UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

# Strategie stabilizace postury při stoji na labilní ploše a při aplikaci válce s vodou

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce

**Ing. František Lopot, Ph.D.**

Vypracoval:

**Bc. Lukáš Láncz**

Praha, 2019

**Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne …… Podpis……

Bc. Lukáš Láncz

## Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval vedoucímu své práce Ing. Františkovi Lopotovi Ph. D za vedení práce, trpělivost, čas, a cenné rady. Dále bych velmi rád poděkoval MUDr. Ditě Hylmarové za pomoc při uvedení do problematiky elektromyografie při a vyhodnocováním naměřených dat z elektromyografu. Další díky patří Ing. Skalickému a Ing. Dubovi za cennou pomoc s programem Matlab a všem probandům, kteří projevili ochotu a trpělivost a pomohli mi se sběrem dat. V neposlední řadě bych rád poděkoval rodině a přítelkyni za podporu při tvorbě práce.

# Abstrakt

**Název práce** Strategie stabilizace postury při stoji na labilní ploše a při aplikaci válce s vodou

**Cíle**: Cílem práce je zjistit míru aktivace (MA) vybraných svalů při provedení výpadu na nestabilní plochu a s válcem s vodou (aquabag), volbu posturálních strategií při rozdílném působení podmětů vytvářejících nestabilní prostředí a vytvoření metodiky pro měření a zpracování dat.

**Metody:** Do této pilotní studie bylo zahrnuto 5 probandů. Do výsledků studie byli nakonec zahrnuti pouze 3 probandi. Měření míry svalové aktivace bylo provedeno pomocí povrchového EMG nad svaly musculus gluteus medius a musculi multifidi bilaterálně. Pro zpracování dat bylo využito systému Origin 2020. Posturální stabilita byla měřena pomocí silových desek Kistler a následně byla data zpracována systémem Bioware, MS Excel a Matlab. Pro analýzu získaných dat EMG měření bylo využito prostého porovnání, pro analýzu dat systému Kistler bylo využito statistické metody t-test.

**Výsledky**: Z výsledků práce vyplývá, že pozice ve výpadu s aquabagem vyvolává zvýšenou míru aktivace u většiny měřených svalů, vyjma mm. Multifidi nedominantní dolní končetiny, v porovnání s výpadem na labilní plošinu. Dále bylo prokázáno, že se proces stabilizace postury ve výpadu, při aplikaci aquabagu nebo labilní plošiny při statickém zatížení, neliší.



**Klíčová slova:** Proces stabilizace, sEMG, Kistler, Aquabag, fyzioterapie, rehabilitace, posturální stabilita, stabilometrie. labilní plocha, metodologie

# Abstract

**Title**: Strategy of postural stabilisation using unstable surface and water barrel.

**Objectives:** The aim of this study is to investigate the level of muscle actiavtion of choosen muscles during lunge on unstable surface or with using water barrel. Investigation of the postural strategy used during lunge orn unstable surface or with the water barrel and creation of methodology for measurment and data analysis.

**Methods:** Into this pilot study, there were picked 5 people (athletes). Data for outcomes where used from 3 athletes. The measurement of level of muscle activation were done by surface electromyography over gluteus medius muscle and musculi multifidii bilaterally.For data procession was used software Origin 2012 Postural stability was measured through force plates by Kistler and gained data were procesed by using software programmes Bioware, MS Excel and Matlab. For data analysis from EMG measurement was used simple comparasion of outcomes. Stabilometry outcomes were analysed by statistical methode t-test.

**Results:** The results indicate greater level of muscle activation during lunge with aquabag than lunge on unstable surface for most of the measured muscles. The only exception, where level of muscle activity was higher, was multifidi muscle on rear leg. Another outcome proved that the postural strategy during lunge on unstable surface or using aquabag does not differ, under static conditions.



**Keywords:** Process of postural stabilisation, Kistler, surface electromyography, physiotherapy, rehabilitation, unstable surface, stabilometry, methodology

# Obsah

1. Úvod ... 8
2. Cíl práce ... 11
3. Základní teoretická východiska ... 12
3.1. Postura ... 12
3.2. Posturální stabilita a proces stabilizace postury ... 12
3.3. Strategie stabilizace ... 14
3.3.1. „Fixed support“ strategie ... 15
3.3.2. Change in support strategie ... 16
3.4. Řízení a kontrola motoriky ... 17
3.4.1. Míšní úroveň ... 18
3.4.2. Subkortikální úroveň ... 19
3.4.3. Kortikální úroveň ... 21
3.5. Hluboký stabilizační systém páteře a stabilizátory pánve ... 21
3.5.1. Abdominální svaly ... 22
3.5.2. Svaly pánevního dna (diaphragma pelvis) ... 23
3.5.3. Hluboké flexory krku ... 23
3.5.4. Gluteální svaly ... 24
3.5.5. Musculi Multifidii ... 25
3.6. Používané měřící technologie ... 27
3.6.1. Elektromyografická analýza ... 27
3.6.2. Stabilometrie ... 31
3.6.3. Kinematická analýza ... 32
4. Cíl, vědecká otázka a hypotézy práce ... 33
4.1. Cíl práce ... 33
4.2. Úkoly práce ... 33
4.3. Hypotézy a výzkumné otázky ... 33
5. Metodika práce ... 35
5.1. Experiment ... 35
5.2. Vymezení a omezení práce ... 35
5.3. Charakteristika práce ... 35
5.4. Charakteristika souboru ... 36
5.5. Cvičební pomůcky ... 37

5.5.1. Aquabag ..... 37
5.5.2. Sandbag ..... 38
5.5.1. Labilní plocha ..... 39
5.6. Instrumentace ..... 39
5.6.1. Qualisys ..... 39
5.6.2. Kistler ..... 40
5.6.3. EMG ..... 41
5.7. Zvolená postura ..... 43
5.8. Zpracování dat ..... 46
5.8.1. Zpracování dat z EMG ..... 46
5.9. Zpracování dat z Kistler ..... 49
6. Výsledky ..... 53
6.1. Výsledky ze systému EMG ..... 53
6.1.1. Proband č 1 ..... 53
6.1.1. Srovnání dominantní DK – m. Gluteus Medius ..... 58
6.1.2. Srovnání nedominantní DK – m. Gluteus Medius ..... 60
6.1.3. Srovnání dominantní DK – mm. Multifidii ..... 63
6.1.1. Srovnání nedominantní DK – mm. Multifidii ..... 66
7. Výsledky ze systému Kistler ..... 69
8. Diskuze ..... 71
9. Limity práce ..... 74
10. Závěr ..... 75
11. Zdroje ..... 76
Seznam příloh ..... 83

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

| | |
|---|---|
| ADL | Aktivity denního života |
| Ach | Acetylcholin |
| AP | Akční potenciál |
| BOS | opěrná báze |
| cit. | citováno |
| CNS | Centrální nervová soustava |
| COM | těžiště |
| COP | centrum tlaku |
| CNS | Centrální nervová soustava |
| č. | číslo |
| EMG | elektromyografie |
| FTVS | Fakulta tělesné výchovy a sportu |
| GM | gluteus medius |
| HSSP | Hluboký stabilizační systém |
| Hz | Hertz |
| LDK | levá dolní končetina |
| LP | labilní plošina |
| m. | musculus |
| mm. | musculi |
| MA | Míra aktivace svalu |
| MJ | Motorická jednotka |
| MIK | maxilmální izometrická kontrakce |
| MS | Microsoft |
| N | newton |
| PDK - | pravá dolní končetina |

| | |
|---|---|
| sEMG | povrchové měření EMG |
| RMS | root mean square |
| VS | volný stoj |

# 1.Úvod

Dobré zajištění posturální stability je také základním předpokladem pro bezpečnou a spolehlivou motoriku. Postura je poloha, z jejíchž základů vychází cílený pohyb a pokud není dostatečně dobrá, ani pohyb který z polohy vychází, nemůže být kvalitně proveden. Pro člověka je druhové specifické vzpřímené držení těla, které lze definovat jako uspořádání pohybových segmentů ve vertikále řízených z CNS. Dle Véleho (2006) je vzpřímené držení těla dynamický proces, do kterého se zapojují i dechové pohyby. Udržení vzpřímeného držení těla mají na starosti zejména svaly, jako součást aktivního antigravitačního systému společně s CNS, a jejich vyvážená aktivita.

Ve rámci sportovní přípravy a rehabilitace a všude tam, kde je o zlepšení svalové spolupráce, je možné se setkat s nejrůznějšími pomůckami na vytvoření nestabilního podloží. Cílem cvičení na labilních plochách je zlepšit svalovou koordinaci a celkovou stabilitu simulováním podmínek běžného života nebo specifik pro určitý sport. Takovéto cvičení má bezpochyby vliv na aktivaci a posílení stabilizátorů pánve a posílení HSSP (hluboký stabilizační systém páteře), nezbytných pro vykonávání ADL a mobilitu. Ve sportu jsou tyto dvě věci důležité zejména pro prevenci poranění a zkvalitnění pohybu z hlediska efektivity a ekonomiky. Zejména při kontaktním druhu sportu (fotbal, hokej ad.) dochází při střetu s protihráčem k působení síly ve velké většině případů na horní polovinu těla, zatímco podklad, na kterém se hráč pohybuje je stabilní. Neoddiskutovatelný je i pozitivní vliv cvičení s využitím labilních ploch, či jiných pomůcek zvyšující nároky na zajištění stability, u řady onemocnění, poúrazových nebo pooperačních stavech. Toto mě dovedlo k myšlence porovnat svalovou aktivitu trupového svalstva a stabilizátorů pánve (především m. Gluteus medius) při působení síly na horní polovinu těla a dolní polovinu těla.

# 2. Cíl práce

„Globálním“ cílem práce je zjistit, jak moc ovlivňuje lokalizace vstupu rušivého mechanického signálu do systému lidského těla činnost výkonné složky posturálního systému, kterou je rozuměn především svalový aparát. Rušivý signál bude vnášen shora prostřednictvím na ramenou umístěného vaku s vodou (tzv. aquabag) a zespod prostřednictvím kulové úseče.

S ohledem na poměrně vysokou experimentální náročnost práce nebude patrně možné dosáhnout stanoveného „globálního“ cíle bezvýhradně a práce tak poslouží jako kvalitní vstupní studie do dané problematiky, v rámci, které bude vytvořena metodika pro měření a zpracování dat.

# 3. Základní teoretická východiska

Teoretická část je věnována poznatkům odborné literatury, zaměřující se na posturální stabilitu, neurofyziologické poznatky o řízení pohybu, svaly HSSP a stabilizátory pánve, měřící technologie využívané k získání informace o stavu posturálního systému a jeho řízení.

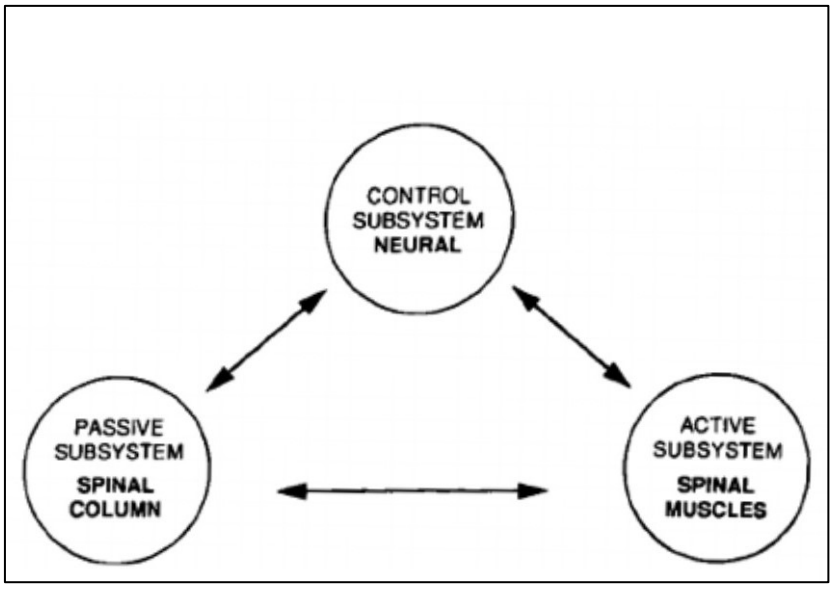
## 3.1. Postura

Postura je poloha těla vyznačující se určitým uspořádáním pohyblivých segmentů (Véle, 2006). Udržování postury je dynamický děj, během kterého dochází k aktivnímu držení pohybových segmentů proti působení zevních sil. Nejedná se tedy o jednorázové zaujetí stálé polohy, ale spíše o kontinuální zaujímání stálé polohy (Kolář, 2009; Véle, 2006). Mylně bývá postura chápána pouze jako vzpřímený stoj na dvou končetinách. Postura je ovšem součástí jakékoliv polohy a je přítomna během každého provedeného pohybu – posturální aktivita pohyb předchází, provází a zakončuje jej, čili provází pohyb jako jeho stín (Kolář, 2009; Véle, 2006). Posturální stabilitu lze tedy chápat jako schopnost reagovat na změny vnitřních i zevních sil a zajistit takové vzpřímené držení těla, aby nedošlo k pádu (Vařeka, Vařeková, 2009). Přesněji řečeno, posturální stabilita je schopnost jedince udržet COM (Centre of Mass, těžiště těla) v limitech stability. Limity stability můžeme definovat jako hranice maximálního možného vychýlení trupu, aniž by došlo ke změně oporné báze jedince (Bandy, Sanders, 2007)

## 3.2. Posturální stabilita a proces stabilizace postury

Pro udržení správné postury je zásadní svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem (CNS), ovlivněná aferentními vstupy. Systém vzpřímeného držení má tedy 3 hlavní složky: řídící (CNS: mozek – mícha), senzorickou (propriocepce, exterocepce, interocepce, vestibulární systém, zrak) a výkonnou (sval, kloub – pohybový systém). S posturou úzce souvisí i dýchání (především uplatnění bránice jako hlavního dechového svalu), psychický stav (limbický systém, reakce na bolestivý podnět apod.) a její nezbytnou součástí je i přiměřený svalový tonus. (Véle, 2006)

Panjabi rozlišuje v posturální stabilizaci tři základní systémy, které tento děj zajišťují. Jmenovitě se jedná o aktivní, pasivní a neurální systém. Pasivní systém je tvořený ligamenty, skeletem a fasciemi, je vrozený a jeho fungování lze jen těžko ovlivnit neinvazivními technikami. (Langer, 2018; Panjabi, 1992)




Obrázek 1: Trísložkový model stability dle Panjabiho
(Panjabi, 1992)

Statická posturální stabilita vyžaduje, aby se těžiště (COM, centre of mass) nacházelo nad opěrnou bází (BOS, base of support), nicméně tato vazba je neustále narušována gravitační silou. Další destabilizační síly se přidávají při pohybu těla a s interakcí s vnějším prostředím.

Dynamická stabilizace postury bere v potaz další požadavky na kontrolu hybnosti v závislosti na pohybu COM. Pokud se COM pohybuje s dostatečnou horizontální rychlostí, je možné, že se tělo stává dynamicky nestabilní, i když se COM nachází nad BOS. Naopak, je možné že tělo je dynamicky stabilní, i když se COM nachází mimo BOS. K udržení vzpřímeného stoje při statických podmínkách by teoreticky stačila pasivní tuhost svalů, nicméně realita je taková, že k udržení vzpřímeného držení, při běžných denních činnostech, je nezbytná koordinovaná svalová aktivita. CNS musí neustále reagovat na statické a dynamické změny mezi COM a BOS. (Pai, Patton, 1997)

Reakce na změny výchylky těžiště musí obsahovat deceleraci COM, ale také mohou obsahovat změnu BOS. V reakci na to rozlišujeme dvě základní skupiny posturálních strategií tzv „fixed support“ – BOS není změněno a „changes in support“, kde je BOS narušeno vykročením nebo uchopovacím pohybem končetin. (Maki, Mcilroy, 1997)

Posturální reakce mohou být do určité míry kontrolovány prediktivním způsobem, anticipačně posturálním nastavením, pokud jsou vlastnosti destabilizace předem známy. Obecně je však do procesu udržení stability nutné zahrnout i senzorické informace, informující o poloze těla. Informace získané ze smyslových orgánů jsou využívány k detekci instability a k vytváření adekvátních stabilizačních mechanizmů buď na základě předprogramovaných feedforward funkcí nebo průběžnou kontrolou na základě zpětnovazebné funkce. Posturální strategie zahrnují vjemy ze somatosenzorickéo, vestibulárního a zrakového systému. Spouštěcí aferentní signál závisí na poloze rušivého zdroje např. zda je rušivým zdrojem pohyb povrchu na kterém stojíme nebo jim je síla působící na horní polovinu těla. (Aminof, Boller, Swaab, Day, Lord, 2018)

První svalová aktivita spojená s posturální reakcí se objevuje s latencí 80-140 ms po začátku působení rušivého zdroje. (Dietz, 1992) Kontrola reakcí probíhá přes polysynaptické míšní a supraspinální nervové dráhy. Navíc, ačkoliv jsou rovnovážné reakce považovány za automatické, pozdější fáze této reakce (200-500 ms) se zdá, obsahuje transkortikální dráhy a kognitivní systémy a systémy pozornosti vyšších úrovní řízení. (Maki, Mcilroy, 1997)

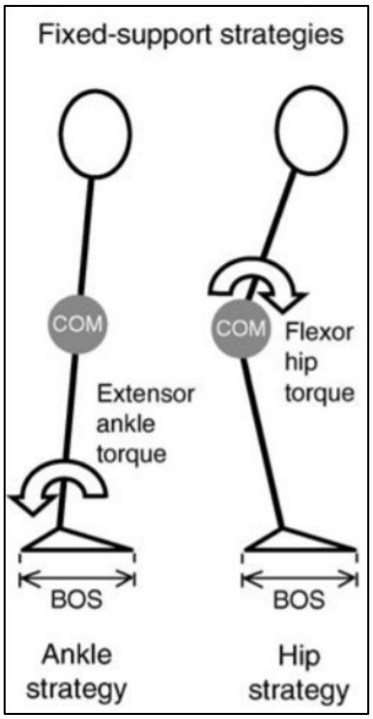
## 3.3. Strategie stabilizace

Posturální strategie jsou specifické programy svalové aktivace, momentu síly v kloubu, rotace kloubu a pohybu končetiny, vyvolané pertubacemi. Tyto rekce slouží k prevenci pádu a neustálému zaujímání těžiště těla vůči gravitaci. Ke spuštění těchto reakcí dochází na základě multismyslového vnímání informace, zahrnující polysynaptické míšní a supraspinální neurální dráhy, a jsou vysoce přizpůsobivé pro splnění funkčních požadavků. (Véle 2006, Maki, 2009; Nashner, Mccollum 1985)

### 3.3.1. „Fixed support“ strategie

- Kotníková strategie – stabilizace postury je u této strategie udržována zejména plantárními a dorzálními flexory hlezenního kloubu a odehrává se převážně v předozadním směru. Tento druh stabilizace je vhodný pro udržování malých výchylek ve stoji na pevné podložce.

- Kyčelní strategie – uplatňuje se v situacích, kdy je nutné rychle měnit těžiště těla na povrchu, který neumožňuje adekvátní kotníkovou stabilizaci a v situacích, kdy dochází k rychlejším a výraznějším změnám těžiště. (Véle 2006, Maki, 2009; Nashner, Mccollum 1985)



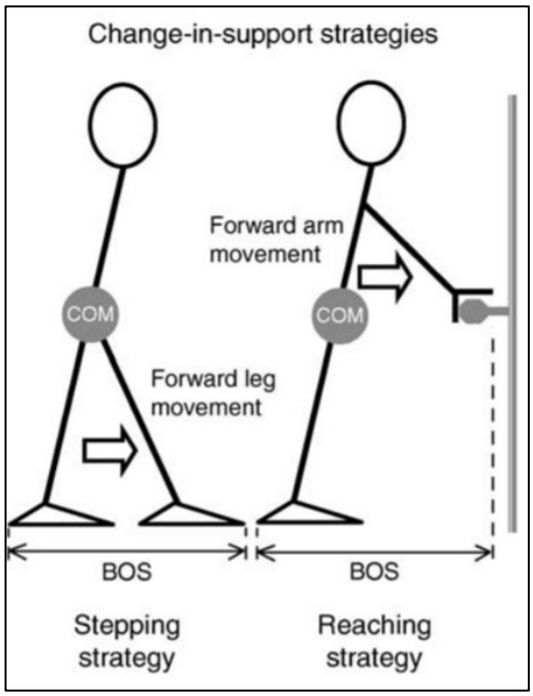

Obrázek 2: Proces stabilizace postury kotníkovou a kyčelní strategií.

(Maki, Binder, Hirokawa, Windhorst, 2009)

### 3.3.2. Change in support strategie

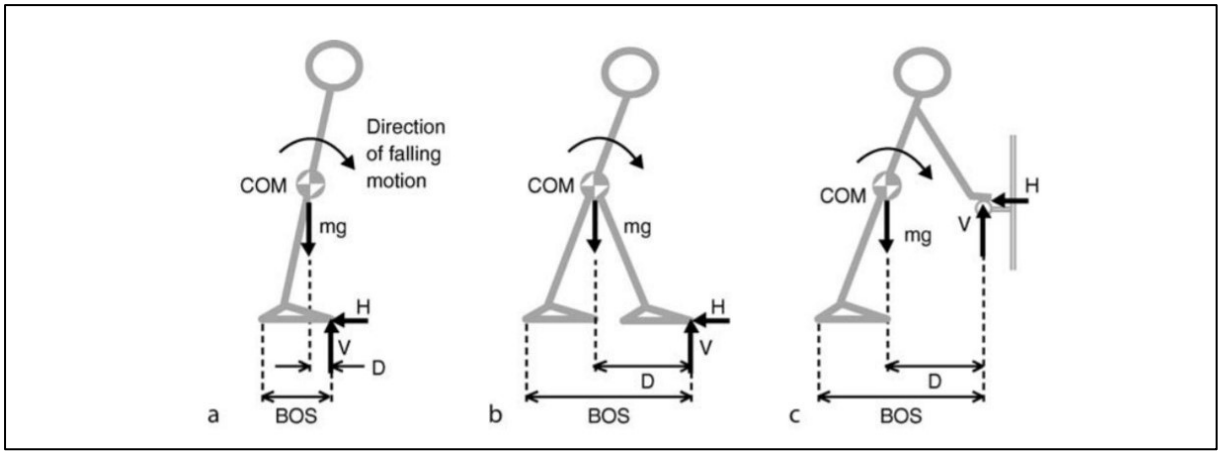
Tento druh strategie stabilizace umožňuje mnohem vyšší stupeň stabilizace při velkých pertubacích, v porovnání s kotníkovou nebo kyčelní strategií. Rozdíl je zde i v neurální kontrole, v porotvnání s volním pohybem končetiny, v některých základních ohledech. Prvním z nich je, že kompenzační posturální pohyby mají znatelně rychlejší průběh. Například kompenzační vykročení dolní končetinou trvá okolo 500 ms, zatímco volní pohyb, na základě vizuálního stimulu, trvá dvakrát tak dlouhou dobu. Toto platí i úchopové reakce. (Maki 2009)

Dalším základním rozdílem je absence anticipační složky pohybu u kompenzačně posturálních pohybů. Anterio-posteriorní pertubace provokují predomiinantní vykročení vpřed nebo vzad. Při zapojení medio-laterální složky pertubaci vyprovokuje pohyb těžiště zvýšené zatížení jedné končetiny a odlehčení končetiny druhé Odlehčená končetina funguje jako vykonavatel výkroku. (Maki 2009)




Obrázek 3: Proces stabilizace postury změnou opory.

(Maki, Binder, Hirokawa, Windhorst, 2009)




Obrázek 4: Výhody strategie stabilizace „change in support“ v porovnání s „fixed support“ strategií

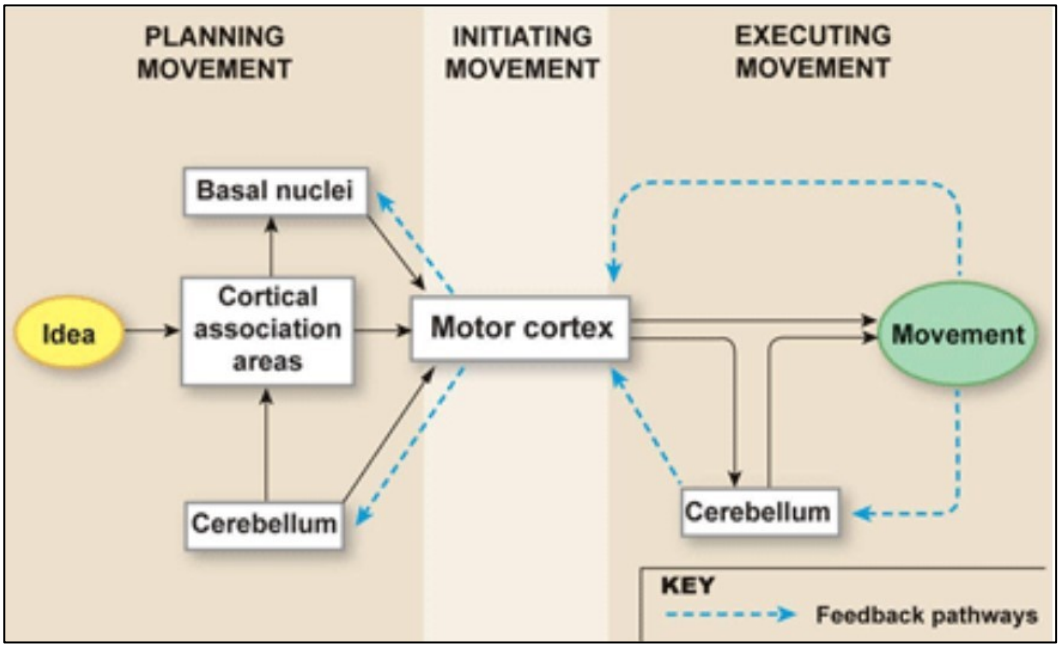
(Maki, Binder, Hirokawa, Windhorst, 2009)

## 3.4. Řízení a kontrola motoriky

Tento proces lze charakterizovat, jako účelové organizování aktivity pro dosažení určitého cíle, většinou k udržení polohy těla a jeho pohybu v zevním prostředí. Kontrola volního pohybu se odehrává na třech úrovních – plánování, iniciační fáze a provedení pohybu, které jsou pod zajišťovány různými úrovněmi CNS: (Véle, 2006; 2011 Motor Control)

Při řízení motoriky je potřebná vzájemná výměna informací mezi řídícím ústrojím a řízným objektem. K vyjádření tohoto stavu se používá výrazu senzomotorika („senzo“ jako senzorická funkce), jelikož bez senzorické funkce (čití) řídící proces selhává. (Holubářová, Pavlů, 2011)

Proces řízení motoriky můžeme pozorovat na třech úrovních řízení, z nichž má každá určitý stupeň autonomie a mezi úrovněmi funguje kraniokaudální hierarchie. Nejnižší a zároveň výkonovou úrovní je úroveň spinální (míšní), střední je úroveň subkortikální a nejvyšší úrovní řízení je kortikální úroveň umožňující účelově řízené pohyby (Holubářová, Pavlů, 2011)

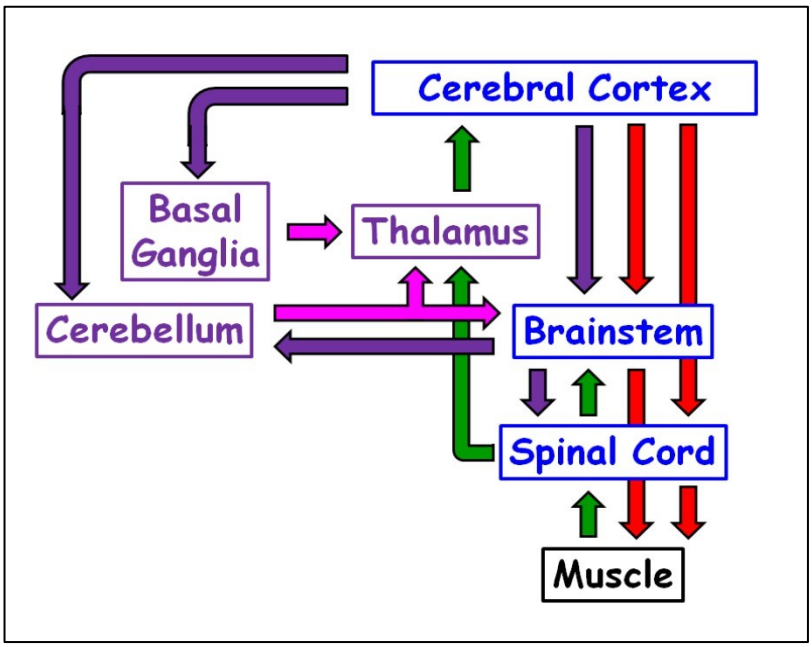



Obrázek 5: Schéma procesu řízení a kontroly motoriky 1

(http://www.d.umn.edu/~jfitzake/Lectures/DMED/MotorControl/Organization/SystemDesign.html)

### 3.4.1. Míšní úroveň

Základním prvkem motoriky na spinální úrovni je Sherringtonova motorická jednotka (MJ). Tato jednotka se skládá z motoneuronu (alfa) v předním rohu míšním spojeným s určitým počtem kontraktilních svalových vláken. Tento motoneuron je míše spojen svými dendrity a tělem se sítí interneuronů, díky kterým se motoneuron dostává do kontaktu se senzitivními drahami z periferie, se sestupnými drahami z vyšších řídících úrovní a se vzestupnými drahami směřující k vyšším řídícím centům, podávající informace o stavu MJ. (Pfeiffer 2006; Holubářová, Pavlů, 2011)




Obrázek 6: Schéma procesu řízení a kontroly motoriky 2

(http://www.d.umn.edu/~jfitzake/Lectures/DMED/MotorControl/Organization/SystemDesign.html)

### 3.4.2. Subkortikální úroveň

Řízení na této úrovní je již složitější, při kterém se uplatňují fixní, geneticky naprogramované, vzorce. Hlavními řídícími orgány jsou mozeček, mozková kmen a bazální ganglia. Řídící systém na subkortikální úrovni je nadřazený funkcím na spinální úrovni nastavuje je, a řídí. Řízení zahrnuje přednastavování úrovně logistiky, výchozí polohy, excitabilitu neuronů, vytváření adaptace na vnější a vnitřní podmínky, vyhlazování funkce spinálního systému, udržování orientované polohy v gravitačním poli, automatizaci pohybových úkonů, jejich kontrolu a vytváření náhradních schémat při nocicepci. (Véle 2006; Holubářová, Pavlů, 2011) Esther et al uvádí významnou roli subkortikální komunikace mezi jednotlivými strukturami. Především u onemocnění typu morbus Parkinson dochází k narušení komunikace na dráze basální ganglia – thalamus a mozeček – thalamus, ale také přímé dráhy mezi těmito dvěma systémy. Mozeček je zodpovědný za doladění a vyhlazování pohybu, a proto se účastní jak plánování pohybu, tak ve vykonávání. (Pelzer, Timmermann, Tittgermayer, 2016)

#### 3.4.2.1. Cerebellum

Cerebellum neboli mozeček, je orgánem zodpovědným za koordinaci a orientaci v prostoru. Sám není schopen motorické aktivity, ale dovede již aktivované pohybové programy korigovat. Informace do mozečku proudí z vestibulárních jader, odkud přicházejí informace o postavení v prostoru, akceleraci a deceleraci pohybu, dále informace ze spinocerebelárních drah z míchy o hlubokém čití při vzpřimování, stoji a chůzi a také z kortikopontinní dráhy. (Pfeiffer 2006; Holubářová, Pavlů, 2011)

Všechny informace jsou v mozečku harmonizovány, aby byly komplexní pohyby co nejekonomičtější a co možná nejplynulejší. Díky velmi úzkému spojení s mozkovou kůrou, je mozečku umožněno tzv. anticipaci, předvídání, pohybu. Mozeček dozrává až poměrně pozdě, v šesti letech. (Pfeiffer 2006; Holubářová, Pavlů, 2011)

#### 3.4.2.2. Bazální ganglia (BG)

Jedná se o vývojově starou strukturu podílející se na udržování vzpřímené polohy, řízení pohybu, kognitivních funkcích a na činnosti limbického systému. Podobně jako cerebellum se podílí na udržování úrovně svalového tonu. BG jsou zapojena do okruhu: mozková kůra – bazální ganglia – thalamus – mozková kůra. Mají tlumivý vliv na korové i podkorové motorické funkce, potlačují nežádoucí pohybové činnosti. Neurony bazálních ganglií tento vliv uplatňují tak, že prostřednictvím spojů (drah) bazálních ganglií tlumí aktivitu neuronů mozkové kůry nebo aktivitu neuronů nižších úrovní centrálního nervového systému (především retikulární formace a míchy). (Holubářová, Pavlů, 2011; Véle, 2006; Trojan, 2003)

#### 3.4.2.3. Mozkový kmen

Skládá se z prodloužené míchy (medulla oblongata), Valorova mostu (pons Valori) a středního mozku (mesencephalon). Obsahuje složité motorické programy uplatňující se při emočních reakcích (např. hněv, deprese ad.) Důležitým útvarem nacházejícím se v mozkovém kmeni je retikulární formace (RF). Tato struktura přijímá veškerou senzorickou aferenci a na základě toho nastavuje dráždivost míšních motoneuronů skrze gama systém. Svojí funkcí určuje úroveň metabolických procesů k zajištění pohybu. (Čihák, 2004, Pfeiffer 2006)

### 3.4.3. Kortikální úroveň

Kortex (mozková kůra) je u člověka nejvyšším řídícím centrem ve vztahu k řízení autonomních funkcí, motoriky a senzitivních funkcí a zároveň je centrem integračním (emoce, řeč, paměť, motivace, myšlení). Jednou z hlavních funkcí mozkové kůry je řízení volní motoriky tzn. programování a realizace cílených pohybů, dále pak plánování a strategie pohybu a nastavení odpovídající autonomní odezvy, jako přípravu vnitřního prostředí na zvýšené metabolické nároky.

Primární motorická kůra je složena z tzv. Betzových buněk a zodpovídá za řízení úmyslných pohybů. V této oblasti můžeme pozorovat uspořádání neuronů do skupin, vytvářející jádra řídící určité svalové jednotky. Kolem jader se uskupují další skupiny neuronů mající pravděpodobně funkci koordinační.Sekundární motorická kůra a premotorická kůra vyvolávají hrubé a méně přesné pohyby.

Pro řízení vědomých, úmyslných pohybů jsou nejdůležitější impulzy vycházející z 5 vrtvy neuronů. Tyto impulzy jsou vedeny přímou, jednoneuronovou drahou spojující mozkovou kůru a páteřní míchu. Jedná se o pyramidovou dráhu. Z motorické kůry vystupují i vlákna, která nejsou součástí pyramidové dráhy. Jde o extrapyramidový motorický systém. Extrapyramidový systém zabezpečuje pomalé, hrubé, tonické pohyby. Ovlivňuje motoriku hlavy – pohyby hlavy a mimiku. Významný je podíl extrapyramidového systému na řízení svalového tonu a vzpřímeného postoje (Čihák, 2004, Pfeiffer 2006)

## 3.5. Hluboký stabilizační systém páteře a stabilizátory pánve

Význam fungování HSSP pro stabilizaci těla a generování síly nejen při sportovních aktivitách, ale i při běžných denních činnostech je neoddiskutovatelný. Je považován za stěžejní složku zajišťující účinnou biomechanickou funkci pro vznik maximální svalové síly a minimalizaci kloubního zatížení při veškerých aktivitách. Částečně se na jeho funkci podílí i statická složka (kosti a měkké tkáně), nicméně zásadní roli zde hraje dynamická funkce svalů. Dle Koláře je dnešní hluboký stabilizační tvořen hlubokými flexor krku, hlubokými zádovými svaly, břišním svalstvem, bránicí a svalstvem dna pánevního. Kimbler neuvádí pojem HSSP, avšak synonymem tohoto výrazu je tzv. core (jádro), do něhož řadí svaly páteře, pánve, kyčelního kloubu, abdominální svaly a svaly proximální části dolní končetiny. Z tohoto vyplývá velmi úzká vazba stabilizačního systému s pohybem dolních končetin. Současné

studie dokazují, že snížená schopnost aktivace HSSP má negativní vliv na biomechaniku dolních končetin a tím zvyšuje riziko vzniku poranění. (Kolář, 2009; Kimbler, Press, Sciascia 2006; Willson, Dougherty, Ireland, Davis, 2005)

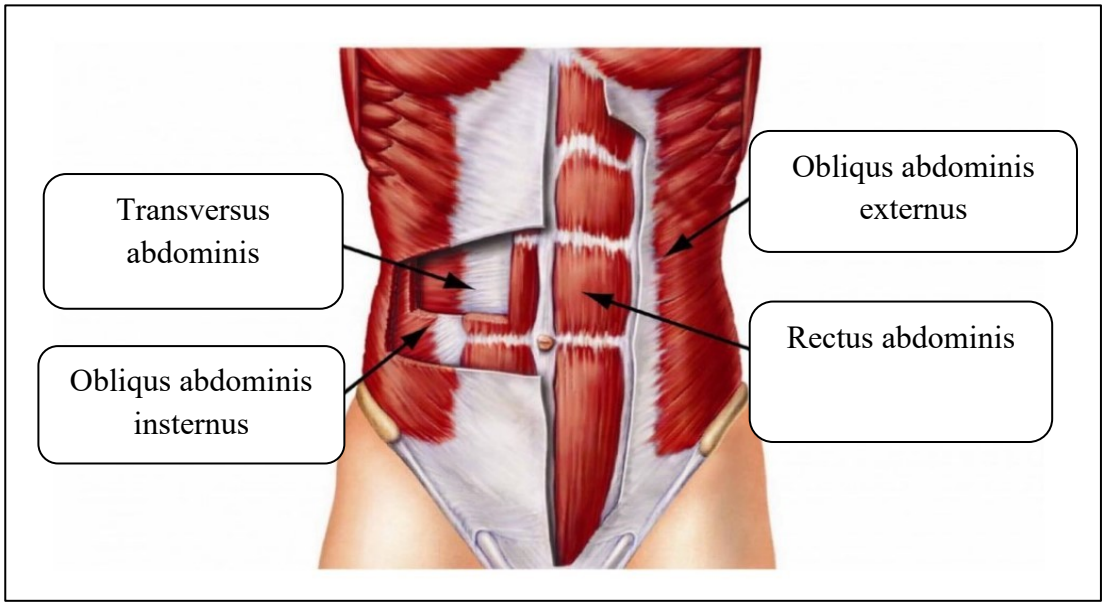
### 3.5.1. Abdominální svaly

Skládají se z m. transverzus abdominis, m. obliquus internus abdominis, m. obliquus externus abdominis a m. rectus abdominis Kontrakcí m.transversus abdominis dochází ke zvýšení intra-abdominálního tlaku a napětí torakolumbální fascie.

M. rectus abdominis je pomocným výdechovým svalem, svým anatomickým průběhem ovlivňuje funkci hrudníku a pánve (flexe trupu při fixované pánvi a retroverze pánve při fixovaném hrudníku).

M. obliquus internus a m obliquus externus se podílejí na vytváření břišního lisu, provádějí lateroflexi trupu a jeho rotaci. M. obliquus internus provádí rotaci na kontralaterální stranu, zatímco m. obliquus externus na stranu aktivace.

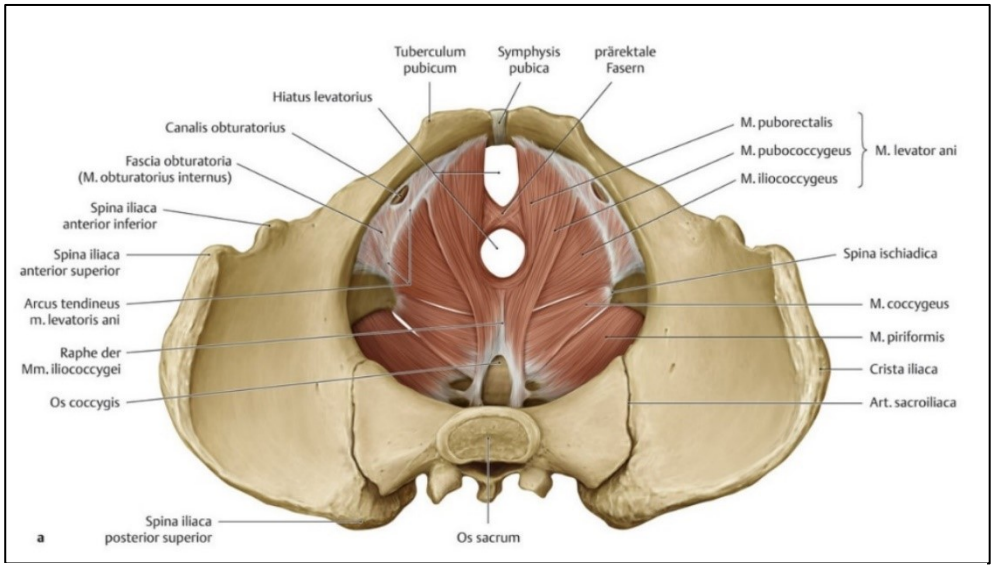
M. rectus abdominis a mm. Obliquii předcházejí svojí aktivitou pohybu končetin a tím přispívají k zajištění posturální stability. (Čihák 1987, Kimbler, Press, Sciascia 2006)




Obrázek 7: Abdominální svaly
(https://anatomyinfo.com/abdominal-muscles/)

### 3.5.2. Svaly pánevního dna (diaphragma pelvis)

Funkce pánevního dna spočívá ve vytváření pružné podpory pro orgány malé pánve, přispívá ke správné mikci a ve spolupráci s břišními svaly a svaly zádovými se podílejí na intra-abdominálním tlaku. Na stavbě se podílejí svaly m. levator ani a m. coccygeus. (Čihák 1984; Véle, 2006)

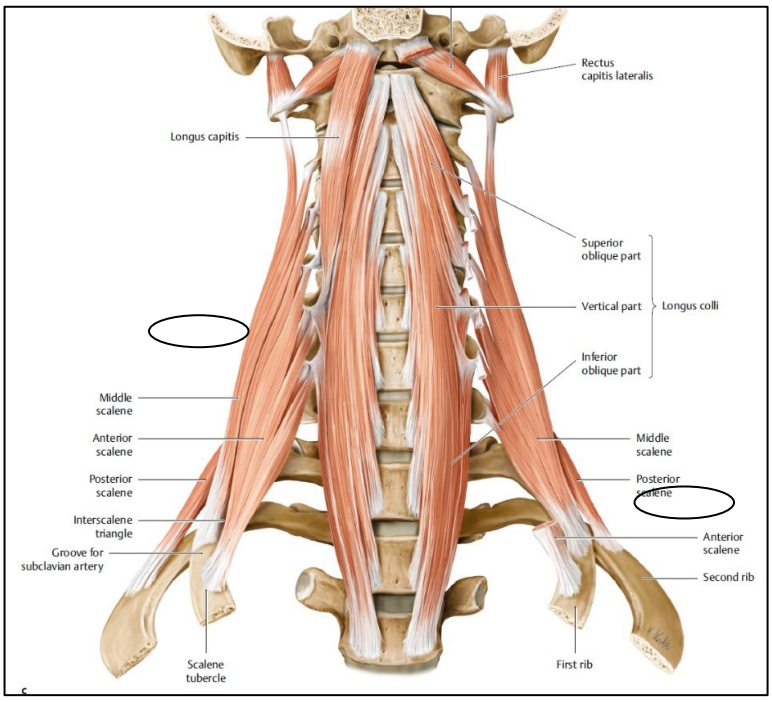



Obrázek 8 Svaly pánevního dna

(https://www.studocu.com/nl-be/document/universiteit-antwerpen/anatomie-1/samenvattingen/mlevator-ani-samenvatting-van-de-spieren-van-de-onderste-lidmaat-fotos-en-verwijzingen-van-sesam-met-de-nodige-inhoud-van-de-cursus-van-anatomie-2-van-prof-dr-mistiaens/992696/view)

### 3.5.3. Hluboké flexory krku

Musculus longus capitis a musculus longus colli jsou hluboké svaly na frontální straně krku. Podílejí se na flexi hlavy proti krční páteři, při jednostranné aktivitě provádějí lateroflexi s mírnou rotační komponentou na stranu aktivace. Oboustrannou akcí snižují krční lordózu. (Čihák 1987, Kimbler, Press, Sciascia 2006)



Obrázek 9 Hluboké flexory krku

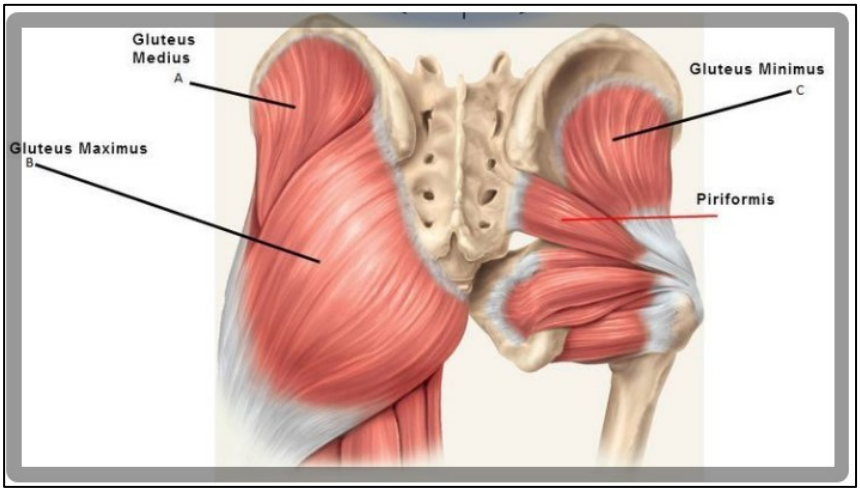
(https://anatomyinfo.com/neck-muscles/)

### 3.5.4. Gluteální svaly

Musculus gluteus maximus je nejmohutnějším svalem v těle. Umožňuje vstávání ze sedu do stoje, chůzi do schodů a tahem za tractus iliotibialis pomáhá fixovat extensi kolena, nutnou pro udržení vzpřímeného stoje.

Musculus gluteus medius je významným svalem pro chůzi, udržování rovnováhy a stabilizaci pánve ve frontální rovině. Dalšími funkcemi jsou vnitřní rotace, vnější rotace, abdukce v kyčelním kloubu

Musculus gluteus minimus kopíruje svou funkcí musculus gluteus medius (s menším účinkem) (Čihák, 1984; Dylevský, 2009)

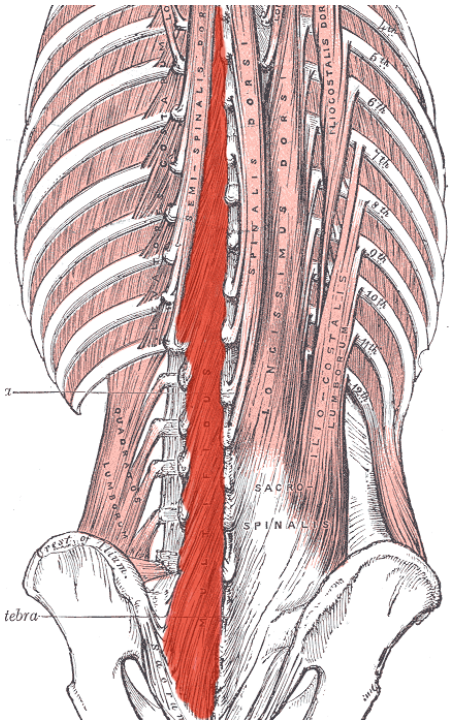



Obrázek 10: Gluteální svaly

(https://cz.pinterest.com/pin/15199717470369245/visual-search/?cropSource=6&h=294&w=544&x=10&y=10)

### 3.5.5. Musculi Multifidii

Jsou součástí transverzospinálního systému, tvořenými svaly zad, při jejichž aktivaci dochází k extenzi, lateroflexi na stranu aktivace a k rotaci páteře kontralaterálně. Funkcí multifidi je zejména stabilizace. Povrchovou vrstvu tvoří m semispinalis, hlubší vrstva je tvořena mm. Multifidii a nejhlubší vrstvou jsou svaly mm. Rotatores. Směr snopců trasverzospinálního systému je opačný než u spinotransverzálního. U mm. Multifidii spojují snopce spodní obratel vždy s větším počtem příčných výběžků kraniálně uložených obratlů. (Čihák, 1984; Dylevský, 2009)



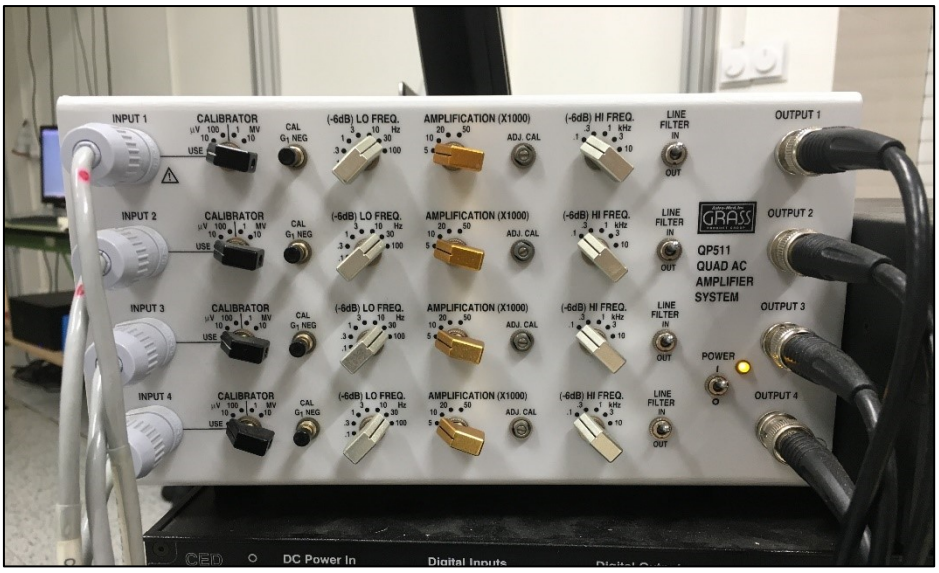

Obrázek 11 Musculi Multifidii

(https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=3240926)

## 3.6. Používané měřící technologie

### 3.6.1. Elektromyografická analýza

Elektromyografie (EMG) je elektrodiagnostická medicínská technika, využívaná v mnoha lékařských odvětvích (neurologie, kineziologie, sportovní lékařství a další.), která umožňuje měření a zaznamenání míry elektrické aktivity produkované kosterním svalstvem a jeho řízení nervovým systémem. (Kolář, 2009) Pomocí elektromyografu je detekován elektrický potenciál produkovaný svalovými buňkami, pokud jsou tyto buňky aktivovány. Tato aktivita svalu odpovídá v záznamu EMG velikosti amplitudy napětí za jednotku času. Tímto způsobem lze například detekovat úroveň míry aktivace (MA) svalu, pořadí náboru svalových vláken nebo abnormality, jako jsou chronická denervace či fascikulace na klinicky zdánlivě normálním svalu (Mills, 2005) Elektrická aktivita spojená s kontrakcí svalového vlákna může být zaznamenána intramuskulárně nebo neinvazivně povrchovým EMG. Rozdíl mezi oběma způsoby měření je v objemu vodivé tkáně mezi měřící elektrodou a svalovým vláknem. Jehlové měření umožňuje, oproti povrchovému, bližší snímání elektrických potenciálů, měření navíc umožňuje měřit různé typy spontánní aktivity. V praxi je z důvodu menší náročnosti a především neinvazivity a absence potřeby speciálního výcviku, využíváno více elektrod aplikovaných na tělo - sEMG. Navíc je tato metoda dobře tolerována pacienty. Další výhodou oproti jehlové elektromyografii je možnost vykonání pohybu během měření. Z těchto důvodů bylo v práci využito povrchového EMG. (Kolář, 2009; Marletti, Farina 2008)



Obrázek 12: Zesilovací přístroj Grass, typ QP511

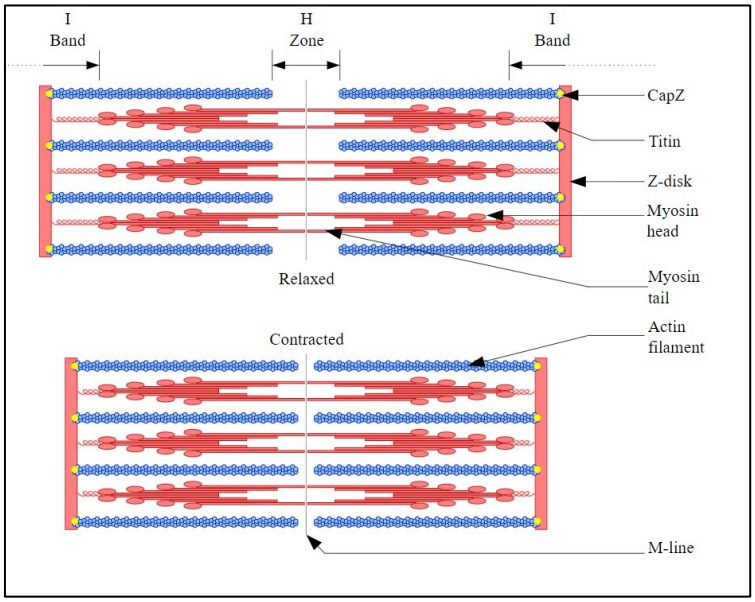
(Archiv autora)

### 3.6.1.1. Povrchové EMG (sEMG – surface electromyography)

Při sEMG dochází ke snímání akčního potenciálu svalu z většího množství aktivních motorických jednotek (MJ) v okolí elektrod umístěných na kůži nad vyšetřovaným svalem. Umožňuje měření více svalů současně (až 32svalů) a získání tak globální informace o činnosti celého svalu nebo jeho podstatné části během rozličných pohybových aktivit za fyziologických i patologických podmínek. (Krobot, Kolářová, 2011; Kolář, 2009)

### 3.6.1.2. Vznik svalové kontrakce

Pokud dojde k aktivaci alfa motoneruronu (většinou na základě reflexní reakce CNS), je vzruch veden nervovým axonem a dochází k uvolnění neurotransmiteru (Ach) na nervosvalovou ploténku. Na nervosvalové ploténce dochází k depolarizaci (membránový potenciál mění svou klidovou hodnotu z – 90mV na +30mV), která umožní prostup Na+ a K+ iontů přes membránu a vytváří se tím akční potenciál (AP). Tento vzniklý akční potenciál se šíří svalovými vlákny rychlostí 2 - 6m/s a dále depolarizuje sarkolemu a otevírá Ca++ kanály sarkoplazmatického retikula (SR). Vytváří se kalcitroponinový komplex (zrušení vazby mezi troponinem a tropomyosinem), vzniká vazba mezi aktinem a myosinem a dochází k svalové kontrakci. Následná repolarizace, kdy dochází k navrácení C++ iontů zpět z cytoplazmy do SR pomocí aktivní pumpy a obnovení trponin – tropomyozinového komplexu, vyrovnává předchozí změnu membránového potenciálu, aby mohlo dojít k další kontrakci. (Fyziologie buněk a lidského těla; Bartůňková, 2010). Tento depolarizačně – repolarizační proces probíhá




Obrázek 13: Průběh svalové kontrakce

(https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=2264027)

na povrchu svalového vlákna a vytváří elektrické pole. Elektrody, které jsou v kontaktu s kontrahovanými svalovými vlákny detekují akční potenciály motorických jednotek (MJ), které se aktivují asynchronně v závislosti na vyvíjeném úsilí. (Funkce buněk a lidského těla)

#### 3.6.1.3. Příprava kůže a aplikace elektrod

Aby bylo měření provedeno co možná nejpřesněji, je nutné připravit kůži na nalepení elektrod. Využívá se k tomu nějaký druh čističe (většinou na bázi alkoholu), který zbaví kůži mazu a umožní tak lepší přilnavost elektrod. EMG signál nám zprostředkovává obraz elektrické aktivity svalu během kontrakce. Tento obraz je vysoce závislý na umístění elektrody. Nejnovější EMG amplifikátory jsou koncipovány na impedanční hodnoty kůže v rozmezí 5-50 kOkm. (Konrad, 2006; Krobot, Kolářová, 2011)

#### 3.6.1.4. Faktory ovlivňující signál EMG

Při průchodu různými tkáněmi je EMG signál obohacen o různé šumy, artefakty. Konečný signál EMG může být během měření ovlivněn řadou faktorů, které dokáží zkreslit výsledky měření.

Vnitřní faktory jsou dány fyziologickými, biochemickými a anatomickými vlastnostmi svalu během kontrakce. Patří sem svalová aktivita měřeného svalu, kdy je nutné brát v úvahu typ svalových vláken a jejich složení, nábor motorických jednotek časovou a prostorovou sumací a taktéž hloubku a umístění aktivních svalových vláken tzn. čím hlouběji jsou vlákna uložena, tím nižší intenzita výsledného snímaného signálu. Tyto charakteristiky mají bezprostřední vliv na velikost snímaného signálu. Dále může signál ovlivňovat aktivita okolních svalů – tzv. cross talk. Vzhledem k tomu, že žádný pohyb člověka není realizovaný pouze jedním svalem nebo svalovou skupinou může být signál ovlivněn aktivitou jiných svalů, např. svalů respiračních. Většinou tento Cross talk nepřesahuje 10-15% celkového signálu nebo není přítomný vůbec. Do signálu se může také projevit i aktivita jiných tkání (srdeční potenciály – EKG), které je nutné před hodnocením odstranit (Krobot, Kolářová, 2011; Konrad, 2009; De Luca, 1997) Záznam může být taktéž ovlivněn množstvím podkožní tukové vrstvy, odporem kůže, odbouráváním metabolitů, pH krve a intersticiálních tekutin

nebo rychlost přestupu iontů skrz buněčnou membránu. (Krobot, Kolářová, 2011; De Luca, 1997)

Vnější faktory ovlivňující kvalitu signálu závisí na struktuře a umístění elektrody. Faktory, jako plocha měření, tvar elektrody, vzdálenost mezi elektrodami, samotné umístění elektrod respektující motorické body svalu aj. mají významný vliv na kvalitu. Tyto vlivy lze částečně nebo zcela eliminovat dobrou přípravou. (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006)

#### 3.6.1.5. Amplifikace

Hlavní úlohou amplifikátorů je eliminace možných artefaktů. Diferenční amplifikátory detekují potencionální rozdíly mezi elektrodou a odstraňují vnější ruchy. EMG signál, který nebyl amplifikovaný, 0-10 mV, při měření povrchovými elektrodami. Artefakty takto nízkého signálu je obtížné při měření detekovat, proto se signál zesiluje, a to nejčastěji faktorem 500-1000. (Konrad, 2009; Biology for Biological Engeneering)

#### 3.6.1.6. Umístění elektrod

K měření elektrické aktivity jednoho svalu se využívá tří elektrod. Dvě elektrody se aplikují obvykle ve střední linii svalu v oblasti svalového bříška, popřípadě motorického bodu svalu a šlachu. Jejich detekční povrch by měl být kolmo ke svalovému bříšku. Třetí elektroda tzv. referenční, je umístěna na místo, kde by neměl vznikat akční potenciál. (kostěné výběžky těsně pod kůží – clavicula, SIAS, maloleus apod.) (Krobot, Kolářová, 2011) Umístění elektrod je podle doporučení projektu SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles)

#### 3.6.1.7. Analýza naměřených dat

Charakteristická amplituda EMG signálu má typické stochastické (náhodné) chování bez fáze periodizace. Amplitudy signálu se pohybují mezi 0-10 mV (peak to peak). Rozmezí signálu se pohybuje v rozmezí 0-400 Hz s dominancí frekvence mezi 50-150 Hz. Zaznamenaný signál nad 1000 Hz je považován za ruch s nízkou výpovědní hodnotou, který je nutné odfiltrovat (Biology for Biological Engeneering; Zwieck, Konrad, 1994)

Při měření EMG přístrojem nejdříve dostáváme sEMG – surový záznam elektromyografické aktivity. Jedná se o nezpracovaný signál zbavený vnějších šumů/ruchů a jiných artefaktů, které by mohly zkreslovat výsledky měření. Již v surovém záznamu lze

pozorovat, zda je sval aktivní a zda je jeho aktivita adekvátní k prováděné činnosti. (Krobot, Kolářová 2011)

Nejběžnějším způsobem zpracování signálu bývá analýza změny frekvenčního spektra a amplitudy v čase (Krobot, Kolářová, 2011)

Jedním ze způsobů je frekvenční analýza, při které se využívá Fourierova transformace, sloužící k převodu signálu z časové oblasti do oblasti signálu, čímž se získá výkonné spektrum EMG signálu. Tohoto způsobu hodnocení signálu se využívá zejména při hodnocení a popisu průběhu svalové únavy, kdy dochází k jeho poklesu. (Krobot, Kolářová 2011)

Dalším způsobem je analýza amplitudy naměřeného signálu. Před samotnou analýzou je však nutné provést specifické zpracování signálu. Surový signál se zbavuje případných artefaktů pomocí rektifikace.

Rektifikace, nebo také usměrnění, je matematická úprava EMG signálu, který osciluje nad a pod nulovou linií, překlopením negativních hodnot do pozitivních, vytvořením jejich absolutní hodnoty. Rektifikovaný signál se dále vyhlazují, jelikož signál stále obsahuje náhodné, neuspořádané amplitudy signálu. Vyhlazení pracuje na principu potlačení vysokofrekvenčního kolísání signálu a vyhlazením jejich odchylek. (Krobot, Kolářová 2011)

Nejčastějšími algoritmy vyhlazení signálu vytvořením výsledného signálu, označovaného jako “lineární obálka“ (Envelope), jsou AVR – average rectified value a RMS-root mean sqare (Chowdhury, Reaz, Ali, Bakar, Chellappan 2013)

### 3.6.2. Stabilometrie

Jedná se o vědní obor, který se zabývá stabilizací a průběhem pohybu. Využívá k tomu objektivně měřitelných veličin. Těmito veličinami jsou nejčastěji COG (Centre of gravity) a jeho pohyb v průběhu stabilizace zkoumané postury nebo během pohybu a COP (Centre of pressure) a jeho pohyb. Využití stabilometrie je vcelku široké. Od diagnostického využití přes rehabilitační, kdy jsou přístroje doplněny o tzv. tracking taskovou úlohu, kdy se proces stabilizace přizpůsobuje zpracovávané úloze, například pohybu terče promítaného na displeji (pacient pouze terč pozoruje nebo ho může svou aktivitou ovlivňovat), až po vědecké využití přístrojů. V praxi se vyskytují přístroje, které aktivně působí na vyšetřovaného člověka, při procesu stabilizace postury nebo pohybu. (Lopot, 2019)

Technickými prostředky stabilometrie jsou nejčastěji silové desky, umožňující monitorovat kontaktní síly a tlakoměrné desky, které umožňují monitorovat rozložení

kontaktního tlaku. Doplňkovým vybavením, které je možné využít při sledování pohybu těla nebo jeho segmentů, jsou prostředky videotechniky a nezřídka také monitoring pohybu očí. (Lopot, 2019)

Pro klinické využití stabilometrických diagnostických přístrojů je zpravidla nutné provedení standardizovaných testů, kde výstupem měření jsou parametry s přidělenou interpretací – stabilizační schopnost nebo stav pacienta (Lopot, 2019)

Rehabilitační přístroje často pomocí podobné škály podávají informace o stavu pacienta, nikolv však pro určení příčiny (schopnost stabilizace, stav pacienta), nýbrž za účelem lepšího monitoringu probíhající péče. (Lopot, 2019)

V poslední řade, stroje určené pro výzkum poskytují data, která jsou dále zpracovávána prostřednictvím matematických modelů a vhodných statistických metod.

Desky spolehlivě zprostředkovávají všechny složky výsledné reakce kontaktu chodidla s podložkou, nicméně nepodávají informace o poloze chodidla na desce nebo o lokální distribuci sil pod chodidlem. Hlavním důvodem pro časté využití této technologie je tedy především vysoká přesnost (celková chyba měření menší než 1 %) a spolehlivost měření, kdy je zařízení schopno detekovat i malé změny v postuře, a jeho snadná obsluha. (Kistler.com, Giacomozzi, Macellari, 1997; Rogind, Simonsen, Era & Bliddal, 2003)

### 3.6.3. Kinematická analýza

Jednou z možností záznamu pohybu je jeho zachycení pomocí kinematického analyzátoru. Takovým přístrojem může být například analyzátor Qualisys. Tento měřící přístroj funguje na základě snímání prostoru pomocí vysokofrekvenčních infračervených kamer. Ve snímaném prostoru se pohybuje objekt s připevněnými markery na svém povrchu. Systém pracuje na principu odrazu infračerveného světla indukovaného kamerami od povrchu markerů, opatřených reflexním materiálem. Z naměřených dat je následně možné získat trojrozměrný obraz. Zpracování dat probíhá v softwaru Qualisys Track Manager, ve kterém je možné nastavení různých parametrů pro výsledný záznam. Tohoto systému bylo v experimentu využito pro snímání markerů umístěných na aquabagu a sandbagu pro zajištění vodorovného postavení probanda ve výpadu, zajištění stálého působení kinetické energie vody na probanda a tím také metodiky měření. (Langer, 2018; Koudelková, 2015)

# 4. Cíl, vědecká otázka a hypotézy práce

## 4.1. Cíl práce

Cílem práce je zjistit a porovnat svalovou aktivitu stabilizátorů pánve (m. Glut. Medius) a svalů HSSP (mm. Multifidii). při cvičení na labilní ploše v porovnání se cvičením s aquabagem naplněným z části vodou. Snahou je porovnat vliv síly působící na DK se sílou působící na trup na aktivaci m. Gluteus medius a HSSP. Analýza reakce těla na změny v působící síle by mohly přispět ke zlepšení jak rehabilitační péče po různých ortopedických operacích dolních končetin, tak ke zkvalitnění prevence poranění u sportovců provozujících kontaktní týmové sporty.

## 4.2. Úkoly práce

Zpracování teoretických znalostí k dané problematice, výběr dostatečného množství probandů pro dostatečnou výpovědní hodnotu výzkumu, povedení měření v laboratorních podmínkách, analýza naměřených dat, ověření vybraných hypotéz a vytvoření závěru práce.

## 4.3. Hypotézy a výzkumné otázky

Práce přinese vstupní vhled do uvedené problematiky, v rámci které, je položena základní vědecká otázka, jak se projeví zavedení nestability do zvolené postury člověka „shora“ nebo „zdola“.

V návaznosti na položenou vědeckou otázku a stanovený cíl práce byly pro lepší přehlednost interpretace výsledků práce vysloveny následující pracovní hypotézy:

H1: Stoj ve výpadu s Aqabagem povede k významnější aktivaci svalů HSSP (mm. Multifidii) než při provedení výpadu na labilní plošině.

H2: Stoj ve výpadu na labilní ploše povede k významnější aktivaci svalu m.gluteus medius na dominantní dolní končetině.

H3: Proces stabilizace výpadu na labilní ploše se bude lišit od procesu stabilizace výpadu s aquabagem.

Sledované parametry

1. EMG aktivita vybraných svalových skupin při provedení cviku
2. Stabilita stoje při provedení cviku

# 5. Metodika práce

## 5.1. Experiment

Měření probíhalo v laboratoři BEZ UK FTVS za účasti minimálně jednoho fyzioterapeuta (Bc.) a minimálně jednoho odborného pracovníka laboratoře. Vždy před začátkem každého měření, které probíhalo v různých dnech, bylo připraveno prostředí a měřící technika pro zajištění správnosti měření.

Zpracování diplomové práce bylo pod vedením Ing. Františka Lopota ve spolupráci s MUDr Ditou Hylmarovou. Práce je rozdělena do teoretické a praktické části. Teoretická část se zabývá problematikou postury, posturální stability, řízení volního pohybu, popisu použitých měřících technologií a popisu využitých pomůcek při výzkumu. Teoretické poznatky byly čerpány jak z českých, tak cizojazyčných zdrojů především v elektronické formě. K vyhledání relevantních zdrojů bylo využito databáze PubMed. Google Scholar, PEDRO. Všechny použité zdroje jsou citovány dle normy ISO 690 a jsou uvedeny v kapitole „Zdroje“.

Experiment byl proveden v laboratoři BEZ (laboratoř pro Biomechaniku Extrémní Zátěže) hodnocením EMG aktivity vybraných svalů při cviku „výpad“ v modifikacích. Měření bylo provedeno pomocí systému EMG, Kistler a bylo využito taktéž systému Qualisys avšak ne pro měřící účely, nýbrž pro standardizaci cvičení.

## 5.2. Vymezení a omezení práce

Pro zpracování teoretické části práce bylo použito převážně odborných článků v anglickém jazyce, dále monografií a vlastních poznatků získaných studiem oboru. Výzkumná práce se odehrávala v laboratoři BEZ (Biomechanika Extrémní Zátěže) FTVS UK od září do listopadu 2019.

## 5.3. Charakteristika práce

Zpracování diplomové práce bylo pod vedením Ing. Františka Lopota, Ph.D. ve spolupráci s MUDr Ditou Hylmarovou. Práce je rozdělena do teoretické a praktické části.

Teoretická část se zabývá problematikou postury, posturální stability, řízení volního pohybu, popisu použitých měřících technologií a popisu využitých pomůcek při výzkumu. Teoretické poznatky byly čerpány jak z českých, tak cizojazyčných zdrojů především v elektronické formě. K vyhledání relevantních zdrojů bylo využito databáze PubMed. Google Scholar, PEDRO. Všechny použité zdroje jsou citovány dle normy ISO 690 a jsou uvedeny v kapitole „Zdroje“.

Experimet byl proveden v laboratoři BEZ (laboratoř pro Biomechaniku Extrémní Zátěže) hodnocením EMG aktivity vybraných svalů při cviku „výpad“ v modifikacích. Měření bylo provedeno pomocí systému EMG, Kistler a bylo využito taktéž systému Qualisys avšak ne pro měřící účely, nýbrž pro standardizaci cvičení.

## 5.4. Charakteristika souboru

Pro účely experimentu bylo osloveno 8 probandů ve věku od 23 do 29 let. Osloveni probandů proběhlo v řadách studentů fakulty (spolužáků) a v řadách sportovního fotbalového klubu. Výběr probandů proběhl formou ústního rozhovoru a odebráním anamnestických údajů, zda vyhovují požadavků pro výzkum.

Podmínky, na základě, kterých byli vybráni probandi:

- Věk více jak 20let
- Bez jakéhokoliv omezení pohyblivosti (akutní nebo chronické poranění pohybového aparátu)
- Bez interních onemocnění (chronické či akutní)
- Pravidelně sportující (min 3x do týdne pohybová aktivita)

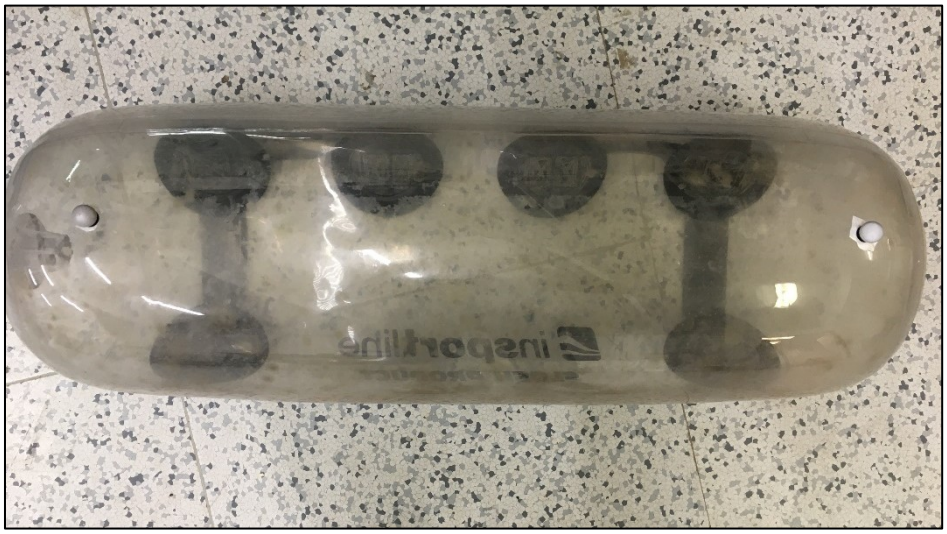
V závislosti na odebraných údajích a požadovaných kritériích se výběr zúžil na 5 probandů, u kterých dle časových možností laboratoře a jich samotných proběhlo měření. Při analýze dat byly zjištěny určité nedostatky a chyby u dvou probandů, kvůli kterým nebylo možné data dále analyzovat, tudíž se testovaný vzorek zúžil na konečný počet tří probandů. Všichni probandi se měření zúčastnili dobrovolně a nebyli motivování žádnou odměnou.

## 5.5. Cvičební pomůcky

### 5.5.1. Aquabag

Vodní posilovací vak (Aquabag) inSPORTline Tansare L – jedná se o vak plnitelný vodou, který se využívá k posilování prakticky všech partií těla. Jeho vysoká využitelnost je především u balančních cvičení, kde si využívá přelévání vody a následné změně těžiště pro výraznější zapojení stabilizátorů trupu a dolních končetin.

Materiál vaku je z PVC (Polyvinylchlorid) a úchopy jsou z neoprenu. Samotní tíha vaku je 1,4 kg a umožňuje zvýšení váhy až na 51,4 kg. Průměr vaku je 40 cm a délka 75 cm. (www.insportline.cz)



Obrázek 14: Aquabag

(Archiv autora)

### 5.5.2. Sandbag

Jordan Sandbag Pro (powerbag) je cvičební pomůcka od společnosti Jordan Fitness. Pro měření byl využit Sandbag o hmotnosti 10 kg a rozměrech 22x55 cm.

Obrázek 15: Sandbag

(Archiv autora)

Obrázek 16: Labilní plocha

(Archiv autora)

Obrázek 17 Labilní plocha

(Archiv autora)

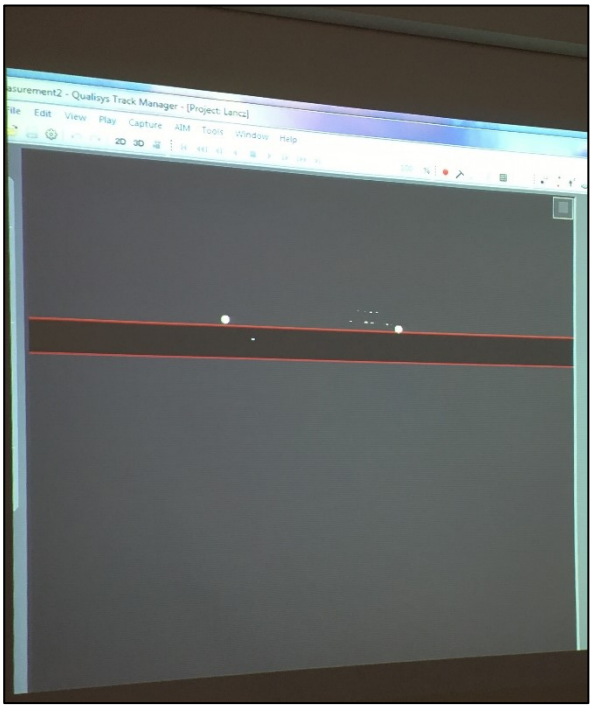
### 5.5.1. Labilní plocha

Labilních ploch je v rehabilitaci i sportovní přípravě využíváno na zvýšení náročnosti cvičení, zlepšení svalové koordinace i stability vytvořením nestabilního podloží. Pro tuto práci bylo využito půlkruhové plastové úseče, která je součástí laboratoře BEZ.

## 5.6. Instrumentace

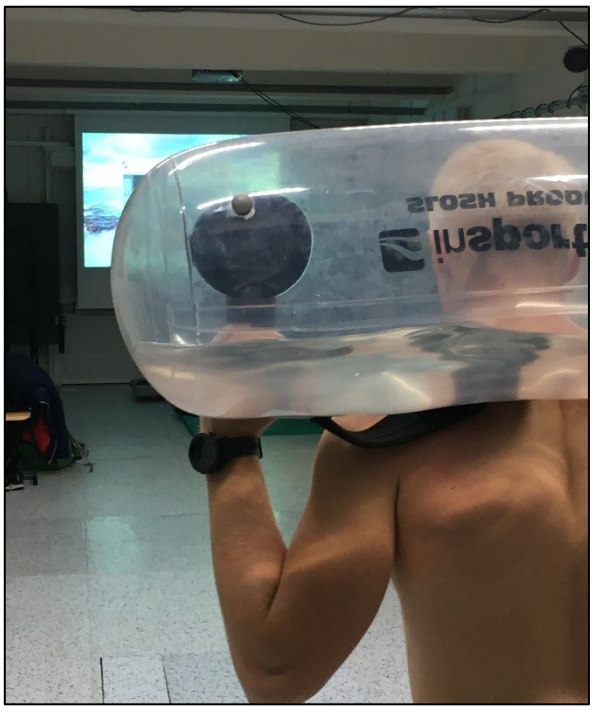
### 5.6.1. Qualisys

Systém Qualisys funguje na základě snímání prostoru pomocí vysokofrekvenčních infračervených kamer. Tohoto systému bylo v experimentu využito pro snímání markerů umístěných na aquabagu a sandbagu pro zajištění vodorovného postavení probanda ve výpadu a tím zajištění stálého působení kinetické energie vody na probanda. V experimentu bylo využito pouze jedné kamery, která byla umístěna přímo za probandem a snímala markery, připevněné rovnoběžně na obou koncích pomůcek. Pomocí snímání markerů bylo možné reprodukovat jejich umístění na plátno, nacházející se před probandem. Ten následně kontroloval, aby umístění markerů kopírovalo vodorovnou linii na plátně.




Obrázek 19: Využití systému Qualisys pro účely diplomové práce

(archiv autora)



Obrázek 18: Využití systému Qualisys pro účely diplomové práce

(archiv autora)

### 5.6.2. Kistler

Záznam měření na silových deskách Kistler je zpracováván pomocí softwaru BioWare. BioWare je velmi snadno použitelný software kompatibilní s platformou Windows. Byl speciální navržený pro silové desky Kistler, který je speciálně navržený pro práci se silovými deskami Kistler, díky němuž je jednoduché zpracování naměřených dat. (Kistler Group, 2008-2014).

Obrázek 20: Silová deska Kistler

(https://www.kistler.com/en/product/type-9286b/)

Protože data získaná pomocí softwaru BioWare, nelze zpracovávat dále bez tohoto programu bylo nutné získaná data exportovat do formátu .txt a následně uložit do formátu .xlsx programu Microsoft Office Excel. V programu Microsoft Office Excel byla data upravena pro další zpracování. Tato data byla určena ke zpracování v programu Matlab R2018b. (Vacková, 2019)

Pro konkrétní měření v rámci diplomové práce byly použity desky Kistler, určené pro instalaci do podlahy, vybavené čtyřmi tříosými piezoelektrickými čidly, umožňující měření v rozsahu 0,01 – 50000 N s neměnnou přesností 0,05N. Měřící stanice byla nastavena na vzorkovací frekvenci 1000 Hz a software snímal kromě výslednice také polohu jejího působiště na desku v čase.

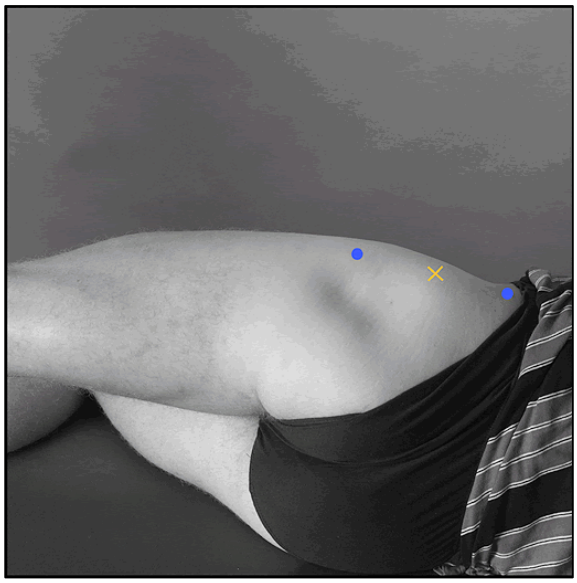
### 5.6.3. EMG

K měření EMG aktivity byl využit AD převodník CED 2701 a zesilovač od firmy Grass, typ QP511. Nad měřené svaly byly umístěny povrchové elektrody a bylo zvoleno snímání bipolárních svodů. Měřenými svaly byly:

- -mm. Mutifidii (bilaterálně)
- m. Gluteus Medius (bilaterálně)

Lokalizace elektrod byla zvolena na základě doporučení SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) pod záštitou Evropské Unie.

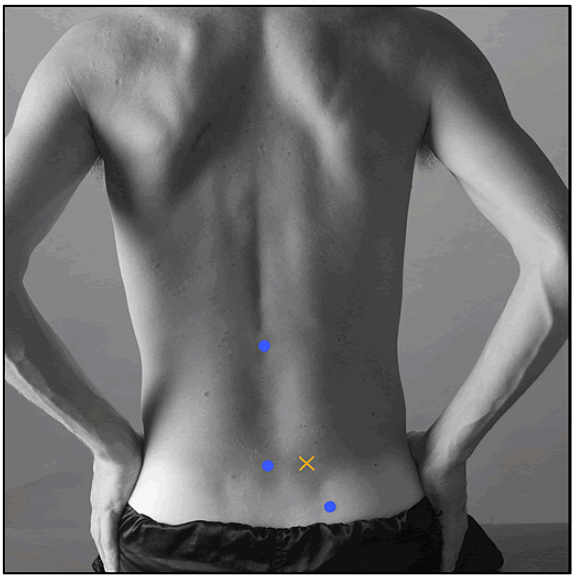
Pro m. Gluteus medius je umístění elektrod stanoveno na 50% vzdálenosti mezi trochanter major a crista iliaca (viz obrázek č. 21) Výchozí poloha pro testováni je leh na boku netestované dolní končetiny. Klinický test pro získání svalové kontrakce je abdukce končetiny proti manuálnímu odporu (v oblasti kotníků). Dostatečné fixace bylo dosaženo za pomocí popruhů připevněných k vyšetřovacímu stolu a přes dolní končetiny vyšetřovaného.



Obrázek 21: Obrázek lokalizace elektrod pro musculus gluteus medius dle SENIAM. (http://www.seniam.org/)

Lokalizace elektrod u svalů multifidii by mělo být v úrovni obratle L5. Jejich přesného umístění bychom měli docílit vytvořením pomocí pomyslné linie mezi spina iliaca posterior superior a oblastí mezi obratlem L1 a L2. Konečné umístění elektrod by mělo být na úrovni obratle L5 a elektrody by od sebe měly být vzdáleny maximálně 20 mm. Klinickým testem pro získání kontrakce svalů je extenze trupu v pronační poloze. Referenční elektrodu je doporučeno umístit na processus spinosus obratle C7. Z technických důvodů (nedostatečná délka kabelů elektrod) tomu tak při měření nebylo a referenční elektroda byla připevněna na SIAS.

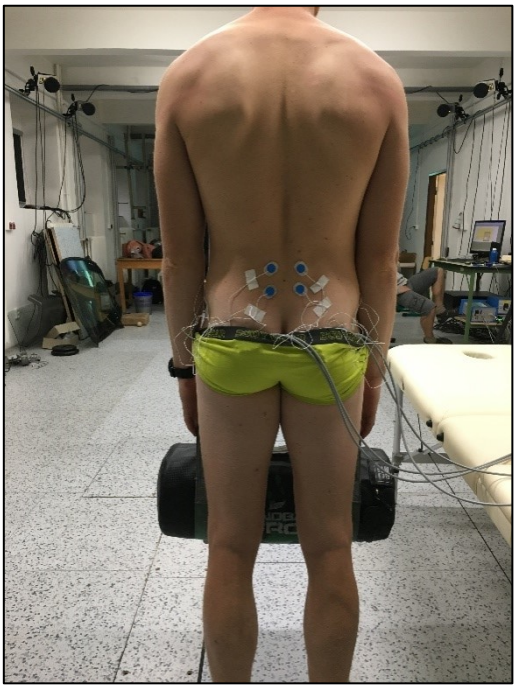
Palpace kostěných útvarů a připevňování elektrod probíhalo vždy autorem práce.



Obrázek 22: Obrázek lokalizace elektrod pro musculii multifidii, dle SENIAM. (http://www.seniam.org/)

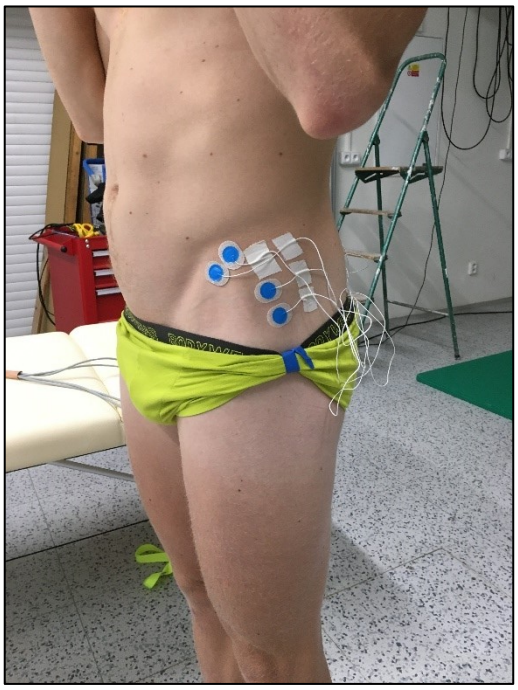
Umístění referenčních elektrod bylo zvoleno na spinu iliacu anterior superior souhlasné strany. Před nalepením elektrod došlo k oholení místa nalepení, poté došlo k očištění kůže a její odmaštění odmašťovacím prostředkem na bázi alkoholu s panthenolem a dezinfekcí na bázi alkoholu. Kabely vedoucí od elektrod byly následně přelepeny tejpovací páskou, aby bylo zamezeno tahu za kabely a tím k odlepení elektrod během testování. Kabely EMG přístroje byly přichyceny k tělu pomocí gumy od spodního prádla.

Zesílení signálu bylo nastaveno na obou přístrojích na hodnotu 5000. LO pass filter byl nastaven na hodnotu 30 Hz. Hodnota HI pass filteru byla 1000 Hz (pro potřeby měření by byla vhodnější frekvence 500 Hz, nicméně přístroj umožňoval nejnižší hodnotu 1kHz). Následně byla na monitoru orientačně zkontrolována kvalita záznamu.



Obrázek 24: Umístění elektrod na probandovi – mm.Multifidii

(Archiv autora)



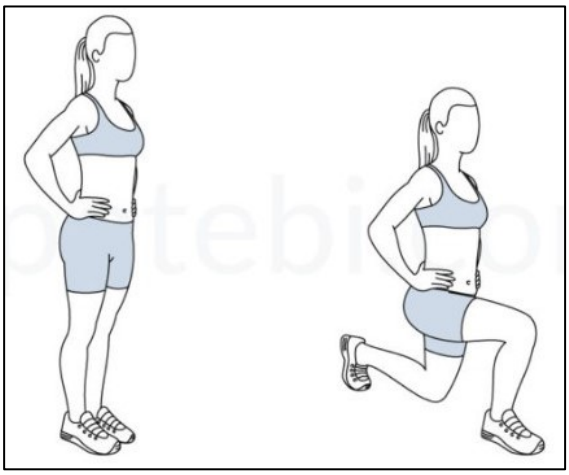
Obrázek 23: Umístění elektrod na probandovi – musculus Gluteus Medius levé strany

(Archiv autora)

## 5.7. Zvolená postura

Pro danou práci byl zvolen cvik výpad. Jedná se o cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci, často využívaný jako součást sportovní přípravy anebo rehabilitačních programů. Typicky je prováděn na pevném podloží, nicméně lze v praxi využít mnoha modifikací, například na nestabilní plošině. Cviky prováděné na nestabilní plošině v modifikaci s jinou pomůckou jsou obecně považovány za náročnější. (Krause, Elliott, Fraboni, Mcwilliams, Rebhan, Hollman, 2018) Pohyb začíná vykročením vpřed a uvedením přední dolní končetiny tak, aby bérec směřoval svisle k zemi. Stehno zadní dolní končetiny mělo, směřovat svisle k zemi, taktéž trup**.** Úhel v obou kolenních kloubech by měl být zhruba 90°. U zadní dolní

končetiny však není vždy možné tohoto postavení docílit pro různou délku chodila, která ovlivní uhel v kolenním kloubu zadní končetiny. Zadní dolní končetina nesmí být opřená kolenem o podložku. Probandi byli instruováni k provedení cviku vždy stejně, ústní formou.



Obrázek 25: Výpad

(https://www.spotebi.com/exercise-guide/lunges/)

V provedeném předexperimentu, před ostrým měřením, byl zjištěn význam rozcvičení na výsledky měření. Proto byl každý proband před začátkem ostrého měření vyzván k provedení tří dvacetisekundových výdrží ve výpadu, aby byl tento efekt eliminován a data byla co možná nejvíce koherentní. Doba cvičení byla stanovena na 20 sekund (na základě vlastního testování cviku v rámci předexperimentu). Tento časový úsek byl vyhodnocen proto, aby byla eliminována únava. Nejdříve byly provedeny tři 20s měření ve výpadu s pomůckou sandbag. Této pomůcky bylo využito z důvodu zachování metodiky práce, aby byla váha působící na probanda shodná s váhou, jako při cvičení s aquabagem. Třetí a poslední měření bylo na labilní plošině opět s použitím sandbagu. Mezi měřeními byla stanovena 2. minutová pauza na odpočinek, poté se cvik zopakoval. Následovalo měření s aquabagem stejným způsobem. Měření začínalo spuštěním systému Spike2 a následně s určitým zpožděním (min 10 s) systém Bioware, pro získání záznamu volního stoje. Poté proband provedl vykročení dominantní (přední) dolní končetinou (dominance byla určena na základě dotazu, kterou dolní končetinou by proband provedl kop do míče, anebo se sklouzl na ledě) na jednu z měřících desek Kistler. Po dosažení požadované pozice viz obr.25, proband danou pozici udržoval co nejvíce stabilní po celou dobu měření.

Možnost opuštění pozice byla až po ukončení záznamu v systému Bioware. Poté následovalo ruční ukončení EMG záznamu, který byl zkontrolován a uložen.

Obrázek 26: Provedení výpadu

(Archiv autora)

## 5.8. Zpracování dat

### 5.8.1. Zpracování dat z EMG

Ke zpracování výsledků EMG měření bylo použito statistického programu Origin 2020 Pro a Origin 2015 Pro. Záznam měření probíhal v programu Spike 2. Surový záznam byl následně exportován do formátu ∗.txt (spredsheet), aby jej bylo možné dále analyzovat programem Origin. Cílem bylo zjistit změnu míru aktivace (MA) vybraných svalů při provedení výpadu pod vlivem destabilizujícího impulzu působícího na horní polovinu trupu a zespoda na končetinu prostřednictvím labilní plochy. Každý jednotlivý sval byl analyzován samostatně. Do zpracování výsledků byl vždy vybrán stejně dlouhý časový úsek. Pro volný stoj tomu byly 2 s před provedením cviku, bez zatížení jakoukoliv pomůckou, pro maximální kontrakci 1,5 s ze záznamu klinického testu a pro výpad tomu bylo vždy prostředních 10 s z 20 s ze záznamu. Předpoklad byl, že již po 5 sekundách bude již proband relativně stabilní po úvodním vykročení a nutností se přizpůsobit nové posturální pozici. Závěrečných 5 s mohlo být opět zkresleno již blížícím se koncem cvičení a sníženou koncentrací probanda.

Amplifikace byla nastavena hardwarově na hodnotu 5000. LP pass filter byl nastaven na 30 Hz, HI pass filter na 1 kHz. Šum zesilovače byl díky umístění svalových elektrod a referenční elektrody v jednom svodu zanedbatelný.

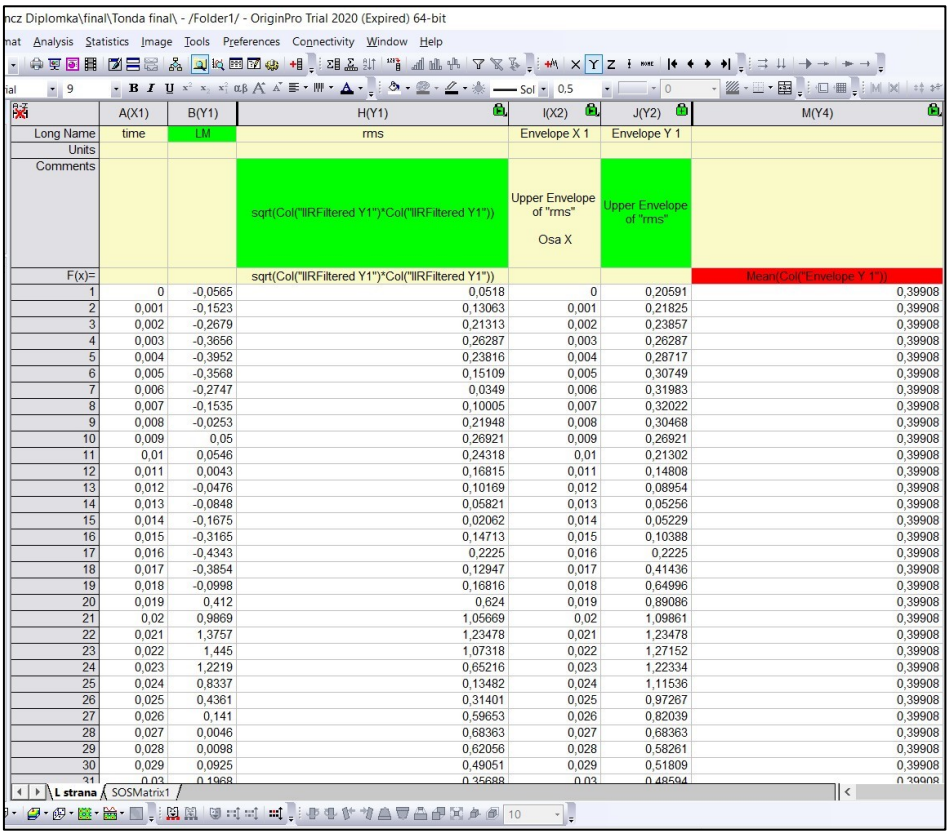
Rektifikace signálu proběhla pomocí algoritmu RMS (root mean squre) a byla vytvořena obálka. Z hodnot obálky byla vypočítána střední hodnota (Mean) MA, která byla následně zanesena do excelového souboru vytvořeného pro potřeby diplomové práce. Následně byl pro každé měření vytvořen graf.

RMS představuje druhou mocninu hodnoty zpětně odmocněné, za dané časové období Tímto způsobem dochází k převrácení negativních hodnot do pozitivních.

$$x_{\mathrm{rms}} = \sqrt{\frac{1}{T_2 - T_1}\int_{T_1}^{T_2} [f(t)]^2\, dt}$$

Obrázek 28: Rovnice RMS

(http://www.soe.uoguelph.ca/webfiles/mleuniss/Biomechanics/EMG.html)



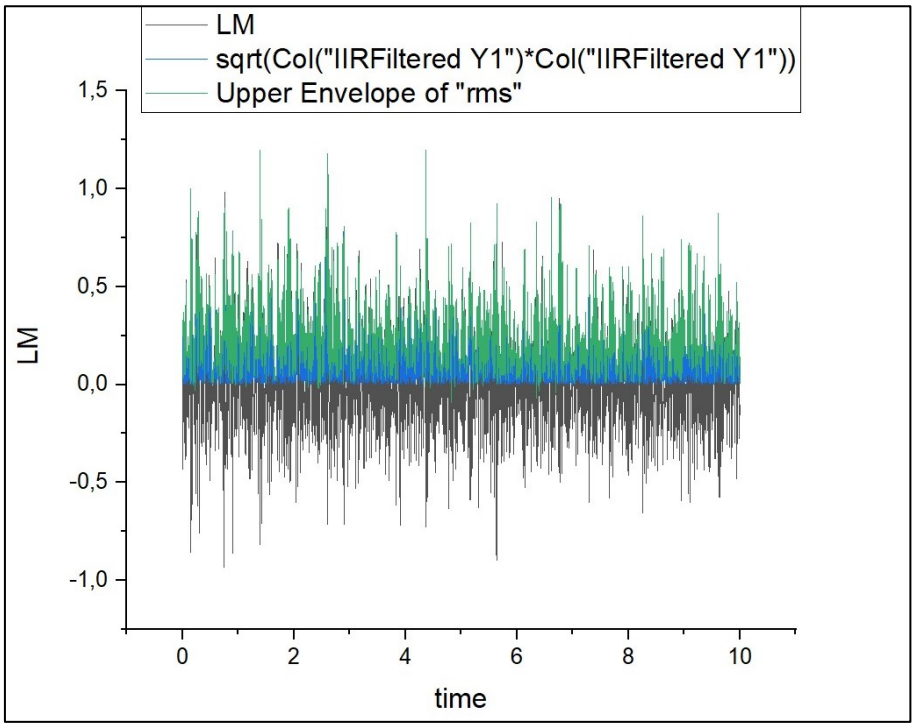

| | A(X1) | B(Y1) | H(Y1) | I(X2) | J(Y2) | M(Y4) |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Long Name | time | LM | rms | Envelope X 1 | Envelope Y 1 | |
| Units | | | | | | |
| Comments | | | sqrt(Col("IIRFiltered Y1")*Col("IIRFiltered Y1")) | Upper Envelope of "rms" Osa X | Upper Envelope of "rms" | |
| F(x)= | | | sqrt(Col("IIRFiltered Y1")*Col("IIRFiltered Y1")) | | | Mean(Col("Envelope Y 1")) |
| 1 | 0 | -0,0565 | 0,0518 | 0 | 0,20591 | 0,39908 |
| 2 | 0,001 | -0,1523 | 0,13063 | 0,001 | 0,21825 | 0,39908 |
| 3 | 0,002 | -0,2679 | 0,21313 | 0,002 | 0,23857 | 0,39908 |
| 4 | 0,003 | -0,3656 | 0,26287 | 0,003 | 0,26287 | 0,39908 |
| 5 | 0,004 | -0,3952 | 0,23816 | 0,004 | 0,28717 | 0,39908 |
| 6 | 0,005 | -0,3568 | 0,15109 | 0,005 | 0,30749 | 0,39908 |
| 7 | 0,006 | -0,2747 | 0,0349 | 0,006 | 0,31983 | 0,39908 |
| 8 | 0,007 | -0,1535 | 0,10005 | 0,007 | 0,32022 | 0,39908 |
| 9 | 0,008 | -0,0253 | 0,21948 | 0,008 | 0,30468 | 0,39908 |
| 10 | 0,009 | 0,05 | 0,26921 | 0,009 | 0,26921 | 0,39908 |
| 11 | 0,01 | 0,0546 | 0,24318 | 0,01 | 0,21302 | 0,39908 |
| 12 | 0,011 | 0,0043 | 0,16815 | 0,011 | 0,14808 | 0,39908 |
| 13 | 0,012 | -0,0476 | 0,10169 | 0,012 | 0,08954 | 0,39908 |
| 14 | 0,013 | -0,0848 | 0,05821 | 0,013 | 0,05256 | 0,39908 |
| 15 | 0,014 | -0,1675 | 0,02062 | 0,014 | 0,05229 | 0,39908 |
| 16 | 0,015 | -0,3165 | 0,14713 | 0,015 | 0,10388 | 0,39908 |
| 17 | 0,016 | -0,4343 | 0,2225 | 0,016 | 0,2225 | 0,39908 |
| 18 | 0,017 | -0,3854 | 0,12947 | 0,017 | 0,41436 | 0,39908 |
| 19 | 0,018 | -0,0998 | 0,16816 | 0,018 | 0,64996 | 0,39908 |
| 20 | 0,019 | 0,412 | 0,624 | 0,019 | 0,89086 | 0,39908 |
| 21 | 0,02 | 0,9869 | 1,05669 | 0,02 | 1,09861 | 0,39908 |
| 22 | 0,021 | 1,3757 | 1,23478 | 0,021 | 1,23478 | 0,39908 |
| 23 | 0,022 | 1,445 | 1,07318 | 0,022 | 1,27152 | 0,39908 |
| 24 | 0,023 | 1,2219 | 0,65216 | 0,023 | 1,22334 | 0,39908 |
| 25 | 0,024 | 0,8337 | 0,13482 | 0,024 | 1,11536 | 0,39908 |
| 26 | 0,025 | 0,4361 | 0,31401 | 0,025 | 0,97267 | 0,39908 |
| 27 | 0,026 | 0,141 | 0,59653 | 0,026 | 0,82039 | 0,39908 |
| 28 | 0,027 | 0,0046 | 0,68363 | 0,027 | 0,68363 | 0,39908 |
| 29 | 0,028 | 0,0098 | 0,62056 | 0,028 | 0,58261 | 0,39908 |
| 30 | 0,029 | 0,0925 | 0,49051 | 0,029 | 0,51809 | 0,39908 |
| 31 | 0,03 | 0,1968 | 0,35688 | 0,03 | 0,48594 | 0,39908 |



Obrázek 29: Ukázka zpracování dat v systému Origin 2019

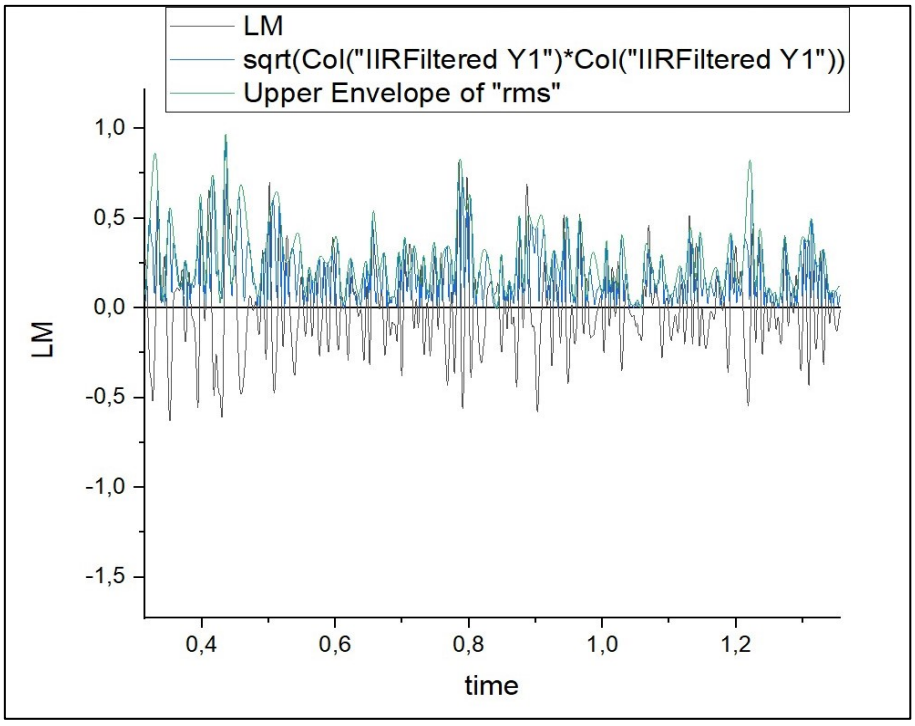
(Archiv autora)

V programu excel byla pro každého probanda vytvořena tabulka se středními hodnotami MA svalu pro volný stoj, max. svalovou kontrakci a provedený cvik. Tyto hodnoty byly využity pro výpočet vztahu svalové aktivity během cvičení vůči maximální izometrické kontrakci svalu, což je považováno za běžný postup v tom, že referenční hodnota bývá právě maximální izometrická kontrakce svalu. Následně bylo ještě využito jiného, nestandartního postupu, kdy byl referenční hodnotou zvolen volný stoj a MA svalů při něm. Tohoto postupu bylo využito, aby bylo do měření zahrnuto taktéž stabilizačního vzorce stoje, pro probanda vlastní. Výsledné hodnoty jsou uváděny v procentech. Zároveň byl vytvořen medián a průměr výsledků měření. (viz kapitola Výsledky ze systému EMG). Každý sval byl analyzován jednotlivě, tedy celkem devětkrát u každého probanda.




Obrázek 31: Graf záznamu EMG pro mm. Multifidii levé strany vytvořený v programu Origin 2019

(Archiv autora)

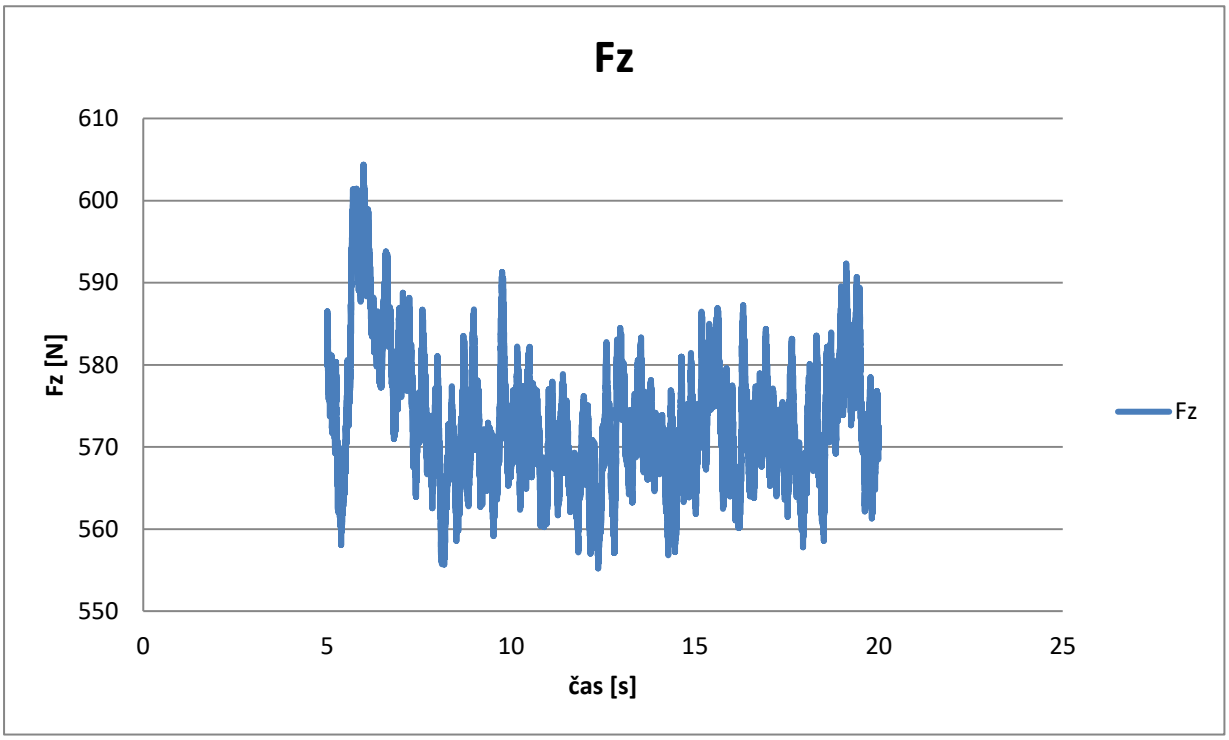



Obrázek 30: Zvětšení grafu záznamu EMG pro mm. Multifidii levé strany vytvořený v programu Origin 2019

(Archiv autora)

## 5.9. Zpracování dat z Kistler

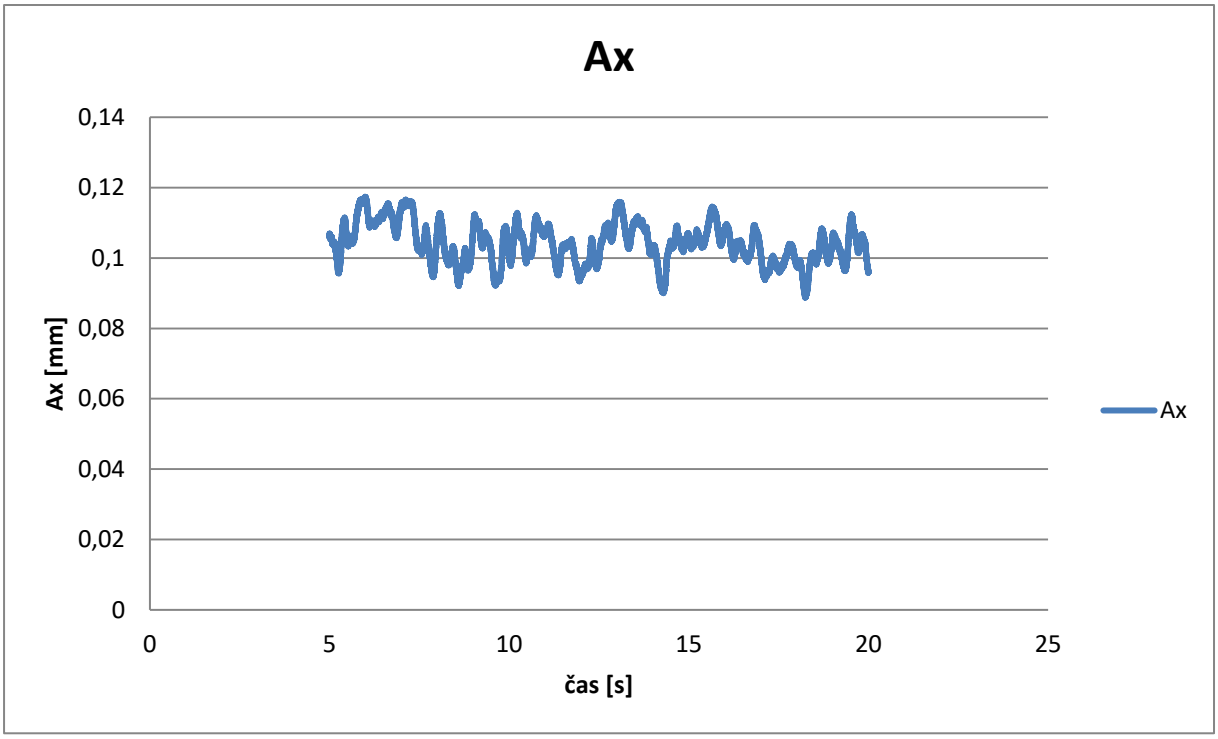
Pro zpracování dat ze systému Kistler byl využit program MS Excel a MATLAB R2018b Záznam působení sil na silové desky byl měřen systémem Bioware. Jednotlivé záznamy byly vyexportovány ve formě textových dokumentů (.txt) a následně dále použity v programu MS Excel. V rámci práce bylo prováděno měření zatížení dominantní nohy prostřednictvím desky Kistler, které poskytlo data dle obr.31-33.




Obrázek 32 :Průběh vertikální složky výslednice kontaktní síly

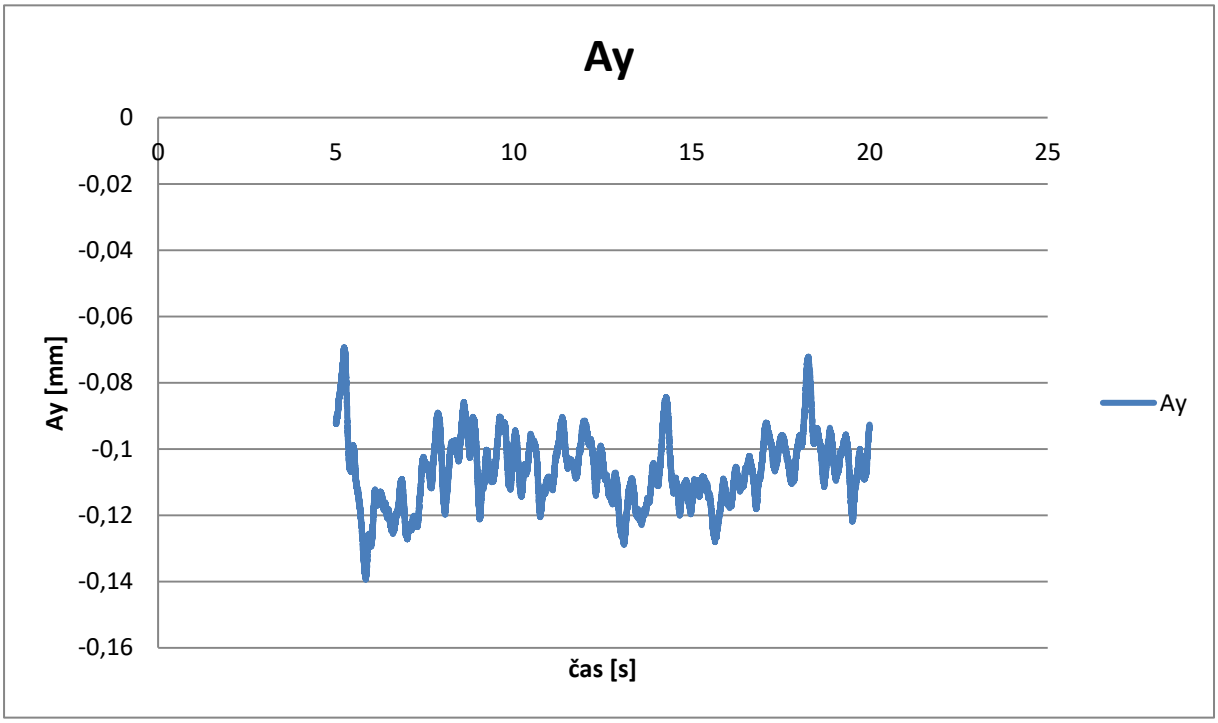
(Archiv autora)

S ohledem na rozsah práce byl pro další hodnocení a zpracování a hodnocení dat byla zvolena vertikální složka působící síly. Pro tento účel byl za pomoci Ing. Skalického a Ing. Duba vytvořen skript v programu Matlab, který umožňoval načíst experimentální data a prostřednictvím FFT (Fast Fouruer transformation – rychlá Fouruerova transformace) získat jejich amplitudové frekvenční spektrum. (Obr. 34)



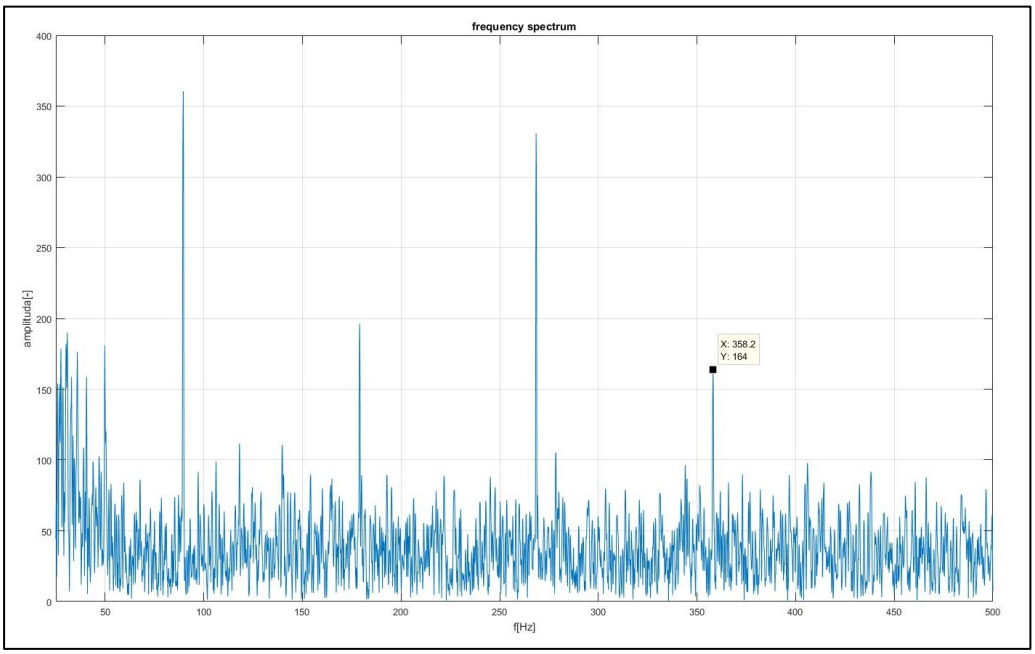

Obrázek 33: Průběh pohybu působiště výslednice kontaktní síly v předozadním směru

(Archiv autora)




Obrázek 34: Průběh pohybu působiště kontaktní síly v latero-laterálním směru

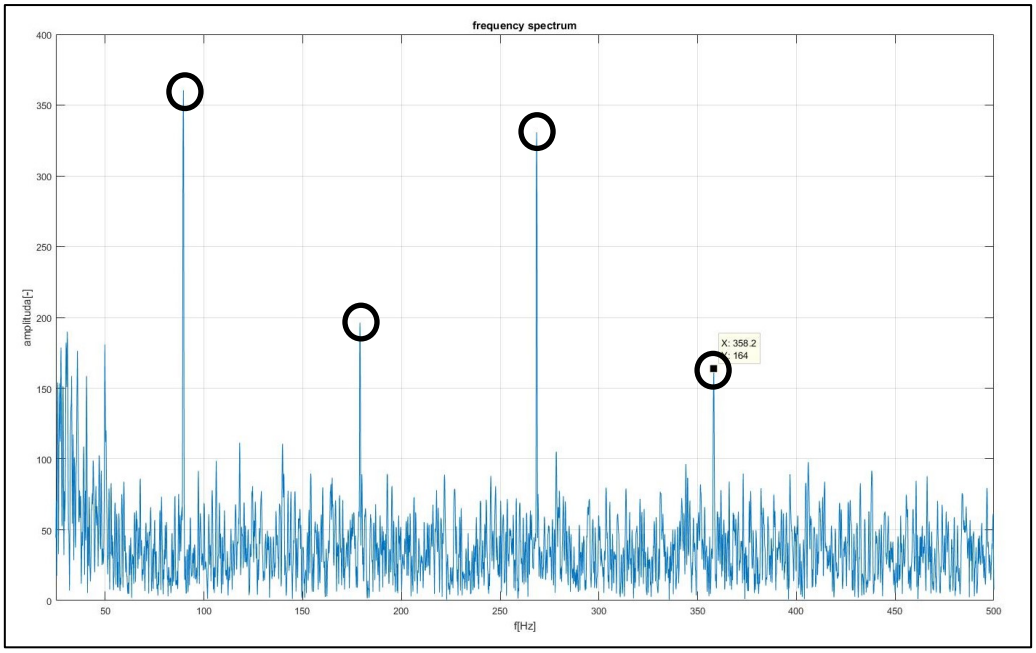
(Archiv autora)




Obrázek 35: Amplitudové frekvenční spektrum získané pomocí Fast Fouruer transformation

(Archiv autora)

Vzhledem k charakteru vstupních dat, ve kterých je významná neměnná složka daná průměrnou částí hmotnosti zkoumaného člověka, uplatněná na zkoumané končetině (dominantní) nebylo možné touto cestou detailně zkoumat frekvenční spektrum v oblasti velmi nízkých frekvencí. Předmětem hodnocení byly identifikované významné frekvence, které se v pohybu zkoumané osoby vyskytovaly s významně vysokými amplitudami. (Obr. 35)




Obrázek 36: Frekvence s výrazně vysokými amplitudami (vyznačeny černým kroužkem)

(Archiv autora)

# 6. Výsledky

## 6.1. Výsledky ze systému EMG

V tabulkách je možné pozorovat střední hodnoty obálky rektifikovaného signálu pro jednotlivé pohybové úkony. Hodnoty volného stoje jsou neměnné, jelikož bylo provedeno pouze jedno měření. Sloupec „max“ vyjadřuje hodnotu maximální izometrické kontrakce svalu a sloupec „výpad“ obsahuje hodnoty míry svalové aktivity při provedení všech devíti pokusů. Jednotlivé modifikace jsou barevně odlišeny a popsány, pro lepší orientaci. Následně byl z hodnot vypočítán median, průměr a také směrodatná odchylka. Výsledky budou prezentovány na jednom probandovi. Stejný postup hodnocení byl použit i u ostatních probandů. Výsledky všech měření je možné vidět v porovnání míry aktivace (MA) svalů dominantní a nedominantní DK. (viz níže)

### 6.1.1. Proband č 1

Dominantní (vpředu) DK byla u probanda č. 1 levá DK. Probandem je sportující muž, vykonávající téměř denně sportovní aktivity typu běh, cyklistika, plavání nebo veslování. Jedná se o poloprofesionálního sportovce.

### 6.1.1.1. mm. Multifidi levé poloviny těla, Proband č.1

U svalu mm. Multifidi levé poloviny těla lze pozorovat nárůst míry aktivity svalu v měřeních s aquabagem a s labilní plošinou, v porovnání s měřeními pouze se sandbagem. Nejvyšší MA svalu, z provedených měření, bylo dosaženo při cviku na labilní plošině, kdy byl průměr měřených hodnot na úrovni 25,7 % MA při maximální izometrické kontrakci svalu a na úrovni 349,1 % MA svalu při volném stoji.

| multifidi L | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | volny stoj | max | výpad | % max kontrakce | % volného stoje |
| | **median** | | | **19,1** | **259,6** |
| | **Průměr** | | | **19,4** | **263,1** |
| | **Směrodatná odchylka** | | | **1,3** | **18,1** |
| sandbag 3 | 0,087 | 1,186 | 0,227 | 19,1 | 259,6 |
| sandbag 4 | 0,087 | 1,186 | 0,251 | 21,1 | 286,9 |
| sandbag 5 | 0,087 | 1,186 | 0,212 | 17,9 | 243,0 |
| | | | | | |
| | **median** | | | **21,5** | **292,2** |
| | **Průměr** | | | **21,5** | **292,5** |
| | **Směrodatná odchylka** | | | **1,0** | **13,7** |
| aquabag 1 | 0,087 | 1,186 | 0,270 | 22,8 | 309,4 |
| aquabag 2 | 0,087 | 1,186 | 0,255 | 21,5 | 292,2 |
| aquabag 3 | 0,087 | 1,186 | 0,241 | 20,3 | 275,9 |
| | | | | | |
| | **median** | | | **22,9** | **311,2** |
| | **Průměr** | | | **25,7** | **349,1** |
| | **Směrodatná odchylka** | | | **5,7** | **77,1** |
| lab.ploch 1 | 0,087 | 1,186 | 0,399 | 33,6 | 456,5 |
| lab.ploch 2 | 0,087 | 1,186 | 0,272 | 22,9 | 311,2 |
| lab.ploch 3 | 0,087 | 1,186 | 0,244 | 20,6 | 279,5 |

Obrázek 37: Tabulka měření probanda č.1 pro mm. Multifidii levé strany

(Archiv autora)

### 6.1.1.1. mm. Multifidi pravé poloviny těla, Proband č.1

Pozvolný nárůst MA svalu v průběhu měření. Měření s aquabagem a labilní plošinou vykazují vyšší hodnoty MA, než je tomu u měření se sandbagem. Nejvyšší MA z měření byla u pokusů na labilní plošině. Průměr měřených hodnot MAS je na úrovni 19,2 % MA při MIK a na úrovni 156,8 % MA při VS. V porovnání s aquabagem se nejedná o výrazný rozdíl pohybující se na rozdílu 1,6 % při MIK a 13 % při VS

| multifidi P | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | volny stoj | max | výpad | % max kontrakce | % volného stoje |
| | **median** | | | **15,6** | **127,7** |
| | **Průměr** | | | **15,3** | **125,0** |
| | **Směrodatná odchylka** | | | **0,6** | **5,0** |
| sandbag 3 | 0,137 | 1,124 | 0,162 | 14,4 | 118,1 |
| sandbag 4 | 0,137 | 1,124 | 0,178 | 15,8 | 129,3 |
| sandbag 5 | 0,137 | 1,124 | 0,175 | 15,6 | 127,7 |
| | | | | | |
| | **median** | | | **17,4** | **142,8** |
| | **Průměr** | | | **17,6** | **143,8** |
| | **Směrodatná odchylka** | | | **0,4** | **3,3** |
| aquabag 1 | 0,137 | 1,124 | 0,196 | 17,4 | 142,8 |
| aquabag 2 | 0,137 | 1,124 | 0,193 | 17,1 | 140,3 |
| aquabag 3 | 0,137 | 1,124 | 0,204 | 18,1 | 148,3 |
| | | | | | |
| | **median** | | | **18,4** | **150,7** |
| | **Průměr** | | | **19,2** | **156,8** |
| | **Směrodatná odchylka** | | | **1,6** | **13,0** |
| lab.ploch 1 | 0,137 | 1,124 | 0,240 | 21,4 | 174,8 |
| lab.ploch 2 | 0,137 | 1,124 | 0,207 | 18,4 | 150,7 |
| lab.ploch 3 | 0,137 | 1,124 | 0,199 | 17,7 | 144,9 |

Obrázek 38: Tabulka měření probanda č.1 pro mm. Multifidii pravé strany

(Archiv autora)

#### 6.1.1.1. musculus Gluteus medius LDK (dominantní), Proband č.1

Měření s aquabagem a labilní plošinou vykazují vyšší hodnoty MA, než je tomu u měření se sandbagem. Nejvyšší MA z měření byla u pokusů na labilní plošině. Průměr měřených hodnot MA je na úrovni 2,0 % MA při MIK a na úrovni 56,9 % MA při VS. Směrodatná odchylka u všech pokusů poukazuje na vyrovnanost měření. Hodnoty MA mezi měřením se sandbagem a aquabagem bez signifikantního rozdílu. Nutno podotknout, že hodnoty MA při cviku jsou zde nižší ještě, než je tomu u MA při volném stoji. Směrodatná odchylka poukazuje na vysokou vyrovnanost jednotlivých měření.

| gluteus medius L | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | volny stoj | max | výpad | % max kontrakce | % volného stoje |
| | **median** | | | **1,0** | **27,6** |
| | **Průměr** | | | **1,1** | **32,2** |
| | **Směrodatná odchylka** | | | **0,3** | **7,4** |
| sandbag 3 | 0,078 | 2,193 | 0,033 | 1,5 | 42,6 |
| sandbag 4 | 0,078 | 2,193 | 0,021 | 0,9 | 26,5 |
| sandbag 5 | 0,078 | 2,193 | 0,021 | 1,0 | 27,6 |
| | | | | | |
| | **median** | | | **1,0** | **29,2** |
| | **Průměr** | | | **1,1** | **29,8** |
| | **Směrodatná odchylka** | | | **0,1** | **1,5** |
| aquabag 1 | 0,078 | 2,193 | 0,025 | 1,1 | 31,8 |
| aquabag 2 | 0,078 | 2,193 | 0,023 | 1,0 | 29,2 |
| aquabag 3 | 0,078 | 2,193 | 0,022 | 1,0 | 28,2 |
| | | | | | |
| | **median** | | | **2,0** | **55,3** |
| | **Průměr** | | | **2,0** | **56,9** |
| | **Směrodatná odchylka** | | | **0,4** | **9,9** |
| lab.ploch 1 | 0,078 | 2,193 | 0,054 | 2,5 | 69,8 |
| lab.ploch 2 | 0,078 | 2,193 | 0,043 | 2,0 | 55,3 |
| lab.ploch 3 | 0,078 | 2,193 | 0,036 | 1,6 | 45,7 |

Obrázek 39: Tabulka měření probanda č.1 pro m. gluteus medius levé strany

(Archiv autora)

### 6.1.1.1. musculus Gluteus medius PDK, Proband č.1

Nejvyšší MA u musculus Gluteus medius PDK bylo dosaženo u provádění cviku na labilní plošině. Průměrná hodnota MA z měřených pokusů vykazuje hodnotu 7,2 %MIK a 567,5 % MA v porovnání s MA při VS. Směrodatná odchylka u sandbagu a aquabagu je velmi podobná 42,0 pro %VS a 0,5 pro %MIK u sandbagu a 44,1 pro %VS a 0,6 pro %MIK u aquabagu. U měření výpadu na LP je patrná vysoká hodnota směrodatné odchylky, výrazný rozdíl mezi prvním a třetím pokusem měření pro %VS.

| gluteus medius P | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | volny stoj | max | výpad | % max kontrakce | % volného stoje |
| | **median** | | | **3,2** | **254,7** |
| | **Průměr** | | | **3,0** | **238,9** |
| | **Směrodatná odchylka** | | | **0,5** | **42,0** |
| sandbag 3 | 0,031 | 2,468 | 0,057 | 2,3 | 181,4 |
| sandbag 4 | 0,031 | 2,468 | 0,079 | 3,2 | 254,7 |
| sandbag 5 | 0,031 | 2,468 | 0,088 | 3,5 | 280,5 |
| | | | | | |
| | **median** | | | **5,0** | **395,3** |
| | **Průměr** | | | **5,0** | **395,3** |
| | **Směrodatná odchylka** | | | **0,6** | **44,1** |
| aquabag 1 | 0,031 | 2,468 | 0,123 | 5,0 | 395,3 |
| aquabag 2 | 0,031 | 2,468 | 0,140 | 5,7 | 449,3 |
| aquabag 3 | 0,031 | 2,468 | 0,107 | 4,3 | 341,4 |
| | | | | | |
| | **median** | | | **7,0** | **549,8** |
| | **Průměr** | | | **7,2** | **567,5** |
| | **Směrodatná odchylka** | | | **2,4** | **193,4** |
| lab.ploch 1 | 0,031 | 2,468 | 0,254 | 10,3 | 812,6 |
| lab.ploch 2 | 0,031 | 2,468 | 0,172 | 7,0 | 549,8 |
| lab.ploch 3 | 0,031 | 2,468 | 0,106 | 4,3 | 340,0 |

Obrázek 40: Tabulka měření probanda č.1 pro m. gluteus medius pravé strany
(Archiv autora)

Obecně lze z naměřených hodnot usuzovat u probanda č.1, že pozicí s nejvyšší MA byl výpad na LP, kde docházelo u všech měřených svalů průměrně k nejvyšší MA. Zajímavým poznatkem je MA u svalu musculus Gluteus medius LDK, kde jsou hodnoty u provedení výpadu nižší než při samotném volném stoji. Nabízejí se dvě možnosti vysvětlení. Jednou možností je chyba měření v důsledku možného posunu elektrod nad měřeným svalem a tím zkreslením výsledků nebo možnost, že proband ke stabilizaci dané posturální pozice využívá jiných stabilizačních vzorců, než je typické a předpokládané. Dalším poznatkem je vyšší MA u svalů mm. Multifidii souhlasné strany s dominantní DK.

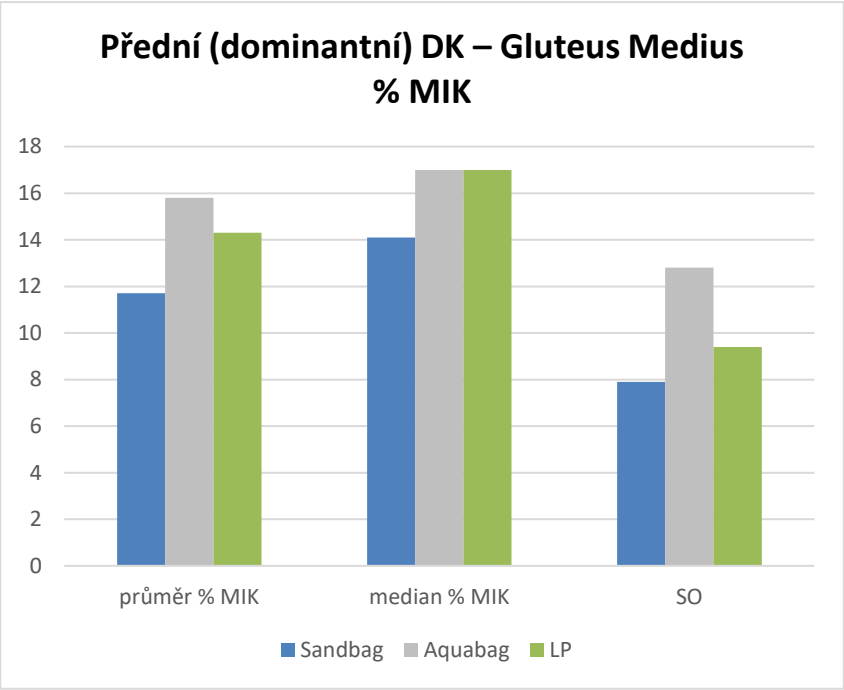
### 6.1.1. Srovnání dominantní DK – m. Gluteus Medius

Dominantní končetina byla pro danou práci určena končetina přední, která nese většinu váhy při provádění cviku. Z průměru naměřených hodnot je vidět, že sval Gluteus medius byl aktivován nejvíce při cvičení s aquabagem, kdy MA pro %MIK činila 15,8 % a pro %VS to bylo 274,7 %. Cvik, provedený na LP aktivoval sval na 14,3 % ve vztahu k %MIK a na 270,3 % ve vztahu k %VS. Rozdíl mezi oběma druhy cvičení činí v případě %MIK 1,5 % a u %VS je to 4,3 %. Nejedná se tedy o žádný signifikantní rozdíl a lze MA u svalu Gluteus medius dominantní DK považovat za totožnou u provedení v modifikaci s aquabagem a na labilní plošině. Pouhý výpad se sandbagem aktivoval sval na hodnotu 11,7 % MIK a na 189,1 % hodnoty MA při VS.

Medián je pro %MIK shodně 17,0 % u měření s aquabagem a na LP. Pro %VS je medián při měření s auabagem 108,0 % a při měření na LP 99,3 %.

| Přední (dominantní) DK - Gluteus medius | | |
|---|---|---|
| **% max kontrakce** sandbag | **% max kontrakce** aquabag | **% max kontrakce** labilní plocha |
| 1,5 | 1,1 | 2,5 |
| 0,9 | 1,0 | 2,0 |
| 1,0 | 1,0 | 1,6 |
| 19,7 | 41,4 | 25,9 |
| 13,1 | 17,0 | 20,2 |
| 14,9 | 15,8 | 26,9 |
| 21,6 | 27,9 | 17,5 |
| 14,1 | 18,5 | 17,0 |
| 18,9 | 18,4 | 15,1 |
| **průměr** | | |
| **11,7** | ***15,8*** | **14,3** |
| **median** | | |
| **14,1** | ***17,0*** | **17,0** |
| **Směrodatná odychlka** | | |
| ***7,9*** | ***12,8*** | ***9,4*** |

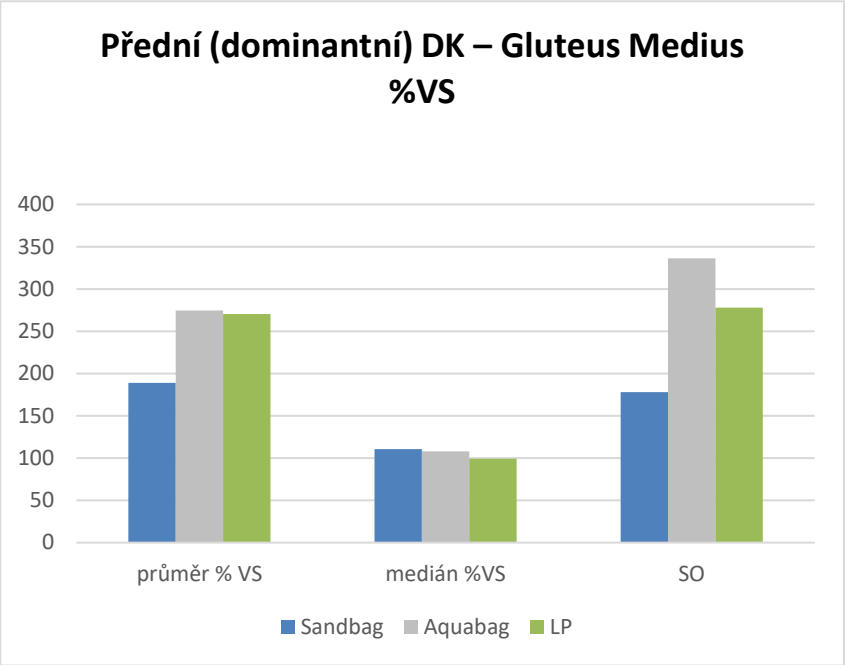
Obrázek 41: Tabulka výsledných hodnot %MIK pro musculus gluteus medius dominantní DK
(Archiv autora)




Obrázek 43: Graf MA % MIK MGMed dominantní DK
(Archiv autora)

| Přední (dominantní) DK - Gluteus medius | | |
|---|---|---|
| **% volný stoj** sandbag | **% volný stoj** aquabag | **% volný stoj** labilní polocha |
| 42,6 | 31,8 | 69,8 |
| 26,5 | 29,2 | 55,3 |
| 27,6 | 28,2 | 45,7 |
| 531,8 | 1117,8 | 699,6 |
| 353,5 | 460,0 | 545,4 |
| 401,5 | 427,7 | 727,2 |
| 125,9 | 162,7 | 102,2 |
| 82,4 | 108,0 | 99,3 |
| 110,4 | 107,3 | 88,3 |
| **průměr** | | |
| **189,1** | ***274,7*** | **270,3** |
| **median** | | |
| ***110,4*** | **108,0** | **99,3** |
| **Směrodatná odychlka** | | |
| **178,0** | ***336,1*** | **278,1** |

Obrázek 42: Tabulka výsledných hodnot % VS pro musculus gluteus medius dominantní DK
(Archiv autora)




Obrázek 44: Graf MA % VS MGMed dominantní DK
(Archiv autora)

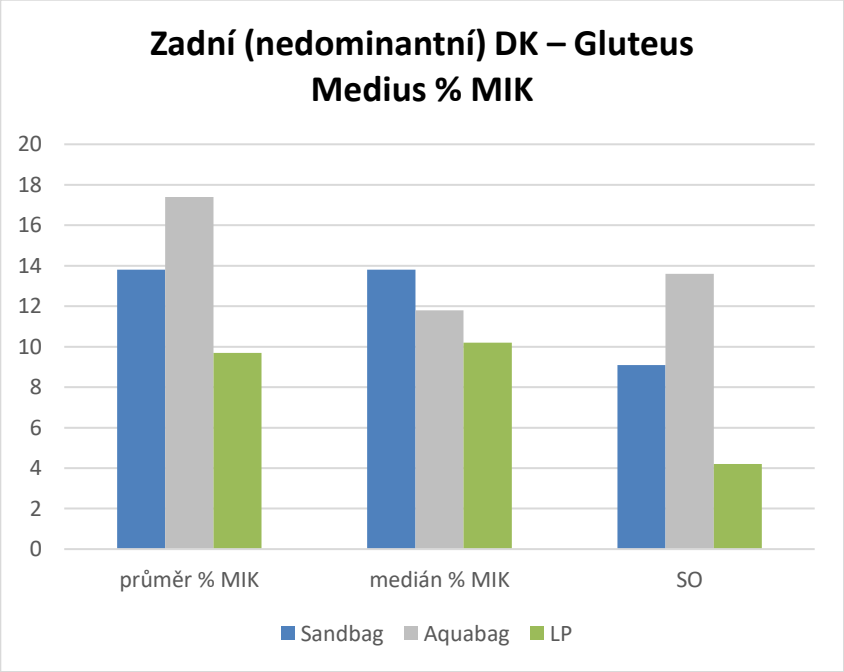
### 6.1.2. Srovnání nedominantní DK – m. Gluteus Medius

Na nedominantní (zadní končetině) docházelo v průměru k vyšší aktivaci m. Gluteus medius než tomu bylo na dominantní DK. Průměrná hodnota MA %MIK byla 17,4 % v případě MA %VS to bylo 759,0 %. MA v případě stoje na LP vykazuje v průměru nižší hodnotu, než je tomu u průměrné hodnoty sandbagu (zdánlivě nejjednodušší modifikace cviku). Průměrná MA u modifikace na LP byla 9,7% MIK a 441,1 % VS. U modifikace se sandbagem je průměrná hodnota MA pro MIK 13,8 % a 551,8 % VS. Labilní plocha vedla k MA 9,7% MIK a 441,1 % VS. Nejvyrovnanější měření byla u modifikace s LP, kde směrodatná odchylka činí 301, 2. Naopak nejvyšší rozdíly v jednotlivých pokusech byly u modifikace s aquabagem, kde má směrodatná odchylka hodnotu 750,1.

Medián je v případě modifikace se sandbagem 13,8% MIK a 254,7 % VS. V modifikaci s aquabagem 11,8% MIK a 395,3 %

| Zadní (nedominantní) DK - Gluteus medius | | |
|---|---|---|
| % max kontrakce sandbag | % max kontrakce aquabag | % max kontrakce labilní plocha |
| 2,3 | 5,0 | 10,3 |
| 3,2 | 5,7 | 7,0 |
| 3,5 | 4,3 | 4,3 |
| 30,1 | 48,2 | 15,7 |
| 22,4 | 23,3 | 5,0 |
| 20,8 | 29,6 | 17,0 |
| 13,6 | 18,3 | 11,2 |
| 14,5 | 11,8 | 10,2 |
| 13,8 | 10,5 | 7,1 |
| **průměr** | | |
| **13,8** | ***17,4*** | **9,7** |
| **median** | | |
| ***13,8*** | **11,8** | **10,2** |
| **Směrodatná odychlka** | | |
| **9,1** | ***13,6*** | **4,2** |

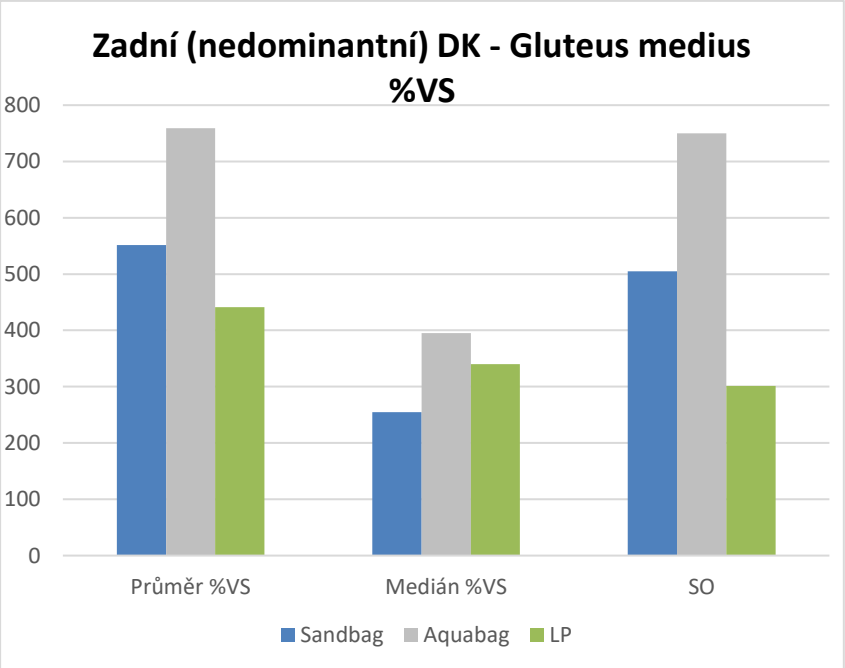
Obrázek 47 Tabulka výsledných hodnot %MIK pro musculus gluteus medius nedominantní DK
(Archiv autora)




Obrázek 45: Obrázek 46: Graf MA % MIK MGMed nedominantní DK
(Archiv autora)

| Zadní (nedominantní) DK - Gluteus medius | | |
|---|---|---|
| **% volný stoj** sandbag | **% volný stoj** aquabag | **% volný stoj** labilní polocha |
| 181,4 | 395,3 | 812,6 |
| 254,7 | 449,3 | 549,8 |
| 280,5 | 341,4 | 340,0 |
| 1532,5 | 2452,5 | 796,5 |
| 1138,1 | 1182,6 | 251,8 |
| 1060,5 | 1506,6 | 865,2 |
| 168,1 | 227,0 | 139,2 |
| 179,4 | 145,8 | 126,5 |
| 170,8 | 130,2 | 88,1 |
| **průměr** | | |
| **551,8** | ***759,0*** | **441,1** |
| **median** | | |
| **254,7** | ***395,3*** | **340,0** |
| **Směrodatná odychlka** | | |
| **504,9** | ***750,1*** | **301,2** |

Obrázek 50: Tabulka výsledných hodnot %VS pro musculus gluteus medius ndominantní DK
(Archiv autora)




Obrázek 48: Obrázek 49: Graf MA % VS MGMed dominantní DK
(Archiv autora)

### 6.1.3. Srovnání dominantní DK – mm. Multifidii

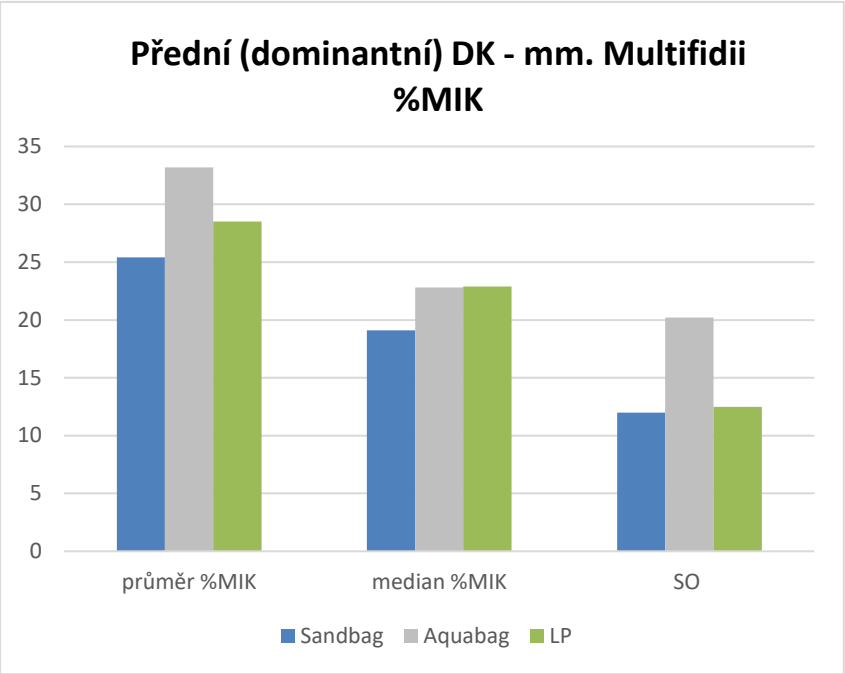
Průměr MA mm. Multifidi na straně dominantní DK byl nejvyšší při modifikaci s aquabagem – 33,2 % MIK a 383,1 % VS. Na LP byla MA svalu v průměru 28,5 % MIK a 336,2 %VS. Hodnoty MA svalu u cvičení se sandbagem mají v průměru 25,4 %MIK a 297,2 %VS.

V případě mediánu byla nejvyšší MA u modifikace na LP – 22,9 % MIK a 311,2 %VS. V porovnání s aquabagem je rozdíl 0,1 % pro MIK a 1,8 % pro VS, což je zanedbatelný rozdíl

Směrodatná odchylka má nejvyšší hodnotu pro %MIK 20,2 u pokusů v modifikaci s aquabagem. U ostatních modifikací se pohybuje okolo 12. Pro %VS je nejvyšší směrodatnou odchylkou hodnota 168,3 u modifikace cviku s aquabagem a hodnotou 102,5 pro LP.

| Přední (dominantní) DK - Multifidii | | |
|---|---|---|
| **% max kontrakce** sandbag | **% max kontrakce** aquabag | **% max kontrakce** labilní plocha |
| 19,1 | 22,8 | 33,6 |
| 21,1 | 21,5 | 22,9 |
| 17,9 | 20,3 | 20,6 |
| 48,4 | 54,1 | 48,5 |
| 38,6 | 77,7 | 41,4 |
| 38,0 | 45,7 | 42,6 |
| 15,3 | 25,6 | 13,9 |
| 14,5 | 15,6 | 13,9 |
| 15,4 | 15,7 | 18,7 |
| **průměr** | | |
| **25,4** | **33,2** | **28,5** |
| **median** | | |
| **19,1** | **22,8** | ***22,9*** |
| **Směrodatná odychlka** | | |
| **12,0** | ***20,2*** | **12,5** |

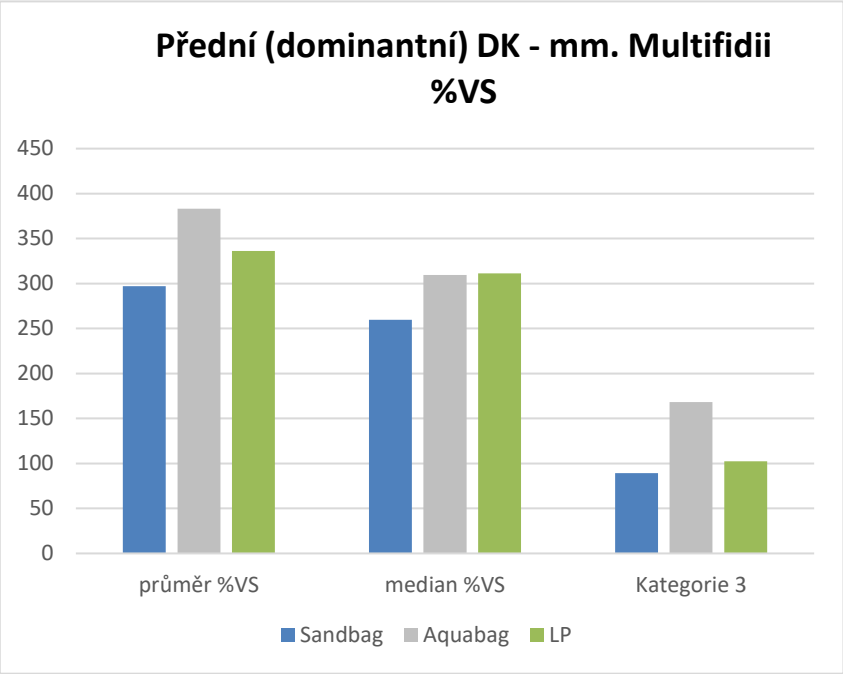
Obrázek 51: Tabulka výsledných hodnot %MIK pro mm. Multifidii dominantní DK
(Archiv autora)




Obrázek 53: Graf MA % MIK mm. Multifidii dominantní DK
(Archiv autora)

| Přední (dominantní) DK - Multifidii | | |
|---|---|---|
| **% volný stoj** sandbag | **% volný stoj** aquabag | **% volný stoj** labilní polocha |
| 259,6 | 309,4 | 456,5 |
| 286,9 | 292,2 | 311,2 |
| 243,0 | 275,9 | 279,5 |
| 480,1 | 536,2 | 480,4 |
| 382,9 | 770,1 | 410,7 |
| 376,5 | 452,4 | 422,3 |
| 218,6 | 365,5 | 198,7 |
| 207,2 | 222,6 | 198,7 |
| 219,8 | 223,4 | 267,6 |
| **průměr** | | |
| **297,2** | ***383,1*** | **336,2** |
| **median** | | |
| **259,6** | **309,4** | ***311,2*** |
| **Směrodatná odychlka** | | |
| **89,3** | ***168,3*** | **102,5** |

Obrázek 52: Tabulka výsledných hodnot %VS pro mm. Multifidii dominantní DK
(Archiv autora)




Obrázek 54: Graf MA % VS mm. Multifidii dominantní DK
(Archiv autora)

### 6.1.1. Srovnání nedominantní DK – mm. Multifidii

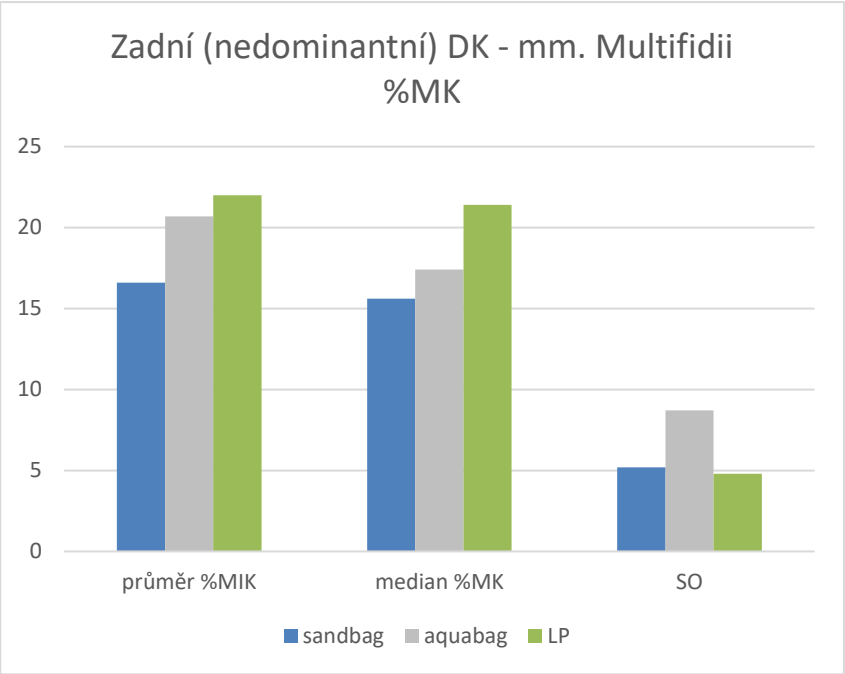
V případě nedominantní DK byla MA nejvyšší u modifikace výpadu na LP. Průměr naměřených hodnot byl u MIK 22,0 % a u VS tomu bylo 206,7 %. S o něco nižšími hodnotami proběhlo měření výpadu s aquabagem, kde průměr u MIK byl 20,7 a u VS 199,5 %. Rozdíl tedy v případě MIK činí 1,3 % a u VS 7,2 %. Hodnoty u měření v modifikaci se sandbagem byly nejnižší, nicméně bez výrazného rozdílu.

Medián měření s aquabagem byl 17, 4 % MIK a 142,8 % VS. U LP byl medián 21,4% MIK a 174,8 % VS.

Směrodatná odchylka v obou případech nebyla nějak výrazná v porovnání s ostatními měřeními. Pro měření pokusů v modifikaci s aquabagem je 8,7 pro MIK a 113,7 pro VS. Při pokusech na LP je směrodatná odchylka 4,8 MIK a 74, 1 VS.

| Zadní (nedominantní) DK - Multifidii | | |
|---|---|---|
| **% max kontrakce** sandbag | **% max kontrakce** aquabag | **% max kontrakce** labilní plocha |
| 14,4 | 17,4 | 21,4 |
| 15,8 | 17,1 | 18,4 |
| 15,6 | 18,1 | 17,7 |
| 26,2 | 41,1 | 29,6 |
| 21,6 | 24,5 | 27,7 |
| 22,3 | 27,9 | 25,9 |
| 10,7 | 16,0 | 14,8 |
| 11,9 | 11,5 | 18,3 |
| 10,8 | 12,7 | 24,0 |
| **průměr** | | |
| ***16,6*** | ***20,7*** | ***22,0*** |
| **median** | | |
| ***15,6*** | ***17,4*** | ***21,4*** |
| **Směrodatná odchylka** | | |
| ***5,2*** | ***8,7*** | ***4,8*** |

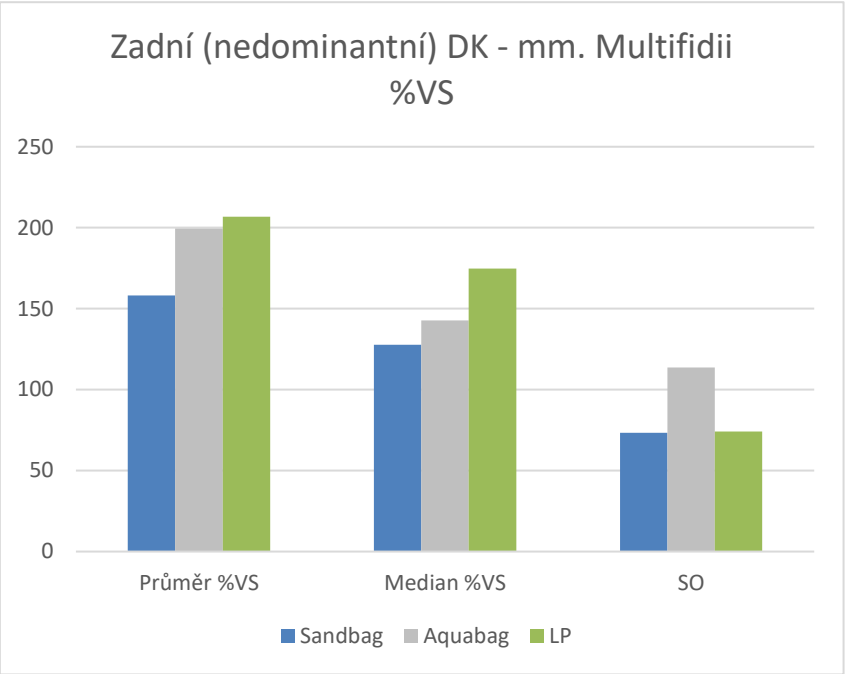
Obrázek 55: Tabulka výsledných hodnot %MIK pro mm. Multifidii nedominantní DK
(Archiv autora)




Obrázek 56: Graf MA % MIK mm. Multifidii nedominantní DK
(Archiv autora)

| Zadní (nedominantní) DK - Multifidii | | |
|---|---|---|
| **% volný stoj** sandbag | **% volný stoj** aquabag | **% volný stoj** labilní polocha |
| 118,1 | 142,8 | 174,8 |
| 129,3 | 140,3 | 150,7 |
| 127,7 | 148,3 | 144,9 |
| 289,9 | 454,7 | 327,6 |
| 238,3 | 271,1 | 306,5 |
| 246,5 | 308,7 | 286,7 |
| 87,5 | 130,9 | 121,8 |
| 98,0 | 94,4 | 150,0 |
| 88,4 | 104,1 | 197,1 |
| **průměr** | | |
| ***158,2*** | ***199,5*** | ***206,7*** |
| **median** | | |
| ***127,7*** | ***142,8*** | ***174,8*** |
| **Směrodatná odychlka** | | |
| ***73,3*** | ***113,7*** | ***74,1*** |

Obrázek 57: Tabulka výsledných hodnot %VS pro mm. Multifidii nedominantní DK
(Archiv autora)




Obrázek 58: Graf MA % VS mm. Multifidii nedominantní DK
(Archiv autora)

# 7. Výsledky ze systému Kistler

Identifikované body (viz kapitola 5.9.) jsou charakterizované amplitudou [N] a frekvencí [Hz]. Tato data byla uspořádána do tabulky v prostředí MS Excel podle jejich příslušnosti k fázi experimentu, tedy aquabag (AB) a labilní plocha (LP).

V následujících obrázcích (obr. 59 a 61) je možné vidět tabulku výsledných hodnoty měření. Data byla rozdělen do řádků s označením AB (Aquabaq) a LP (labilní plošina). Ve sloupci pod značkou F50/F90/F179/F269/F358 jsou frekvence jednotlivých měření blížící se odpovídající hodnotě F. Ve sloupci označeném písmenem A jsou hodnoty amplitudy odpovídajícího měření. V řádku označeném „prům“ jsou průměry hodnot a v řádku „smodch“ se nacházejí hodnoty směrodatné odchylky hodnot nacházející se ve sloupci nad hodnotou smodch. Obrázek 61 je pokračováním tabulky hodnot. Obrázek č. 60 zobrazuje výsledky funkce T.test

| A | B | C | D | E | F |
|---|---|---|---|---|---|
| | F 50 | A | | F 90 | A |
| AB | 50,05 | 254,4 | | 89,6 | 286,5 |
| AB | 50,17 | 100,8 | | 89,48 | 415,7 |
| AB | 50,17 | 71,71 | | 89,48 | 357,2 |
| AB | 49,8 | 124,8 | | 89,6 | 250,3 |
| AB | 50,05 | 244,8 | | 89,48 | 150,4 |
| AB | 50,05 | 132,5 | | 89,48 | 164,5 |
| AB | 50,17 | 73,07 | | 89,6 | 175,8 |
| AB | 50,05 | 161,9 | | 89,6 | 167 |
| AB | 49,93 | 112,5 | | 89,6 | 222 |
| prům | 50,04889 | 141,8311 | | 89,54667 | 243,2667 |
| smodch | 0,12252 | 67,30821 | | 0,063246 | 93,72945 |
| | | | | | |
| LP | 49,93 | 180,7 | | 89,48 | 360,5 |
| LP | 49,93 | 160,6 | | 89,6 | 428,1 |
| LP | 50,17 | 135,6 | | 89,6 | 324,6 |
| LP | 49,93 | 127,9 | | 89,36 | 160,1 |
| LP | 49,93 | 170,9 | | 89,6 | 120,2 |
| LP | 50,05 | 137,1 | | 89,48 | 112,9 |
| LP | 49,93 | 102,9 | | 89,48 | 222 |
| LP | 50,05 | 119,2 | | 89,6 | 171,3 |
| LP | 49,07 | 48,23 | | 89,6 | 187,1 |
| prům | 49,88778 | 131,4589 | | 89,53333 | 231,8667 |
| smodch | 0,318189 | 39,9751 | | 0,087178 | 112,4701 |

Obrázek 59: Tabulka výsledků FFT
(Archiv autora)

| F 179 | A | | F 269 | A | | F 358 | A |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 179 | 198,2 | | 268,4 | 331,3 | | 357,9 | 90,15 |
| 178,8 | 161,5 | | 268,4 | 364,8 | | 357,9 | 153,3 |
| 179 | 190,9 | | 268,4 | 372,9 | | 358 | 155,1 |
| 179,1 | 145,8 | | 268,6 | 256,3 | | 358,2 | 160,2 |
| 179,1 | 108,5 | | 268,6 | 181,6 | | 358,2 | 154,4 |
| 178,5 | 111,2 | | 268,6 | 263,6 | | 357,9 | 156,4 |
| 179 | 87,41 | | 268,6 | 273,2 | | 358,2 | 102,9 |
| 178,8 | 93,58 | | 268,6 | 124,8 | | 357,9 | 69,55 |
| 179 | 81,86 | | 268,6 | 267,2 | | 357,9 | 156,8 |
| 178,9222 | 130,9944 | | 268,5333 | 270,6333 | | 358,0111 | 133,2 |
| 0,192209 | 44,53442 | | 0,1 | 80,98909 | | 0,145297 | 35,31992 |
| | | | | | | | |
| 180,1 | 196,3 | | 268,4 | 330,8 | | 358,2 | 164 |
| 177,7 | 246,9 | | 268,4 | 310,9 | | 357,9 | 90,65 |
| 178,8 | 212 | | 268,6 | 289,1 | | 358,2 | 83,17 |
| 179 | 85,75 | | 268,6 | 111 | | 358 | 88,94 |
| 178,8 | 76,63 | | 268,6 | 168,3 | | 356,8 | 145,4 |
| 179 | 146,1 | | 268,6 | 127,3 | | 358 | 124,6 |
| 179 | 78,71 | | 268,6 | 243,7 | | 358 | 158,2 |
| 179,1 | 159,6 | | 268,4 | 309,2 | | 358 | 172,1 |
| 179,8 | 119,7 | | 268,4 | 296,5 | | 358 | 201,9 |
| 179,0333 | 146,8544 | | 268,5111 | 242,9778 | | 357,9 | 136,5511 |
| 0,672681 | 62,15625 | | 0,105409 | 85,20579 | | 0,424264 | 42,13182 |

Obrázek 61: Pokračování Tabulky výsledků FFT
(Archiv autora)

| | F 50 | A | | F 90 | A | | F 179 | A | | F 269 | A | | F 358 | A |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| ttest | 0,185796 | 0,697451 | | 0,715683 | 0,818356 | | 0,644744 | 0,543435 | | 0,652544 | 0,490508 | | 0,474657 | 0,857274 |

Obrázek 60: výsledky T-testu
(Archiv autora)

Předmětem vyhodnocení byla vzájemná shoda sestavených sad prostřednictvím funkce T.test v programu MS Excel. Výstupem této funkce je míra pravděpodobnosti shody středních hodnot porovnávaných datových sad. Na tomto místě je třeba upozornit, že statistický test T-test je uplatnitelný výhradně na datové sady s normálním (Gaussovým) rozložením dat. Toto by mělo být před jeho aplikací prověřeno vhodným statistickým nástrojem. To se s ohledem na nízký počet dat nestalo a uvedený proces, stejně jako jeho výstupy je nezbytné chápat jako představení použitelné metody zpracování experimentálních dat.

# 8. Diskuze

Hlavním cílem práce bylo analyzovat MA vybraných svalových skupin při využití dvou pomůcek vytvářejících nestabilní prostředí a zároveň analyzovat způsob, jakým tělo reaguje na vzniklé podmínky. Rozdílem těchto pomůcek je způsob navození nestabilního prostředí, kdy dochází pomocí labilní plošiny k působení sil skrze dolní končetinu, zatímco u aquabagu působí síly na trup se zachováním stabilního podloží. Předpokladem bylo, že se u jednotlivých pomůcek projeví rozdílné způsoby posturálních strategií, zajišťujících stabilitu v dané poloze.

Výpad směrem vpřed je častým rehabilitačním cvikem, který simuluje mnoho aktivit denního života. V klinické praxi se využívá výpadu a jeho variací s cílem zaměřit se na aktivaci určité svalové skupiny. Existuje mnoho studií, zabývající se problematikou výpadu, jeho variacemi a svalovou aktivitou během daného cvičení.

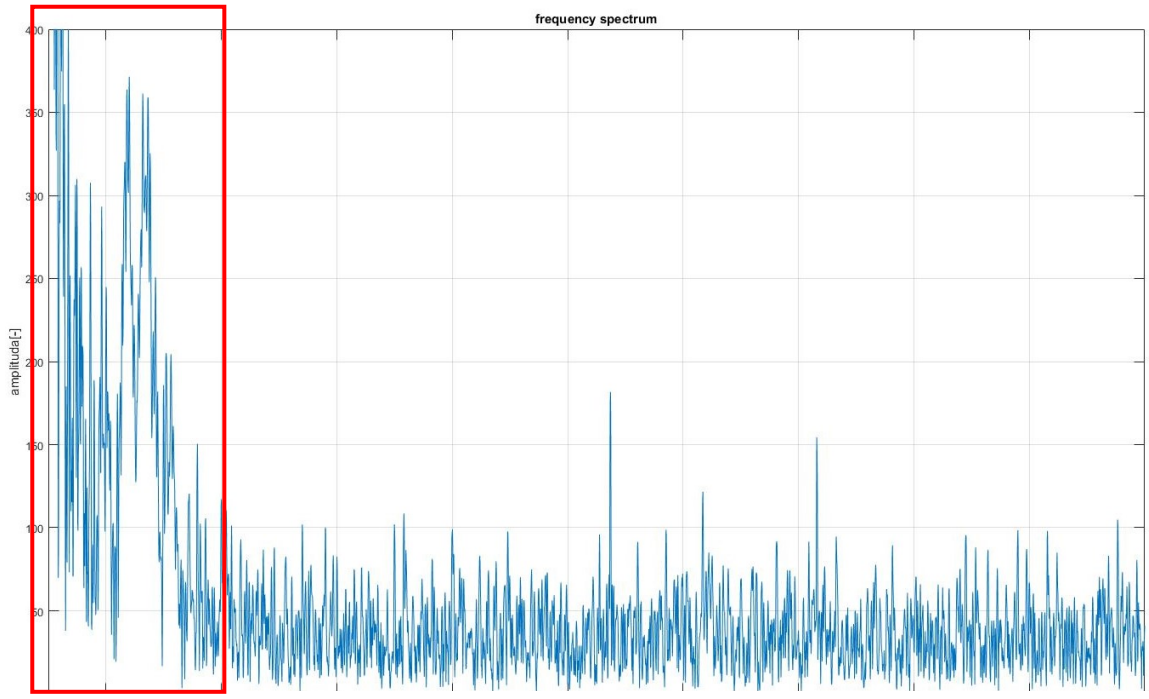
Krause et at (2018) zkoumali vliv zavěšení zadní nohy v systému TRX na aktivaci svalů pánve a DK. Dospěli k závěru, že pokud je zadní noha zavěšena dochází k výrazně vyšší míře aktivace svalů m. gluteus medius, m. gluteus maximus a m. adductor longus oproti výpadu se zadní nohou na stabilní podložce.

Schmitz (2002) zkoumal izometrickou aktivitu m. gluteus medius v různých variacích postavení DK ve stojné fázi kroku. Již dříve bylo zjištěno, že m. gluteus medius má přední, střední a zadní část, což bylo demonstrováno na asynchronní aktivitě těchto tří částí během chůze. Byla zjištěna výrazná aktivita GM jako odpověď na náhlé inverzní postavení v hlezenním kloubu, což následně vedlo k pohybu pánve. Studie poukazuje na význam GM jakožto dynamického stabilizátoru pánve v prevenci pádu v denním životě a poranění při sportu a na zvýšenou MA GM během zevní rotace v kyčelním kloubu. Tyto poznatky je možné implementovat do praxe.

Ekstrom (2007) nebo Distefano (2009) se zaměřili na měření více svalů během častých terapeutických cviků. Ekstrom (2007) se zabýval aktivitou trupového svalstva, svalstva pánve a DKK u devíti běžných cviků. Svalová aktivita trupového svalstva a také m.multifidus byla z výsledků práce druhá nejnižší během provádění výpadu vpřed. Aktivace GM se v měření jevila jako třetí nejnižší v porovnání s jinými cviky. Podobným výsledkem skončila i studie od Distefanio (2009), kde mohem výraznější aktivitu během výpadu vpřed vykazoval m. gluteus maximus.

Z většiny studií je možné pozorovat, že existují mnohem efektivnější cviky pro aktivaci m.gluteus medius nicméně v této studii byl tento cvik vybrán, protože velmi dobře simuluje podmínky běžného denního života, ale také podmínky sportovních aktivit (např. fotbal). Labilní plochy jsou obecně v rehabilitaci, ale i sportovní přípravě velmi rozšířeným prvkem, využívaným ke zlepšení stability a tréninku senzomotoriky. Ve většině, zejména kontaktních sportů, však sportovec stojí na pevném podloží a síly vytvářející nestabilní podmínky působí většinou na horní polovinu trupu, protihráčem. To mě dovedlo k myšlence porovnat vliv labilní plochy v porovnání s aquabagem na míru cvalové aktivace svalstva trupu, konkrétně mm. Multifidi a m. gluteus medius a dále pozorovat, zda se změnou působení vnějších sil změní strategie stabilizace postury. Z výsledků je patrné, že MA u většiny svalů byla vyšší při použití aquabagu. Při stoji na dominiatní končetině není rozdíl u GM v obou modifikacích signifikantní, pohybuje se v řádu procent, nicméně u nedominantní DK je zajímavé, že se GM aktivoval mnohem více než na dominantní DK. K tomu docházelo pravděpodobně z důvodu, že se nedominantní končetina výrazně podílela na laterolaterální stabilitě. Určitou roli by mohla hrát i pozice nedominantní DK.

Zajímavé výsledky poskytla analýza dat ze systému Kistler. Z nich je patrné, že strategie posturální stabilizace byla v obou modifikacích prakticky stejná což značí, že využití aquabagu ve statických činnostech nevyvolá významnou odlišnost od labilní plochy, viditelné na frekvencích, které zůstávají (jak ve frekvenční, tak v apmlitudové) stejné. Nicméně využitelnost aquabagu se jeví jako vysoká u jakékoliv pohybové činnosti, což je vidět ze záznamu FFT u měřeného probanda, kde zjevně přetrvával významný vliv vody v aquabagu. Tím došlo k významnému nabourání procesu stabilizace. (Obr.63). Zajímavým zjištěním jsou i frekvence s výraznou amplitudou, které se u všech probandů shodně vyskytovali v násobcích 90. Frekvence 90 Hz je s velkou pravděpodobností vlastní frekvencí systému a násobky jsou dalšími harmonickými frekvencemi systému. Nad rámec významných frekvencí, které se opakovaly u všech probandů je možné vidět v tabulce (obr.62) níže ještě další frekvence, které se zde u jednotlivých probandů vyskytovali navíc, a které jsou s největší pravděpodobností pro daného člověka typické. Jak je vidět v tabulce z vyznačené oblasti, tak ani zde nebyl identifikován rozdíl v řízení mezi aquabagem a plošinou.




Obrázek 63 Vliv vody na způsob zajištění posturální stability
(archiv autora)

| | A | B | C | D | E | F | G | H | I | J | K | L | M | N | O | P | Q | R | S | T |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | | | f50 | | | f90 | | | | | f179 | | | | f 268 | | | f 358 | | |
| 2 | D AB 1 | x | 50,05 | 60,06 | | 89,6 | | | | | 179 | | | | 268,4 | | | 357,9 | | |
| 3 | | y | 254,4 | 191 | | 286,5 | | | | | 198,2 | | | | 331,3 | | | 90,15 | | |
| 4 | D AB 2 | x | 50,17 | | | 89,48 | | | | | 178,8 | | | | 268,4 | | | 357,9 | | |
| 5 | | y | 100,8 | | | 415,7 | | | | | 161,5 | | | | 364,8 | | | 153,3 | | |
| 6 | D AB 3 | x | 50,17 | | | 89,48 | | | 149,9 | | 179 | | 221,6 | | 268,4 | | | 358 | | |
| 7 | | y | 71,71 | | | 357,2 | | | 113,3 | | 190,9 | | 120,4 | | 372,9 | | | 155,1 | | |
| 8 | H AB 1 | x | 50,17 | 60,06 | | 89,6 | 100,1 | | | 155 | 179,1 | | | 240 | 268,6 | | | 358,2 | | |
| 9 | | y | 124,8 | 150,7 | | 250,3 | 115, 1 | | | 105,2 | 145,8 | | | 107,4 | 256,3 | | | 160,2 | | |
| 10 | Hz AB 2 | x | 50,05 | | | 89,6 | | | | | 179,1 | | | | 268,6 | | 308,6 | 357,9 | | |
| 11 | | y | 244,8 | | | 150,4 | | | | | 108,5 | | | | 181,6 | | 121,7 | 154,4 | | |
| 12 | H AB 3 | x | 49,93 | | | 89,6 | 119,9 | | | | 178,5 | | 224,9 | 240,1 | 268,6 | | 304,6 | 357,9 | | 429,2 |
| 13 | | y | 132,5 | | | 164,5 | 106,7 | | | | 111,2 | | 127,9 | 122 | 263,6 | | 152,2 | 156,4 | | 101,4 |
| 14 | T AB 1 | x | 49,93 | | | 89,36 | 118,7 | | | | 179 | | 201,4 | 250,1 | 268,6 | | 306,3 | 358 | 394,5 | 468 |
| 15 | | y | 73,07 | | | 175,8 | 100,6 | | | | 87,41 | | 113,3 | 123,3 | 273,2 | | 102,6 | 102,9 | 114,5 | 111,6 |
| 16 | T AB 2 | x | 49,93 | | | 89,6 | 128 | | | 156 | 178,8 | | | | 268,6 | | | 356,8 | | 462,9 |
| 17 | | y | 161,9 | | | 167 | 106,1 | | | 112,6 | 93,58 | | | | 124,8 | | | 69,55 | | 117,7 |
| 18 | T AB 3 | x | 50,05 | 60,06 | | 89,48 | | | 149,3 | | 179 | | 206,2 | | 268,6 | 274,2 | | 358 | | 465,6 |
| 19 | | y | 112,5 | 136,2 | | 222 | | | 106,5 | | 81,86 | | 103,7 | | 267,2 | 109,2 | | 156,8 | | 112,4 |
| 20 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21 | D LP 1 | x | 49,8 | | | 89,6 | 118 | 139,8 | | | 179 | | | | 268,4 | 278,4 | | 358,2 | | |
| 22 | | y | 180,7 | | | 360,5 | 111,5 | 110,6 | | | 196,3 | | | | 330,8 | 105,1 | | 164 | | |
| 23 | D LP 2 | x | 50,05 | | | 89,48 | | 146,2 | 149,9 | | 179,1 | | | | 268,4 | 280,2 | 300 | 358,2 | | |
| 24 | | y | 160,6 | | | 428,1 | | 99,38 | 103,5 | | 246,9 | | | | 310,9 | 108 | 121,9 | 90,65 | | |
| 25 | D LP 3 | x | 50,05 | 66,65 | | 89,48 | | 144 | | | 179,1 | | 208,3 | 223 | 268,4 | | | 357,9 | 373,5 | 420 |
| 26 | | y | 135,6 | 117,2 | | 324,6 | | 89,61 | | | 212 | | 105,1 | 97,91 | 289,1 | | | 83,17 | 97,86 | 100,9 |
| 27 | H LP1 | x | 49,93 | | 74,95 | 89,48 | 100,1 | | | | 180,1 | 195,8 | | | 268,4 | | 300 | 358,2 | | |
| 28 | | y | 127,9 | | 160,3 | 160,1 | 146,7 | | | | 85,75 | 113 | | | 111 | | 103,4 | 88,94 | | |
| 29 | H LP 2 | x | 49,93 | | 74,83 | 89,6 | 121,3 | | | | 177,7 | | | | 268,4 | | | 357,9 | | |
| 30 | | y | 170,9 | | 123,7 | 120,2 | 116,8 | | | | 76,63 | | | | 168,3 | | | 145,4 | | |
| 31 | H LP3 | x | 50,17 | 60,18 | | 89,6 | 120,1 | | | | 178,8 | | | | 268,6 | | | 358,2 | | |
| 32 | | y | 137,1 | 112,3 | | 112,9 | 171,8 | | | | 146,1 | | | | 127,3 | | | 124,6 | | |
| 33 | T LP 1 | x | 49,93 | | | 89,48 | | | 149,3 | | 179 | 218,6 | 241,5 | | 268,6 | | | 358 | 363,6 | 475,5 |
| 34 | | y | 102,9 | | | 222 | | | 106,5 | | 78,71 | 111,5 | 108,6 | | 243,7 | | | 158,2 | 118,3 | 120,8 |
| 35 | T LP2 | x | 50,05 | 59,94 | | 89,6 | | | | | 179,1 | | | | 268,4 | | | 358 | | 403,3 |
| 36 | | y | 119,2 | 183,3 | | 171,3 | | | | | 159,6 | | | | 309,2 | | | 172,1 | | 115,4 |
| 37 | T LP 3 | x | 49,07 | 60,06 | 75,07 | 89,6 | | | | | 179,8 | | | | 268,4 | 273,1 | 303,7 | 358 | | 421,4 |
| 38 | | y | 48,23 | 132,5 | 136,4 | 187,1 | | | | | 119,7 | | | | 296,5 | 121,5 | 113,3 | 201,9 | | 124 |

Obrázek 62:Stejné frekvence využité pro aquabag a labilní plochu
(archiv autora)

# 9. Limity práce

Pravděpodobně hlavním limitem práce je velikost výzkumného vzorku. I přes to, že se jedná o pilotní studii, která by měla sloužit jako vstupní studie do dané problematiky, v rámci které, je snaha o vytvoření metodiky pro měření a zpracování dat. Bohužel výsledky dvou probandů nebyly dostačující, a proto nemohly být použity do analýzy a výsledků práce. Další a nemalou limitací bylo zajištění přilnavosti EMG elektrod na tělo probanda. Zejména u těch probandů, kteří vykazovali vyšší potivost bylo náročnější zajistit správnou přilnavost elektrod, především u elektrod měřících MA mm. Multifidii. Dalším problematickým místem bylo umístění elektrod na dominantní DK, kde vlivem pohybu mohlo dojít k posunu elektrod z důvodu deformace kůže nad měřeným svalem. Tato skutečnost mohla určitým způsobem zkreslit výsledky měření. Bohužel tomuto jevu se nebylo možné vyvarovat vzhledem k povaze cviku.

K vyhodnocení výsledků bylo využito zjednodušeného vyhodnocování v podobě porovnání poměru naměřených hodnot, popřípadě mediánu. Toho bylo využito z důvodu omezeného počtu probandů. Vzhledem k naměřeným datům, pokud by byl větší vzorek, by bylo možné využít některého ze statistických postupů např.

# 10. Závěr

V této práci jsme se věnovali MA vybraných svalů během provedení výpadu za využití pomůcek aquabagu, labilní plochy a sandbagu. Dále byla naše pozornost věnována analýze posturálních strategií během cviku.

**H1: Stoj ve výpadu s Aqabagem povede k významnější aktivaci svalů HSSP (mm. Multifidii) než při provedení výpadu na labilní plošině.**

Vyslovená hypotéza č.1 se potvrdila pouze částečně. Při výpadu s aquabagem měl sval m. multifidus vyšší MA na straně dominantní DK kde byly hodnoty MA 33,2 % MIK a 383, 1% VS. Naproti tomu na straně nedominantní DK byla vyšší MA svalu při stoji ve výpadu na LP. Hodnoty jsou pro MIK 22, 0% a pro VS 206,7%. V tomto případě jsou však rozdíly mezi hodnotami MA u aqabagu a LP prakticky zanedbatelné. Rozdíl 1,3% MIK a 7,2 % VS nemůžeme považovat za signifikantní.

**H2: Stoj ve výpadu na labilní ploše povede k významnější aktivaci svalu m.gluteus medius na dominantní dolní končetině.**

Hypotéza č 2 byla v tomto případě vyvrácena, ačkoliv výsledky opět nevykazují signifikantní rozdíl. Hodnota průměru hodnot pro MIK jsou 15,8% u aquabagu, zatímco u LP 14,3 %. Průměr hodnot u VS je 274,7 % pro měření s aquabagem a 270,3% pro měření na LP.

Z výsledků je patrné, že během desetisekundové výdrže ve výpadu je pro dosažení výraznější MA svalu GM a musculi multifidi lepší využít pomůcky aquabag.

**H3: Proces stabilizace výpadu na labilní ploše se bude lišit od procesu stabilizace výpadu s aquabagem.**

Z dat analyzovaných v Matlabu pomocí FFT bylo zjištěno, že proces stabilizace, ve statickém zatížení, byl stejný v obou případech. Rozdílná data poskytlo jedno měření, do kterého se pravděpodobně promítl pohyb vody a kde bylo zjevné narušení procesu stabilizace pro člověka vlastní. Zdá se, že za statických podmínek probíhá stabilizace postury harmonicky v násobcích 90, kde frekvence 90 Hz je s největší pravděpodobností vlastní frekvencí systému a jeho násobky jsou jen dalšími harmonickými frekvencemi.

# 11. Zdroje


AMINOF, J. M., BOLLER, F., SWAAB, D. F., DAY, L. B., LORD, R.S., *Balance, Gait, and Falls* [online], 3. vyd. Amsterdam: Elsevier, 2018, Vol 159, 85-99, [cit. 2019-11-20]. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=rqh7DwAAQBAJ&printsec=copyright&hl=cs#v=onepage&q&f=false

BANDY, W. D., SANDERS, B., *Therapeutic exercise for physical therapist assistants*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins, c2007. ISBN 978-0-7817-9080-2.

BARTŮŇKOVÁ, S. *Fyziologie člověka a tělesných cvičení: učební texty pro studenty fyzioterapie a studia Tělesná a pracovní výchova zdravotně postižených*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2010. ISBN 978-80-246-1817-3.

Biology for Biological Engeneering. Combining Life Science and Engeneering Principles to Improve the Quality of Life. *EMG Signals.* [online]. [cit. 2019-11-29]. Dostupné z: http://www.soe.uoguelph.ca/webfiles/mleuniss/Biomechanics/EMG.html

ČIHÁK, R.., *Anatomie I*., Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství, 1987. ISBN 08-102-87.

ČIHÁK, R., *Anatomie III.* 2., upr. a dopl vydání. Praha: Grada Publishing, spol. s. r. o., 2004. ISBN 80-247-1132-X.

DE LUCA, C. J. The use of electromyographyin biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 1997, **13** (2), 135-163 [cit. 2019-11-20]. Dostupné z: http://delsys.com/decomp/078.pdf

DIETZ, V. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. *Physiological Reviews* [online]. 1992, **72**(1), 33-69 [cit. 2019-11-26]. DOI: 10.1152/physrev.1992.72.1.33. ISSN 0031-9333. Dostupné z: https://www.physiology.org/doi/10.1152/physrev.1992.72.1.33

DISTEFANO, L. J., BLACKBURN, J. T., MARSHALL, S. W., PADUA, D. A., Gluteal Muscle Activation During Common Therapeutic Exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2009, **39**(7), 532-540 [cit. 2019-11-29]. DOI: 10.2519/jospt.2009.2796. ISSN 0190-6011. Dostupné z: http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2009.2796

DYLEVSKÝ, I. Funkční anatomie člověka. Praha: Grada, 2009. ISBN: 978-80-247-3240-4

EKSTROM, R. A., DONATELLI, R. A., CARP, C. K., Electromyographic Analysis of Core Trunk, Hip, and Thigh Muscles During 9 Rehabilitation Exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2007, **37**(12), 754-762 [cit. 2019-11-12]. DOI: 10.2519/jospt.2007.2471. ISSN 0190-6011. Dostupné z: http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2007.2471

FARROKHI, S., POLLARD, CH.D., SOUZA, R. B., CHEN, Y., REISCHL, S., POWERS, M. CH., Trunk Position Influences the Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity of the Lead Lower Extremity During the Forward Lunge Exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2008, **38**(7), 403-409 [cit. 2019-12-12]. DOI: 10.2519/jospt.2008.2634. ISSN 0190-6011. Dostupné z: http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2008.2634

Funkce buněk a lidského těla. 6. Svalová kontrakce. [online]. [cit 2019-11-20]. Dostupné z: http://fblt.cz/skripta/iv-pohybova-soustava/6-svalova-kontrakce/

GIACOMOZZI, C., & MACELLARI, V. (1997). Piezo-dynamometric platform for a more complete analysis of foot-to-floor interaction. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering,* 1997 **5**(4), 322–330. doi:10.1109/86.650285

HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D., Proprioceptivní neuromuskulární facilitace 1.část, 2., upravené vydání, Praha: Nakladatelství Karolinum, 2014, ISBN: 978-80-246-1941-5

HOU, L. J., SONG, Z., PAN, Z. J., CHENG, J. L., YU, Y., WANG, J., Decreased Activation of Subcortical Brain Areas in the Motor Fatigue State: An fMRI Study. *Frontiers in Psychology* [online]. 2016, **7** [cit. 2019-11-27]. DOI: 10.3389/fpsyg.2016.01154. ISSN 1664-1078. Dostupné z: http://journal.frontiersin.org/Article/10.3389/fpsyg.2016.01154/abstract

KIBLER, W. B., PRESS, J., SCIASCIA, A., The Role of Core Stability in Athletic Function. *Sports Medicine* [online]. 2006, **36**(3), 189-198 [cit. 2019-11-24]. DOI: 10.2165/00007256-200636030-00001. ISSN 0112-1642. Dostupné z: http://link.springer.com/10.2165/00007256-200636030-00001

KISTLER GROUP, ©2008 - 2014. BioWare® Electronics & Software, Type 2812A. Kistler.com[on-line]. 2 s. [cit. 2019 - 03 - 10]. Dostupné z: https://www.kistler.com/?type=669&fid=69886&model=documen

KOLÁŘ, P., et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009, ISBN 978-80-7262-657-1

KONRAD, P., The ABC of EMG, A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography, Noraxon U.S.A., Version 1.4. březen 2006, ISBN 0-9771622-4

KOUDELKOVÁ, K., *Vliv mastektomie u žen na dýchací pohyby.* Praha, 2015. Diplomová práce. Univerzita Karlova. Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce doc. PhDr. David Ravnik.

KRAUSE, D.A., ELLIOTT, J.J., FRABONI, D.F., MCWILLIAMS, T.J., REBHAN, R.L., HOLLMAN, J.H., Electromyography of the hip and thigh muscles during two variations of the lunge exercise: a cross-sectional study. *Int J Sports Phys Ther*. [online] 2018;13(2):137–142.[cit. 2019-11-20]. Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6063068/

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. *Povrchová elektromyografie v klinické praxi.* 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého, 2011, ISBN 978-80-244-2762-1

LANGER, J., *Analýza posturálních reakcí při cvičení se symetrickou zátěží horních končetin odstředivou silou.* Praha, 2018. Diplomová práce. Univerzita Karlova. Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce doc. Ing. Monika Šorfová, Ph.D.

MAKI, B. E. Postural Strategies. BINDER, M. D., HIROKAWA. N., a WINDHORST, U., *Encyclopedia of Neuroscience* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009, s. 3222-3227 [cit. 2019-11-20]. DOI: 10.1007/978-3-540-29678-2_4714. ISBN 978-3-540-23735-8. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-29678-2_4714

MAKI, B. E., MCILROY, E. W., The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The "Change-in-Support" Strategy. *Physical Therapy* [online]. 1997, **77**(5), 488-507 [cit. 2019-11-25]. DOI: 10.1093/ptj/77.5.488. ISSN 0031-9023. Dostupné z: https://academic.oup.com/ptj/article/2633179/The

MAKI, B. E. a MCILROY, W. E., Cognitive demands and cortical control of human balance-recovery reactions. *Journal of Neural Transmission* [online]. 2007, **114**(10), 1279-1296 [cit. 2019-11-26]. DOI: 10.1007/s00702-007-0764-y. ISSN 0300-9564. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s00702-007-0764-y

MERLETTI, R., FARINA, D., Analysis of intramuscular electromyogram signals. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* [online]. 2008, **367**(1887), 357-368 [cit. 2019-11-25]. DOI: 10.1098/rsta.2008.0235. ISSN 1364-503X. Dostupné z: https://royalsocietypublishing.org/doi/10.1098/rsta.2008.0235

MILLS, K R. The basics of electromyography. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 2005, **76** [cit. 2019-11-24]. ISSN 0022-3050. DOI: 10.1136/jnnp.2005.069211. Dostupné z: http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp.2005.069211

NASHNER, L. M., MCCOLLUM, G., The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences* [online]. 1985, **8**(1), 135-150 [cit. 2019-11-26]. DOI: 10.1017/S0140525X00020008. ISSN 0140-525X. Dostupné z: https://www.cambridge.org/core/product/identifier/S0140525X00020008/type/journal_article

PAI, Y., PATTON, J., Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics* [online]. 1997, **30**(4), 347-354 [cit. 2019-11-25]. DOI: 10.1016/S0021-9290(96)00165-0. ISSN 00219290. Dostupné z: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929096001650

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders.* [online]. 1992 5(4), 383–389; discussion 397. DOI: 10.1097/00002517-199212000-00001

PELZER, E. A., TIMMERMANN, L., TITTGEMEYER, M., Clinical role of a subcortical communication. *J Neurol Neuromedicine* [online]. 2016 **1**(5): 9-13 [cit. 2019-11-29]. Dostupné z: https://www.jneurology.com/articles/clinical-role-of-a-subcortical-communication.pdf

PFEIFFER, J., Neurologie v rehabilitaci. Praha: Grada Publishing, 2006, ISBN:978-80-247-1135-5

REAZ, M. B. I., M. S. HUSSAIN a F. MOHD-YASIN. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online* [online]. 2006, **8**(1), 11-35 [cit. 2019-11-24]. DOI: 10.1251/bpo115. ISSN 1480-9222. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1251/bpo115

ROGIND, H., SIMONSEN, H., ERA, P., & BLIDDAL, H., Comparison of Kistler 9861A force platform and Chattecx Balance System® for measurement of postural sway: correlation and test–retest reliability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports,*[online] 2003. (13), 106-114, [cit. 2019-11-20]. Dostupné z: https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2003.01139.x

RUBANA, CH., MAMUN, R., MOHD, A. B. M. A., ASHRIF, A. A. B., KALAIVANI, CH., TAE CH., Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors* [online]. 2013, **13**(9), 12431-12466 [cit. 2019-12-02]. DOI: 10.3390/s130912431. ISSN 1424-8220. Dostupné z: http://www.mdpi.com/1424-8220/13/9/12431

SCHMITZ, R. J., RIEMANN, L. B., THOMPSON, T., Gluteus Medius Activity during Isometric Closed-Chain Hip Rotation. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 2002, **11**(3), 179-188 [cit. 2019-12-12]. DOI: 10.1123/jsr.11.3.179. ISSN 1056-6716. Dostupné z: https://journals.humankinetics.com/view/journals/jsr/11/3/article-p179.xml

SENIAM [online]. ©2019 [cit. 2019-11-24]. Dostupné z: http://www.seniam.org/

TROJAN, S., et al. Lékařská fyziologie. 4., přeprac. a uprav vydání. Praha: Grada, 2003. 772 s. ISBN 80-247-0512-5.)

Téma: stabilometrie, Interview s Ing. Františkem LOPOTEM PhD., profesorem na UK FTVS, katedra Biomechaniky. Praha 29. 11. 2019

VACKOVÁ, Z., Ovlivnění zatížení nohy barefootovým typem obuvi. Praha, 2019. Diplomová práce. Univerzita Karlova. Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce: Ing. František Lopot Ph.D.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. Kineziologie nohy. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-802-4424-323

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

WILLSON, J. D., DOUGHERTY, CH. P., IRELAND, M. L., DAVIS, I.M., Core Stability and Its Relationship to Lower Extremity Function and Injury. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons [online].2005, 13(5), 316-325 [cit. 2019-11-17]. DOI: 10.5435/00124635-200509000-00005. ISSN 1067-151X. Dostupné z: http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00124635-200509000-00005

ZWIECK, EB., KONRAD, P EMG Fibel. EMG Meeting 94 – Beilage. Berlin, 1994.

2011 Motor Control, *Design of the Motor Control System* [online], ©2011 University of Minnesota School Duluth, Poslední změna 19. 2. 2011. [cit 2019-11-29] Dostupné z: http://www.d.umn.edu/~jfitzake/Lectures/DMED/MotorControl/Organization/SystemDesign.html

Vodní posilovací vak inSPORTline Tansare L. *Insportline*, [online] ©2019 [Cit. 2019-11-28 ] Dostupné z: https://www.insportline.cz/27790/vodni-posilovaci-vak-insportline-tansare-l#horizontalTab

# Seznam příloh

Příloha č. 1 – Vyjádření Etické komice UK FTVS

Příloha č.2 – Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 – Seznam obrázků

Příloha 1 – Vyjádření Etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Veleslavín

## Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

**Název projektu:** Strategie stabilizace postury při stoji na labilní ploše a při aplikaci válce s vodou

**Forma projektu:** výzkumný práce - diplomová práce

**Období realizace:** 7/2019

**Předkladatel:** Lukáš Láncz, Bc.

**Hlavní řešitel:** Lukáš Láncz, Bc.

**Místo výzkumu (pracoviště):** Laboratoř sportovní motoriky, FTVS UK, José Martího 269/31, Praha 6

**Vedoucí práce (v případě studentské práce):** Ing. František Lopot, Ph.D.

**Popis projektu:** Cílem projektu je provést měření svalové aktivity svalů v oblasti pánve při provádění cviků (squat a výpad) často využívaných u ortopedických diagnóz nebo nespecifických bolestí zad (např. plastika ACL, VAS Lp) a to na labilní ploše a s válcem s vodou. Hlavní použitou metodou by mělo být EMG pro zjištění svalové aktivity jednotlivých svalů při provádění cviku. Účastníci výzkumu budou provádět dva cviky, na labilní ploše a s válcem s vodou, zatímco jim bude pomocí EMG měřena svalová aktivita. Cviky budou prováděny pod dohledem, aby bylo zajištěno správné provedení a odebraná data byla co nejobjektivnější.
**Charakteristika účastníků výzkumu:** Předpokládaný počet účastníků je 10, ve věku 20-35 let. Účastníci nemusí mít žádnou předchozí zkušenost k plánovaným aktivitám a budou mít platnou zdravotní prohlídku. Do projektu nemůže být zařazen proband, který bude mít zranění, akutní onemocnění nebo proband s jakýmkoliv onemocněním či omezením pohybového aparátu a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.
**Zajištění bezpečnosti:** Z povahy daného výzkumu nevyplývají významná zdravotní rizika pro měřené osoby. Při měření na labilní ploše bude u měřené osoby vždy přítomna další osoba, pokud by došlo ke ztrátě rovnováhy, aby zabránila pádu. Po dobu měření bude přítomen Ing. František Lopot, Ph.D, jakožto odborná supervize měření. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávána rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu.
**Etické aspekty výzkumu:** Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Neanonymizované údaje bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru. Anonymizace osobních dat bude provedená do jednoho dne po testování.
Po anonymizaci budou bezprostředně osobní data smazána. Veškerý pořízený videozáznam, popřípadě fotografie budou anonymizovány pomocí začernění obličeje či částí těla, znaků, které by mohli vést k identifikaci jedince. Veškeré neanonymizované fotografie a videozáznamy budou uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru výzkumníka. Anonymizace osobních dat bude provedená do jednoho dne po testování. Po výzkumu budou všechny neanonymizované fotografie a videozáznamy výzkumníkem bezprostředně smazány. Videozáznam bude přístupný pouze hlavnímu řešiteli.
V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita
**Text informovaného souhlasu:** přiložen

Povinností **všech účastníků výzkumu na straně řešitele** je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.
Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 19. 7. 2019 Podpis předkladatele:

## Vyjádření Etické komise UK FTVS

**Složení komise:** **Předsedkyně:** doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.
**Členové:** prof. PhDr. Pavel Slepička, DrSc.
doc. MUDr. Jan Heller, CSc.
PhDr. Pavel Hrásky, Ph.D.
Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.
MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 196/2019
dne: 22. 7. 2019

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

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
José Martího 31, 162 52 Praha 6
– 20 –

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

razítko UK FTVS

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2 – vzor informovaného souhlasu

## INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy *(jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné),* Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce na UK FTVS s názvem ***Strategie stabilizace postury při stoji na labilní ploše a při aplikaci válce s vodou*** prováděné v Laboratoři sportovní motoriky, **UK** FTVS, José Martího 269/31, Praha 6.

Cílem výzkumného projektu je zjistit svalovou aktivitu vybraných svalových skupin při provádění squatu a výpadu s válcem s vodou a na labilní ploše.
K zaznamenání svalové aktivity bude využito EMG. Data z EMG budou dále analyzována a budou složit ke zjištění svalové aktivity jednotlivých svalů v jednotlivých fázích cviku.
Veškeré metody jsou neinvazivní. Budete zainstruován/a, jak daný cvik provádět, aby byla data z EMG co nejpřesnější.
Celková doba měření by se měla pohybovat do 30 minut. Počet opakování cviku jsou dva.
Svalová aktivita bude měřena pomocí EMG, což je neinvazivní metoda, data se odebírají pomocí povrchových elektrod, z čehož vyplývá bezbolestnost zásahu. Měřený pohyb pak bude probíhat pod dozorem fyzioterapeuta, který bude případně korigovat provedení tak, aby byly minimalizovány možnosti poranění.
Při měření na labilní ploše bude u měřené osoby vždy přítomna další osoba, pokud by došlo ke ztrátě rovnováhy, aby zabránila pádu. Po dobu měření bude přítomen Ing. František Lopot, Ph.D, jakožto odborná supervize měření. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávána rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu.
Do projektu nemůžete být zařazen/a pokud bude mít zranění, akutní onemocnění nebo jakémkoliv onemocnění či omezení pohybového aparátu nebo budete v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.
Přínos daného výzkumu spočívá v objasnění svalové aktivity při často využívaných cvicích, a tak k možnosti přesněji cílit jejich volbu u pacientů po ortopedických operacích.
Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Neanonymizované údaje bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru. Anonymizace osobních dat bude provedená do jednoho dne po testování.
Po anonymizaci budou bezprostředně osobní data smazána. Veškerý pořízený videozáznam, popřípadě fotografie budou anonymizovány pomocí začernění obličeje či částí těla, znaků, které by mohli vést k identifikaci jedince. Veškeré neanonymizované fotografie a videozáznamy budou uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru výzkumníka. Anonymizace osobních dat bude provedená do jednoho dne po testování. Po výzkumu budou všechny neanonymizované fotografie a videozáznamy výzkumníkem bezprostředně smazány. Videozáznam bude přístupný pouze hlavnímu řešiteli.
Celkové výsledky a závěr výzkumného projektu bude možné získat u autora projektu na e-mail adrese: lancz.l@seznam.cz, popřípadě je bude možné dohledat v repozitáři závěrečných prací UK
V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Lukáš Láncz, Bc. Podpis: .....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení ..... Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. **Potvrzuji, že mám platnou zdravotní prohlídku.** Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum .....

Jméno a příjmení účastníka ..... Podpis: .....

Příloha č.3

Obrázek 1: Třísložkový model stability dle Panjabiho ..... 13
Obrázek 2: Proces stabilizace postury kotníkovou a kyčelní strategií. ..... 15
Obrázek 3: Proces stabilizace postury změnou opory. ..... 16
Obrázek 4: Výhody strategie stabilizace „change in support“ v porovnání s „fixed support“ strategií ..... 17
Obrázek 5: Schéma procesu řízení a kontroly motoriky 1 ..... 18
Obrázek 6: Schéma procesu řízení a kontroly motoriky 2 ..... 19
Obrázek 7: Abdominální svaly ..... 22
Obrázek 8 Svaly pánevního dna ..... 23
Obrázek 9 Hluboké flexory krku ..... 24
Obrázek 10: Gluteální svaly ..... 25
Obrázek 11 Musculi Multifidii ..... 26
Obrázek 12: Zesilovací přístroj Grass, typ QP511 ..... 27
Obrázek 13: Průběh svalové kontrakce ..... 28
Obrázek 14: Aquabag ..... 37
Obrázek 15: Sandbag ..... 38
Obrázek 16: Labilní plocha ..... 38
Obrázek 17 Labilní plocha ..... 38
Obrázek 18: Využití systému Qualisys pro účely diplomové práce ..... 39
Obrázek 19: Využití systému Qualisys pro účely diplomové práce ..... 39
Obrázek 20: Silová deska Kistler ..... 40
Obrázek 21: Obrázek lokalizace elektrod pro musculus gluteus medius dle SENIAM. (http://www.seniam.org/) ..... 41
Obrázek 22: Obrázek lokalizace elektrod pro musculii multifidii, dle SENIAM. (http://www.seniam.org/) ..... 42
Obrázek 23: Umístění elektrod na probandovi – musculus Gluteus Medius levé strany ..... 43
Obrázek 24: Umístění elektrod na probandovi – mm.Multifidii ..... 43
Obrázek 25: Výpad ..... 44
Obrázek 26: Provedení výpadu ..... 45
Obrázek 27: Provedení výpadu ..... 45
Obrázek 28: Rovnice RMS ..... 46
Obrázek 29: Ukázka zpracování dat v systému Origin 2019 ..... 47
Obrázek 30: Zvětšení grafu záznamu EMG pro mm. Multifidii levé strany vytvořený v programu Origin 2019 ..... 48
Obrázek 31: Graf záznamu EMG pro mm. Multifidii levé strany vytvořený v programu Origin 2019 ..... 48
Obrázek 32 :Průběh vertikální složky výslednice kontaktní síly ..... 49
Obrázek 33: Průběh pohybu působiště výslednice kontaktní síly v předozadním směru ..... 50
Obrázek 34: Průběh pohybu působiště kontaktní síly v latero-laterálním směru ..... 50
Obrázek 35: Amplitudové frekvenční spektrum získané pomocí Fast Fouruer transformation ..... 51
Obrázek 36: Frekvence s výrazně vysokými amplitudami (vyznačeny černým kroužkem) ..... 52

Obrázek 37: Tabulka měření probanda č.1 pro mm. Multifidii levé strany ..... 54
Obrázek 38: Tabulka měření probanda č.1 pro mm. Multifidii pravé strany ..... 55
Obrázek 39: Tabulka měření probanda č.1 pro m. gluteus medius levé strany ..... 56
Obrázek 40: Tabulka měření probanda č.1 pro m. gluteus medius pravé strany ..... 57
Obrázek 41: Tabulka výsledných hodnot %MIK pro musculus gluteus medius dominantní DK ..... 58
Obrázek 42: Tabulka výsledných hodnot % VS pro musculus gluteus medius dominantní DK ..... 59
Obrázek 43: Graf MA % MIK MGMed dominantní DK ..... 59
Obrázek 44: Graf MA % VS MGMed dominantní DK ..... 60
Obrázek 45: Obrázek 46: Graf MA % MIK MGMed nedominantní DK ..... 61
Obrázek 47 Tabulka výsledných hodnot %MIK pro musculus gluteus medius nedominantní DK ..... 61
Obrázek 48: Obrázek 49: Graf MA % VS MGMed dominantní DK ..... 62
Obrázek 50: Tabulka výsledných hodnot %VS pro musculus gluteus medius ndominantní DK ..... 62
Obrázek 51: Tabulka výsledných hodnot %MIK pro mm. Multifidii dominantní DK ..... 63
Obrázek 52: Tabulka výsledných hodnot %VS pro mm. Multifidii dominantní DK ..... 64
Obrázek 53: Graf MA % MIK mm. Multifidii dominantní DK ..... 64
Obrázek 54: Graf MA % VS mm. Multifidii dominantní DK ..... 65
Obrázek 55: Tabulka výsledných hodnot %MIK pro mm. Multifidii nedominantní DK ..... 66
Obrázek 56: Graf MA % MIK mm. Multifidii nedominantní DK ..... 67
Obrázek 57: Tabulka výsledných hodnot %VS pro mm. Multifidii nedominantní DK ..... 67
Obrázek 58: Graf MA % VS mm. Multifidii nedominantní DK ..... 68
Obrázek 59: Tabulka výsledků FFT ..... 69
Obrázek 60: výsledky T-testu ..... 70
Obrázek 61: Pokračování Tabulky výsledků FFT ..... 70
Obrázek 62:Stejné frekvence využité pro aquabag a labilní plochu ..... 73
Obrázek 63 Vliv vody na způsob zajištění posturální stability ..... 73