhry na podkladě špatného rozložení svalového tonu a ovlivňuje především držení postiženého segmentu – přetahování na stranu hypertonického svalu. Hypertonické svaly tak postupně přebírají stále větší díl práce při zajišťování stability segmentu, dochází tedy ke křečovitému stažení – spazmu. Finálně dochází ve svalu, který se nedokáže uvolnit, ke strukturální přestavbě:

zkrátí se jeho vazivová složka. Svalové zkrácení je závažnou změnou, se kterou se setkáváme při svalové nerovnováze, neboť omezuje rozsah pohybu. Výrazné změny se vyskytují i na straně opačné. Dochází k poklesu svalového napětí, hypotonu. Z činnosti postupně vyřazované, hypotonické svaly se postupně protáhnou, ochabují a ztrácejí i na hmotnosti, atrofují. Výsledkem je snížení svalové síly těchto svalů (Čermák, 1994).

Základem pro vysvětlení svalových dysbalancí jsou dva svalové systémy s protikladnými vlastnostmi a to tonického (posturálního) a fázického. Mezi oběma systémy existuje funkční rozdíl, co se týče jejich zařazení do posturální integrace. Svaly tonické, s tendencí vytvářet kontraktury plní především činnost posturální. Svaly inklinující k oslabení (fázické) jsou ve své posturální funkci fylogeneticky, respektive ontogeneticky mladší, než svaly s tendencí ke kontrakturám. Svou posturální funkcí jsou také vázány na vývojově mladší morfologii skeletu, kterou zároveň podmiňují ve vývoji. Jde o velmi fragilní jednotku, která bývá při sebemenší poruše postižena nejdříve (Kolář, 2001).

Při vzniku funkčních a později i strukturálních degenerativních poruch v oblasti kyčelního kloubu stojí v popředí kromě kloubního faktoru a biomechanických souvislostí také další řada faktorů. Mezi tyto faktory můžeme zahrnout kvalitu celkových řídicích nervových mechanismů hybnosti a odpověď pohybového systému. Z toho vyplývá, že kloubní léze založené na poruše funkce nelze chápat pouze jako lokální záležitost, ale jako poruchu pohybového systému s poruchou centrálně nervově regulačního mechanismu (Janda, 1984; Page, Frank, & Lardner, 2010). Takto navazující řetězení však nekončí, mnoho autorů tvrdí, že u těchto lidí s bolestmi zad, kteří mají změněnou posturu v důsledku bolesti, dojde k imbalanci svalů, která vede k používání pozměněného motorického vzoru. Tyto nově nabyté motorické vzory mohou vyvolávat abnormální tlak v kloubech a dalších strukturách, a následně mohou být příčinou mikrotraumat a zranění. (Lewit, 1991; Janda, 1978; Vogt, Pfeifer, & Banzer, 2003; Hodges, 2003; Panjabi, 1992).

Z řady experimentálních a klinických prací vyplývá, že některé svaly mají zřetelnou predilekční tendenci k útlumu (hypotonii, oslabení, hypoaktivaci). U jiných svalů naopak sledujeme tendenci k hypertonii a svalovému zkrácení. Je mnoho nejrůznějších patologických stavů, které v určitých svalech vedou k predilekční hypertonii

až kontrakturám a v jiných svalech naopak k útlumu a atrofiím. Kupříkladu stejné svaly, které inklinují ke kontrakturám a útlumu u lézí centrálního nervového systému, spatřujeme hypertonické a oslabené u posturálních vad (např. vadné držení těla) (Kolář, 2001).

Svalové napětí se může snížit i v důsledku léze centrální nervové soustavy, jako je poranění míchy, či mrtvice, kdy snížení napětí vede k ochablosti a oslabení. Funkčně může být oslabení výsledkem neurogení poruchy nebo adaptivních změn a následkem toho se může projevat zpožděním aktivace v kloubním vzorci (Page, Frank, & Lardner, 2010). Mezi neurogení faktory snížení napětí patří: reciproční inhibice (svaly jsou reflexně inhibovány aktivitou antagonisty), artrogenní oslabení (sval je inhibován přes buňky předních rohů míšních z důvodu otoku kloubu či kloubní dysfunkce), deafferentace (úbytek aferentní informace z nervosvalových receptorů na periferii, např. poškozením mechanoreceptorů a následná eliminace eferentních signálů k alfa motoneuronům, což následně způsobí snížení svalové síly, ale také změnu motorického programu jak v místě poranění, tak i v globálním pojetí). (Page, Frank, & Lardner, 2010). Dále zde patří pseudoparézy, které jsou také neurogeního původu, kdy svaly mají tendenci oslabovat. Pseudoparézy se vyznačují třemi klinickými příznaky a to hypotonií, snížení svalové síly na 4 (3) dle svalového testu a změnou načasování aktivace svalu v pohybovém vzorci (Janda 1985). V neposlední řadě mezi neurogení faktory také patří oslabení v důsledku vzniku Trigger pointu a únava (mnohdy únavu pacient ucítí před projevem bolestivosti, což může mít za následek nevědomé vytvoření kompenzačních a chybných pohybových vzorců) (Page, Frank, & Lardner, 2010).

2.1.5.2 Svalové smyčky a řetězce zahrnující m. gluteus maximus

Svalová smyčka je skupina dvou svalů, které se upínají na dvě vzdálená místa, kdy mezi tyto dva svaly je včleněn pohyblivý kostní segment, jehož poloha je vyvažována tahem obou svalů. Tah svalů může tento kostní segment fixovat, ale zároveň jím i cíleně pohybovat ve směru tahu svalů (Véle, 2006).

Svalový řetězec je tvořen několika svaly a svalovými smyčkami, které jsou mezi sebou propojeny fasciálními, šlachovými a kostěnými strukturami. Tento složitý útvar

je programově řízen z CNS. Součinností několika takových řetězců se zvyšuje adaptabilita a flexibilita pohybové soustavy jako celku (Véle, 2006).

Svalové řetězce můžeme rozdělit na dvě skupiny: Přímé a přidružené myofasciální svalové řetězce (Jonckheere & Pattyn, 1998). Přímé myofasciální svalové řetězce jsou soubory svalů, které při své dysfunkci způsobují ohniskovou bolest v přesně definované oblasti. Dále se mohou dělit na primární a sekundární přímé myofasciální svalové řetězce. Primární přímý myofasciální svalový řetězec je soubor pouze těch svalů, které při své disfunkci způsobují ohniskovou bolest v přesně definované oblasti. Oproti sekundárnímu přímému myofasciálnímu svalovému řetězci, při jehož dysfunkci vzniká bolest, která se neprojevuje pouze ohniskově, ale také přeneseně. Přidružené myofasciální svalové řetězce se dále dělí na primární a sekundární myofasciální přidružené svalové řetězce. Primární myofasciální přidružené svalové řetězce zahrnují svaly začínající u svalů s poruchou funkce způsobují rozvoj přidružených trigger pointů, které mají na svědomí ohniskovou bolest v přesně definovaném regionu. Tak jako svaly prvního, tak i svaly sekundárního myofasciálního přidruženého svalového řetězce způsobují vznik přidružených trigger pointů v okolních svalech, ale neprojevují se jen ohniskovou bolestí, ale také i bolestí přenesenou.

Svalové dysbalance v oblasti pánve vedou také ke změně statických poměrů, které se projeví poruchou v postavení jednotlivých segmentů. Tyto změny vedou ke vzniku poruch v postavení jednotlivých segmentů a přebudování motorických stereotypů. Toto má za následek přebudování krokového mechanismu a tím i přetěžování segmentů v lumbosakrálním přechodu (Janda, 1999).

Porucha stereotypu extenze v kyčelním kloubu není ojedinělým jevem v pohybové soustavě. Tato porucha je součástí tzv. funkčních poruch. Pánevní tvoří mezník mezi horní a dolní částí těla. Porucha v pánevní oblasti se tedy promítá do dalších částí pohybového aparátu. Např. m. gluteus maximus navazuje na thorakodorsální fascii a přes ni na m. latissimus dorsi a takto dochází k ovlivnění horní končetiny (Janda, 1999; Lewit, 1998).

Musculus gluteus maximus je zahrnut v krátkém řetězci mezi pánví a femurem (*os ilium* – m. gluteus maximus – *femur* – m. iliacus – *os ilium* – *femur* – m. psoas – *lumbální páteř* – *os sacrum* – *os ilium*). Tato smyčka bývá často postižena hypertonií v oblasti iliopsoatu a hypotonií glutea maxima a tím zapříčiňuje změny v postavení

sacroiliakálního kloubu. Krátké a dlouhé řetězce na sebe navazují a tak vzniká funkční vazba mezi jednotlivými segmenty, která dává větší množství adaptability (Véle, 2006).

2.1.5.3 Dolní zkřížený syndrom

U tohoto syndromu zjišťujeme dysbalanci mezi těmito svalovými partnery:

- oslabený m. gluteus maximus a zkrácené flexory kyčelního kloubu
- oslabené přímé břišní svalstvo a zkrácené bederní vzpřimovače trupu
- oslabený m. gluteus medius a zkrácený m. tensor fasciae latae a musculus quadratus lumborum

Podle uvedených partnerů je zřejmé, že nejde pouze o antagonistické skupiny, ale i o substituenty. Za oslabené glutei medii substituují tenzory fasice laate a quadraty lumborum, za oslabené mm. glutei maximi vzpřimovače trupu a také ischiokrurální svaly (Véle, 2006). Důsledkem je zvýšená antevertze pánve a zvýšená lordóza v lumbosakrálním přechodu, tím dochází k nedostatečné extenzi v kyčelním kloubu při chůzi, což způsobuje ještě větší antevertzi pánve. U této dysbalance postupem času nalezneme přetěžování lumbosakrálního přechodu a nerovnoměrné zatěžování kyčelního kloubu, která vede k adaptační přestavbě. Strukturální změny se vyskytují také v oblasti meziobratlových kloubů. Zadní okraje plotének jsou přetíženy a mění se směr facet meziobratlových kloubů. Thoracolumbální přechod se stává u dolního zkříženého syndromu místem fixace při chůzi (Kolář et al., 2009).

2.1.5.4 Vrstvový syndrom

U vrstvého syndromu se střídají oblasti (vrstvy) hypertrofických a oslabených svalů. Postupujeme-li ve směru kaudokraniálním, pozorujeme nejdříve hypertrofické ischiokrurální svalstvo, potom hypertrofické a chabé hýžděové svalstvo s málo vyvinutými bederními vzpřimovači trupu a nad tím mohutně se klenoucí vzpřimovače v thoracolumbální oblasti. Dále na dorsální straně vidíme ochablé mezilopatkové svalstvo a opět hypertrofické a tuhé horní fixátory ramenního pletence. Na ventrální straně se vyklenuje dolní část ochablých přímých břišních svalů, avšak dále laterálně bývá břišní stěna vtažena v místech hyperaktivních šikmých břišních svalů. (Véle, 2006).

2.2 STEREOTYP EXTENZE V KYČELNÍM KLOUBU

Stereotyp je chápán jako základní klinická jednotka hybnosti. Její porucha je jedním z příznaků nebo příčin funkčních poruch. Je to dynamická souhra agonistů, synergistů a antagonistů podílejících se na pohybu. Dynamický stereotyp představuje dočasně neměnnou soustavu podmíněných a nepodmíněných reflexů vznikajících na podkladě stereotypně opakujících se podnětů (Janda, 1982).

Stereotyp je do určité míry individuální a charakteristický pro každého jedince. Stereotypy se vytvářejí během ontogeneze. Výsledný stereotyp by měl umožnit co nejekonomičtější pohyb při minimální spotřebě energie. Cesta k vypracování takového stereotypu je spojena s velkou námahou nervového systému. Postupem času se tento stereotyp fixuje a tak se zvyšuje jeho ekonomičnost a tudíž i snižují nároky na nervový systém. Touto cestou se však mohou zafixovat i vadné stereotypy, které vedou k přetížení svalstva a k následnému vzniku funkčních změn pohybového aparátu (Janda, 1982; Lewit, 2003). Dynamické stereotypy lze změnit, avšak tuto změnu ovlivňuje mnoho faktorů jako jsou fyziologické předpoklady, vlastnosti centrálních složek pohybového systému jedince, a způsob, jakými byly a jsou hybné stereotypy vypracovávány, posilovány a korigovány (Janda, 1982). Jejich úprava je předpokladem úspěšného vyrovnávacího procesu.

Zevní projevy hybného stereotypu odráží citlivě všechny změny, ke kterým v hybném systému dochází. Zatím co morfologickým změnám v pohybovém aparátu je kladen velký význam, funkční změny jsou opomíjeny, ačkoli často morfologickým předcházejí nebo jsou jejich příčinou. Janda zjistil že u stereotypu extenze v kyčelním kloubu m. gluteus maximus, m. biceps femoris a mm.erectores spinae kontralaterální a homolaterální tvoří funkční jednotku a dochází k postupnému zapojení v uvedeném pořadí. Při poruše v pohybovém systému dochází ke změně tohoto pořadí zapojení jednotlivých svalů nebo ke změně aktivity jednotlivých svalů (Janda, 1987; Liebenson, 1997). Jakmile dojde k situaci, kdy hlavními extenzory v kyčelním kloubu jsou flexory kolene spolu s erektory trupu a nástup m. gluteus maximus je opožděn, změní se podstatně rozsah extenze v kyčelním kloubu, dojde k výraznému souhybu pánve, ohnisko pohybu se přesune z kyčelního kloubu do lumbosakrální krajiny a dojde k přestavbě krokového mechanismu. Tedy můžeme říci, že hodnocení svalové aktivity

při extenzi v kyčelním kloubu by mohlo poskytnout informace o sekveci zapojování svalů při extenčním pohybu kyčle během chůze (Jandam 1987; Vogt a Banzer, 1997).

Stereotyp extenze se vyšetřuje v klinické praxi dvěma způsoby: aspekcí a palpací. První popis vyšetření stereotypu extenze v kyčelním kloubu popsal Janda v roce 1982. Vytvořil dvě varianty stereotypu extenze a to variantu s flektovaným kolenem a extendovaným kolenem. U obou variant sledoval aktivaci m. gluteus maximus, m. biceps femoris a mm. erector spinae kontralaterální a homolaterální v udaném pořadí. Za chybný stereotyp považoval změněné pořadí zapojení svalů, rotaci a abdukcii dolní končetiny, hyperaktivitu pletence ramenního nebo zapojování svalů od thorakolumbálního přechodu.

2.3 PŘEHLED STUDIÍ ZABÝVAJÍCÍCH SE OSLABENÍM A FACILITACÍ M.GLUTEUS MAXIMUS.

Oslabení m. gluteus maximus je spojeno s (patologiemi) poraněními na dolních končetinách jako jsou například patelofemorální syndrom, utržení ligamenta cruciata anterior a chronická instabilita hlezenního kloubu. Donedávna byly studie zaměřeny na zkoumání celistvých programů, jako je například neuromuskulární trénink, dynamická stabilizace trupu, plyometrický trénink. Tyto studie zaznamenaly brzký úspěch ve znovunabytí síly m. gluteus maximus a upravení chybně zafixovaných hybných stereotypů (Hewett, Lindenfeld, Riccobene, & Noyes 1999; Lephart, Abt, & Ferris, 2005; Mandelbaum, Silvers, & Watanabe, 2005; Myer, Silvers, & Watanabe, 2006; Tyler, Nicholas, Mullaney, & McHugh, 2006). Existuje velké množství cviků v podvědomí fyzioterapeutů, avšak objevují se studie zabývající se objektivizací cviků přímo se zaměřujících na facilitaci gluteálního svalstva. Autoři se mnohdy spokojují ve svých studiích s vysokými hodnotami elektromyografického záznamu dosahovaných při provádění daného cviku, jako důkazu pro facilitační cvik m. gluteus maximus, avšak dlouhodobý facilitační účinek daného cviku neposuzují (Atha, 1981; Ayotte, Stetts, Keenan, & Greenway, 2007; Beutler et al., 2002; Ekstrom, Cooper, Kirkendall, & Garrett, 2003; Fleck & Schutt, 1983; Wilk, Escamilla, Fleisig, Barrentine, Andrews, & Boyd, 1996). Pouze minimum studií se zabývá cviky, které jsou možno využít v časných stádiích rehabilitace (Bolgla & Uhla, 2005; Souza, Baker, & Power, 2001). Zatímco informace týkající se aktivace svalu během těchto cviků je velmi důležitá

pro klinickou rehabilitaci, znalost aktivity svalů u funkčních a více náročných cviků je rozhodující v pozdějších stádiích rehabilitace.

Při opožděném nástupu aktivity m. gluteus maximus by měl pacient být indikován k rehabilitaci. Kupříkladu u pacientů po úrazech na dolních končetinách dochází k užívání antalgické chůze, kde dochází k inhibici, či atrofii m. gluteus maximus.

Konrad et al. (2001) Cílem této studie bylo posouzení aktivity a koaktivace trupových a pánevních svalů. Pro objektivizaci zapojení svalů u těchto cviků (m. rectus abdominis, m. external oblique, m. rectus femoris, střední část m. trapezius, mm. erector spinae v oblasti Th12 a L3, m. gluteus maximus, m. semitendinosus, m. semimembranosus) byl použit elektromyografický záznam. Surový elektromyografický záznam byl plně rektifikován, došlo k vyhlazení rektifikovaného signálu, amplituda byla normalizována podle nejvyšší aktivity svalu během sestavy s maximální volní kontrakcí. Do své studie začlenili deset zdravých probandů, kteří po rozehrání na bicyklu provedli dvakrát maximální volní kontrakci do dvanácti směrů dle daného cviku s výdrží 3-5 sekund. Poté provedli vždy devět opakování u těchto dvanácti cviků (pět variací cviků do *flexe trupu*: 1. leh-sed do 30° flexe a do 90° flexe (2.), 3. leh-sed s rotací trupu do 30° flexe, 4. leh-sed z hyperextenze na nakloněné podložce, 5. vertikální nadzvednutí pánve; pět variací *extenze trupu*: 6. extenze trupu v sedě o 35° do vertikály, 7. extenze kontralaterální horní a končetiny v poloze na čtyřech, 8. extenze trupu do horizontály s trupem mimo lehátko, 9. extenze dolních končetin do horizontály s dolními končetinami mimo lehátko, 10. most; dvě variace *lateroflexe trupu*: 11. flexe trupu vleže na boku, 12. flexe trupu o jednu opřenou horní končetinu v poloze na boku). První opakování u každého cviku bylo vždy vyřazené z výsledků z důvodu ovlivnění začátku provádění cviku goniometrem, který měli probandi upevněný na boku trupu. Trvání kontrakce jednoho opakování byla standardizována pomocí metronomu nastaveného na třicet pípnutí za minutu. Mezi sériemi byla vždy pětiminutová pauza. Pro určení statistické významnosti naměřených dat byl použit Newman-Keuls test. Směrodatná odchylka měla poukázat na variabilitu dat získaných elektromyografickým záznamem. Z výsledků vyplynulo, že obecně koncentrická kontrakce (flexe trupu a pánve) byla vykonávána rychleji než excentrická kontrakce (extenze trupu a pánve). U cviků zaměřených čistě na flexi (1., 3., 5.)trupu bylo izolováno dorzální svalstvo. Pokud byla flexe trupu obohacena o flexi pánve (2.), zapojily se i svaly dolních končetin a zádové svaly. U cviků zaměřených u lateroflexe na koaktivaci ventrální

a dorsální muskulatury závisela rychlost aktivace svalů na rychlosti provádění daného cviku. U cviků zaměřených na extenzi nebylo ani u jednoho dosaženo síly větší než 30% maximální volní kontrakce. Cvik 10. výsledků je mnohdy interpretován jako základní cvik pro posílení m. gluteus maximus, avšak je pomíjena velká aktivita mm. erectores spinae. Zato u cviku č. 7 jsou aktivovány všechny dorsální svaly včetně m. gluteus maximus. U cviků 8. a 9. dochází také k aktivaci dorsálních svalů s převahou dorsálních erektorů. Ve finále zjistil, že z baterie zkoumaných cviků je nejefektivnější pro facilitaci m. gluteus maximus diagonální extenze dolní končetiny a horní končetiny v poloze na čtyřech a mostění.

Také **Stevens et al.** (2006) se zabývali u patnácti zdravých mužů a žen zkoumáním zapojení trupových svalů u stabilizačních cviků pro trup a kyčelní kloub v poloze na čtyřech. Stabilizační cvičení se využívají pro optimalizaci funkce svalů, u kterých je předpoklad stabilizace trupu. Právě pozice na čtyřech je optimální u pacientů s bolestmi dolní části zad jako začáteční cvik, který je nenáročný a lehký na provedení a dochází u nich ke globálnímu zapojení trupového svalstva. Objektivizace maximální volní izometrické kontrakce svalů (m. obliques externus a internus, m. rectus abdominis, mm. multifidi, m. iliocostalis lumborum (lumbální a thorakální část), m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus) byla provedena pomocí povrchového elektromyografického záznamu (MyoSystem 1400 Noraxon). Surový elektromyografický záznam byl plně rektifikován a vyhlazen. Střední kvadratická hodnota byla vypočítána pro tři opakování každého cviku u všech svalů. Probandi byli vždy před prováděním cviku zkorigováni autory studie do výchozí polohy na čtyřech. Poté provedli maximální volní izometrickou kontrakci (MVIK) a následně tři opakování daného cviku (cvik 1. Extenze dolní končetiny v poloze na čtyřech, cvik 2. extenze dolní a kontralaterální horní končetiny v poloze na čtyřech, cvik 3. je obdoba cviku 2. se zvětšením flexe v kyčelním kloubu o 30° s tím, že metronom udával tempo provádění cviku. Zvednutí či položení končetiny do původní polohy netrvalo více jak 2 sekundy, v dosažené poloze probandova končetina setrvala po dobu 5 sekund. Mezi jednotlivými sériemi měli probandi 15-ti sekundovou pauzu. Pro zpracování statistických výsledků byl použit SPSS 11.0 software package (SPSS Inc., Chicago, IL). Pouze u ipsilaterálního m. gluteus maximus a mm. multifidi jsme naměřili vysokou svalovou aktivitu (> 20% MVIK). Tyto výsledky korelují i s výsledky jiných studií (Arokoski, Kankaanpaa, & Valta, 1999; Callaghan, Gunning, & McGill, 1998; Souza,

Baker, & Powers, 2001). Také byla prokázána vyšší aktivita kontralaterálního m. obliques internus a ipsilaterálního m. obliques internus během cviku jedna a dvě, kontralaterálního m. obliques externus a m. latissimus dorsi během všech cviků (10-20% MVIK). Zvýšení flexe v kyčelním kloubu o 30° ve srovnání se cviky 1. a 2. snížilo aktivitu dolních zádových svalů ($p \leq 0,005$). Sníženou aktivitu svalové síly vykazoval také kontralaterální m. gluteus maximus během cviku 1. a 2., avšak u všech cviků byl aktivní z důvodu stabilizace pánve během provádění cviku. Z výsledků můžeme soudit, že vybrané sekvence tohoto cvičení zlepšují rovnováhu a celotělovou stabilitu.

Pacienti s bolestí v dolní části zad mají často omezenou extenzi v kyčelním kloubu. U těchto pacientů z 90 % nacházíme oslaben m. gluteus maximus (Leinonen et al., 2000; Vogt et al., 2003). Také u těchto pacientů můžeme pozorovat rychlejší unavitelnost GM a omezení pohybu bederní páteře v souvislosti s dekondíci zádových svalů a extenzorů kyčelního kloubu.

Wagner, Behnia, Ancheta, Shen, Farrokhi, & Powers (2010) účelem této studie je vyzdvihnout efektivnost facilitaci a neuromuskulární reedukaci m. gluteus maximus při terapii zaměřující se proti vznikajícím křečím hamstringů. Existují dvě teorie vzniku křečí u hamstringů. Jednou z nich je lokální unavenost svalu a druhou je nedostatek elektrolytů. První z teorií může být způsobena dlouhodobým tréninkem nebo nevyhovujícím tréninkem způsobujícím předčasnou unavenost svalu. Do této studie byl zařazen čtyřicetiletý muž, váha 66,9 kg, výška 180,5 cm, BMI 20,6 kg/m². Tento muž se po dobu dvanácti let zabýval triatlonem a účastnil se polovičního a celého závodu železného muže. Na počátku studie tento muž trénoval šestkrát týdně. Muž trpí křečemi hamstringů po dobu čtyř let se zvýšenou intenzitou v posledním roce, kdy křeče se objevují při běhu z kopce a při zrychlení při běhu. Před čtyřmi lety absolvoval terapii zaměřenou na strečink hamstringů a měkké techniky. Na začátku byly provedeny testy krve, neurologické testy, ortopedické vyšetření. Délka hamstringů byla měřena před a po ukončení studie a to v 90° flexi v kyčelním kloubu, z této polohy proband extendoval dolní končetinu v kolenním kloubu do 180° extenze. Do dosažení 180° extenze v kolenním kloubu z výše popsané výchozí polohy probandu scházelo 25° v levém kolenním kloubu a 29° v pravém kolenním kloubu (veškeré záznamy rozsahu pohybu v kloubu byly naměřeny pomocí dynamometru). Velikost síly extenzorů kyčelního kloubu byla dynamometrem změřena na 35,5 kg na pravé dolní

končetině a 35,6 kg na levé dolní končetině. Velikost síly flexorů kolenního kloubu pro pravou dolní končetinu činila 27,2 kg a levou dolní končetinu 26,1 kg. Dále byl proband podroben Testu 10-ti metrů, kdy se u probanda projeví abnormality v extenzi kolenního kloubu bilaterálně v období střední opory během krokového cyklu a v koncové fázi švihové fáze a dalším dynamickým testům. Elektromyografický záznam byl pořízen během běhu rychlostí 7 m/s ve vzdálenosti 15 m pro zjištění nástupu aktivace svalů během běhu. Tři záznamy výše popsaného běhu byly použity pro analýzu elektromyografického záznamu. Data byla plně rektifikována a vyhlazena (Motion Lab Systems, Baton Rouge, LA). Elektromyografický signál byl normalizován nejvyšší možnou volní izometrickou kontrakcí. Proband docházel na terapii jednou měsíčně po dobu osmi měsíců a doma cvičil jednou denně. Facilitace nauromuskulární reedukace m. gluteus maximus byla rozdělena do tří fází. První fáze terapie čítala posilování bez zátěže (cvik mušle v poloze na boku, extenze dolní flektované končetiny v poloze na břiše a abdukce, flexe a zevní rotace dolní končetiny v poloze na čtyřech), druhá fáze obsahovala posilovací cviky se zátěží (dynamické podřepy do boku, rovnovážný stoj na jedné dolní končetině, sestupování ze schodu, výpady) a třetí fáze obsahovala dynamický a plyometrický trénink (vertikální výskok s konečnou fází v podřepu na obou dolních končetinách, následně na jedné dolní končetině, simulace švihové fáze běhu ve stoje). Po uplynutí osmi měsíců terapie proband dokončí tři triatlony železného muže bez vzniku křečí v hamstringech. Proband byl schopen dokončit triatlon v čase 4 hodin a 28 minut. (Jedním z cílů probanda bylo dokončit triatlon do času 4 hodin a 30 minut.) Svalová síla extenzorů kyčelního kloubu se zvýšila z původních 35,6 kg na 54,7 kg u pravé dolní končetiny a z 35,5 kg na 46,8 kg na levé dolní končetině. Svalová síla flexe v kolenním kloubu na pravé dolní končetině se snížila z 27,2 kg na 25,5 kg a na levém kolenním kloubu svalová síla se zvýšila z 26,1 na 32,4 kg. Pro kontrolu délky hamstringů bylo provedeno opětovně měření, kdy do dosažení 180° z původních 25° v levém kolenním kloubu se naměřená hodnota zvýšila na 18° a z 29° v pravém kolenním kloubu se úhel extenze zvýšil na 17° do 180° extenze v kolenním kloubu. Výsledky této studie, tak jako výsledky studie Sherry & Best (2004) poukazují na fakt, že rehabilitace zaměřená pouze na hamstringy není tak úspěšná jako celková terapie při zařazení hamstringů do terapie. Autoři tvrdí přímou souvislost oslabení pánevních svalů se vznikem křečí hamstringů (Sherry & Best's, 2004). Svaly, které přesahují přes dva klouby, mají větší tendenci ke vznikům křečí v důsledku zvýšené unavitelnosti, než v důsledku snížení elektrolytů.

Studie zaměřená na posílení a neromusculární reedukaci m. gluteus maximus prokázala pozitivní výsledky. Není však úplně jasné jak velký podíl na pozitivním výsledku terapie má pouze posilovací část nebo zlepšení neuromusculární intervence.

Nadler et al, (2000) se zabývali souvislostí úrazů na dolních končetinách a bolestí v dolní části beder se silou gluteálních svalů (extenze v kyčelním kloubu – m. gluteus maximus, abdukce v kyčelním kloubu – m. gluteus medius) u vysokoškolských atletů. Dvěšedeset atletů bylo zahrnuto do studie (140 mužů, 70 žen). Všichni probandi absolvovali měření svalové síly abduktorů a extenzorů na obou dolních končetinách dynamometrem, kdy třikrát po 2-4 sekundách tlačili do daného směru maximální volní silou a silou průměrné intenzity. Výchozí poloha pro změření abdukce v kyčelním kloubu byla poloha na boku. Výchozí poloha pro změření síly m. gluteus maximus byla poohae na bříše, kdy probandova testovaná dolní končetina byla flektována v kolenním kloubu pro vyloučení podílení hamstringů na extenzi v kyčelním kloubu. Netestovaná dolní končetina byla o 6-8 cm výše než tesovaná dolní končetina. Všichni probandi vyplnili dotazník dotazující se na všechny úrazy na dolních končetinách a bolesti v dolní části beder za uplynulý rok. Z 210 probandů 74 prodělalo zranění na dolních končetinách a 31 probandů trpělo bolestmi v dolní části zad. Z naměřených dat byla vypočítána maxima svalové síly. Dále tato maxima byla porovnána stranově u každého probanda a mezi probandy navzájem, kdy byly vypočítány procentulání rozdíly velikosti sil. U naměřených hodnot byla brána v potaz také hmotnost probandů. Z výsledků vyplývá, že m. gluteus maximus na levé dolní končetině je silnější oproti pravé dolní končetině. M. gluteus medius je na levé dolní končetině silnější než na pravé dolní končetině. Z dvěstědesti probandů sedmdesátčtyři probandů prodělalo v minulých letech zranění na dolních končetinách. Po statistickém zhodnocení naměřených výsledků velikosti síly m. gluteus maximus mezi probandy s prodělaným zraněním dolních končetin a probandy bez zranění, se prokázala statistická významnost $p= 0,04$. Svalová síla gluteálních svalů na obou dolních končetinách u probandů, kteří neprodělali zranění dolních končetin, ani neudávali bolest dolní části zad za uplynulý rok, se neodlišovala. Nepodstatné rozdíly v naměřených hodnotách rozsahu pohybu byly zaznamenány v měření abdukce v kyčelním kloubu u žen i mužů, kteří prodělali zranění na dolních končetinách a s bolestí v dolní části zad se skupinou, která ani bolesti zad ani zranění na dolních končetinách neměla. Avšak velké rozdíly byly zaznamenány v hodnotách

měření extenze v kyčelním kloubu naměřených u skupiny žen, které proděly zranění na dolních končetinách, se skupinou žen, které zranění na dolních končetinách neprodělaly ($p= 0,02$). U žen, které prodělaly zranění na dolních končetinách, byla naměřena extenze v levém kyčelním kloubu o 10.9% silnější než v pravém. A taktéž abdukce u těchto žen byla o 15% silnější v levém kyčelním kloubu než v pravém. Autoři se shodují na velkých rozdílech výsledků u skupin mužů a žen. K těmto rozdílným výsledkům dospěli také jiní autoři (Lanese, Strauss, Leizman, & Rotondi, 1990; Clarke & Buckley, 1980). Tento nepoměr sil u žen s prodělaným zraněním na dolních končetinách může být důvodem k větší pravděpodobnosti vzniku úrazů na dolních končetinách (Jaramillo, Worrell, & Ingersol, 1994; Knapik, Bauman, Jones, Harris, & Vaughan, 1991; Nadler, Malanga, Feinberg, Prybicien, Stitik, & DePrince, 2001; Yamamoto, 1993). Neadekvátní rehabilitace po zranění může být právě důvodem dysbalance mezi poměry sil na končetinách. Větší prevalence úrazů u žen může být následkem mnoha faktorů, jakými jsou například jiná anatomická stavba, odlišný chůzový mechanismus (Kerrigan, Todd, & Della Croce, 1998), či jiný styl hraní než vidíme u mužů. Také výskyt bolesti v dolní části beder je častější u ženské populace sportovkyň (Hutchinsen, Laprade, Burnett, Moss, & Terpstra, 1995; Sward, Eriksson, & Peterson, 1900; Wadley & Albright, 1993). Tak jako dysbalance sil podněcuje podle výše uvedených autorů možnost vzniku zranění dolních končetin, tak také tato dysbalance sil může být podnětem pro vznik bolesti v dolní části zad (Kankaanpa, Taimela, Laaksonen, Hanninen, & Airaksinen, 1998). Stále však není objasněno, která situace předchází tu druhou.

2.4 PŘEHLED STUDIÍ ZABÝVAJÍCÍCH SE TIMINGEM SVALŮ U EXTENZE V KYČELNÍM KLOUBU

Guimarães, Sakamoto, Laurentin, & Teixeira-Salmela (2010) ve své studii chtěli porovnat aktivitu extenzorů trupu a kyčle u probandů s bolestmi zad trvající po dobu delší jak šest měsíců a probandů bez bolesti zad, zranění zad a operací zad v minulosti. Vycházeli z faktu, že změny v aktivaci zapojení extenzorů trupu a kyčle mohou být, i za podmínek dobré svalové aktivity, příčinou vzniku bolesti v dolní části zad. Padesát probandů bylo rozděleno do dvou skupin: třicet probandů bez bolesti zad (skupina A) a dvacet probandů s bolestmi zad (skupina B). Probandi skupiny B vyplnili testy: The Tempta Scale fot Kinesiophobia-Brazil, který měl odhalit možnost strachu

ze znovu vzniklého poranění při pohybu, The Roland Morris-Brazil test, který měl určit funkční limity a The Qualitative Pain Scale, kde probandi označili míru jejich bolesti zad na šestibodové stupnici. Všichni probandi provedli tři opakování extenze v kyčelním kloubu dle standartů pro provádění extenze dolní končetiny v kyčelním kloubu, kdy pomocí elektromyografického snímání (MP150WSW, Biopac Systems Inc.©, SantaBarbara, CA) byly vyšetřovány svaly: m. semitendinosus, m. gluteus maximus a mm. erector spinae. Surový elektromyografický záznam byl plně rektifikován. Kvantifikace elektromyografického signálu byla založena na střední kvadratické hodnotě (RMS) dynamické kontrakce během aktivní extenze v kyčelním kloubu. Pro statistické zhodnocení rozdílu mezi oběma skupinami byl použit Student t-test a Mann-Whitney U-test. U obou skupin došlo k postupnému zapojení svalů v pořadí m. semitendinosus, mm. erector spinae a m. gluteus maximus. Začátek provádění pohybu byl detekován zařízením zaznamenávajícím pohyb (ProReflex MCU Qualisys). U obou skupin byl zaznamenán opožděný nástup aktivace m. gluteus maximus ($F= 56,34$; $p<0,001$) vůči m. semitendinosus jako prvnímu aktivovanému svalu. U obou skupin byla zaznamenána latence nástupu aktivace m. gluteus maximus vzhledem k nástupu aktivace ostatních svalů (B: $F>41,78$; $p>0,001$; A: $F>23,64$; $p<0,001$). Předpokládaný rozdíl v nástupu svalů během stereotypu extenze v kyčelním kloubu u skupiny A a B se nepotvrdil. U skupiny A došlo k nástupu aktivace během stereotypu extenze v kyčelním kloubu v tomto pořadí: m. semitendinosus, mm. erector spinae ipsilaterální, poté kontralaterální a m. gluteus maximus. U skupiny B došlo k nástupu aktivace během stereotypu extenze v kyčelním kloubu v tomto pořadí: m. semitendinosus, mm. erector spinae kontralaterální, poté ipsilaterální. U obou skupin došlo k opožděnému nástupu m. gluteus maximus. Opožděný nástup aktivace m. gluteus maximus také potvrdily jiné studie, kdy se autoři domnívají, že tato latence nástupu může vést k neoptimálnímu provedení daného pohybu, zvýšení antevertze pánve a prohloubení bederní lordózy způsobující negativní tlak na oblast páteře (Lehman, Lennon, Tresidder, Rayfield, & Poschar, 2004; Nygren Pierce & Lee, 1990; Sakamoto, Teixeira-Salmela, de Paula-Poulart, de Moraes Faria, & Guimaraes, 2009; Vogt & Banzer, 1997). Oslabení gluteálních svalů může dále vést k omezení pohybů v sacrioliakálním kloubu během pohybu a tím způsobovat bolest.

Arab, Ghamkhar, Emami, & Nourbakhsh (2011) ve své studii zkoumali pomocí elektromyografického záznamu zapojení svalů na dominantní končetině (m. gluteus maximus, m. erectos spinae ipsilaterální a contralaterální, hamstringy) při extenzi v kyčelním kloubu. Autoři studie chtěli srovnat nástup aktivace svalů při extenzi v kyčelním kloubu mezi osobami zdravými a osobami s bolestmi zad. Osoby s bolestmi zad byly do této skupiny zařazeny, pokud trpěly bolestí zad po dobu šesti týdnů před započítím studie. Byly vytvořeny dvě skupiny po deseti ženách (skupina A= s bolestmi zad, skupina B= bez bolesti zad). Pro objektivizaci nástupu aktivity svalů (ipsilaterální m. erector spinae, kontralaterální m. erector spinae, ipsilaterální hamstringy, ipsilaterální m. gluteus maximus) při stereotypu extenze v kyčelním kloubu byl využit elektromyografický záznam. Surový signál byl rektifikován, vyhlazen a byly vytvořeny střední kvadratické hodnoty (RMS). Elektromyografické signály shromážděné během stereotypu extenze byly vyjádřeny procentuálně z RMS z maximální volní kontrakce. Statistická analýza byla provedena pomocí SPSS verze 15.0. T-test byl použit k porovnání maximálních amplitud měřených svalů. Stereotyp extenze byl proveden dvakrát s pětisekundovou výdrží u každého probanda. Výsledky poukázaly na statistickou významnost nástupu aktivace mezi skupinami u ipsilaterálního erektoru spinae ($P=0,03$) a kontralaterálního erektoru spinae ($P=0,03$), avšak hodnoty nástupu aktivace m. gluteus maximus ($P=0,11$) a hamstringů ($P=0,14$) byly statisticky nevýznamné. Elektrická aktivita m. gluteus maximus a hamstringů byla vyšší u skupiny A než u skupiny B. Obecně výsledky naměřené během stereotypu extenze v kyčelním kloubu poukazují na zvýšenou klidovou elektromyografickou aktivitu u žen s bolestmi zad. Statisticky významný rozdíl u obou skupin byl v zapojení kontralaterálních a ipsilaterálních mm.erector spinae. Treapie u pacientů s bolestmi v dolní oblasti zad byla zaměřena na posilovací cviky lumbopelvicke oblasti a následně na ovlivňování globálně motorického systému. Velký důraz se klade na kooperaci agonistů, synergistů s antagonisty. Při dlouhodobě špatně prováděném pohybu se může aktivita svalu pozměnit a vést k jeho dysfunkci, ke změně v pořadí nástupu aktivace svalů, k bolesti nakonec k nemožnosti daný pohyb provádět (Sahrmann, 2002).

Bruno & Bagust (2006) ve své studii chtěli zjistit, zda se vyskytují nějaké rozdíly v zapojení svalů (pomocí elektromyografického záznamu byly pozorovány svaly: m. gluteus maximus, mm.erectore spinae, hamstringy) ve streotypu extenze u pacientů

s bolestmi zad se symptamotologií na dolní končetině (SLBP), u pacientů s bolestmi zad bez symptomatologie na dolní končetině (ALBP) a u pacientů bez bolesti zad (NLBP). Surový elektromyografický záznam byl plně rektifikován, vyhlazen a byly vytvořeny střední kvadratické hodnoty. Nástupy aktivity jednotlivých svalů byly vztahovány k prvnímu viditelnému pohybu testované dolní končetiny na videozáznamu. Tyto hodnoty byly dále použity k posouzení nástupu aktivace jednotlivých svalů během stereotypu extenze v kyčelním kloubu. Průměrný nástup aktivace u každého svalu probanda byl získán zprůměrováním hodnot nástupu aktivace daného svalu z pěti pokusů. Každý proband provedl dvě série extenze dolní končetiny v kyčelním kloubu po pěti opakováních. Tlakový snímač zaznamenával počátek pohybu dolní končetiny při zvednutí nad podložku. Z výsledků vyplynulo toto pořadí zapojení svalů u SLBP a ALBP: hamstringy, ipsilaterální m. erector spinae, kontralaterální m. erector spinae a m. gluteus maximus. Nástup aktivace všech svalů byl před prvním registrovaným pohybem testované dolní končetiny. U skupiny NLBP bylo pořadí nástupu aktivace svalů toto: hamstringy, kontralaterální m. erector spinae, ipsilaterální m. erector spinae a m. gluteus maximus. Nástup aktivace všech svalů, kromě m. gluteus maximus byl před prvním registrovaným pohybem testované dolní končetiny. Latentní nástup m. gluteus maximus oproti prvnímu registrovanému pohybu testované dolní končetiny byl 41,8 ms u SLBP a 9,7 ms ALBP ($p < 0,001$), nástup aktivace m. gluteus maximus u NLBP byl - 65,7ms (hodnota průměru). Tohoto fenoménu pozdního nástupu m. gluteus maximus ve stereotypu extenze v kyčelním kloubu si také povšimli Leinonen, Kankaanpaa, Airaksiinen, & Hannine (2000), Bullock-Saxton, Janda, & Saxton (1994) a Bullock-Saxton (1994). Nástup aktivace kontralaterálního m. erector spinae u skupiny SLBP byl -86,2 ms oproti -125,4 ms u NLBP a 108,1 ms u ALBP (hodnota průměru). U všech 310 pokusů extenze dolní končetiny v kyčelním kloubu nebyl nalezen „normální“ nástup aktivace svalů během stereotypu extenze v kyčelním kloubu, který popisuje Janda v následujícím pořadí nástupu aktivace svalů: m. gluteus maximus, hamstringy, kontralaterální a ipsilaterální m. erector spinae. Nástupy aktivace hamstringů, ipsilaterálního a kontralaterálního m. erectoru spinae byly u probandů odlišné, proto se nedá s naprostou přesností určit pořadí nástupu jednotlivých svalů, i když průměry hodnot nástupu aktivace svalů nám daly jasné pořadí. S naprostou určitostí však autoři tvrdí, že u všech probandů se tyto svaly zapojily před nástupem aktivace m. gluteus maximus. Tento závěr podkládají autoři tvrzením, že muselo dojít k prvotní stabilizaci trupu a kolene před tím, než došlo k nástupu aktivace

m. gluteus maximus, který extendoval testovanou dolní končetinu. Také bolest vytváří v dané oblasti reflexní spazmy svalů, kvůli kterým pak v této oblasti vznikají svalové dysbalance z důvodu změny aktivace svalu.

Lehman, Lennon, Tresidder, Rayfield, & Poschar (2004) posuzovali postupné zapojení svalů (mm. erectores spinae, hamstringy; m. gluteus maximus) při stereotypu extenze v kyčelním kloubu. Tyto svaly byly monitorovány pomocí elektromyografického záznamu. Do této studie bylo zahrnuto deset probandů a čtyři probandky. Probandi provedli pět opakování stereotypu extenze v kyčelním kloubu s výdrží tří sekund v konečné poloze 15 cm nad podložkou. Nástup aktivity daného svalu byl uvažován v době, kdy úroveň svalové aktivity dosáhla 10% z maximální volní svalové aktivity. Vypočítané nástupy aktivace svalu se vztahovaly k nástupu aktivace hamstringů. Pro statistické vyhodnocení byl použit Kruskal-Wallis test a Dunn test. Po provedení pokusů bylo zjištěno toto pořadí zapojení svalů: hamstringy (0 ms), levý m. erector spinae (-5,01 ms, hodnota průměru), pravý m. erector spinae (-33,14 ms, hodnota průměru), m. gluteus maximus (-346 ms, hodnota průměru). Tato studie však poukázala na více než nadprůměrné zpoždění zapojení m. gluteus maximus u pěti ze čtrnácti probandů, a to o 370 ms (hodnota průměru) po aktivaci prvního svalu. Autoři se zamýšlejí nad pořadím zapojení svalů, jelikož probandi, kteří se zúčastnili této studie, neudávali žádné symptomy a potíže, měli bychom tedy u těchto probandů měli nalézt „normální“ zapojení svalu ve stereotypu extenze, jaký popsal Janda, což se ale nestalo.

Lehman (2006) se ve své další studii zaměřil také na stereotyp extenze v kyčelním kloubu, avšak u dvacetisedmileté běžkyně před a po podvrtnutí kotníku. Autor chtěl zjistit, zda podvrtnutí kotníku ovlivní nástup aktivace svalů během stereotypu extenze v kyčelním kloubu. Stereotyp extenze v kyčelním kloubu byl u probandna pětkrát změřen s výdrží třech sekund 15 cm nad podložkou před podvrtnutím kotníku, dva týdny a osm týdnů od podvrtnutí kotníku. Během těchto osmi týdnů proband neabsolvoval žádnou terapii. Nástup aktivity daného svalu byl uvažován v době, kdy úroveň svalové aktivity dosáhla 10% z maximální svalové aktivity. Vypočítané nástupy aktivace svalů se vztahovaly k nástupu aktivace hamstringů. Po provedení *prvního pokusu* stereotypu extenze v kyčelním kloubu před podvrtnutím kotníku bylo zjištěno toto pořadí zapojení svalů: hamstringy (0 ms), levý m. erector spinae (1,6 ms), pravý m. erector spinae (137,4 ms), m. gluteus maximus (306,2 ms). Po provedení *druhého pokusu* stereotypu

extenze v kyčelním kloubu po dvou týdnech po podvrtnutí kotníku bylo zjištěno toto pořadí zapojení svalů: levý m. erector spinae (-56,2 ms), hamstringy (0 ms), pravý m. erector spinae (72 ms), m. gluteus maximus (462,2 ms). Po provedení *třetího pokusu* stereotypu extenze v kyčelním kloubu po osmi týdnech po podvrtnutí kotníku bylo zjištěno toto pořadí zapojení svalů: levý m. erector spinae (-154 ms), pravý m. erector spinae (-135 ms), hamstringy (0 ms), m. gluteus maximus (153,2 ms). M. gluteus maximus po osmi týdnech od podvrtnutí kotníku zrychlil svůj nástup aktivace z 306,2 ms na 153,2 ms. Hodnota průměru nástupu aktivace pravého m. erector spinae se změnila z počátečních 137,4 ms, 72 ms na -135 ms a levého m. erector spinae z počátečních 1,6 ms, -56,2 ms na -154 ms. Lehman potvrdil své tvrzení, kdy udával, že poranění kotníku změnilo nástup aktivace svalů během stereotypu extenze v kyčelním kloubu.

Vogt, Banzer (1997) cílem této studie bylo porovnat nástup aktivace svalů během stereotypu extenze v kyčelním kloubu u patnácti probandů bez bolesti zad. Počátek provedení pohybu byl zaznamenán nadzvednutím testované dolní končetiny ze spínače umístěného pod distální částí tibie. Druhý spínač byl umístěn pod spina iliaca superior pro kontrolu nadzvednutí pánve a vypnutí tohoto spínače bylo bráno jako konec prováděného pohybu. Rozsah pohybu v kyčelním kloubu byl zaznamenáván na elektrickém goniometru (Penny & Giles). Probandi provedli dvacet opakování s minutovou přestávkou mezi každou extenzí v kyčelním kloubu testované dolní končetiny. Pro objektivizaci nástupu aktivace jednotlivých svalů (pravý a levý m. erector spinae, pravý a levý rectus abdominis, pravý m. gluteus maximus, pravý m. tensor fasciae latae a pravý semitendinosus) byl použit povrchový elektromyografický záznam (Biovision). Surový elektromyografický záznam byl plně rektifikován. Elektromyografický signál byl rozdělen na dvě části před a po nástupu aktivace svalů. Nástup aktivace svalů během stereotypu extenze v kyčelním kloubu byl počítán k aktivaci prvního svalu a byl následující: levý m. rectus abdominis (0 ms), pravý rectus abdominis (0,91 ms), m. rectus femoris (9,84 ms), pravý m. erector spinae (13,91 ms), levý m. erector spinae (17,27 ms), pravý m. semitendinosus (17,61 ms), m. tensor fasciae latae (28,78 ms), m. gluteus maximus (41,84 ms). Téměř souměrně se zvednutím testované dolní končetiny došlo k nástupu aktivace m. tensor fasciae latae. Toto může být interpretováno jako synergistická koaktivace mezi m. tensor fasciae latae

a jeho anatomickým antagonistou m. gluteus maximus. Tato aktivita svalů vzniká přenesením tahu z iliotibiálního traktu, který stabilizuje kolenní kloub v extenzi.

Bullock- Saxton (1994) chtěli zjistit, zda poranění kotníku (mnohonásobné opakující se podvrtnutí) může ovlivnit čítí a nástup aktivace svalů během stereotypu extenze v kyčelním kloubu u dvaceti probandů. Vycházeli z tvrzení Jandy a Lewita, kteří tvrdí, že pozměněné čítí v jednom kloubu může vést ke změně funkce svalů v oblasti proximálního kloubu. Autor také podotýká, že zranění hlezenního kloubu může být způsobeno dysbalancí svalů hlezenního kloubu, které vzniklo následkem poškození mechanoreceptorů v kloubním pouzdře a ligamentech. Pro kontrolu byla vytvořena kontrolní skupina (n=11), do které byli zařazeni probandi, kteří neutrpěli žádné zranění dolních končetin. Vibrační čítí bylo u probandů snímáno vibračním oscilátorem v oblasti inferiorní hlavičky fibuly v poloze na boku, kdy nástavcem byla zajištěna 90°dorsální flexe v hlezenním kloubu. Tlak vytvářený oscilátorem byl 50 kg. Frekvence vibrací vytvářených oscilátorem byly v průběhu aplikace snižovány až do doby, kdy proband zahlásil, že žádnou vibraci necítí. Tento pokus byl dvakrát zopakován. Pro objektivizaci nástupu aktivace daných svalů (mm. erectres spinae, hamstringy, m. gluteus maximus) byl použit povrchový elektromyografický záznam. Surový záznam byl rektifikován a vyhlazen. Probandi prováděli stereotyp extenze v kyčelním kloubu v poloze na břiše, kdy inclinometr ukazoval dosažených 15° extenze v kyčelním kloubu. Probandi provedli šest opakování stereotypu extenze na obou dolních končetinách s desetimínutovou přestavkou mezi měřením druhé dolní končetiny. 5% hladina z maximální volní kontrakce byla použita jako nástup aktivace svalu. Pro statistické zhodnocení naměřených dat byl použit t-test. Pořadí nástupu aktivace svalů bylo u obou skupin stejné: hamstringy, pravý a levý m. erector spinae, m. gluteus maximus. Analýza dat ukázala velké rozdíly v nástupu zapojení m. gluteus maximus u skupiny s podvrtnutým hlezenním kloubem (-0,092 ms, hodnota průměru, $p < 0,001$) oproti skupině kontrolní (-0,348, hodnota průměru, $p < 0,001$). Analýza dat hodnotící vibrační čítí mezi skupinami prokázala velké odlišnosti mezi skupinami ($p < 0,001$), kdy byla použita vyšší hodnota vibrační síly pro skupinu s podvrtnutým hlezenním kloubem.

2.5 PŘEHLED STUDIÍ ZABÝVAJÍCÍCH SE OVLINĚNÍM TIMINGŮ SVALŮ PO INTERVENCI

Chance-Larsen, Littlewood, & Garth (2010) tato chce zjistit zda specifický trénink ovlivní neuromusculární řízení m. biceps femoris a m.gluteus maximus během stereotypu extenze v kyčelním kloubu. Důvodem zaměření této studie byl fakt velkého počtu zranění hamstringů u sportovců. Zranění hamstringů u sportovců často vede k omezení sportovních výkonů po zranění (Croisier, Forthomme, Namurosis, Vanderthommen, & Criellard, 2002). Vytvoření opatření, které by snížily možnost vzniku zranění hamstringů bylo žádoucí. Do této studie bylo zařazeno dvacet zdravých probandů, kteří absolvovali desetiminutové cvičení. Probandi skupiny A (N=10) během tohoto cvičení leželi v pozici na břiše, kdy pod břichem byl nainstalována tlaková snímač nastavený na velikost tlaku 70 mmHg. Probandi byli instruováni zatlačit břichem do snímače daným tlakem, zatnout hýžd'ové svalstvo a nadzvednout testovanou nataženou (pravou) dolní končetinu nad podložku po dobu deseti sekund, poté dostali pokyn k desetisekundové relaxaci. Tento cyklus byl zopakován desetkrát, poté následovala dvouminutová pauza a další cyklus. Toto cvičení probandi opakovali po dobu deseti minut. Probandi kontrolní skupiny (Skupina B) během svého cvičení taky zaujímali polohu v leže na břiše, kdy pod břichem jim byl také instalován snímač tlaku nastavený na 70 mmHg, avšak probandi o něm nevěděli. Probandi byli instruováni k nadzvednutí natažené testované dolní končetiny po dobu deseti sekund. Probandi provedli deset opakování desetisekundového nadzvednutí dolní končetiny s desetisekundovými pauzami, po dvouminutovém intervalu došlo k zopakování celé serie. Pro zjištění nástupu aktivace m. gluteus maxmimus a m. biceps femoris byla použita povrchová elektromyografie. Nástup aktivity svalu byl moment, kdy hodnota amplitudy byla vyšší než jsou tři směrodatné odchylky nad klidovou aktivitou (100 ms). Během studie byly provedeny dvě měření nástupu aktivity daných svalů, první měření absolvovali probandi před začátkem cvičení, druhé měření bylo provedeno ihned po ukončení cvičení. U osmnácti ze dvaceti probandů došlo k časnějšímu nástupu aktivace m. biceps femoris před m. gluteus maximus. Rozdíly v průměrech nástupu těchto dvou svalů byl u skupiny A byl +197 ms a +61ms u skupiny B. Devět z deseti probandů běl nástup m. biceps femoris předcházející m. gluteus maximus. Avšak, průměry nástupu m. biceps femoris pro první test byl pro skupiny B 0,0607 ms a skupinu A 0,1967 ms ($p=0,039$). Hodnoty rozdílu průměru nástupu aktivace svalů

Testu 2 byly odečítány od testu 1. Pokud tento výsledek vyšel pozitivně naznačoval se fakt, že nástup aktivity m. gluteus maxmus vůči m. biceps femoris byl pozdnější u testu 1 než u testu 2. Negativní hodnoty znamenaly rychlejší nástup m. gluteus maximus vůči m. biceps femoris u testu 1. Rozdíly průměrů mezi testem 1 a testem 2 byly +70 ms pro skupinu A a -18ms pro skupiny B. Rozdíl mezi hodnotou průměru mezi dvěma skupinami v časech nástupu byl 88,2 ms. Výsledek této studie potvrzuje fakt, že specifické cvičení dokáže ovlivnit nástup aktivace m. gluteus maximusd při stereotypu extenze v kyčelním kloubu.

Clark & Burden (2005) se zaměřili na ovlivnění stability hlezenního kloubu. Do studie bylo zařazeno devatenáct probandů, kteří měli potíže s nestabilním hlezenním kloubem, prodělali nejméně tři vymknutí kotníku během předešlých dvou let, avšak v době zařazení do studie, byli po dobu třech měsíců bez zranění. Probandi vyplnili dotazník o stabilitě hlezenního kloubu. Probandi byli rozděleni do dvou skupin (A n=10, B n=9). Pro hodnocení svalů (m. tibialis anterior a m. peroneus longus) byl použit elektromyografický záznam. Surový elektromyografický záznam byl plně rektifikován. Pro porovnání naměřených výsledků u obou skupin byl použit Mann-Whitney test, Wilcoxon test a t-test. Skupina A prošla čtyřtýdenním tréninkem na speciální nestabilní plošině (tříkrát týdně deset minut). Plošina (Obrázek 4) se používá u rehabilitace nestabilního hlezenního kloubu. Při tréningu dochází k reedukaci proprioceptivního systému zlepšením funkce mechanoreceptorů (Fernandes, Allison, & Hopper, 2000; Osborne, Chou, Laskawski, Smith, & Kaufman, 2001; Sheth, Laskowski, & Kei-Nan, 1997). Jedna část této platformy je přizpůsobena tak, aby se její sklon dal zvýšit o 20°. Skupina B byla po dobu čtyř týdnů bez terapie. Po uplynutí čtyřtýdenního tréninku se nástup aktivace m. tibialis antreior (-29,9 ms, hodnota průměru) a m. fibularis longus (-31,2 ms, hodnota průměru) při zvýšení sklonu plošiny o 20° zrychlil. Avšak rozdíly mezi nástupy aktivace svalů před a po terapii nebyly statisticky významné. Jednou z možností, proč výsledky této studie nevyšly tak statisticky významně, jak tomu bylo ve studii Osborne et al. (2001) je ta, že v této studii byla kontrolní skupina vytvořena z jiných osob, než byly osoby ve skupině s podvrtnutým hlezenním kloubem. Osborne et al. (2001) použil totiž pro svou kontrolní skupinu druhou dolní končetinu probandů s podvrtnutým hlezenním kloubem. Během terapie mohlo tedy dojít k významnému ovlivnění druhostranné končetiny těchto probandů. Významné však je klinické zlepšení probandova vnímání stability v hlezenním koubu (průměr=28,4%, SD 13,8).



Obrázek 4. Plošina

Leinonen, Kankaapää, Airaksinen, & Hanninen (2000) zkoumali pomocí elektromyografického záznamu ovlivnění zapojení svalů (bilaterálně: paravertebrální svaly v oblasti L1-L2, m. gluteus maximus, m. biceps femoris) během sagitální flexe a extenze trupu před a po terapii. Elektromyografický záznam byl rektifiková a zesílen, následně byl převeden z analogové do digitální formy. V této studii porovnávali probandy s bolestmi zad (n=19) a bez bolesti zad (n=19) a jejich progresi po pěti-týdenní rehabilitaci vedené fyzioterapeutem, s frekvencí jedna hodina třikrát týdně. Cvičení se zaměřovalo na zlepšení síly, koordinaci a kooperaci svalů zad a jejich pružnost. Cvičení také obsahovalo protahovací cviky a relaxaci. Následně pět týdnů probandi samostatně cvičili doma. Probandi s bolestmi zad vyplnili Analogovou škálu bolesti a Oswestry disability scale, která se zabývá hodnocením neschopnosti probandů provádět činnosti běžného života. Limity pro provedení flexe a extenze tupu byly dotknutí se konečky prstů země a konečky prstů dosahující 20 cm nad zem. Každý proband provedl sérii o pěti opakováních extenze a flexe v trupu. Trvání jednoho cyklu flexe a extenze v trupu bylo počítáno od nástupu aktivace prvního svalu po relaxaci posledního svalu. Pro objektivizaci nástupu aktivace jednotlivých svalů byl použit Student t-test.

Z výsledků vyplynulo, že při početí flexe trupu se paraspinální svaly a m. biceps femoris aktivují před aktivací m. gluteus maximus. Pořadí zapojení svalů se u obou skupin lišilo. Nástup aktivace svalů u skupiny *bez bolesti zad při flexi trupu* byl: paravertebrální svaly (27,7 ms), m. gluteus maximus (28,7 ms), m. biceps femoris

(31,3 ms), a *při extenzi trupu*: m. biceps femoris (38,3 ms), paravertebrální svaly (39 ms), m. gluteus maximus (42,4 ms). Nástup aktivace svalů u skupiny *s bolestmi zad při flexi trupu* před a po terapii: m. gluteus maxmimus (22 ms a 19 ms), paravertebrální svaly (24,8 ms a 28,5 ms), m. biceps femoris (31,3 ms a 32,8 ms). Nástup aktivace svalů u skupiny *s bolestmi zad při extenzi trupu* před terapií: paravertebrální svaly (36,6 ms), m. gluteus maximus (37,8 ms), m. biceps femoris (39,4 ms) a po terapii: m. gluteus maxmimus (38,7 ms), paravertebrální svaly (39,2 ms), m. biceps femoris (42,5 ms). Délka doby m. gluteus maximus u skupiny probandů s bolestmi zad byla kratší než u pacientů bez bolesti zad. Aktivace m. gluteus maximus skončila dříve během extenze trupu než u flexe trupu. Rehabilitace u probandů změnila pořadí zapojení svalů, kdy při extenzi trupu po terapii nástup aktivace m. gluteu maximu předčil nástup aktivace paravertebrálních svalů. Také došlo k ovlivnění nástupu aktivace m. gluteus maximus, kdy při extenzi trupu došlo k jeho rychlejší aktivaci a při flexi k jeho pozdější aktivaci.

Chmielewski, Rudolph, & Snyder-Mackler (2001) se zabývali ovlivněním aktivity svalů a tím i stability kolenního kloubu u probandů po ruptuře ligamenta cruciata anterior (LCA). Devět probandů prošlo deseti terapiemi senzomotorického tréninku. Princip tohoto senzomotorického tréninku zaznamenal Nicholas (1994) během několika pokusů na decerebrovaných kočkách. Pokud daný segment těla vyvedeme z rovnováhy daným směrem, svaly zabraňující vychýlení se nepnou a zabrání ve vychýlení. Na druhou stranu svaly, které by mohly vychýlení v daném směru ještě umocnit, se reflexně inhibují. Výsledkem je koordinovaná koaktivace svalů, které způsobí zpevnění daného segmentu těla. Tohoto principu také využili ve své studii Fitzgerald, Axe, & Snyder-Mackler (2000), jelikož trénink zlepšuje stabilitu kolenního kloubu velmi šetrným způsobem. Senzomotorický trénink se skládal z balančního cvičení na třech stanovištích: válcové úseči, kde proband stál na obou dolních končetinách; plošině na kolečkách, kdy proband stál na jedné dolní končetině; plošině a bedýnce, kdy proband stál každou dolní končetinou na jiné ploše. V těchto polohách probandi odolávali vnějším silám, nebo znovuobnovovali rovnováhu po vychýlení z rovnovážné polohy. Pro vyhodnocení účinnosti terapie byl každý proband před a po ukončení terapie vyzván k chůzi na 13 metrovém úseku, kdy probandi šli svou 5% maximální rychlostí, která byla každému změřena. Aktivita svalů dolních končetin (vastus lateralis, m. biceps femoris, medialní gastrocnemius a soleus) byla během chůze snímána pomocí

elektromyografického záznamu (MA-300 EMG System). Surový záznam byl plně rektifikován a vyhlazen. Maximální volní kontrakce byla změřena pro každý sval u všech probandů. Pro statistickou analýzu naměřených dat byl použit Student t-test. Po absolvování tréninku byla u probandů zřejmá zvýšená aktivita laterálního vastu během chůze ($p=0,037$), avšak v nástupu aktivace laterálního vastu nenastala žádná změna. Nález vyšší aktivity m. quadriceps femoris po terapii bez instability kolene nasvědčuje vzniku současné kompenzace svaly, které fungují jako agonisté. I když tato hodnota není statisticky uchopitelná, velkým úspěchem bylo navrácení se probandů k jejich náročným sportovním zvyklům.

Hodges & Tsao (2006) se ve své studii zaměřili na aktivaci m. transversus abdominis (TrA) pomocí dlouhodobé terapie. Děvět probandů absolvovalo půlroční terapii přímo zaměřenou na TrA. Probandi absolvovali čtyři sezení s terapeutem (na počátku, po dvou týdnech, po čtyřech týdnech a po šesti měsících). Cvičení bylo zaměřeno na aktivaci samotného TrA. Pro tyto účely využili ultrazvukového zobrazení (Henry & Westervelt, 2005). Jakmile proband dosáhl optimálního zapojení TrA (největší aktivita TrA a nejmenší aktivita okolních testovaných svalů) byl instruován vydržet v této aktivaci po dobu 10 sekund. Tři sety po deseti opakováních s dvouminutovou pauzou mezi sety byly náplní cvičení, které probandi prováděli dvakrát denně po dobu čtyř týdnů. Během každé cvičební jednotky s terapeutem byl proveden test rychlosti pohybu horními končetinami a chůzový test, kdy pacient chodil po dobu dvou minut. Průměry hodnot elektromyografického záznamu svalů trupu byly vztahovány k době prvního doteku paty pravé dolní končetiny. Druhý test rychlosti pohybu horními končetinami byl prováděn následujícím způsobem: pacient v poloze vestoje s největší rychlostí kmital nataženými horními končetinami v rozsahu 0-45° flexe. Každému probandovi byl na jeho levou horní končetinu upevněn potenciometr pro snímání velikosti rozsahu pohybu a zrychlení v ramenním kloubu během těchto pohybů. Nástup aktivity trupových svalů byl vyhodnocen vzhledem k nástupu aktivace m. deltoideus. Pomocí elektromyografického záznamu byly zkoumány tyto svaly: m. rectus abdominis (RA), erector spinae (ES) anteriorní (AD) a posteriorní část (PD) m. deltoideus (D). Surový záznam byl rektifikován a plně vyhlazen. Pro statistické vyhodnocení naměřených dat byl použit Duncanův test a Student t-test. Po absolvování první terapie, se nástup TrA u zkoušky rychlosti pohybu horními končetinami zrychlil ($p=0,0012$), tendence rychlejšího nástupu byla u TrA zaznamenána i po šesti měsících ($p<0,001$).

Tyto změny zapojení nebyly přítomny u skupiny s terapií ne přímo zaměřenou na aktivaci TrA. Intenzita zapojení TrA se v průběhu terapie nezvýšila u testu chůze ($p < 0,015$). Tyto výsledky poukazují na přetrvání změny aktivity TrA následkem čtyřtýdenního tréninku po dobu šesti měsíců a ovlivnění zapojení TrA v důsledku syntetického posilování daného svalu.

Jull, Falla, Vincenzino, & Hodges (2009) se ve své studii zaměřili na oslabené hluboké flexory krku u lidí s bolestmi krční páteře a jejich facilitaci. Čtyřicetšest probandů s bolestmi krční páteře bylo začleněno do studie a rozděleno do dvou skupin. Jedna skupina podstoupila šestitýdenní terapii (dvakrát denně) posilování hlubokých flexorů s malou intenzitou (skupina A, cvičení spočívalo v uvědomění si aktivace hlubokých extenzorů krku pomocí vytváření tlaku proti snímači s postupně zvyšujícím se tlakem bez aktivity povrchových svalů krční páteře), druhá skupina podstoupila terapii s vysokým stupněm zatížení (Skupina B, cvičení spočívalo v nadzvedávání hlavy z polohy vleže, kdy v první části terapie probandi provedli 12-15 opakování se závažím, které jsou schopni zvednout dvanáctkrát po sobě, poté prováděli tři sety po deseti opakováních s 50% maximální zátěží a následovně 75% a 100% maximální zátěží s minutovou přestávkou mezi sety). Všichni probandi dostali podrobné informace o prováděném cvičení s intenzitou provádění dvakrát denně po dobu 10-20 minut. Každému probandu bylo jednou týdně zkontrolováno provedení cviků. Pomocí elektromyografického záznamu byla sledována aktivita hlubokých flexorů krku na bolestivé straně, bilaterálně m.sternocleidomastoideus a mm.scaleni během stereotypu flexe krční páteře a dále nástup aktivity svalů během flexe a extenze paže. Stereotyp flexe krční páteře byl prováděn v poloze vleže na zádech. Pod hlavou probanda byl umístěn tlakový spínač, který se aktivoval při hodnotě tlaku 20 mmHg. Probandi měli k dispozici vizuální snímač tlaku. Po aktivaci snímače proband nadzvedl hlavu nad podložku a následně tlakem hlavy aktivoval snímač při hodnotách 22-30 mmHg, kdy při každém zvýšení o jeden stupeň udržel tlak na dané hodnotě po dobu 10 sekund. Druhá situace, ve které byly snímány svaly pomocí elektromyografického záznamu byla flexe a extenze paže. Proband provedl pět rychlých unilaterálních flexí a extenzí v ramenním kloubu do rozsahu 45° z nulové polohy ruky podél pasu. Nástupy aktivace svalů byly vztahovány k nástupu aktivace m. deltoideus. Po ukončení terapie došlo k urychlení aktivace hlubokých flexorů krku a ke snížení zapojení povrchových flexorů krku u skupiny probandů zaměřené na posílení

hlubokých flexorů s malou intenzitou ($F=1,6$; $P<0,05$). U silového tréninku nenastala žádná změna v zapojení hlubokých flexorů krku. U skupiny posilující hluboké flexory krku malou silou došlo u pravého m. scaleni anterior a obou m. sternocleidomastideu ke snížení velikosti zapojení svalu ($p<0,05$). Urychlený nástup aktivace obou m. sternocleidomastoideu byl zaznamenán elektromyografickým záznamem v době provádění rychlých flexí (u 83,5% probandů) a extenzí (u 89% probandů) v ramenním kloubu horní končetinou u skupiny posilující hluboké flexory krku malou silou.

2.6 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie je označována jako skupina neurofyziologických metod, které umožňují vyšetření stavu především periferního nervového systému a kosterního svalstva (Dufek, 1995).

V oblasti biomechaniky a pro účely fyzioterapie je často využívána neinvazivní metoda povrchové elektromyografie (surface electromyography – SEMG), která pomocí povrchových elektrod (monopolárních, bipolárních, multipolárních) snímá elektrickou aktivitu jednotlivých svalů, zesiluje ji a vyhodnocuje pomocí počítače (De Luca, 1993).

Povrchová elektromyografie pomocí povrchových elektrod registruje akční potenciály z povrchu těla, které jsou vyvolány změnou iontové změny na membráně během svalové kontrakce (Rodová, 2001).

Elektromyografický záznam získaný povrchovými elektrodami má charakter interferenčního vzorce. Tento vzorec vzniká překrytím sumačních potenciálů motorických jednotek, přičemž jejich počet je výsledkem náboru motorických jednotek v konkrétní situaci. Tento záznam se skládá z mnoha navrstvených a splývajících akčních potenciálů (Basmijan & De Luca, 1985).

2.6.1 POVRCHOVÉ ELEKTRODY

Tvar povrchových elektrod: tvarem elektrod se rozumí tvar vodivého povrchu SEMG elektrody. Nejčastěji používaným tvarem elektrod jsou elektrody oválné a rektangulární. Snímací plochy všech elektrod by měly být velikostně totožné (nejčastěji o průměru 10 mm) (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000; SENIAM, 1999; Yanac, 2010).

Materiál elektrod: Materiál elektrod musí splňovat určitá kritéria, jako je dobrý elektrodový kožní kontakt, stabilní chování elektrod v čase a malá kožní impedance. Doporučuje se použít elektrody z vodivého materiálu (Ag/AgCl) s gelem (De Luca, 1993; Yanac, 2010).

Umístění elektrod: Mezielektrodová vzdálenost je definována jako vzálenost center dvou snímacích ploch bipolárních elektrod. Doporučená vzdálenost mezi elektrodami je 20 mm. Elektrody se umísťují ve střední linii svalu, v místě největšího svalového bříška a kolmo na průběh svalového vlákna (De Luca, 1993; Yanac, 2010).

Aplikace elektrod: Místo určené k nalepení elektrod nesmí být ochlupené. Před nalepením elektrod očistíme kůži jemným brusným papírem a alkoholem. Proband při nalepování elektrod by měl být v takové poloze, která umožňuje palpaci vyšetřovaného svalu. Vždy je třeba elektrody připevnit ke kůži tak, aby nedošlo k přerušení kontaktu mezi kůží a elektrodou a zabránit tak vzniku rušení EMG signálu pohybem elektrod (SENIAM, 1999).

2.6.2 ZPRACOVÁNÍ ELEKTROMYOGRAFICKÉHO SIGNÁLU

Při snímání akčního potenciálu dostaneme diferenciálně zesílený elektromyografický signál, které už přístroje automaticky filtrují a rektifikují. Dojde tak k odstranění případných artefaktů v záznamovém signálu.

Frekvenční filtrace: Horní hranice frekvenčního pásma je dána základním hardwarem přístroje. U elektromyografického přístroje Myosystem 1400A firmy Noraxon je tato hodnota nastavena na 500 Hz. K filtraci je použit frekvenční filtr, který je vhodné aplikovat na měřený surový elektromyografický signál. Slouží k odstranění artefaktů v naměřeném signálu, které vznikají například pohybem kabelů během prováděné pohybové aktivity. Tyto artefakty se vyskytují v nízkém frekvenčním pásmu

a to 0-20 Hz. Pro zpracování elektromyografického signálu se používají tzv. high pass filtry (frekvence 20 Hz) a low pass filtry (frekvence nad 500 Hz). Důvodem použití těchto filtrů je snížení umělého šumu. Hodnota snímaného signálu ze svalu je obvykle rozložena v pásmu 50 – 100 Hz (De Luca, 1997; Rodová, 2002; Yanac, 2010).

Rektifikace (usměrnění): Rektifikace je matematická úprava elektromyografického signálu. Surový elektromyografický záznam má bipolární charakter, jehož amplituda je náhodně proměnná. Při rektifikaci dochází k úpravě signálu s pozitivními a negativními hodnotami amplitudy na signál jen s kladnými hodnotami (Gerleman, in Soderberg, 1992). Využíváme poloviční rektifikace (half – wave rectification), která spočívá v odstranění záporné fáze signálu nebo plná rektifikace (full – wave rectification), což znamená matematické převedení signálu pod bazální linii do fáze pozitivní a uchování celkové energie elektromyografického signálu (Basmijan & De Luca, 1985; Yanac, 2010).

Vyhlazení rektifikovaného signálu (ang. smoothing): Je to způsob zpracování elektromyografického signálu, kdy dochází k potlačení vysokofrekvenčních výchylek elektromyografického signálu (Basmijan & De Luca, 1985). Tímto způsobem dojde k vyhlazení elektromyografického signálu. K vyhlazení ostrých vrcholů rektifikovaného elektromyografického signálu se využívá vytvoření obalové křivky signálu dle zadané velikosti „vyhlazovacího“ posuvného okna (Rodová, 2002). Jde o vyhlazení ostrých vrcholů rektifikovaného elektromyografického signálu filtrem s dolní propustností (Soderberg, 2000). Tento způsob plně rektifikovaného elektromyografického signálu používají různí autoři u zpracování elektromyografického signálu získaného při chůzi (Craik & Oatis, 1995; Yanac, 2010).

Další možnost jak vyhladit elektromyografický signál je výpočet RMS hodnoty, kdy tato hodnota odráží velikost amplitudy interferenčního záznamu (Basmijan & De Luca, 1985). Matematický výpočet této hodnoty se rovná druhé odmocnině střední hodnoty kvadrátu napětí.

Analýza elektromyografického signálu:

- Sledování timingu (nástupu aktivace) svalu

Jedná se o sledování posloupnosti zapojování vybraných svalů během dané činnosti. Je pozorován začátek, průběh a konec aktivity. Změny v časech ve srovnání s normálem jsou považovány za chyby v časování kontrakce svalů nebo odchylky. Odchylku v časování zapojení svalů můžeme chápat jako aktivitu svalu, která začíná dříve než normálně, při prodloužení kontrakce svalu, při přerušení kontrakce svalu (aktivita svalu se vyskytuje minimálně z 90% krokového cyklu), při zkrácení kontrakce svalu (předčasné ukončení svalové aktivity), při zpoždění kontrakce svalu (začátek aktivace svalu je zpožděn ve srovnání s normálem), při chybějící kontrakci svalu a kontrakci objevující se mimo patřičné fáze krokového cyklu (Perry in Craik & Oatis, 1995; Yanac, 2010).

Di Fabio (in Craik & Oatis, 1995; Yanac, 2010) doporučuje vypočítat průměrnou hodnotu velikosti klidové aktivity svalu pro vyhlazení elektromyografického signálu z hlediska časové posloupnosti zapojení svalů. Jedná se o velikosti amplitud elektromyografického signálu před začátkem svalové aktivity, kterou Vogt a Banzer (1997) považují za okamžik, kdy amplituda elektromyografického signálu přesáhla 10% svého maxima (peak) při daném úkolu. Di Fabio (in Craik & Oatis, 1995; Yanac, 2010) považuje za vlastní aktivaci svalu nárůst velikosti amplitudy nad určitý amplitudový práh, který je vypočítán ze součtu průměrné hodnoty klidové amplitudy a dvojnásobku směrodatné odchylky této klidové hodnoty. Abychom sledovaný sval označili za aktivní, musí aktivita daného svalu dosáhnout a přetrvat nad touto hranicí minimálně 100 ms, jinak sval označíme za inaktivní (Chung & Giuliani, 1997; Yanac, 2010).

- Sledování velikosti aktivace svalu

Velikost aktivace svalu se hodnotí pomocí kvantifikace amplitudy signálu, kdy velikost signálu je dána množstvím aktivovaných motorických jednotek a synchronizací pálení. Díky elektromyografickému signálu můžeme zjistit, zda daný sval je aktivní či nikoli a je-li aktivní více či méně. Kvantifikace amplitudy signálu, podle níž je sledována míra aktivace svalu a její procentuální vyjádření k amplitudě získané za předem daných podmínek se vypočítá různými způsoby. Amplituda může být normalizována jako procento z velikosti amplitudy změřené během maximální volní kontrakce daného

svalu (% MVC), z průměrné hodnoty amplitudy během konkrétní testované dynamické aktivity, z maximální hodnoty amplitudy během konkrétní aktivity (Konrad, 2005; Yanac, 2010).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Dále jsme hodnotili vliv facilitačního cvičení (v oblasti kyčelního kloubu) na časovou posloupnost aktivace vybraných svalů při zkoušce extenze v kyčelním kloubu vleže na břiše.

Dílčí cíle:

1. Posouzení nástupu aktivace (timing) m. gluteus maximus, m. biceps femoris, mm. erector spinae při extenzi v kyčelním kloubu s extendovaným kolenním kloubem vleže na břiše u probandů mezi prvním, druhým a třetím měřením
2. Posouzení pořadí nástupu aktivace (timing) m. gluteus maximus, m. biceps femoris, mm. erector spinae při extenzi v kyčelním kloubu s extendovaným kolenním kloubem vleže na břiše u probandů mezi prvním, druhým a třetím měřením.

3.1 VÝZKUMNÉ OTÁZKY

4.1.1. Liší se čas nástupu aktivace m. gluteus maximus při extenzi v pravém kyčelním kloubu s extendovaným kolenním kloubem vleže na břiše u probandů mezi prvním a druhým měřením?

4.1.2. Liší se čas nástupu aktivace m. gluteus maximus při extenzi v pravém kyčelním kloubu s extendovným kolenním kloubem vleže na břiše u probandů mezi prvním a třetím měřením?

4.1.3. Liší se čas nástupu aktivace m. gluteus maximus při extenzi v pravém kyčelním kloubu s extendovným kolenním kloubem vleže na břiše u probandů mezi druhým a třetím měřením?

4.1.4. Liší se pořadí nástupu aktivace m. gluteus maximus, m. biceps femoris, mm. erectors spinae dx. et sin. při extenzi v pravém kyčelním kloubu s extendovným kolenním kloubem vleže na břiše u probandů mezi prvním, druhým a třetím měřením?

3.2 HYPOTÉZY

H01 Neexistuje rozdíl v čase nástupu aktivace m. biceps femoris, mm. erectores spinae dx. et sin. při extenzi v kyčelním kloubu mezi prvním a druhým měřením.

H02 Neexistuje rozdíl v čase nástupu aktivace m. biceps femoris, mm. erectores spinae dx. et sin. při extenzi v kyčelním kloubu mezi prvním a třetím měřením.

4 METODIKA

4.1.1 CHARAKTERISTIKA VYŠETŘOVANÝCH SOUBORŮ

Do studie bylo zařazeno 20 mladých žen. Průměrný věk probandů byl 22 let (SD=1,445). V rámci studie probandi vyplnili anamnestický dotazník a prošli kineziologickým vyšetřením (Příloha 1). Každému probandu byl na základě kineziologického rozboru zjištěn dolní skřížený syndrom. Probandky neuvedly v anamnéze žádné onemocnění pohybového a nervového systému. Neprodělaly žádné závažné poranění dolních končetin ani jiná onemocnění, která by mohla ovlivnit výsledky měření, jak z důvodu nesprávného provedení cviků zaměřujících se především na facilitaci (aktivaci) m. gluteus maximus, tak z důvodu neproveditelnosti extenze v kyčelním kloubu při samotném měření pomocí SEMG. Probandi byli podrobně informováni o cíli studie, o tom jaká vyšetření a léčebné postupy budou absolvovat. Probandi souhlasili se zúčastněním se na této studii formou podpisu informovaného souhlasu.

4.1.2 POPIS PRŮBĚHU STUDIE

Pro zhodnocení vlivu jednorázového a dvouměsíčního cvičení na čas nástupu aktivace m. gluteus maximus při stereotypu extenze v kyčelním kloubu byla použita povrchová elektromyografie. U každého probanda byla provedena tři měření povrchovou elektromyografií. Na začátku dvouměsíčního cvičebně-vyšetřovacího postupu bylo provedeno první měření stereotypu extenze v kyčelním kloubu. Při stereotypu extenze v kyčelním kloubu byly vyšetřovány svaly m. gluteus maximus dx., m. biceps femoris dx., mm. erectores spinae dx. et sin.. Po prvním měření následovalo půlhodinové jednorázové cvičení zaměřené na facilitaci m. gluteus maximus, po kterém po pěti minutách proběhlo druhé měření. Následně proband cvičil tuto cvičební jednotku po dobu dvou měsíců, opětovně s kladením důrazu na aktivaci m. gluteus maximus, s frekvencí tří cvičení do týdne po dobu dvaceti minut (Příloha 3). Po ukončení dvouměsíční cvičební jednotky bylo provedeno třetí měření výše uvedených svalů. Pro kontrolu dvouměsíčního cvičení zaměřujícího se především na facilitaci (aktivaci) m. gluteus maximus si probandi vedli průběžné záznamy o cvičení v dotazníku o provedení cvičení (Příloha 2). Každý proband měl také

k dispozici brožuru se sedmi cviky zaměřujícími se na aktivaci m. gluteus maximus. Těchto sedm cviků zaměřujících se na facilitaci m. gluteus maximus bylo vybráno na základě výsledků pilotní studie námi provedené na třech probandech.

Přehled cviků pro facilitaci m. gluteus maximus:

Zakopávání oběma nohama (Obrázek 5)

Výchozí poloha: cvičenec leží na břiše, hlava je opřena o čelo.

Cvičenec zakopává oběma nohama, po třetím zakopnutí propne nohy a spojené ruce za zády a vytvoří loďku. Paty musí být neustále u sebe.



Obrázek 5. Zakopávání oběma nohama

Kyvadlo (Obrázek 6)

Výchozí poloha: cvičenec leží na boku, svrchní horní končetina se opírá před trupem, svrchní dolní končetina je položena na spodní dolní končetině.

Cvičenec provádí svrchní dolní končetinou kývavé pohyby směrem před a za trup, pánev zůstává ve stejné pozici v průběhu celého cviku.



Obrázek 6. Kyvadlo

Most (Obrázek 7)

Výchozí poloha: cvičenec leží na zádech, horní končetiny spočívají podél těla, dolní končetiny jsou pokrčeny.

Cvičenec pomalou rychlostí nadzvedává pánev až do úrovně nadzvednutí hrudní páteře.

V této horní poloze mostu může cvičenec provádět malé hmity pánví o rozsahu 2cm.



Obrázek 7. Most

Zakopávání na čtyřech (Obrázek 8)

Výchozí poloha: cvičenec spočívá v poloze klečmo na čtyřech. Zápěstí spočívají pod ramenními klouby, kolenní klouby cvičenců pod klouby kyčelními.

Cvičenec provádí zakopávání pokrčené DK. V této horní poloze dolní končetiny může cvičenec provádět danou dolní končetinou malé hmity o rozsahu 2cm.



Obrázek 8. Zakopávání na čtyřech

Škeble v leže na boku (Obrázek 9)

Výchozí poloha: cvičenec leží na boku, svrchní horní končetina se opírá před trupem, obě dolní končetiny jsou pokrčeny, svrchní dolní končetina je položena na spodní dolní končetině.

Cvičenec unožuje pokrčenou svrchní dolní končetinu s tím, že ploska nohy svrchní dolní končetiny neustále spočívá na plosce spodní dolní končetiny.



Obrázek 9. Škeble v leže na boku

Výpad (Obrázek 10)

Výchozí poloha: cvičenec zaujímá polohu vestoje s dolními končetinami umístěnými na šířku pánve.

Cvičenec provádí výpad dopředu i do boku. V konečné pozici dolní končetiny ve výpadu může cvičenec provádět pánví malé hmoty o rozsahu 2cm.



Obrázek 10. Výpad

Poloviční dřepy (Obrázek 11)

Výchozí poloha: cvičenec zaujímá polohu vestoje s dolními končetinami umístěnými na šířku pánve.

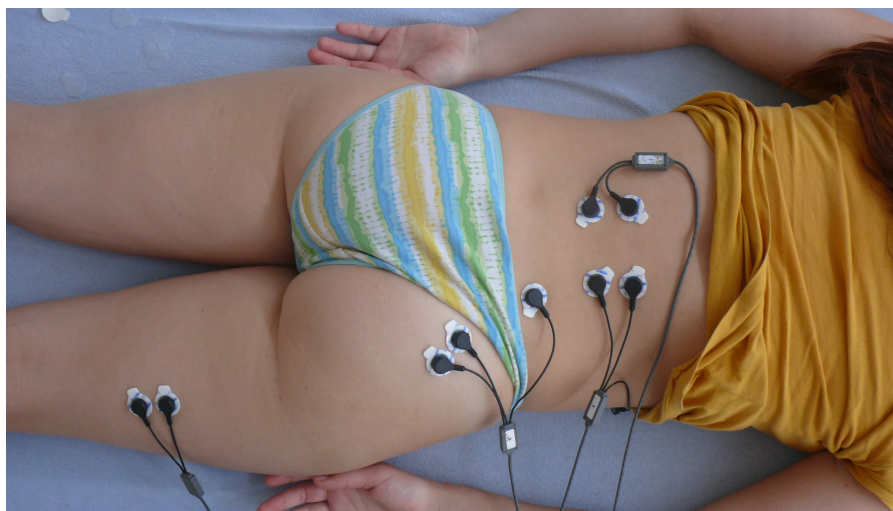
Cvičenec provádí podřep v rozsahu 10 cm



Obrázek 11. Poloviční dřep

4.1.3 PŘÍPRAVA PROBANDA NA MĚŘENÍ

Všichni probandi zúčastňující se této studie byli předem poučeni o významu a postupu měření. Ve studii jsme se zaměřili na snímání aktivity m. biceps femoris dexter, m. gluteus maximus dexter, m. erector spinae sinister et dexter. Snímání aktivity vybraných svalů bylo provedeno povrchovou elektromyografií (SEMG) pomocí povrchových elektrod (Kendall Arbo). Elektrody byly umístěny na předem očištěnou kůži probanda a zafixovány páskou. Elektrody byly umístěny vždy paralelně s průběhem svalových vláken vyšetřovaného svalu. Tyto elektrody byly umístěna na m. gluteus maximus dexter ve středu spojnice mezi os sacrum a trochanter major (v místě největší prominence svalu), na m. biceps femoris dexter ve středu spojnice mezi tuber ischiadicum a condylus lateralis tibie a na mm. erectores spinae laterálně od processus spinosus druhého bederního obratle (Hermes et al., 2000; Vogt, 1997; Yanac, 2010). Referenční elektroda byla umístěna na pravé spina iliaca posterior superior (Obrázek 12).



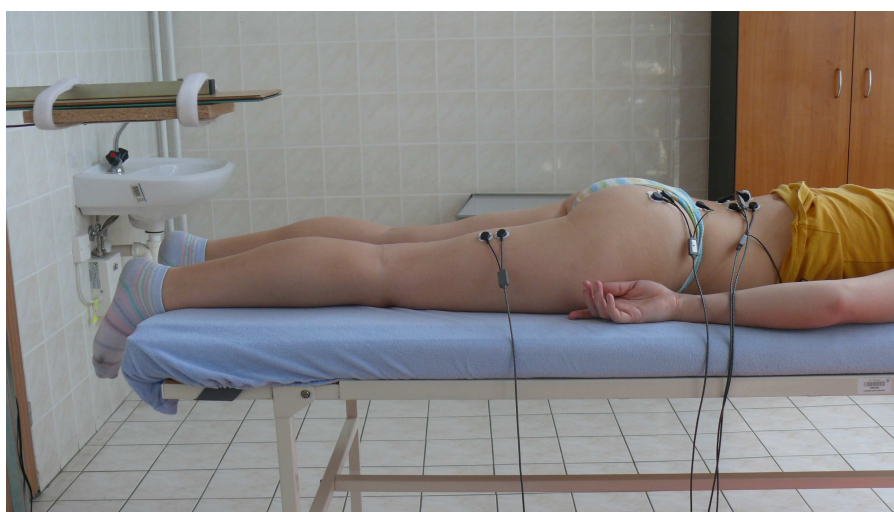
Obrázek 12. Uložení povrchových elektrod na vyšetřovaných svaích.

4.1.4 PARAMETRY ELEKTROMYOGRAFICKÉHO PŘÍSTROJE

Ve studii byl využit elektromyografický přístroj Myosystem 1400A se softwarem MyoResearch XP. Parametry polyelektromyografického přístroje: citlivost $1\mu\text{V}$, vstupní napětí max. $\pm 3\text{mV}$, přenášené pásmo 10 – 500Hz, vstupní impedance $> 10\text{ M}\Omega$, Common-Mode Rejection Ratio (CMMR) minimálně 130 dB (Myosystem 1400A, 2002). Při měření byly použity povrchové elektrody Kendall-ARBO silver-silver chlorid s pevným hydrogelem oválného tvaru a detekční plochou o průměru 10 mm. Vzálenost středů elektrod činí 20 mm (Merletti, 1999). Při měření byl pořízen videozáznam digitální kamerou SONY - DCR – TRV900E.

4.1.5 VLASTNÍ PROVEDENÍ POHYBOVÉHO ÚKOLU

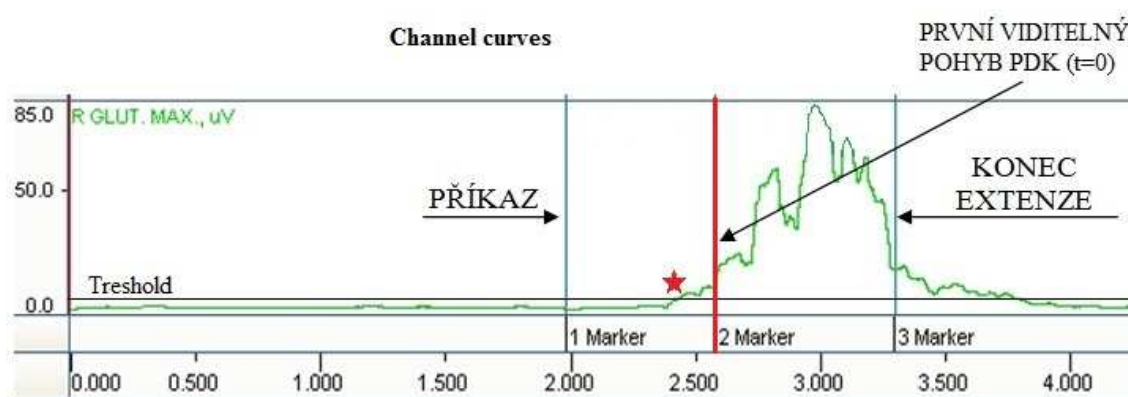
Probandi byli vyšetřováni vleže na břiše na rovném lehátku s výchozím nulovým postavením v kyčelním kloubu a s nohama mimo lehátko. Horní končetiny ležely volně podél těla (Obrázek 13). V této poloze provedli extenzi v kyčelním kloubu s extendovaným kolenním kloubem na pravé dolní končetině. Jedno měření obsahovalo tři pokusy extenze pravé dolní končetiny. Probandi započali extendovat dolní končetinu na zvukový signál. Ukončení úkolu signalizoval zvukový podnět po dotknutí se patou vyšetřované dolní končetiny dotykového snímače, který byl připevněn na spodní straně výškově nastavitelného stojanu. Extenze v kyčelním kloubu nepřesáhla 15° při nataženém kolenním kloubu.



Obrázek 13. Výchozí poloha vyšetřované osoby při hodnocení stereotypu extenze v kyčelním kloubu

4.1.6 ZPRACOVÁNÍ A HODNOCENÍ ELEKTROMYOGRAFICKÉHO ZÁZNAMU

Pro analýzu elektromyografického signálu byl použit jeden ze tří pokusů. Pro zpracování elektromyografického signálu bylo použito plné rektifikace (full wave rectification) a vyhlazení signálu (smoothing). Upravený EMG signál byl dále hodnocen parametrem RMS (root mean square = efektivní hodnota amplitudy signálu). V diplomové práci byl zpracován úsek elektromyografického signálu od příkazu k provádění pohybového úkolu až do konce provádění extenze v kyčelním kloubu, což byl okamžik dotknutí se dotykového snímače umístěného na stojanu pravou nohou. Tyto mezníky byly označeny na elektromyografickém záznamu pomocí markerů (Obrázek 14).



Okamžik zvukového příkazu



Okamžik prvního viditelného pohybu na PDK



Konec extenze v kyčli

★ čas nástupu aktivace svalu (sekundy)

Threshold – prahová hodnota (klidová hodnota amplitudy EMG signálu + 2SD)

Obrázek 14. Hodnocení elektromyografického záznamu m. gluteus maximus dexter při extenzi v kyčelním kloubu vleže na břicho

Čas nástupu aktivace svalů (v sekundách) při extenzi v kyčelním kloubu byl určen vzhledem k začátku zahájení pohybu testované pravé dolní končetiny. Okamžik (čas) prvního viditelného pohybu pravé dolní končetiny na videozáznamu byl označen jako začátek zahájení pohybu ($t=0$). Od tohoto okamžiku ($t=0$) se měřil čas nástupu aktivace jednotlivých svalů. Za začátek nástupu aktivity jednotlivých svalů byla považována doba (čas), kdy amplituda EMG signálu přesáhla hodnotu, která odpovídá součtu průměru klidové hodnoty EMG signálu a dvou směrodatných odchylek klidové hodnoty. Časy nástupu svalové aktivity všech svalů byly vypočítávány pro každý měřený sval samostatně a porovnávány. Toto porovnání nástupu svalové aktivity svalů vůči sobě nám vytvořilo obraz zapojení svalů navzájem vůči sobě. Za interval rozlišení různého časového nástupu aktivace svalů byla brána hodnota 10 milisekund (ms). Pokud se časové údaje nástupu aktivace dvou svalů lišily více jak o 10 ms, bylo jim přiřazeno rozdílné pořadí. Pokud se čas nástupu aktivace dvou svalů shodoval, tudíž byl menší, či roven 10 ms, bylo jim přiřazeno stejné pořadí časové aktivace (DeLuca, 1997; Rodová, 2002; Yanac, 2010). Pokud čas nástupu aktivace svalu byl před okamžikem (časem) prvního viditelného pohybu pravé dolní končetiny na videozáznamu ($t=0$), byl čas nástupu aktivace zaznamenán v záporných hodnotách (sekundách). V opačném případě, pokud čas nástupu aktivace svalu byl po okamžiku (čase) prvního viditelného pohybu pravé dolní končetiny na videozáznamu ($t=0$), byl čas nástupu aktivace zaznamenán v kladných hodnotách (sekundách).

4.1.7 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

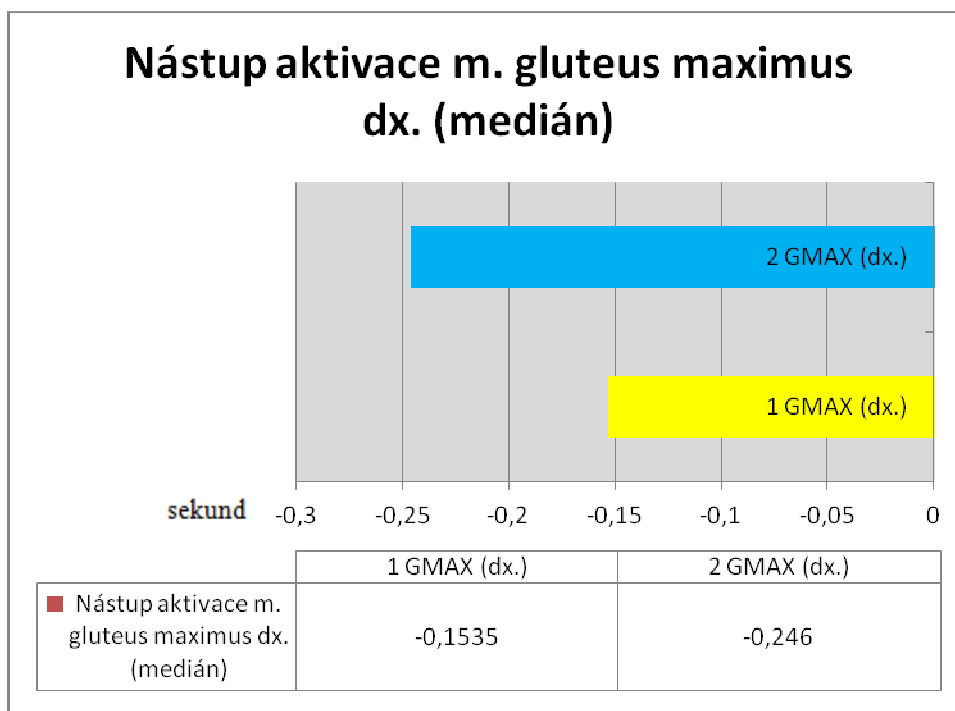
Naměřená a zpracovaná data byla zaznamenána do tabulek programu Microsoft Excel (viz tabulka 3.) Takto upravená data byla dále exportována do statistického programu STATISTICA verze 6.0.

Pro ověření výzkumných otázek a hypotéz byl použit test: Friedmanova ANOVA a Wilcoxonův párový test.

5 VÝSLEDKY

5.1 LIŠÍ SE ČAS NÁSTUPU AKTIVACE M. GLUTEUS MAXIMUS PŘI EXTENZI V PRAVÉM KYČELNÍM KLOUBU S EXTENDOVANÝM KOLENNÍM KLOUBEM VLEŽE NA BŘÍŠE U PROBANDŮ MEZI PRVNÍM A DRUHÝM MĚŘENÍM?

Nástupy aktivace m. gluteus maximus při extenzi testované dolní končetiny ve stereotypu extenze byly odlišné mezi prvním měřením a druhým měřením, které bylo provedeno po pěti minutách po půlhodinovém cvičení zaměřeném na facilitaci m. gluteus maximus. Při aktivaci m. gluteus maximus dexter při extenzi v kyčelním kloubu u prvního měření nastupovala aktivita svalu u čtrnácti probandů před začátkem vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině. U šesti probandů došlo k aktivaci m. gluteus maximus dexter až po začátku vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině. Při aktivaci m. gluteus maximus dexter při extenzi v kyčelním kloubu u druhého měření aktivita svalu nastupovala u osmnácti probandů před začátkem vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině. U dvou probandů došlo k aktivaci m. gluteus maximus dexter až po začátku vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině. Medián nástupu aktivace m. gluteus maximus pro první měření je -0,1535 sekund a pro druhé měření čítá -0,246 sekund vzhledem k začátku vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině. Rozdíl mezi časy nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus činí 0,0925 sekund, z čehož vyplývá časnější nástup aktivace m. gluteus maximus ve druhém měření (Obrázek 15). Největší rozdíl v čase nástupu aktivace m. gluteus maximus mezi prvním a druhým měřením činil 0,802 sekund u probanda č.4 (příloha 5). Čas nástupu aktivace m. gluteus maximus byl u prvního měření 0,404 sekund a druhého měření -0,424 sekund.



Legenda ke grafu:

- 1 GMAX(dx.).....čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus u prvního měření
- 2 GMAX(dx.).....čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus u druhého měření
- 0.....začátek zahájení pohybu dolní testované končetiny (první viditelný pohyb testované dolní končetiny na videozáznamu)

Obrázek 15. Čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus při extenzi testované dolní končetiny v kyčelním kloubu u prvního a druhého měření.

Po statistickém zhodnocení naměřených výsledků aktivace m. gluteus maximus u prvního a druhého měření u dvaceti probandů pomocí Wilcoxonova párového testu se prokázala statistická významnost na hladině 5% (Tabulka 1).

Tabulka 1. Statistické hodnocení nástupu aktivace m. gluteus maximus při extenzi testované dolní končetiny v kyčelním kloubu mezi prvním a druhým měřením.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (DP EMG) Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Počet	T	Z	p-hodn.
1 GMAX & 2 GMAX	20	39,00000	2,463956	0,013742

Legenda k tabulce:

1,2 GMAX.....první, druhé měření m. gluteus maximus

T.....skutečná hodnota

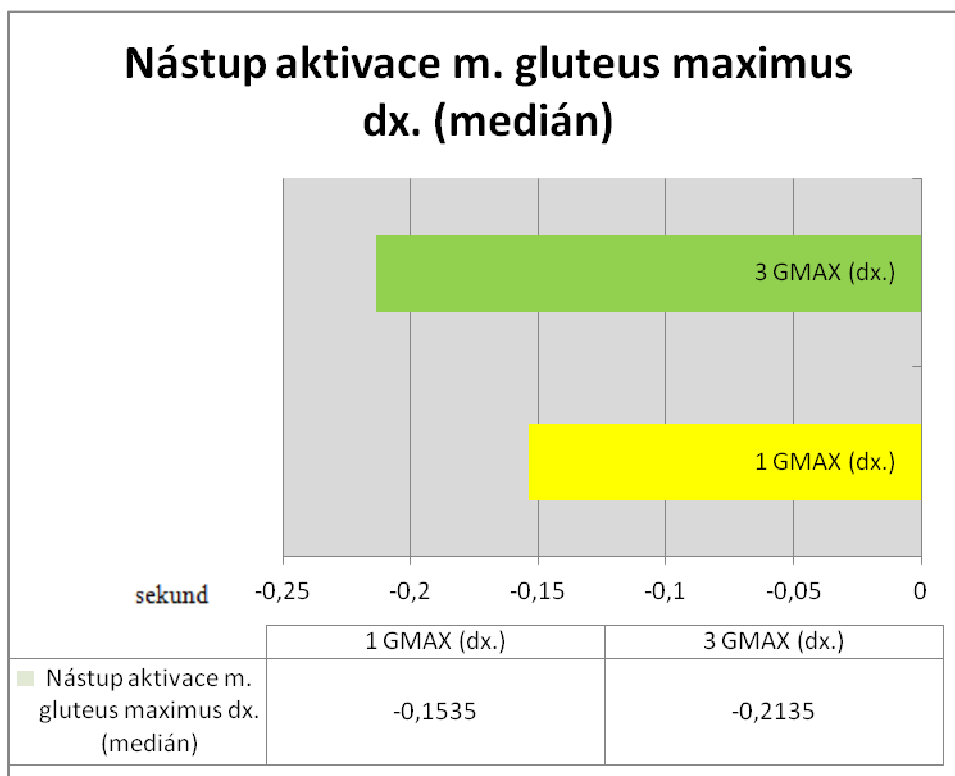
Z.....hodnota testovaného kritéria

p-hodin.....hodnota statistické významnosti pro zkoumané soubory

5.2 LIŠÍ SE ČAS NÁSTUPU AKTIVACE M. GLUTEUS MAXIMUS PŘI EXTENZI V PRAVÉM KYČELNÍM KLOUBU S EXTENDOVÝM KOLENNÍM KLOUBEM VLEŽE NA BŘIŠE U PROBANDŮ MEZI PRVNÍM A TŘETÍM MĚŘENÍM?

Nástupy aktivace m. gluteus maximus při extenzi testované dolní končetiny ve stereotypu extenze byly odlišné mezi prvním měřením a třetím měřením, které bylo provedeno po dvouměsíčním cvičení zaměřeným na facilitaci m. gluteus maximus. Při aktivaci m. gluteus maximus dexter při extenzi v kyčelním kloubu u prvního měření nastupovala aktivita svalu u čtrnácti probandů před začátkem vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině. U šesti probandů došlo k aktivaci m. gluteus maximus dexter až po začátku vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině. Při aktivaci m. gluteus maximus dexter při extenzi v kyčelním kloubu u třetího měření aktivita svalu nastupovala u osmnácti probandů před začátkem vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině. U dvou probandů došlo k aktivaci m. gluteus maximus dexter až po začátku vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině. Čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus pro první měření je -0,1535 sekund a pro třetí měření čítá -0,2135 sekund vzhledem k začátku vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině. Rozdíl mezi časy nástupu

aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus činí 0,06 sekund, z čehož vyplývá časnější nástup aktivace m. gluteus maximus ve třetím měření (Obrázek 16). Největší rozdíl v čase nástupu aktivace m. gluteus maximus mezi prvním a třetím měřením činil 0,608 sekund u probanda č.4 (příloha 5). Čas nástupu aktivace m. gluteus maximus byl u prvního měření 0,404 sekund a druhého měření -0,204 sekund.



Legenda ke obrázku:

- 1 GMAX(dx.)...čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus u prvního měření
- 3 GMAX(dx.)...čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus u třetího měření
- 0.....začátek zahájení pohybu dolní testované končetiny (první viditelný pohyb testované dolní končetiny na videozáznamu)

Obrázek 16. Čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus při extenzi testované dolní končetiny v kyčelním kloubu u prvního a třetího měření.

Po statistickém zhodnocení naměřených výsledků aktivace m. gluteus maximus mezi prvním a třetím měřením u dvaceti probandů pomocí Wilcoxonova párového testu se prokázala statistická významnost na hladině 5%. (Tabulka 2).

Tabulka 2. Statistické hodnocení nástupu aktivace m. gluteus maximus při extenzi testované dolní končetiny v kyčelním kloubu mezi prvním a třetím měřením.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (DP EMG) Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Počet	T	Z	p-hodn.
1 GMAX & 3 GMAX	20	50,0000	2,053297	0,040045

Legenda k tabulce:

1,3 GMAX.....první, třetí měření m. gluteus maximus

T.....skutečná hodnota

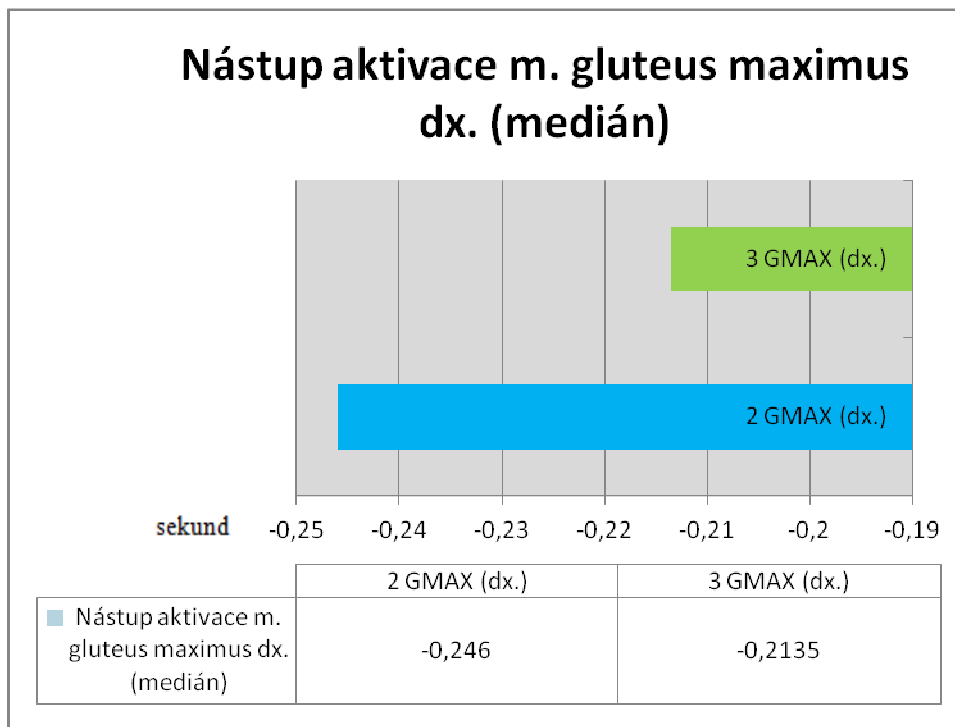
Z.....hodnota testovacího kritéria

p-hodin.....hodnota statistické významnosti pro zkoumané soubory

5.3 LIŠÍ SE ČAS NÁSTUPU AKTIVACE M. GLUTEUS MAXIMUS PŘI EXTENZI V PRAVÉM KYČELNÍM KLOUBU S EXTENDOVÝM KOLENNÍM KLOUBEM VLEŽE NA BŘIŠE U PROBANDŮ MEZI DRUHÝM A TŘETÍM MĚŘENÍM?

Nástupy aktivace m. gluteus maximus při extenzi testované dolní končetiny ve stereotypu extenze se neodlišovaly mezi druhým měřením, které bylo provedeno po pěti minutách po půlhodinovém cvičení zaměřeném na facilitaci m. gluteus maximus a třetím měřením, které bylo provedeno po dvouměsíčním cvičení zaměřeném na aktivaci m. gluteus maximus. Při aktivaci m. gluteus maximus dexter při extenzi v kyčelním kloubu u druhého měření, stejně tak i u třetího měření aktivita svalu nastupovala u osmnácti probandů před začátkem vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině. U dvou probandů došlo v těchto dvou měřeních k aktivaci m. gluteus maximus dexter až po začátku vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině. Čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus pro druhé měření je -0,246 sekund a pro třetí měření čítá -0,2135 sekund vzhledem k začátku vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině. Rozdíl mezi časy nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus činí 0,0325 sekund, což odpovídá opožděnějšímu nástupu m. gluteus maximus ve třetím měření (Obrázek 17).

Největší rozdíl v čase nástupu aktivace m. gluteus maximus mezi druhým a třetím měřením činil 0,434 sekund u probanda č.1 (příloha 5). Čas nástupu aktivace m. gluteus maximus byl u druhého měření 0,068 sekund a třetího měření -0,356 sekund.



Legenda k obrázku:

- 2 GMAX.....čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus u druhého měření
- 3 GMAX.....čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus u třetího měření
- 0.....začátek zahájení pohybu dolní testované končetiny (první viditelný pohyb testované dolní končetiny na videozáznamu)

Obrázek 17. Čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus při extenzi testované dolní končetiny v kyčelním kloubu u druhého a třetího měření.

Po statistickém zhodnocení naměřených výsledků m. gluteus maximus mezi druhým a třetím měřením pomocí Wilcoxonova párového testu se neprokázala statistická významnost na hladině 5% u dvaceti probandů (Tabulka 3).

Tabulka 3. Statistické hodnocení nástupu aktivace m. gluteus maximus při extenzi testované dolní končetiny v kyčelním kloubu mezi druhým a třetím měřením.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (DP EMG) Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05000$			
	Počet	T	Z	p-hodn.
2 GMAX & 3 GMAX	20	83,0000	0,821319	0,411465

Legenda k tabulce:

2,3 GMAX.....druhé, třetí měření m. gluteus maximus

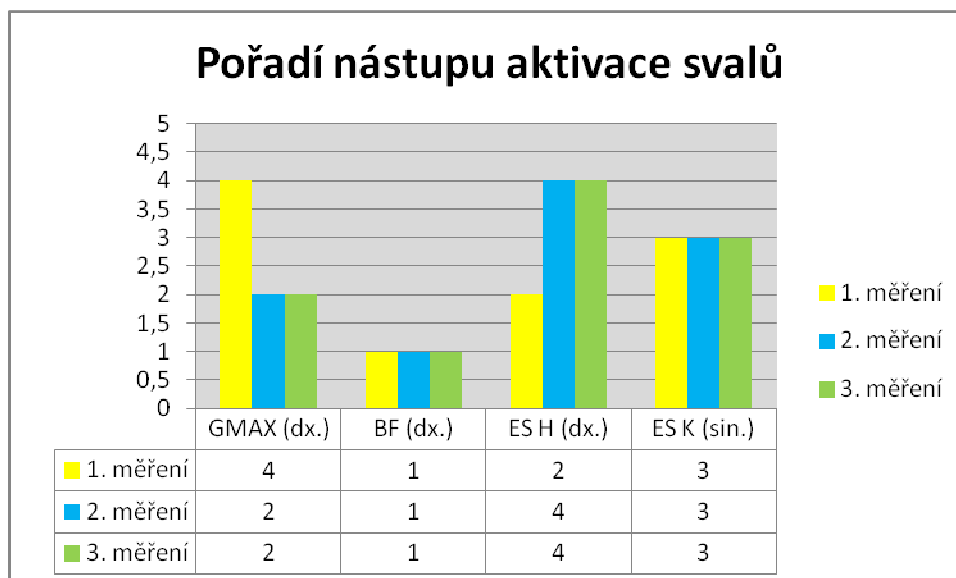
T.....skutečná hodnota

Z.....hodnota testovacího kritéria

p-hodin.....hodnota statistické významnosti pro zkoumané soubory

5.4 LIŠÍ SE POŘADÍ NÁSTUPU AKTIVACE M. GLUTEUS MAXIMUS, M. BICEPS FEMORIS, MM. ERECTORS SPINAE DX. ET SIN. PŘI EXTENZI V PRAVÉM KYČELNÍM KLOUBU S EXTENDOVÝM KOLENNÍM KLOUBEM VLEŽE NA BŘÍŠE U PROBANDŮ MEZI PRVNÍM, DRUHÝM A TŘETÍM MĚŘENÍM?

Při srovnání mediánových hodnot pořadí nástupu aktivace m. gluteus maximus, m. biceps femoris a mm. erectores spinae při extenzi v kyčelním kloubu vleže na bříše u probandů s dolním zkříženým syndromem při prvním, druhém a třetím měření jsme zjistili, že m. biceps femoris se ve všech měření aktivoval jako první. Dále se pořadí nástupu ostatních svalů mezi měřeními odlišovaly. Pořadí nástupu aktivace studovaných svalů u prvního měření bylo následující: m. biceps femoris (-0,2925 sekund), m. erectores spinae homolaterální (-0,259 sekund), m. erector spinae kontralaterální (-0,2415 sekund) a m. gluteus maximus (-0,1535 sekund). Nástup aktivace svalů u druhého a třetího měření se shodoval: m. biceps femoris (-0,2715 sekund, -0,285 sekund), m. gluteus maximus (-0,246 sekund, -0,2135 sekund), m. erectores spinae kontralaterální (-0,2025 sekund, -0,2005 sekund) a m. erectores spinae homolaterální (-0,208 sekund, -0,189 sekund) (Obrázek 18).



GMAX (dx.).....nástup aktivace (hodnota mediánu) m. gluteus maximus

BF (dx.).....nástup aktivace (hodnota mediánu) m. biceps femoris

ES H (dx.).....nástup aktivace (hodnota mediánu) m. erector spinae homolaterální

ES K (sin.).....nástup aktivace (hodnota mediánu) m. erector spinae kontralaterální

Obrázek 18. Pořadí nástupu (podle hodnoty mediánu) aktivace m. gluteus maximus, m. biceps femoris, mm. erectores spinae dex. et sin. při extenzi v kyčelním kloubu v poloze v leže na na břicho u skupiny probandů s dolním zkříženým syndromem u prvního, druhého a třetího měření

Po statistickém zhodnocení pořadí nástupu m. gluteus maximus, m. biceps femoris, mm. erectores spinae dex. et sin. mezi prvním, druhým a třetím měřením pomocí Wilcoxonova párového testu se prokázala statistická významnost na hladině 5% u porovnání pořadí nástupu m. gluteus maximus u šestnácti probandů mezi prvním a druhým měřením (Tabulka 4) a u m. erector spinae homolaterální (Tabulka 5).

Tabulka 4. Statistické hodnocení pořadí nástupu aktivace m. gluteus maximus při extenzi testované dolní končetiny v kyčelním kloubu mezi prvním a druhým měřením

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (pořadí nástupu aktivace svalů vzhledem k stereotypu extenze) Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05000$			
	Počet	T	Z	p-hodn.
1 GMAX (dx.) & 2 GMAX (dx.)	16	13,50000	2,818128	0,004831

Legenda k tabulce:

1,2 GMAX.....první, druhé měření m. gluteus maximus

T.....skutečná hodnota

Z.....hodnota testovaného kritéria

p-hodin.....hodnota statistické významnosti pro zkoumané soubory

Tabulka 5. Statistické hodnocení pořadí nástupu aktivace m. erector spinae dextra při extenzi testované dolní končetiny v kyčelním kloubu mezi prvním a druhým měřením

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (pořadí nástupu aktivace svalů vzhledem k stereotypu extenze) Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05000$			
	Počet	T	Z	p-hodn.
1 ES H (dx.) & 2 ES H (dx.)	15	15,00000	2,555828	0,010594

Legenda k tabulce:

1,2 ES H.....první, druhé měření mm. erectores spinae homolaterálně

T.....skutečná hodnota

Z.....hodnota testovaného kritéria

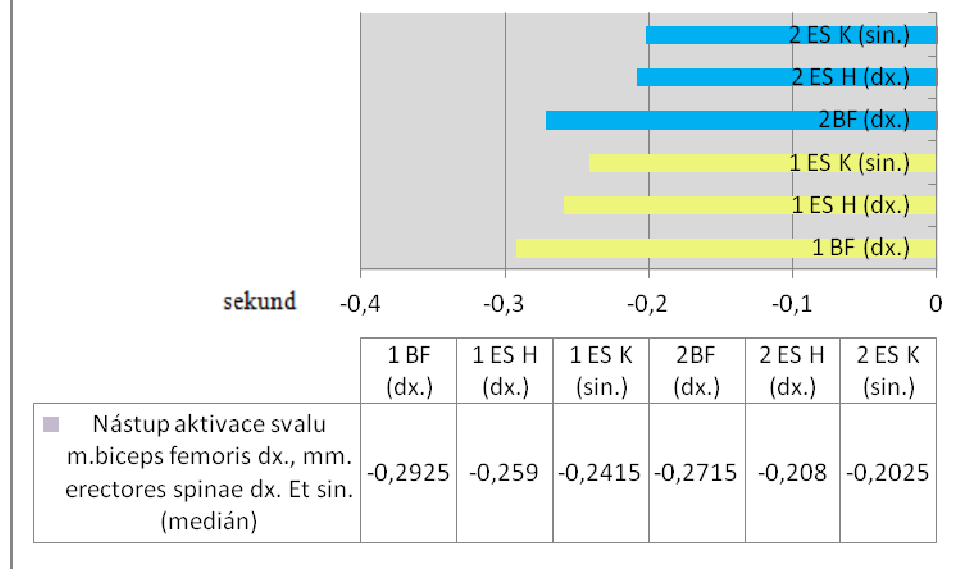
p-hodin.....hodnota statistické významnosti pro zkoumané soubory

5.5 H01 NEEEXISTUJE ROZDÍL V ČASE NÁSTUPU AKTIVACE M. BICEPS FEMORIS, MM. ERECTORES SPINAE DX. ET SIN. PŘI EXTENZI V KYČELNÍM KLOUBU MEZI PRVNÍM A DRUHÝM MĚŘENÍM.

Nástup aktivace m. biceps femoris dexter při extenzi v kyčelním kloubu u prvního měření před začátkem vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině činí – 0,2925 sekund (hodnota mediánu). Nástup aktivace m. biceps femoris dexter při extenzi v kyčelním kloubu u druhého měření před začátkem vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině činí – 0,2715 sekund (hodnota mediánu). Nástup aktivace m. biceps femoris po druhém měření se opozdil vůči nástupu aktivace po prvním měření o 0,021 sekundy (hodnota mediánu) (Obrázek 19).

Nástup aktivace m. erector spinae dexter a m. erector spinae sinister při extenzi v kyčelním kloubu u prvního měření před začátkem vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině činí – 0,259 sekund a – 0,2415 sekund (hodnota mediánu). Nástup aktivace m. erector spinae dexter a m. erector spinae sinister při extenzi v kyčelním kloubu při druhém měření před začátkem vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině činí – 0,208 sekund a -0,2025 sekund (hodnota mediánu). Nástup aktivace m. erector spinae dexter po druhém měření se opozdil vůči nástupu aktivace po prvním měření o 0,051 sekundy (hodnota mediánu) u m. erector spinae dexter a o 0,039 sekundy (hodnota mediánu) u m. erector spinae sinister (Obrázek 19).

Nástup aktivace svalu m.biceps femoris dx., mm. erectores spinae dx. Et sin. (medián)



Legenda k obrázku:

- 1 ES K(sin.).....čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. erector spinae sinistra u prvního měření
 - 2 ES K(sin.).....čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. erector spinae dextra u druhého měření
 - 1 ES H(dx.).....čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. erector spinae dextra u prvního měření
 - 2 ES H(sin.).....čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. erector spinae sinistra u druhého měření
 - 1 BF(dx.)čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. biceps femoris dextra u prvního měření
 - 2 BF(dx.)čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. biceps femoris dextra u druhého měření
- 0.....začátek zahájení pohybu dolní testované končetiny (první viditelný pohyb testované dolní končetiny na videozáznamu)

Obrázek 19. Čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. biceps femoris, mm. erectores spinae dx. et sin při extenzi testované dolní končetiny v kyčelním kloubu u prvního a druhého měření.

Rozdíly mezi časy nástupu aktivace m. biceps femoris, mm. erectores spinae dx. et sin. u prvního a druhého měření nedosáhly hladiny statistické významnosti ($p < 0,05$) ve Wilcoxonově párovém testu (Tabulka 6).

Tabulka 6. Statistické hodnocení nástupu aktivace m. biceps femoris, mm. erectores spinae dx. et sin. při extenzi testované dolní končetiny v kyčelním kloubu mezi prvním a druhým měřením.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (DP EMG) Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05000$			
	Počet	T	Z	p-hodn.
1 BF & 2BF	20	70,00000	1,306643	0,191335
1 ES H & 2 ES H	20	78,50000	0,989316	0,322509
1 ES K & 2 ES K	20	67,00000	1,418641	0,156005

Legenda k tabulce:

1,2 BF.....první, druhé měření m. biceps femoris

1,2 ES H.....první, druhé měření mm. erectores spinae homolaterálně

1,2 ES K.....první, druhé měření mm. erectores spinae kontralaterálně

T.....skutečná hodnota

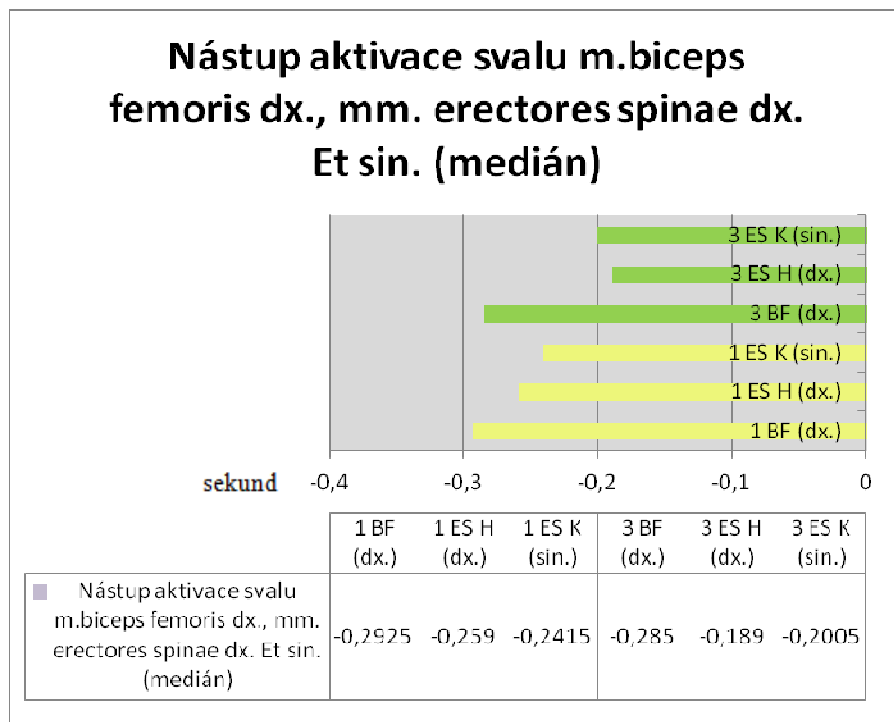
Z.....hodnota testovaného kritéria

p-hodin.....hodnota statistické významnosti pro zkoumané soubory

5.6 H02 NEEEXISTUJE ROZDÍL V ČASE NÁSTUPU AKTIVACE M. BICEPS FEMORIS, MM. ERECTORES SPINAE DX. ET SIN. PŘI EXTENZI V KYČELNÍM KLOUBU MEZI PRVNÍM A TŘETÍM MĚŘENÍM.

Nástup aktivace m. biceps femoris dexter při extenzi v kyčelním kloubu při prvním měření před začátkem vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině činí – 0,2925 sekund (hodnota mediánu). Nástup aktivace m. biceps femoris dexter při extenzi v kyčelním kloubu při třetím měření před začátkem vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině činí – 0,285 sekund (hodnota mediánu). Nástup aktivace m. biceps femoris po třetím měření se opozdil vůči nástupu aktivace po prvním měření o 0,0075 sekundy (hodnota mediánu) (Obrázek 20). Za interval rozlišení různého časového nástupu aktivace svalů byla brána hodnota 10 milisekund (ms). Pokud se časové údaje nástupu aktivace dvou svalů lišily více jak o 10 ms, bylo jim přiřazeno rozdílné pořadí. Pokud se čas nástupu aktivace dvou svalů shodoval, tudíž byl menší, či roven 10 ms, bylo jim přiřazeno stejné pořadí časové aktivace (DeLuca, 1997; Rodová, 2002; Yanac, 2010). Tudíž můžeme konstatovat, že čas aktivace m. biceps femoris se u prvního a třetího měření nezměnil.

Nástup aktivace m. erector spinae dexter a m. erector spinae sinister při extenzi v kyčelním kloubu u prvního měření před začátkem vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině činí – 0,259 sekund a – 0,2415 sekund (hodnota mediánu). Nástup aktivace m. biceps femoris dexter a m. biceps femoris sinister při extenzi v kyčelním kloubu u třetího měření před začátkem vizuálně registrovaného pohybu na testované dolní končetině činí – 0,189 a -0,2005 sekund (hodnota mediánu). Nástup aktivace m. erector spinae dexter po druhém měření se opozdil vůči nástupu aktivace po prvním měření o 0,07 sekundy u m. erector spinae dexter a o 0,041 sekundy (hodnota mediánu) u m. erector spinae sinister (Obrázek 20). Za interval rozlišení různého časového nástupu aktivace svalů byla brána hodnota 10 milisekund (ms). Pokud se časové údaje nástupu aktivace dvou svalů lišily více jak o 10 ms, bylo jim přiřazeno rozdílné pořadí. Pokud se čas nástupu aktivace dvou svalů shodoval, tudíž byl menší, či roven 10 ms, bylo jim přiřazeno stejné pořadí časové aktivace (DeLuca, 1997; Rodová, 2002; Yanac, 2010). Tudíž můžeme konstatovat, že čas aktivace m. biceps femoris se u prvního a třetího měření nezměnil.



Legenda k obrázku:

- 1 ES K(sin.).....čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. erector spinae sinistra u prvního měření
- 3 ES K(sin.).....čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. erector spinae dextra u třetího měření
- 1 ES H(dx.).....čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. erector spinae dextra u prvního měření
- 3 ES H(sin.).....čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. erector spinae sinistra u třetího měření
- 1 BF(dx.)čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. biceps femoris dextra u prvního měření
- 3 BF(dx.)čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. biceps femoris dextra u třetího měření
- 0.....začátek zahájení pohybu dolní testované končetiny (první viditelný pohyb testované dolní končetiny na videozáznamu)

Obrázek 20. Čas nástupu aktivace (hodnota mediánu) m. biceps femoris, mm. erectores spinae dx. et sin při extenzi testované dolní končetiny u prvního a třetího měření.

Byť je zřejmé, že ke změně aktivace nástupu těchto svalů došlo, rozdíly mezi jednotlivými svaly u prvního měření a druhého (prvního kontrolního) měření však nedosáhly hladiny statistické významnosti ($p < 0,05$) ve Wilcoxonově párovém testu, jako tomu bylo u m. gluteus maximus (Tabulka 7).

Tabulka 7. Statistické hodnocení nástupu aktivace m. biceps femoris, mm. erectores spinae dx. et sin při extenzi testované dolní končetiny v kyčelním kloubu mezi prvním a třetím měřením.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (DP EMG) Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Počet	T	Z	p-hodn.
1 BF & 3 BF	20	83,0000	0,821319	0,411465
1 ES H & 3 ES H	20	83,0000	0,821319	0,411465
1 ES K & 3 ES K	20	84,0000	0,783986	0,433049

Legenda k tabulce:

1,3 BF.....první, třetí měření m. biceps femoris

1,3 ES H.....první, třetí měření mm. erectores spinae homolaterálně

1,3 ES K.....první, třetí měření mm. erectores spinae kontralaterálně

T.....skutečná hodnota

Z.....hodnota testovacího kritéria

p-hodin.....hodnota statistické významnosti pro zkoumané soubory

6 DISKUZE

Stereotyp extenze v kyčelním kloubu jsme si vybrali jako modelovou situaci pro hodnocení nástupu aktivace svalů, neboť je velmi známým a cca dvacet let ve světě používaným testem. Motorické stereotypy jsou obecně základním projevem hybnosti člověka. Liebenson (1997) uvádí, že test stereotypu extenze posuzuje extenzi v kyčelním kloubu jako situaci, kterou můžeme pozorovat u člověka během terminální opěrné fáze chůze. Tyto motorické stereotypy mohou být na základě nejrůznějších faktorů narušeny a pozměněny. Jejich přestavba jde dle Jandy (1984) ruku v ruce s rozvojem svalových dysbalancí. Pořadí nástupu aktivace svalů dle Jandy při stereotypu extenze v kyčelním kloubu je následující: m. gluteus maximus, hamstringy, kontralaterální m. erector spinae, homolaterální m. erector spinae.

Do této studie byli zařazeni probandi s dolním zkříženým syndromem. Důvodem výběru těchto probandů je častý výskyt dolního zkříženého syndromu s oslabeným m. gluteus maximus v populaci. Dolní zkřížený syndrom sám od sebe daného jedince z krátkodobého hlediska nepoškozuje. Dysbalance v této oblasti způsobí anteriorní náklon pánve, zvýšenou flexi v kyčelním kloubu a kompenzační hyperlordózu v bederní páteři. Avšak z dlouhodobého hlediska tato situace může být předpokladem vzniku blokády sakroiliakálního kloubu, vzniku přetížení obou kyčelních kloubů s možným vznikem artrózy, a taktéž přetížení bederní oblasti, jako jedné z možností vzniku bolesti v dolní části zad a s ní spojenými dalšími obtížemi.

Donedávna byly studie zaměřeny na zkoumání celistvých programů, jako je například neuromuskulární trénink, dynamická stabilizace trupu, plyometrický trénink. Tyto studie zaznamenaly brzký úspěch ve znovunabytí síly m. gluteus maximus a upravení chybně zafixovaných hybných stereotypů (Hewett, Lindenfeld, Riccobene, & Noyes 1999; Lephart, Abt, & Ferris, 2005; Mandelbaum, Silvers, & Watanabe, 2005; Myer, Silvers, & Watanabe, 2006; Tyler, Nicholas, Mullaney, & McHugh, 2006). Existuje velké množství cviků v podvědomí fyzioterapeutů, avšak neexistují specifické směrnice pro rehabilitaci, přímo se zaměřující na facilitaci gluteálního svalstva, které by byly podloženy výzkumy. Autoři se mnohdy spokojují ve svých studiích pouze s vysokými hodnotami amplitudy elektromyografického záznamu dosahovaných při provádění daného cviku, jako důkazu pro facilitační cvik m. gluteus maximus,

avšak dlouhodobý facilitační účinek daného cviku neposuzují (Atha, 1981; Ayotte, Stetts, Keenan, & Greenway, 2007; Beutler et al., 2002; Ekstrom, Cooper, Kirkendall, & Garrett, 2003; Fleck & Schutt, 1983; Wilk, Escamilla, Fleisig, Barrentine, Andrews, & Boyd, 1996).

Cílem této studie bylo posoudit časy nástupu aktivace m. gluteus maximus, m. biceps femoris a mm. erectores spinae při stereotypu extenze v kyčelním kloubu u probandů s dolním zkříženým syndromem před (první měření) a po jednorázovém cvičení (druhé měření) a po dvouměsíčním cvičení (třetí měření).

Z výsledků všech třech měření v naší studii vyplynulo, že m. biceps femoris je aktivován vždy nejčasněji (aktivován jako první) při extenzi v kyčli v leže na břicho u zdravých probandů. M. gluteus maximus byl aktivován v prvním měření jako poslední ze zkoumaných svalů při extenzi v kyčli v leže na břicho u zdravých probandů. Tyto změny pořadí nástupu aktivace svalů v našem případě u dolního zkříženého syndromu mohou být příčinou dle Jandy přestavby motorického stereotypu. Neboť přestavbu motorického stereotypu lze chápat jako změnu pořadí nástupu aktivace svalů oproti pořadí nástupu svalů, které udal Janda v roce 1984. Ke změně v pořadí nástupu aktivace zkoumaných svalů došli i autoři jiných studií (Pierce et Lee, 1990; Yanac, 2010; Lehman et al., 2004; Lehman, 2006).

U zdravých probandů ve studii Yanac (2010) byly aktivovány svaly v pořadí m. biceps femoris (-0,280 s), m. erector spinae dx. et sin. (-0,208 s) a m. gluteus maximus (-0,024 s) u stereotypu extenze v kyčelním kloubu s propnutou dolní končetinou.

Lehman et al. (2004) u stereotypu extenze zaznamenal nástupy aktivace svalů: hamstringy (0 ms), levý m. erector spinae (-5,01 ms), pravý m. erector spinae (-33,14 ms), m. gluteus maximus (-346 ms). Všechny nástupy aktivace svalů byly vztahovány k nástupu aktivace hamstringů.

M. gluteus maximus byl aktivován v prvním měření jako poslední ze zkoumaných svalů při extenzi v kyčli v leže na břicho u zdravých probandů, avšak jeho pořadí nástupu aktivace u druhého a třetího měření se změnilo. Po statistickém zhodnocení pořadí nástupu m. gluteus maximus mezi prvním, druhým a třetím měřením se prokázala statistická významnost při porovnání pořadí nástupu m. gluteus maximus u šestnácti

probandů mezi prvním a druhým měřením a prvním a třetím měřením. Původní pořadí zapojení svalů: m. biceps femoris, m. erector spinae homolaterální, m. erector spinae kontralaterální, m. gluteus maximus se u druhého a třetího měření změnilo na m. biceps femoris, m. gluteus maximus, m. erector spinae kontralaterální a m. erector spinae homolaterální.

Změnou nástupu aktivace m. gluteus maximus se změnilo i pořadí nástupu mm. rectores spinae. Po druhém a třetím měření se mm. erectores spinae aktivovaly jako poslední ze zkoumaných svalů po nástupu aktivace m. gluteus maximus. Původní pořadí zapojení svalů m. erector spinae homolaterální a m. erector spinae kontralaterální se u druhého a třetího měření změnilo na m. erector spinae kontralaterální a m. erector spinae homolaterální. Toto změněné pořadí nástupu m. gluteus maximus a mm. erectores spinae nasvědčuje tomu, že m. gluteus maximus opětně převzal svou funkci jednoho z hlavních extenzorů dolní končetiny v kyčelním kloubu a tudíž aktivita mm. erectores spinae ustoupila do pozadí.

Časnějšího nástupu aktivace m. gluteus maximus dosáhl i Chance-Larsen, Littlewood, & Garth (2010) po jednorázovém tréninku zaměřením na aktivaci m. gluteus maximus. Tuto studii jsme našli jako jedinou, která se zabývala hodnocením změny nástupu aktivace m. gluteus maximus při stereotypu extenze v kyčelním kloubu po intervenci a jako jediná nám posloužila ke srovnání námi naměřených výsledků. Autoři v této studii zjišťovali, zda specifický trénink ovlivní neuromusculární řízení m. biceps femoris a m. gluteus maximus během stereotypu extenze v kyčelním kloubu. Během studie byla provedena dvě měření nástupu aktivity daných svalů. První měření absolvovali probandi před začátkem cvičení, druhé měření bylo provedeno ihned po ukončení cvičení. Rozdíly v průměrech nástupu těchto dvou svalů byly porovnány mezi skupinou A, která absolvovala specifický trénink pro facilitaci m. gluteus maximus a skupinou B, která absolvovala nespecifický trénink pro facilitaci m. gluteus maximus. Rozdíl v průměrech nástupu aktivace svalů u prvního testu byl pro skupinu B 0,061 ms a pro skupinu A 0,197 ms. Rozdíl v průměrech nástupu aktivace svalů u druhého testu byl pro skupinu B 0,079 ms a pro skupinu A 0,127 ms. Hodnoty rozdílu průměrů nástupu aktivace svalů testu 2 byly odečítány od testu 1. Rozdíly průměrů mezi testem 1 a testem 2 byly +70 ms pro skupinu A, což znamenalo, že nástup aktivity m. gluteus maximus vůči m. biceps femoris byl pozdnější u testu 1 než u testu 2. Rozdíly poměrů mezi testem 1 a 2 byl u skupiny B -18ms, což znamenalo

rychlejší nástup m. gluteus maximus vůči m. biceps femoris u testu 1 než u testu 2. Rozdíl mezi hodnotou průměru mezi dvěma skupinami v časech nástupu byl 88 ms.

V naší studii průměr nástupu aktivace m. gluteus maximus v prvním měření je -0,088 sekund a ve druhém měření -0,251 sekund. Průměr nástupu aktivace m. biceps femoris v prvním měření je -0,335 sekund a po druhém měření -0,290 sekund. Rozdíl v průměrech nástupu těchto dvou svalů (m. biceps femoris a m. gluteus maximus) byl u prvního měření +0,247 sekund a druhého měření +0,0396 sekund. Z těchto hodnot vyplývá časnější nástup aktivace m. gluteus maximus u druhého měření oproti prvnímu měření. Rozdíl mezi hodnotou průměru mezi dvěma měřeními v časech nástupu byl 0,2074 sekundy (207,4 ms). Hodnoty rozdílu průměru nástupu aktivace druhého měření byly odečítány od prvního měření.

Výsledek naší studie a studie autorů Chance-Larsen, Littlewood, & Garth (2010) potvrzují fakt, že specifické cvičení zaměřené na aktivaci m. gluteus maximus dokáže ovlivnit nástup aktivace m. gluteus maximus a způsobí jeho časnější aktivaci při stereotypu extenze v kyčelním kloubu po jednorázovém cvičení. Jelikož neexistuje žádná studie, která by se zabývala dlouhodobým tréninkem zaměřeným na aktivaci m. gluteus maximus, výsledky třetího měření jsem opětně srovnala se studií autorů Chance-Larsen, Littlewood, & Garth (2010), kteří se zabývali jen krátkodobým tréninkem m. gluteus maximus. V naší studii jsme ve cvičení pokračovali ještě další dva měsíce s intenzitou provádění cvičení třikrát do týdne po dobu dvaceti minut.

Průměr nástupu aktivace m. gluteus maximus v prvním měření je -0,088 sekund a ve třetím měření -0,238 sekund. Průměr nástupu aktivace m. biceps femoris v prvním měření je -0,335 sekund a po třetím měření -0,302 sekund. Rozdíly v průměrech nástupu těchto dvou svalů byly u prvního měření +0,247 sekund a u druhého měření +0,064 sekund. Z těchto hodnot vyplývá časnější nástup aktivace m. gluteus maximus i u třetího měření, oproti prvnímu měření. Hodnoty rozdílu průměrů nástupu aktivace třetího měření byly odečítány od prvního měření.

Je zřejmé, že nástup aktivace m. gluteus maximus byl u druhého a třetího měření časnější než u prvního měření, avšak porovnáme-li mezi sebou časy nástupu m. gluteus maximus u druhého a třetího měření, dojdeme k závěru že čas nástupu m. gluteus maximus u druhého měření byl časnější než u třetího měření. Zpoždění nástupu tohoto svalu u třetího měření je 0,033 sekund oproti druhému měření.

Časnější nástup m. gluteus maximus u druhého měření v porovnání se třetím měřením může být zapříčiněn provedením měření pět minut po jednorázovém cvičení. Tyto výsledky odpovídaly následnému podráždění svalu po jednorázovém cvičení. Avšak výsledky ze třetího měření jsou pro nás o to více cennější, jelikož prokazují časnější nástup aktivace m. gluteus maximus vlivem dlouhodobého cvičení, kdy probandé nejméně jeden den před měřením necvičili. Tento fakt vyvrací naši domněnku, že časnější nástup aktivace svalu mohl být způsoben pouze facilitací, jež těsně předcházela měření. Můžeme se však jen domnívat, zda časnější nástup aktivace m. gluteus maximus by byl zachován i po určité době uplynulé po třetím měření, kdy by probandé již nedodržovali námi stanovený režim cvičení, nebo by se cvičením úplně skončili.

Rozdíly v časovém rozpětí výskytu nástupu aktivace svalů m. biceps femoris, m. gluteus maximus, m. erector spinae kontralaterální a m. erector spinae ipsilaterální také nasvědčují změně nástupu aktivace námi studovaných svalů. Hodnoty průměru časového rozpětí výskytu nástupu aktivace prvního a posledního aktivovaného svalu u prvního měření byly 0,247 sekund, u druhého měření 0,064 sekund, u třetího měření 0,148 sekund. Průměrné časové rozpětí nástupu aktivace svalů u třech měření v naší studii mělo tendenci se u každého měření zkracovat.

Ve studii Yanac (2010) byly hodnoty mediánu časového rozpětí výskytu nástupu aktivace prvního a posledního aktivovaného svalu pro skupinu zdravých osob při stereotypu extenze v kyčelním kloubu 0,317 sekund.

Bullock-Saxton et al. (1994) vypočetli u zdravých osob časové rozpětí nástupu aktivace prvního a posledního aktivovaného svalu při stereotypu extenze v kyčelním kloubu ve své studii na 0,306 sekund.

Ve studii Lehman et al. (2004) bylo průměrné časové rozpětí nástupu aktivace svalů v jejich souboru zdravých osob 0,370 sekund.

V porovnání s předešlými studiemi (Yanac, 2010; Bullock-Saxton et al., 1994; a Lehman, et al., 2004) byly hodnoty průměrného časového rozpětí nástupu aktivace svalů u prvního měření v naší studii nižší. Po druhém a třetím měření se dané hodnoty průměrného časového rozpětí nástupu aktivace svalů ještě více snížily. Tento fenomén snížení časového rozpětí nástupu aktivace svalů nám ukazuje fakt, že zkoumané svaly

začaly už po jednorázovém cvičení (druhé měření) pracovat synchronizovaněji a zůstalo tomu tak i po dvouměsíčním tréninku (třetí měření). Tato rychlejší synchronizace svalů může mít pozitivní vliv na provedení terminální opěrné fáze chůze, s níž je stereotyp extenze v kyčelním kloubu srovnáván.

Změnou nástupu aktivace svalů po intervenci se zabývali stejně jako Chance-Larsen, Littlewood, & Garth (2010), také Clark & Burde (2005), Leinonen, Kankaapää, Airaksinen, & Hanninen (2000), Chmielewski, Rudolph, & Snyder-Mackler (2001), Hodges & Tsao (2006) Jull, Falla, Vincenzino, & Hodges (2009).

Clark & Burden (2005) se zaměřili na ovlivnění stability hlezenního kloubu. Skupina prošla čtyřtýdenním tréninkem na speciální nestabilní plošině (třikrát týdně deset minut). Po uplynutí čtyřtýdenního tréninku se nástup aktivace m. tibialis anterior (rozdíl mezi aktivací svalu před a po intervenci: -29,9 ms) a m. fibularis longus (rozdíl mezi aktivací svalu před a po intervenci: -31,2 ms) při zvýšení sklonu plošiny o 20° zrychlil.

Chmielewski, Rudolph, & Snyder-Mackler (2001) se zabývali ovlivněním aktivity svalů a tím i stability kolenního kloubu u probandů po ruptuře ligamenta cruciata anterior senzomotorickým tréninkem. Aktivita svalů dolních končetin (vastus lateralis, m. biceps femoris, medialní gastrocnemius a soleus) byla během chůze snímána pomocí elektromyografického záznamu. Po absolvování tréninku byla u probandů zřejmá zvýšená aktivita laterálního vastu během chůze na 13 metrovém úseku, avšak v nástupu aktivace laterálního vastu nenastala žádná změna.

Hodges & Tsao (2006) se ve své studii zaměřili na aktivaci m. transversus abdominis pomocí dlouhodobé terapie. Po absolvování první terapie se nástup TrA u zkoušky s rychlými pohyby horními končetinami zrychlil, tendence rychlejšího nástupu byla u TrA zaznamenána i po šesti měsících již bez terapie. Tyto změny zapojení nebyly přítomny u skupiny s terapií ne přímo zaměřenou na aktivaci TrA. Tyto výsledky poukazují na přetrvání změny aktivity TrA následkem čtyřtýdenního tréninku po dobu šesti měsíců a ovlivnění zapojení TrA v důsledku syntetického posilování daného svalu.

Jull, Falla, Vincenzino, & Hodges (2009) se ve své studii zaměřili na oslabené hluboké flexory krku u lidí s bolestmi krční páteře a jejich facilitaci. První skupina podstoupila šestitýdenní terapii (dvakrát denně) posilování hlubokých flexorů s malou intenzitou a druhá skupina podstoupila terapii s vysokým stupněm zatížení při posilování.

Po ukončení terapie došlo k urychlení aktivace hlubokých flexorů krku a ke snížení zapojení povrchových flexorů krku u skupiny probandů zaměřené na posílení hlubokých flexorů s malou intenzitou. U silového tréninku nenastala žádná změna v zapojení hlubokých flexorů krku. U skupiny posilující hluboké flexory krku malou intenzitou došlo u pravého m. scaleni anterior a obou m. sternocleidomastoideu ke snížení velikosti zapojení svalu.

Ve studii Leinonen, Kankaapää, Airaksinen, & Hanninen (2000) se zabývali zkoumáním nástupu aktivace m. gluteus maximus, m. biceps femoris a paraspinálních svalů při flexi a extenzi trupu u probandů s bolestmi zad a bez bolesti zad před a po pětítýdenní rehabilitaci vedené fyzioterapeutem, s frekvencí jedné hodiny třikrát týdně. Z výsledků vyplynulo, že při začátku provádění flexe trupu se paraspinální svaly a m. biceps femoris aktivují před aktivací m. gluteus maximus. Délka doby aktivace m. gluteus maximus u skupiny probandů s bolestmi zad byla kratší než u pacientů bez bolesti zad. Aktivace m. gluteus maximus skončila dříve během extenze trupu než u flexe trupu. Rehabilitace u probandů změnila pořadí zapojení svalů, kdy při extenzi trupu po terapii nástup aktivace m. gluteus maximus předčil nástup aktivace paravertebrálních svalů. Došlo také k ovlivnění nástupu aktivace m. gluteus maximus, kdy při extenzi trupu došlo k jeho rychlejší aktivaci a při flexi k jeho pozdější aktivaci.

Studií zabývajících se objektivizací dlouhodobé terapie není mnoho, přestože výsledky těchto studií jsou pro fyzioterapeuty stěžejní. Potvrzený účinek daného cvičení může napomoci urychlit léčbu pacienta.

7 ZÁVĚR

Závěr naší studie, ve které jsme se zaměřili na hodnocení nástupu aktivace svalů při extenzi v kyčelním kloubu v poloze vleže na břiše povrchovou elektromyografií u probandů s dolním zkříženým syndromem, je shrnut v následujících bodech:

1. Statisticky významný rozdíl byl nalezen pro hodnoty nástupu aktivace m. gluteus maximus při porovnání prvního a druhého měření.
2. Statisticky významný rozdíl byl nalezen pro hodnoty nástupu aktivace m. gluteus maximus při porovnání prvního a třetího měření.
3. Statisticky nevýznamný rozdíl byl nalezen pro hodnoty nástupu aktivace m. gluteus maximus při porovnání druhého a třetího měření.
4. Statisticky nevýznamný rozdíl byl nalezen pro hodnoty nástupu aktivace m. biceps femoris, m. erector spinae kontralaterální a ipsilaterální při porovnání prvního, druhého a třetího měření.
5. Pořadí nástupu aktivace studovaných svalů se mezi prvním a druhým a prvním a třetím měřením pozměnilo. Pořadí nástupu aktivace svalů při stereotypu v kyčelním kyčelním kloubu u prvního měření bylo: m. biceps femoris, m. erector spinae ipsilaterální, m. erectors spinae kontralaterální a m. gluteus maximus. Pořadí nástupu aktivace svalů při stereotypu v kyčelním kyčelním kloubu u druhého a třetího měření bylo: m. biceps femoris, m. gluteus maximus, m. erector spinae kontralaterální, m. erectors spinae ipsilaterální.
6. Statisticky významný rozdíl v pořadí nástupu m. gluteus maximus, m. biceps femoris, mm. erectors spinae dex. et sin. mezi prvním, druhým a třetím byl nalezen pro hodnoty prvního a druhého měření u m. gluteus maximus a m. erector spinae homolaterální.

8 SOUHRN

Pánevní oblast je choulostivou křižovatkou v lidském těle, ve které se často promítají či objevují různé dysfunkce, které mohou být zapříčiněny různým onemocněním, statickým přetěžováním či nedostatkem pohybu.

V teoretické části diplomové práce byly shrnuty kineziologické a biomechanické poznatky o pánevní oblasti, dále byl podán souhrn studií zabývajících se oslabením a facilitací m. gluteus maximus, timingem svalů u extenze v kyčelním kloubu, ovlivněním timingu svalů po intervenci. Teoretická část obsahuje také poznatky o povrchové elektromyografii.

V rámci studie jsme se zabývali nástupem aktivace svalů m. biceps femoris, m. gluteus maximus, m. erector spinae kontralaterální a m. erector spinae ipsilaterální při extenzi stereotypu extenze v kyčelním kloubu u probadů s dolním zkříženým syndromem před jednorázovým cvičením (první měření), po jednorázovém cvičení (druhé měření) a po dvouměsíčním cvičení (třetí měření). K vyhodnocení času nástupu aktivace zkoumaných svalů byla použita vícekanálová povrchová elektromyografie.

Výsledky studie ukázaly na změněný nástup aktivace m. gluteus maximus, m. erector spinae kontralaterální a m. erector spinae ipsilaterální při extenzi stereotypu extenze v kyčelním kloubu u druhého a třetího měření v porovnání s prvním měřením. Pořadí nástupu aktivace studovaných svalů se mezi prvním a druhým a prvním a třetím měřením pozměnilo. Pořadí nástupu aktivace svalů při stereotypu v kyčelním kloubu u prvního měření : m. biceps femoris m. erector spinae ipsilaterální, m. erector spinae kontralaterální a m. gluteus maximus. Pořadí nástupu aktivace svalů při stereotypu v kyčelním kloubu u druhého a třetího měření: m. biceps femoris, m. gluteus maximus, m. erector spinae kontralaterální, m. erector spinae ipsilaterální.

9 SUMMARY

Pelvic area is a delicate cross-road in human body, in which various dysfunctions often present themselves. These may be caused by different illnesses, static overload or by the lack of movement.

In the theoretical part of this diploma thesis, kineziologic and biomechanical knowledge about pelvic area was summed up. Moreover, summary of studies focusing on the weakness and facilitation of gluteus maximus muscle, muscle timing during the extension in the hip joint and alteration of this timing after intervention was presented in this section as well. Theoretical part also includes comments about surface electromyography.

In this study, we were focusing on the activation sequence of biceps femoris, gluteus maximus, erector spinae contralateral and ipsilateral muscles during extension stereotype in the hip joint in people with lower crossed syndrome before one-time exercise (first measurement), after one-time exercise (second measurement) and after two months of exercise (third measurement). We used multichannel surface electromyography for objectification of the activating sequence of the studied muscles.

Results of our study showed a difference in the time of activation onset of gluteus maximus, erector spinae contralateral and ipsilateral muscles during extension stereotype in the hip joint in the second and third measurement compared to the first one. The activation sequence of studied muscles changed between the first and the second, as well as between the first and the third measurements. The activation sequence of muscles during the hip joint stereotype in the first measurement was as follows: biceps femoris, erector spinae ipsilateral, erector spinae contralateral and gluteus maximus. The sequence in the second and third measurements was: biceps femoris, gluteus maximus, erector spinae contralateral and erector spinae ipsilateral.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Arab, A., Ghamkhar, L., Emami, M., & Nourbakhsh, M. (2011). Altered muscular activation during prone hip extension in women with and without low back pain. *Chiropractic & Manual Therapies*, 19, 18.
- Arokoski, J., Kanpaanpaa, M., & Valta, T. (1999). Back and hip extensor function during therapeutic exercises. *Phys Med Rehabil*, 80, 842-850
- Atha, J.(1981). Strengthening muscle. *Exerc Sport Sci Rev*; 9, 1-73
- Ayotte, N. W., Stetts, D. M., Keenan, G., & Greenway, E. H. (2007). Electromyographical analysis of selected lower extremity muscles during 5 unilateral weight-bearing exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 37, 48-55.
- Basmajian, J. V., & De Luca, C.J. (1985). *Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography*. Baltimor: Williams and Wilkins.
- Beutler, A. I., Cooper, L. W., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. Jr.(2002). Electromyographic analysis of singleleg, closed chain exercises: implications for rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Athl Train.* 37, 13-18.
- Bijak, M., Rakos, M., Hofer, Ch., Mayr, W., Strohhofer, M., Raschka, D., & Kern, H. (2005). Stimulation Parameter Optimizing for FES Supported Standing up and Walking in SCI Patinets. *Artificial Organs*, 29,220.
- Bolglia, L. A., & Uhl, T.L. (2005). Electromyographic analysis of hip rehabilitation exercises in a group of healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther.* 35, 487-494.
- Bullock-Saxton, J. E., Janda, V., & Bullock, M. I. (1994): The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *International Journal of Sports Medicine*, 15, 130-134.
- Bullock-saxton, J. (1994). Local sensation changes and altered hip muscle function following severe ankle sprain. *Phys Ther*, 14, 17-31.

- Bruno, P. & Bagust, J. (2007). An investigation into motor pattern differences used during prone hip extension between subjects with and without low back pain. *Clinical Chiropractic*, 10, 68-80.
- Callaghan, J., Gunning J., & McGill, S. (1998). The relationship between lumbar spine load and muscle activity during extensor exercises. *Phys Ther*, 78(1), 8-18.
- Clarke, K. & Buckley, W. (1980). Women's injuries in collegiate sports: a preliminary comparative overview of three seasons. *Am J Sport Med*, 8, 187-191.
- Clancy, E. A., Farina, D., & Filligoi, G. (2004). Single channel techniques for information extraction from the surface emg signal. *Electromyography: Physiology, engineering and non-invasive applications*. New Jersey: John Wiley & sons.
- Clark, V., & Burden, A. (2005). A 4-week wobble board exercise programme improved muscle onset latency and perceived stability in individuals with a functionally unstable ankle. *Physical Therapy in Sport*, 6, 181-187.
- Clark, B. C., Manini, T. M., Mayer, J.M., Ploutz-Snyder, L. L., & Graves, J. E. (2002). Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. *Archives of Physical Medical Rehabilitation*, 83, 1547-1552.
- Craik, R., & Oatis, C. (1995). *Gait analysis. Theory and application*. St.Louis, Missouri: Mosby-Year Book, Inc.
- Čermák, J., Chvátalová, O., & Botlíková, V. (1994). *Záda už mě nebolí*. 2. vyd. Praha: Nakladatelství Svojk a Vašut.
- Číhák, R. (1987). *Anatomie*. Praha: Avicenum.
- De Luca, C., J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13, 135-163.
- De Luca, C., J. (1993). *The use of surface Electromyography in Biomechanics*. The International Society for Biomechanics. Retrieved 29.3.2012 from World Wide Web: <http://www.delsys.com>
- Dufe, J. (1995). *Elektromyografie*. Brno: institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.

- Falla, D., Hodges, P., Jull, G., Vincenzino, B. (2009). The effect of therapeutic exercise on activation of the deep cervical flexor muscles in people with chronic neck pain. *Manual Therapy, 14*, 696-701.
- Fernandes, N., Allison, G., & Hopper, D. (2000). Peroneal latency in normal and injured ankles at varying angles of perturbation. *Clinical Orthopedics and Related Research, 375*, 193-201.
- Fitzgerald, G., Axe, M., & Snyder-Mackler, L. (2000). The efficacy of perturbation training in nonoperative anterior cruciate ligament rehabilitation programs for physically active individuals. *Phys Ther, 80*, 128-140.
- Fitzgerald, G., Axe, M., & Snyder-Mackler, L. (2000). Proposed practice guidelines for nonoperative anterior cruciate ligament rehabilitation programs for physically active individuals. *J Orthop Sports Phys Ther, 30*, 194-203.
- Fleck, S. J., Schutt, & R. C. Jr. (1983). Types of strength training. *Orthop Clin North Am., 14*, 449-458.
- Guimarães, C., Sakamoto, A., Laurentino, G., & Teixeira-Salmela, L. (2010). Electromyographic activity during active prone hip extension did not discriminate individuals with and without low back pain. *Rev Bras Fisioter, 14(4)*, 351-7.
- Hagg, G. M., Melin, B., & Kadefors, R. (2004). Applications in ergonomics. *Electromyography: Physiology, engineering and non-invasive applications*. New Jersey: John Wiley & sons.
- Hamil, J., & Knutzen, K. (1995). *Biomechanical Basis of Human Movement*. USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Henry, S. & Westervelt, K. (2005). The use of real-time ultrasound feedback in teaching abdominal hollowing exercises to healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther, 35*, 338-345.
- Hermens, H., J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development for recommendation for SEMG sensors placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 10(5)*, 361-374.

- Hewett, T. E., Lindenfeld, T. N., Riccobene, J. V., Noyes, F. R. (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *Am J Sports Med.*, 27, 699-706.
- Hodges, P. (2003). Core stability exercise in chronic low back pain. *Orthop Clin North Am*, 34, 245-254.
- Hodges, P., Tsao, H. (2006). Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, 559-567.
- Hopman-Rock, M., & Westhoff, H. (2000). The effects of a health educational and exercise program for older adults with osteoarthritis for the hip or knee. *J Rheumatol*, 27, 1947-54.
- Hughes, L., Seymour, B., Campbell, T., Huber, G., Pollak, N., Sharma, L., & Desai, P. (2006). Long-term impact of fit and strong on older adults with osteoarthritis. *Gerontologist*, 46, 801-14.
- Hughes, L., Seymour, B., Campbell, R., Pollak, N., Huber, G., & Sharma, L. (2004). Impact of the fit and strong intervention on older adults with osteoarthritis. *Gerontologist*, 44, 217-28.
- Hutchinsen, M., Laprade, R., Burnett, Q., Moss, R., & Tepstra, J. (1995). Injury surveillance at the USTA Boy's tennis Championships: a 6-year study. *Med Sci Sports Exerc*, 27, 826-830.
- Chmielewski, T., Rudolph, K., & Snyder-Mackler, L. (2001). Development of dynamic knee stability after acute ACL injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, 267-274.
- Janda, V. (1999). Ke vztahům mezi strukturami a funkčními změnami pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 6 – 8.
- Janda, V. (1978). Muscles, central nervous motor regulation and back problems. In: Korr, I., editor (1978). *The neurologicc mechanism in manipulative therapy*. New York & London: Plenum Press.

- Jaramillo, J., Worrell, T., Ingersoll, C. (1994). Hip isometric strength following knee surgery. *J Orthop Sport Phys Ther*, 20,160-165.
- Jenkins, D. (1998). *Hollinshead's functional anatomy of the limbs and back*. Philadelphia: London.
- Jonckheere, P., & Pattyn, J. (1998). *Myofascial muscle chains*. Belgium
- Jull, G., Falla, D., Vincenzino, B., & Hodges, P. (2009). The effect of therapeutic exercise on action of the deep cervical flexor muscles in people with chronic neck pain. *Manual Therapy*, 14, 696-701.
- Kankaapaa, M., Taimela, S., Laaksonen, D., Hanninen, O., & Airaksinen, O. (1998). Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil*, 79,412-417.
- Kapandji, I. (1987). *Physiology of the Joints. Volume Two*. Churchill Livingstone: 1987.
- Kerrigan, D., Todd M., & Della Croce, U. (1998). Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil*, 77, 2-6.
- Kolář et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén: 2009.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG*. A practical introduction to Kinesiological Electromyography. Retrieved from World Wide Web: <http://demotu.org/aulas/control/ABCofEMG.pdf>
- Konrad, P., Schmitz, K., & Denner, A. (2001): Neuromuscular evaluation of trunk-training exercises. *Journal of Athletic Training*, (36)2, 109-118.
- Kendall, F., McCreary, E., & Provance, P. (1993): *Muscles testing and function*. Baltimore: Williams & Wilkin.
- Lanese, R., Strauss, R., Leizman, D., & Rotondi, A. (1990). Injury and disability in matched men's and women's intercollegiate sports. *Am J Public Health*, 80, 1459-1462.
- Latash, M. L. (1998). *Neurophysiological basis of movement*. Champaign: Human kinetics.

- Lehman, G., Lennon, D., Tresidder, B., Rayfield, B., & Poschar, M. (2004). Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 5, 3.
- Lehman, G. (2006). The trunk and hip muscle recruitment patterns during the prone leg extension following a lateral ankle sprain: A prospective case study pre and post injury. *Chiropractic & Osteopathy*, 14, 1-4.
- Lieberman, D., Raichlen, D., Pontzer, H., Bramble, D., & Cutright-Smith, E. (2006). The human gluteus maximus and its role in running. *J Exp Biol*, 209, 2143-2155.
- Leinonen, V., Kankaapää, M., Airaksinen, O., & Hanninen, O. (2000). Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Archives of Physical Medical Rehabilitation*, 81, 32-37.
- Lewit, K. (1991). *Manipulative therapy in rehabilitation of the locomotor system*. 2nd edition. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Lephart, S. M., Abt, J. P., & Ferris, C. M. (2005). Neuromuscular and biomechanical characteristic changes in high school athletes: a plyometric versus basic resistance program. *Br J Sports Med.*, 39, 932-938.
- Lewit, K. (1998). Někteřá řetězení funkčních poruch ve světle koaktivačních svalových vzorců na základě vývojové neurologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 148 – 151.
- Liebenson, C. (1997). Faulty movement patterns as a cause of articular dysfunction. *Dynamic Chiropractic*, 15.
- Luttgens, K. & Hamilton, N. (1997). *Kinesiology, Scientific basis of human motion*. Dubuque: McGraw-Hill Companies, Inc.
- Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., & Watanabe, D. S. (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *Am J Sports Med.*, 33, 1003-1010.
- Marzke, M.W., Longhill, J. M., & Rasmussen, S. A. (1988): Gluteus maximus muscle function and the origin of hominid bipedality. *American Journal of Physical Anthropology.*, 77, 519-528.

Montgomery, W., Pink, M., & Perry, J. (1994). Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running. *American Journal of Sports Medicine*, 22, 272-278.

Mooney, V., Pozos, R., Vleeming, A., Gulick, J., & Swenski, D. (2001). Exercise treatment for sacroiliac pain. *Orthopedics*, 24(1), 29-32.

Myer, G. D., Ford, K. R., Brent, J. L., & Hewett, T.E. (2006). The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. *J Strength Cond Res.*, 20, 345-353.

Myosystem 1400A: Uživatelská příručka (Brožura). (2002). USA: Noraxon.

Nadler, S., Malanga, G., Feinberg, J., Prybicien, M., Stitik, T., & DePrince, M. (2001). Relationship Between Hip Muscle Imbalance and Occurrence of Low Back Pain in Collegiate Athletes. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 80, 572-577.

Nadler, S., Malanga, G., Feinberg, J., M., Stitik, T., & DePrince, M. (2000). Relationship Between Lower Extremity Injury, Low Back Pain, and Hip Muscle Strength in Male and Female Collegiate Athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 10, 89-97.

Nicholas, T. (1993). A biomechanical perspective of the integrative actions of spinal reflex circuitry controlling the cat hind limb. *IUPS abstr*, 55(6),170/10.

Nygren Pierce, M., & Lee, W. (1990). Muscle firing order during active hip prone extension. *J Orthop Sports Phys Ther*, 12(1), 2-9.

Osborne, M., Chou, L., Laskowski, E., Smith, J., & Kaufman, K. (2001). The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. *American Journal of Sports Medicine*, 29, 627-632.

Panjabi, M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part 1. Function, dysfunction, adaption and enhancement. *J Spinal Disrod Tech*, 5, 383-389.

Rodová, D. (2002). *Hodnocení činnosti kosterního svalstva povrchovou elektromyografií*. Disertační práce, Univerzita Palackého, fakulta tělesné kultury, Olomouc.

- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Regabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 173-177.
- Sahrmann, S. (2002). *Diagnosis and threatment of movement impairment syndromes*. Missouri: Mosby, Inc.
- Sakamoto, A., Teixeira-Salmela, L., de Paula-Goulart, F., de Moraes Faria, C., & Guimaraes, C. (2009). Muscular activation patterns during active prone hip extension exercises. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(1), 105-112.
- SENIAM – project management Group (1999). Retrieved 29.3. 2012 from World Wide Web: <http://www.Seniam.org>
- Sheth, P., Bing, Y., Laskowsku, E., & Kai-Nan, A. (1997). Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. *American Journal of Sports Medicine*, 25, 538-543.
- Soderberg, G., & Knutson, L. (2000). A guide for Use and Interpretation of kinesiologic Electromyographic Data. *Physical Therapy*, 80(5), 485-498.
- Soderberg, G. (Ed.) (1992). *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: Expert Perspectives*. Rockville: US department of health and human services. Public health service.
- Souza, G. M., Baker, L. L, & Power, C.M. (2001): Electromyographic activity of selected trunk muscles during dynamic spine stabilization exercises. *Archives of Physical Medical Rehabilitation*, 82, 1551-1557.
- Stevens, V., Vleeming, A., Bouche, K. Mahieu, N, Vanderstraeten, G., & Danneels, L. (2006). Electromyographic activity of trunk and hip muscles during stabilization exercises in four-point kneeling in healthy volunteers. *Eur Spine*, 16, 711–718.
- Tanner, J. (1995). *Co s bolavými zády*. 1. Vyd. Bratislava: Perfekt.
- Travell, J. (1993). Adductor muscles of the hip. In Travell, J., *Myofascial pain and dysfunction: The trigger piont manual, Vol. 2 The lower extremities*. Williams & Wilkins: Baltimore.

- Tyldeslay, B., Grieve, J. (1996). *Muscles, nerves and movement. Kinesiology in daily living*. Tokyo: Blackwell science.
- Tyler, T. F., Nicholas, S. J., Mullaney, M.J., & McHugh, M. P. (2006). The role of hip muscle function in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Am J Sports Med.*, 34, 630-636.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada publishing.
- Vleeming, A., Van Wingerden, J. P., Snijders, C. J., Stoeckart, R., & Stijnen, T. (1989). Load application to the sacrotuberous ligament; influences on sacroiliac joint mechanics. *Clinical Biomechanics*, 4, 204-209.
- Vogt, L., & Banzer, W. (1997). Dynamic testing of motor stereotype in prone hip extension from neutral position. *Clinical Biomechanics*, 12(2), 122-127.
- Vogt, L., Pfeifer, K., & Banzer, W. (2003). Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Manual Therapy*, 8(1), 21-28.
- Wagner, T., Behnia, N., Ancheta, W., Shen, R., Farrokhi, S., & Powers, C. (2010). Strengthening and neuromuscular reeducation of the gluteus maximus in a triathlete with exercises-associated cramping of the hamstrings. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(2), 112-119.
- Wang, T-J., Belza, B., Elaine Thompson, F., Whitney, D., & Bennett, K. (2007). Effects of aquatic exercise on flexibility, strength and aerobic fitness in adults with osteoarthritis of the hip or knee. *J Adv Nurs*, 57, 141-52.
- Wilk, K.E., Escamilla, R. F., Fleisig, G.S., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., & Boyd, M. L. (1996). A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am J Sports Med.*, 24, 518-527.
- Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor kontrol of human movement*. New Jersey: John Wiley & sons.

Worrell, T. W., Crisp, E., & LaRosa, C. (1998): Electromyographic reliability and analysis of selected lower extremity muscles during lateral step-up conditions. *Journal of Athletic Training*, (33)2, 156-163.

Yanac, E. (2010). *Hodnocení svalové aktivity v lumbopelvifemorální oblasti v modelových pohybových aktivitách pomocí povrchové elektromyografie*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

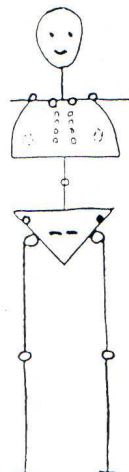
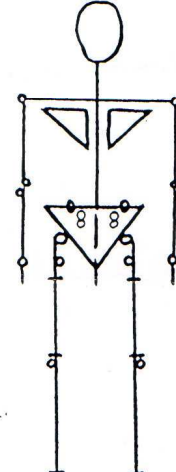

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Kineziologický rozbor

KINEZILOGICKÝ ROZBOR

Jméno F.č.

Vyvěšička ↓ zkrácený ↗ oslabený ✖ blok ✕ trigger

Oslabené svaly	L	P
hluboké flexory krku		
dolní fixátory lopatek		
plňmé břišní svaly		
šikmé břišní svaly		
m. gluteus maximus		
m. gluteus medius		
m. rectus femoris		
m. vastus medialis		
m. tibialis anterior		
Zkrácené svaly	L	P
hluboké extenzory lůž		
horní trapéz		
m. levator scapulae		
m. sternocleidomastoideus		
mm. scaleni		
m. pectoralis major		
m. pectoralis minor		
paravertebrální C		
paravertebrální C-TH		
paravertebrální TH		
paravertebrální TH-L		
paravertebrální L		
m. iliopsoas		
m. tensor fasciae latae		
m. rectus femoris		
adduktory dlouhé		
adduktory krátké		
hamstrings		
m. soleus		
m. tibialis posterior		
Ostatní	L	P
lig. sacrotiaicum		
lig. iliolumbale		
spine sign		
fenomen předbíhání		
Lassegue		
rotace horní C		
rotace dolní C		
rotace C-TH		
TH-rotace, retro, ante		

zátěž na dvou vahách I.

zátěž na dvou vahách II.

Poznámky, ostatní:

Datum Podpis:

Příloha 2. Dotazník o provedení cvičení

Dotazník o provedení cvičební jednotky - facilitace m. gluteus maximus

Jméno a příjmení:

Datum narození (věk):

Cvičení jednotka	Datum	Doba započetí	Doba ukončení	Provedeny cviky č.	Poznámka
1.					
2.					
3.					
4.					
5.					
6.					
7.					
8.					
9.					
10.					
11.					
12.					
13.					
14.					
15.					
16.					
17.					
18.					
19.					

Příloha 3. Přehled cviků pro facilitaci m. gluteus maximus

Přehled cviků pro facilitaci m. gluteus maximus:

Zakopávání oběma nohama (Obrázek 1)

Výchozí poloha: cvičenec leží na břiše, hlava je opřena o čelo.

Cvičenec zakopává oběma nohama, po třetím zakopnutí propne nohy a spojené ruce za zády a vytvoří lod'ku. Paty musí být neustále u sebe.



Obrázek 1. Zakopávání oběma nohama

Kyvadlo (Obrázek 2)

Výchozí poloha: cvičenec leží na boku, svrchní horní končetina se opírá před trupem, svrchní dolní končetina je položena na spodní dolní končetině.

Cvičenec provádí svrchní dolní končetinou kývavé pohyby směrem před a za trup, pánev zůstává ve stejné pozici v průběhu celého cviku.



Obrázek 2. Kyvadlo

Most (Obrázek 3)

Výchozí poloha: cvičenec leží na zádech, horní končetiny spočívají podél těla, dolní končetiny jsou pokrčeny.

Cvičenec pomalou rychlostí nadzvedává pánev až do úrovně nadzvednutí hrudní páteře.

V této horní poloze mostu může cvičenec provádět malé hmity pánví o rozsahu 2cm.



Obrázek 3. Most

Zakopávání na čtyřech (Obrázek 4)

Výchozí poloha: cvičenec spočívá v poloze klečmo na čtyřech. Zápěstí spočívají pod ramenními klouby, kolenní klouby cvičenců pod klouby kyčelními.

Cvičenec provádí zakopávání pokrčené DK. V této horní poloze dolní končetiny může cvičenec provádět danou dolní končetinou malé hmity o rozsahu 2cm.



Obrázek 4. Zakopávání na čtyřech

Škeble v leže na boku (Obrázek 5)

Výchozí poloha: cvičenec leží na boku, svrchní horní končetina se opírá před trupem, obě dolní končetiny jsou pokrčeny, svrchní dolní končetina je položena na spodní dolní končetině.

Cvičenec unožuje pokrčenou svrchní dolní končetinu s tím, že ploska nohy svrchní dolní končetiny neustále spočívá na plosce spodní dolní končetiny.



Obrázek 5. Škeble v leže na boku

Výpad (Obrázek 6)

Výchozí poloha: cvičenec zaujímá polohu vestoje s dolními končetinami umístěnými na šířku pánve.

Cvičenec provádí výpad dopředu i do boku. V konečné pozici dolní končetiny ve výpadu může cvičenec provádět pánví malé hmoty o rozsahu 2cm.



Obrázek 6. Výpad

Poloviční dřepy (Obrázek 7)

Výchozí poloha: cvičenec zaujímá polohu vestoje s dolními končetinami umístěnými na šířku pánve.

Cvičenec provádí podřep v rozsahu 10 cm



Obrázek 7. Poloviční dřep

Příloha 4. Popisné statistiky hodnocených svalů při extenzi v pravém kyčelním kloubu u skupiny osob s dolním zkříženým syndromem.

Proměnná	Popisné statistiky (DP EMG)					
	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
1 GMAX	20	-0,088050	-0,153500	-0,47000	0,682000	0,281024
1 BF	20	-0,335000	-0,292500	-0,57000	-0,140000	0,129290
1 ES H	20	-0,215500	-0,259000	-0,67600	0,900000	0,298834
1 ES K	20	-0,237150	-0,241500	-0,47600	0,049000	0,118798
2 GMAX	20	-0,250600	-0,246000	-0,70000	0,310000	0,225870
2BF	20	-0,290200	-0,271500	-1,05000	0,356000	0,258258
2 ES H	20	-0,191950	-0,208000	-0,42000	0,278000	0,149643
2 ES K	20	-0,205750	-0,202500	-0,42500	-0,070000	0,108808
3 GMAX	20	-0,238400	-0,213500	-0,69000	0,180000	0,204912
3 BF	20	-0,301950	-0,285000	-0,78000	-0,072000	0,154113
3 ES H	20	-0,154100	-0,189000	-0,82000	0,276000	0,233092
3 ES K	20	-0,175600	-0,200500	-0,87000	0,356000	0,272145

Legenda:

1,2,3 GMAX.....první, druhé, třetí měření m. gluteus maximus dexter

1,2,3 BF.....první, druhé, třetí měření m. biceps femoris dexter

1,2,3 ES H.....první, druhé, třetí měření mm. rectores spinae homolaterální

1,2,3 ES K.....první, druhé, třetí měření mm. rectores spinae kontralaterální

N platných.....počet osob ve skupině

Sm.Odch.....směrodatná odchylka

Příloha 5. Nástup aktivace zkoumaných svalů u dvaceti probandů.

Zapojení	1 GMAX	1 BF	1 ES H	1 ES K	2 GMAX	2 BF	2 ES H	2 ES K	3 GMAX	3 BF	3 ES H	3 ES K
1.	0,063	-0,478	-0,356	-0,278	0,078	0,356	0,278	-0,078	-0,356	-0,278	0,078	0,356
2.	0,168	-0,146	-0,144	-0,156	-0,231	-0,263	-0,42	-0,425	-0,354	-0,174	-0,189	-0,234
3.	-0,234	-0,432	0,9	-0,306	-0,7	-0,44	-0,2	-0,397	-0,349	-0,178	0,004	-0,076
4.	0,404	-0,288	-0,159	-0,111	-0,424	-0,088	-0,376	-0,096	-0,204	-0,072	-0,156	-0,138
5.	0,029	-0,255	-0,213	0,049	-0,084	-0,208	-0,175	-0,164	-0,171	-0,24	-0,157	-0,155
6.	-0,3	-0,248	-0,296	-0,308	-0,016	-0,256	-0,37	-0,373	0,064	-0,224	0,166	0,288
7.	-0,09	-0,33	-0,169	-0,169	-0,198	-0,205	-0,211	-0,229	-0,064	-0,292	-0,208	-0,224
8.	-0,195	-0,355	-0,26	-0,18	-0,511	-0,28	-0,112	-0,077	-0,504	-0,42	0,276	0,269
9.	-0,112	-0,264	-0,192	-0,196	-0,395	-0,595	-0,32	-0,205	-0,432	-0,534	-0,228	-0,108
10.	-0,47	-0,541	-0,676	-0,476	-0,216	-0,356	-0,206	-0,259	-0,16	-0,185	-0,195	-0,296
11.	-0,042	-0,57	-0,342	-0,44	-0,176	-0,42	-0,261	-0,317	-0,173	-0,402	-0,408	-0,424
12.	0,132	-0,14	-0,056	-0,14	-0,323	-0,413	-0,06	-0,07	-0,223	-0,327	-0,201	-0,185
13.	-0,352	-0,336	-0,304	-0,328	-0,225	-0,28	-0,247	-0,247	-0,294	-0,335	0,117	-0,368
14.	-0,048	-0,295	-0,279	-0,247	-0,261	-0,305	-0,261	-0,25	-0,262	-0,314	-0,288	-0,275
15.	-0,243	-0,258	-0,258	-0,243	-0,271	-0,241	-0,066	-0,116	-0,168	-0,216	-0,24	-0,372
16.	-0,198	-0,207	-0,162	-0,135	-0,281	-0,171	-0,099	-0,099	-0,05	-0,36	-0,32	-0,33
17.	-0,26	-0,29	-0,399	-0,24	-0,28	-0,21	-0,21	-0,2	-0,69	-0,78	-0,82	-0,87
18.	0,682	-0,55	-0,132	-0,198	0,31	-0,29	-0,17	-0,16	0,18	-0,24	-0,07	-0,1
19.	-0,255	-0,255	-0,285	-0,3	-0,206	-0,089	-0,115	-0,129	-0,072	-0,306	-0,189	-0,216
20.	-0,44	-0,462	-0,528	-0,341	-0,602	-1,05	-0,238	-0,224	-0,486	-0,162	-0,054	-0,054

Legenda k tabulce:

1,2,3 GMAX.....první, druhé, třetí měření čas nástupu aktivace m. gluteus maximus dexter (sekundy)

1,2,3 BF.....první, druhé, třetí měření čas nástupu aktivace m. biceps femoris dexter (sekundy)

1,2,3 ES H.....první, druhé, třetí měření čas nástupu aktivace mm. rectores spinae homolaterální (sekundy)

1,2,3 ES K.....první, druhé, třetí měření čas nástupu aktivace mm. rectores spinae kontralaterální (sekundy)

1.-20.....dvacet probandů