

UNIVERZITA KARLOVA
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, 2020

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. Dítě 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. Měření míry svalové aktivace bylo provedeno pomocí povrchového EMG nad svaly musculus gluteus medius a paravertebrálními svaly bilaterálně, do kterých se promítne i míra aktivace mm Multifidii, jako součást hlubokého stabilizačního systému páteře. Pro zpracování dat EMG bylo využito systému Origin 2020. Posturální stabilita byla měřena pomocí stabilometrického měření na silových deskách 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 prostého porovnání a statistické metody t-test.

Výsledky: Z výsledků sledovaných parametrů vyplývá, že míra aktivace měřených svalů trupu (nepřímo mm. Multifidii) při provedení výpadu vpřed je vyšší při použití aquabagu, než při stoji na labilní ploše. Zároveň bylo zjištěno, že míra aktivace m. Gluteus medius byla významnější na dominantní dolní končetině při modifikaci na labilní plošině, než tomu bylo při modifikaci s aquabagem. Taktéž byl zjištěn jiný proces stabilizace při provedení výpadu na nestabilní plošině oproti výpadu s aquabagem.

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 activation of chosen muscles during lunge on unstable surface or with using water barrel. Investigation of the postural strategy used during lunge on unstable surface or with the water barrel and creation of methodology for measurement and data analysis.

Methods: In this pilot study, there were picked 5 people (athletes). The measurement of level of muscle activation were done by surface electromyography over gluteus medius muscle and paravertebral muscles bilaterally, which involves mm. Multifidii muscles a part of deep stabilisation system muscles. For data processing was used software Origin 2012. Postural stability was measured through force plates by Kistler and gained data were processed by using software programmes Bioware, MS Excel and Matlab. For data analysis from EMG measurement was used simple comparison of outcomes. Stabilometry outcomes were analysed by statistical method t-test.

Results

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

Obsah

1. Úvod.....	2
2. Základní teoretická východiska	3
2.1. Postura	3
2.2. Posturální stabilita a proces stabilizace postury	3
2.3. Strategie stabilizace	5
2.3.1. „Fixed support“ strategie.....	6
2.3.2. Change in support strategie	7
2.4. Řízení a kontrola motoriky	8
2.4.1. Míšní úroveň	9
2.4.2. Subkortikální úroveň	10
2.4.3. Kortikální úroveň	12
2.5. Hluboký stabilizační systém páteře a stabilizátory pánve	12
2.5.1. Abdominální svaly	13
2.5.2. Svaly pánevního dna (diaphragma pelvis)	14
2.5.3. Hluboké flexory krku	14
2.5.4. Gluteální svaly.....	15
2.5.5. Musculi Multifidii	16
2.6. Používané měřící technologie a instrumentace	17
2.6.1. Elektromyografická analýza.....	17
2.6.2. Stabilometrie	22
2.6.3. Kinematická analýza	23
3. Cíl, vědecká otázka a hypotézy práce	24
3.1. Cíl práce.....	24
3.2. Úkoly práce.....	24
3.3. Hypotézy a výzkumné otázky.....	24
4. Experiment.....	26
4.1. Sledované parametry	26
4.2. Charakteristika souboru	26
4.3. Cvičební pomůcky	28
4.3.1. Aquabag	28
4.3.2. Sandbag	29
4.3.3. Labilní plocha.....	29

4.4.	Instrumentace.....	30
4.4.1.	Qualisys.....	30
4.4.2.	Kistler.....	31
4.4.3.	EMG.....	32
4.5.	Zvolená postura.....	35
4.6.	Zpracování dat.....	37
4.6.1.	Zpracování dat z EMG.....	37
4.6.2.	Zpracování dat z Kistler.....	40
5.	Výsledky.....	45
5.1.	Výsledky ze systému EMG.....	45
6.	Výsledky ze systému Kistler.....	49
7.	Diskuze.....	55
8.	Limity práce.....	61
9.	Závěr.....	62
10.	Zdroje.....	64
	Seznam příloh.....	71

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AB	Aquabag	HSSP	Hluboký stabilizační systém
ADL	Aktivita denního života	Hz	Hertz
Ach	Acetylcholin	LDK	levá dolní končetina
AP	Akční potenciál	LP	labilní plošina
BOS	opěrná báze	m.	musculus
cit.	citováno	mm.	musculii
CNS	Centrální nervová soustava	MA	Míra aktivace svalu
COM	těžiště	MJ	Motorická jednotka
COP	centrum tlaku	MK	maximální kontrakce
CNS	Centrální nervová soustava	MS	Microsoft
č.	číslo	N	newton
EMG	elektromyografie	PDK -	pravá dolní končetina
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu	PP	pevné podloží
GM	m. Gluteus medius	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 jejíž základů vychází cílený pohyb a pokud není dostatečně dobrá, ani pohyb který z polohy vychází, nemůže být kvalitně proveden. Pro člověka je druhově 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 specifík 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.

„Globálním“ cílem práce tak 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 ramenu 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.

2. 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.

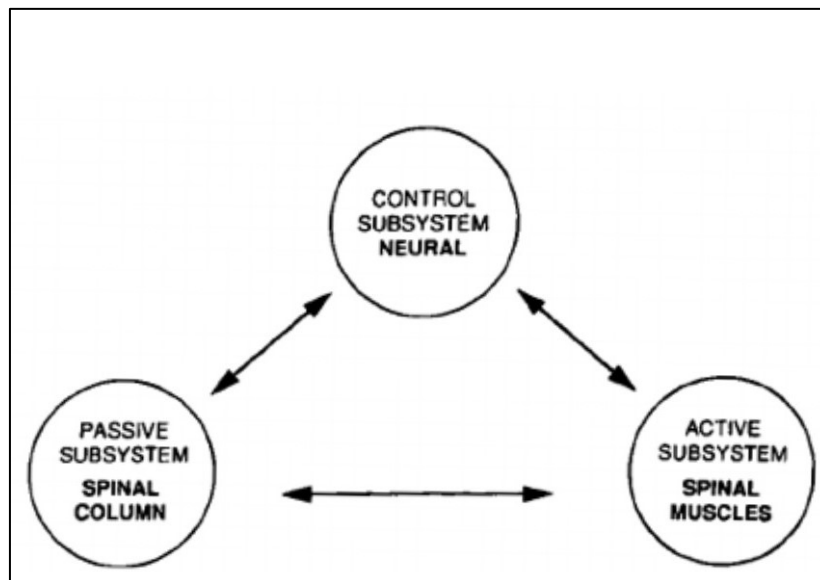
2.1. Postura

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)

2.2. 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: řídicí (CNS: mozek – mícha), senzickou (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 vrožený a jeho fungování lze jen těžko ovlivnit neinvazivními technikami. (Langer, 2018; Panjabi, 1992)



Obrázek 1: Třísloužkový model stability dle Panjabihho
(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 mechanismů buď na základě předprogramovaných feedforward funkcí nebo průběžnou kontrolou na základě zpětnovazebné funkce. Posturální strategie zahrnují vjemy ze somatosenzorického, 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)

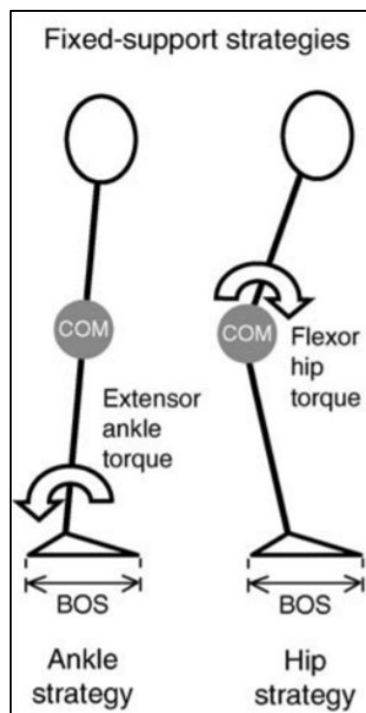
První svalová aktivita spojená s posturální reakcí se objevuje s latencí 80-140 ms po začátku působení rušivého zdroje. (Dietz, 1992) Kontrola reakcí probíhá přes polysynaptické míšní a supraspinální nervové dráhy. Navíc, ačkoliv jsou rovnovážné reakce považovány za automatické, pozdější fáze této reakce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

2.3. Strategie stabilizace

Posturální strategie jsou specifické programy svalové aktivace, momentu síly v kloubu, rotace kloubu a pohybu končetiny, vyvolané pertubacemi. Tyto reakce 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)

2.3.1. „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)



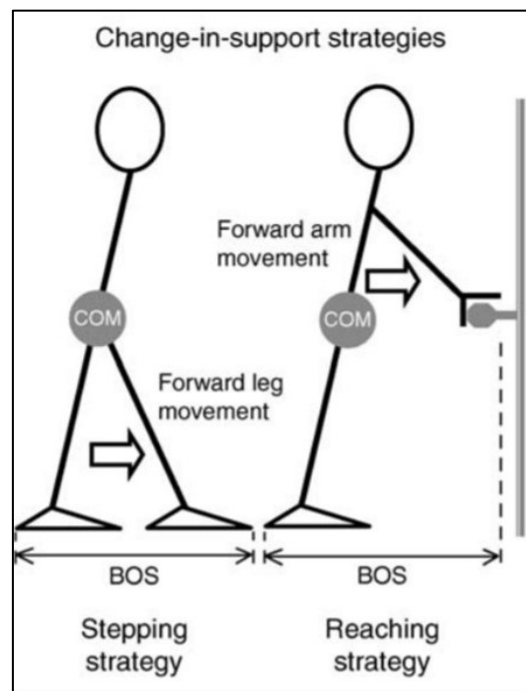
Obrázek 2: Proces stabilizace postury kotníkovou a kyčelní strategií.

(Maki, Binder, Hirokawa, Windhorst, 2009)

2.3.2. Change in support strategie

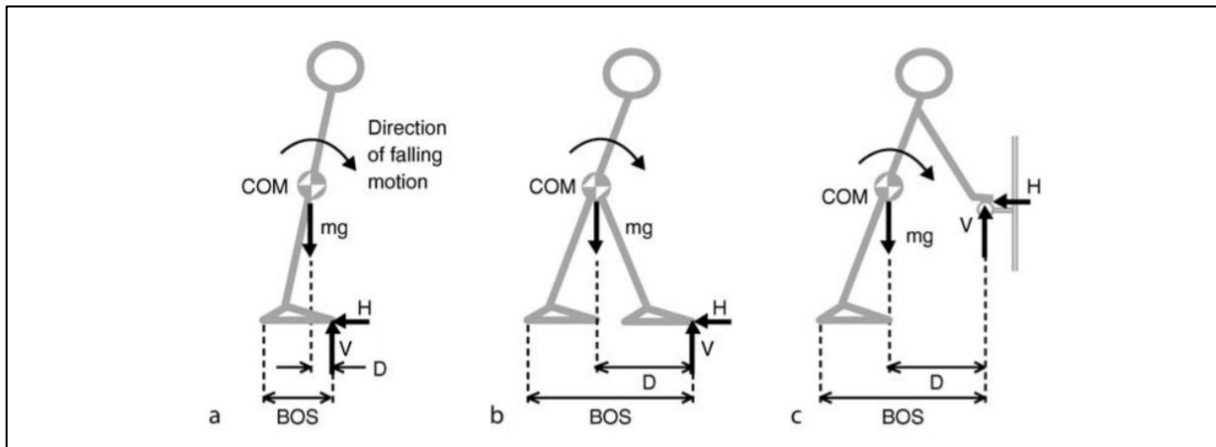
Tento druh strategie stabilizace umožňuje mnohem vyšší stupeň stabilizace při velkých perturbacích, v porovnání s kotníkovou nebo kyčelní strategií. Rozdíl je zde i v neurální kontrole, v porovnání s volným pohybem končetiny, v některých základních ohledech. Prvním z nich je, že kompenzační posturální pohyby mají znatelně rychlejší průběh. Například kompenzační vykročení dolní končetinou trvá okolo 500 ms, zatímco volný 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 perturbace provokují predomiinantní vykročení vpřed nebo vzad. Při zapojení medio-laterální složky perturbaci 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

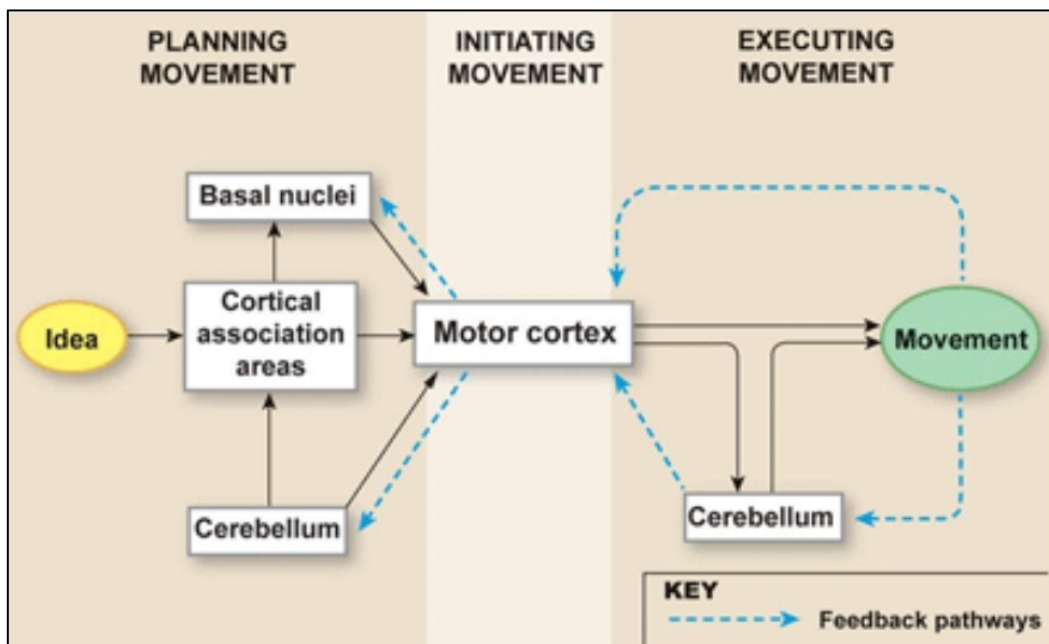
(Maki, Binder, Hirokawa, Windhorst, 2009)

2.4. 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 řídicím ústrojím a řízným objektem. K vyjádření tohoto stavu se používá výrazu senzomotorika („senzo“ jako sensorická funkce), jelikož bez sensorické funkce (čítí) řídicí 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. Nejnížší 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)

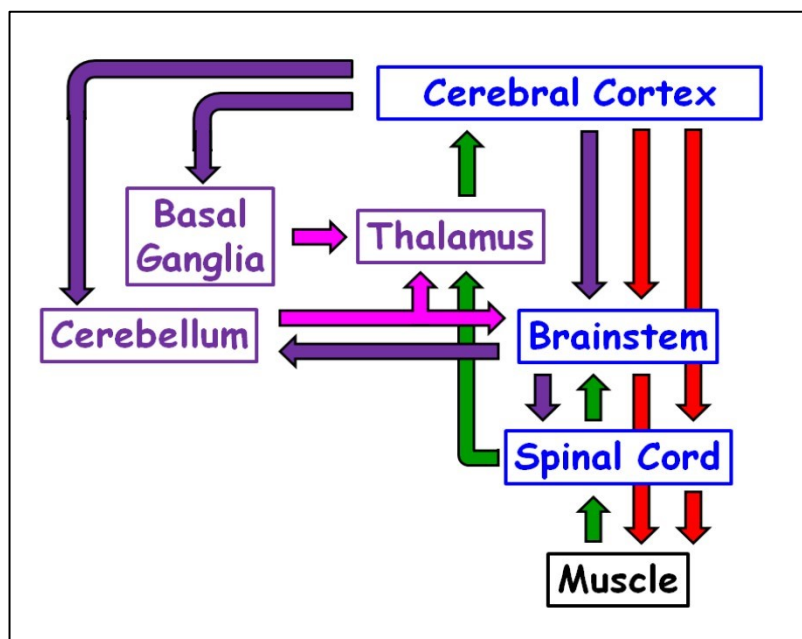


Obrázek 5: Schéma procesu řízení a kontroly motoriky 1

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

2.4.1. 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 řídicích úrovní a se vzestupnými drahami směřující k vyšším řídicím 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>)

2.4.2. Subkortikální úroveň

Řízení na této úrovni je již složitější, při kterém se uplatňují fixní, geneticky naprogramované, vzorce. Hlavními řídicími orgány jsou mozeček, mozková kmen a bazální ganglia. Řídicí 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)

2.4.2.1. 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 čítí při vzpřimování, stojí 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)

2.4.2.2. 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; Věle, 2006; Trojan, 2003)

2.4.2.3. 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 senzoryckou aferenci a na základě toho nastavuje dráždivost míšních motoneuronů skrze gama systém. Svoji funkcí určuje úroveň metabolických procesů k zajištění pohybu. (Čihák, 2004, Pfeiffer 2006)

2.4.3. Kortikální úroveň

Kortex (mozková kůra) je u člověka nejvyšším řídicím 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 řídicí 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 vrstvy 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)

2.5. 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)

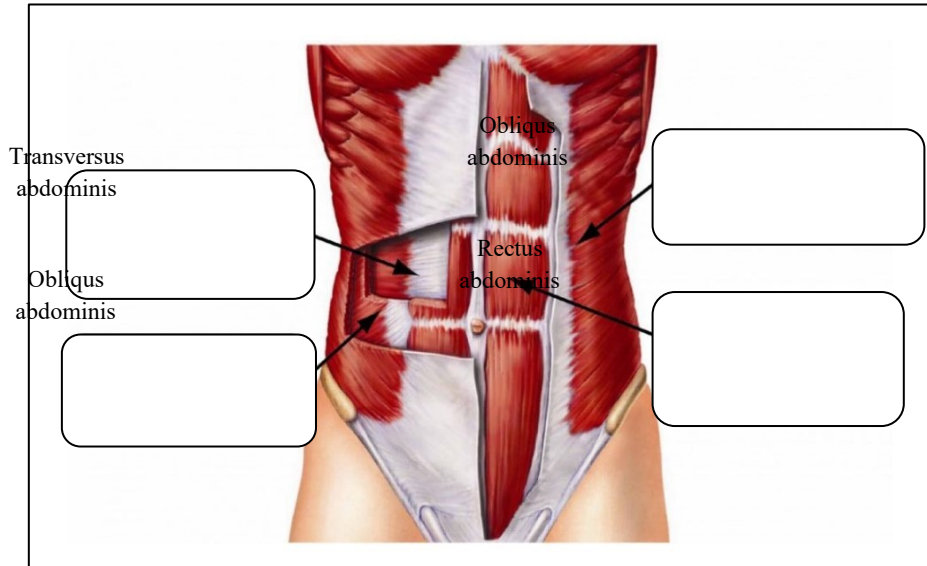
2.5.1. Abdominální svaly

Skládají se z m. transversus 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.

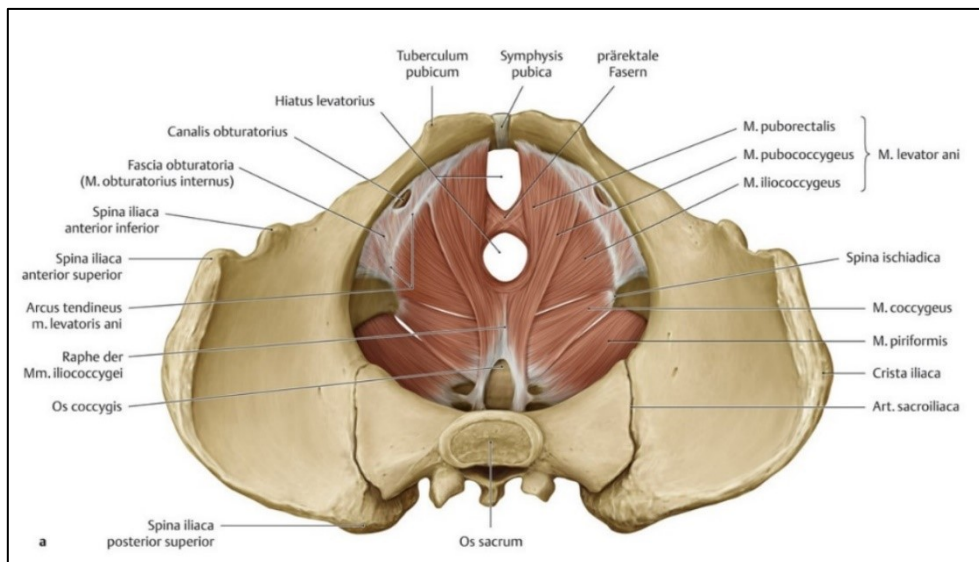
M. rectus abdominis a mm. Obliqui předcházejí svojí aktivitou pohybu končetin a tím přispívají k zajištění posturální stability. (Čihák 1987, Kimbler, Press, Sciascia 2006)



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

2.5.2. 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 zádovními se podílejí na intra-abdominálním tlaku. Na stavbě se podílejí svaly m. levator ani a m. coccygeus. (Čihák 1984; Věle, 2006)

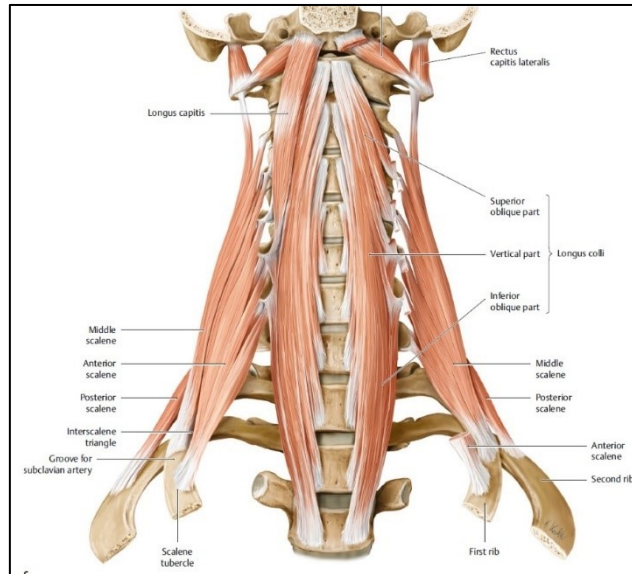


Obrázek 8 Svaly pánevního dna

(<https://www.studocu.com/nl-be/document/universiteit-antwerpen/anatomie-1/samenvattingen/mlevator-ani-samenvatting-van-de-spiere-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>)

2.5.3. 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

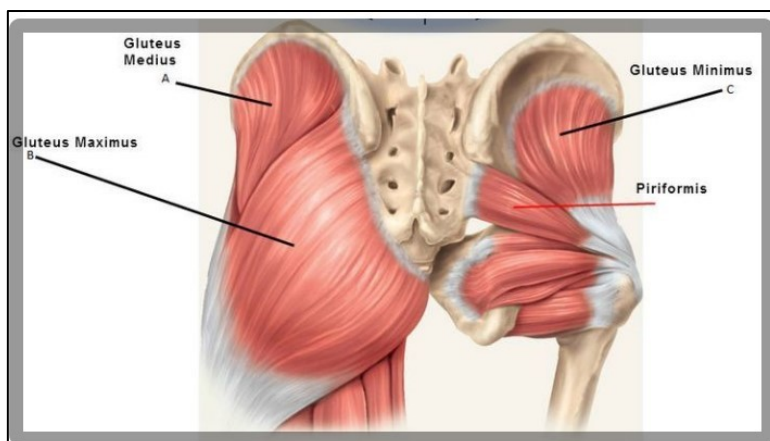
(<https://anatomyinfo.com/neck-muscles/>)

2.5.4. 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 extenzi 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 funkci musculus gluteus medius (s menším účinkem) (Čihák, 1984; Dylevský, 2009)

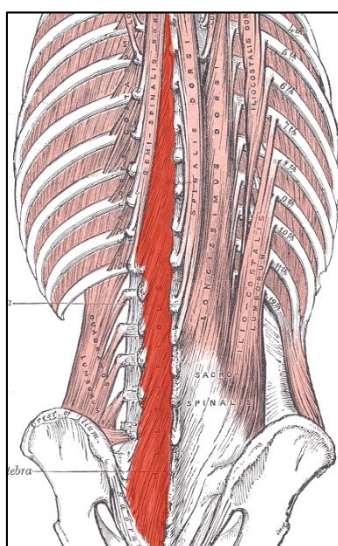


Obrázek 10: Gluteální svaly

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

2.5.5. 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 multifidii 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

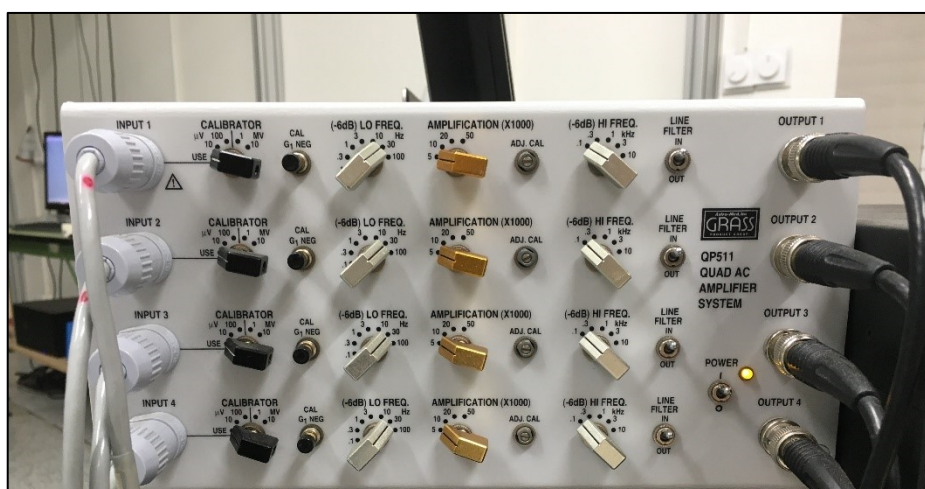
(<https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=3240926>)

2.6. Používané měřicí technologie a instrumentace

Následující kapitoly přináší přehled často používaných technologií a pomůcek pro získávání a záznam diagnostických dat v souvislosti s tématem práce.

2.6.1. 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 měřicí 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)



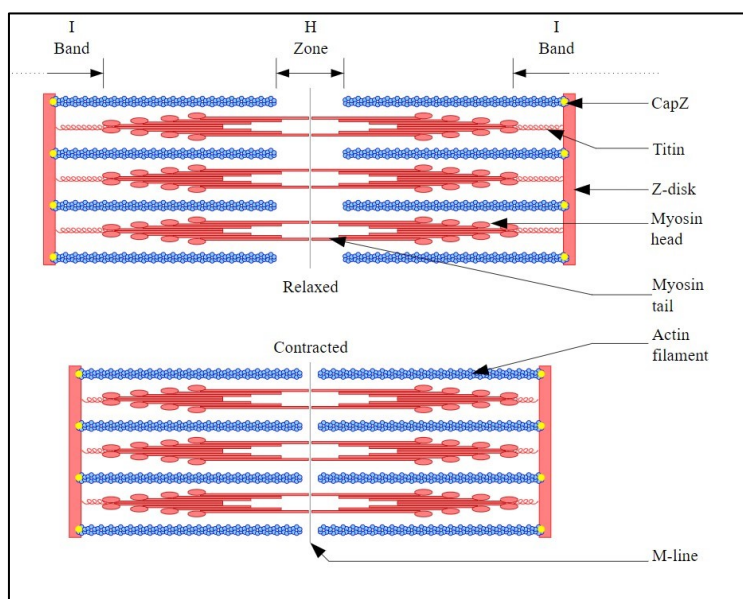
Obrázek 12: Zesilovací přístroj Grass, typ QP511 (Archiv autora)

2.6.1.1. 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 svaem. 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)

2.6.1.2. Vznik svalové kontrakce

Pokud dojde k aktivaci alfa motoneuronu (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 $+30\text{mV}$), 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 $2 - 6\text{m/s}$ 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 Ca^{++} iontů zpět z cytoplazmy do SR pomocí aktivní pumpy a obnovení troponin – tropomyozinového komplexu, vyrovnává předchozí změnu membránového potenciálu, aby mohlo dojít k další kontrakci. (Fyziologie buněk a lidského těla; Bartůňková, 2010).



Obrázek 13: Průběh svalové kontrakce

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

Tento depolarizačně – repolarizační proces probíhá 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)

2.6.1.3. 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 k Ω m. (Konrad, 2006; Krobot, Kolářová, 2011)

2.6.1.4. Faktory ovlivňující signál EMG

Při průchodu různými tkáněmi je EMG signál obohacen o různé šумы, 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)

2.6.1.5. Amplifikace

Hlavní úlohou amplifikátorů je eliminace možných artefaktů. Diferenční amplifikátory detekují potenciální 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 Engineering)

2.6.1.6. Umístění elektrod

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

2.6.1.7. 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 odfiltrvat (Biology for Biological Engineering; Zwiack, 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 a vytvořením jejich absolutní hodnoty. Rektifikovaný signál se dále vyhlazuje, jelikož signál stále obsahuje náhodné, neuspořádané amplitudy. 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 square (Chowdhury, Reaz, Ali, Bakar, Chellappan 2013)

2.6.2. 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 siloměrné desky, umožňující monitorovat kontaktní síly a tlakoměrné desky, které umožňují monitorovat rozložení kontaktního tlaku. Doplnkovým vybavením, které je možné využít při sledování pohybu těla nebo jeho segmentů, jsou prostředky videotechniky a nezdá se, že 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, nikoliv však pro určení příčiny (schopnost stabilizace, stav pacienta), nýbrž za účelem lepšího monitoringu probíhající péče. (Lopot, 2019)

V neposlední řadě, 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)

2.6.3. Kinematická analýza

Jednou z možností záznamu pohybu je jeho zachycení pomocí kinematického analyzátoru. Takovým přístrojem může být například analyzátor Qualisys. Tento měřicí 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)

3. Cíl, vědecká otázka a hypotézy práce

3.1. 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 silou 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.

3.2. Úkoly práce

Uvedeného cíle bude dosaženo plněním dílčích úkolů:

- zpracování teoretických znalostí k dané problematice
- výběr dostatečného množství probandů pro dostatečnou výpovědní hodnotu výzkumu,
- provedení měření v laboratorních podmínkách,
- analýza naměřených dat,
- posouzení stanovených hypotéz a zformulování závěru práce.

3.3. 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 Aquabagem povede k významnější aktivaci svalů paravertebrálních svalů (součástí jsou i mm. Multifidii) než při provedení stejného výpadu na labilní plošině.

H2: Ve stoj na pevné podložce bude člověk v dané poloze nejstabilnější, méně stabilní bude při stoju ve výpadu na labilní ploše a nejméně stabilní bude při aplikaci aquabagu.

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

4. Experiment

Experiment byl proveden 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 měřicí technika pro zajištění správnosti měření. Měření bylo provedeno pomocí systému EMG, Kistler a bylo využito taktéž systému Qualisys avšak ne pro měřicí účely, nýbrž pro standardizaci cvičení.

4.1. Sledované parametry

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

4.2. Charakteristika souboru

Pro účely experimentu bylo osloveno 8 probandů ve věku od 23 do 29 let. Oslovení 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 požadavkům pro výzkum.

Podmínky, na základě, kterých byli vybráni probandi:

- Věk více jak 20 let maximálně 30 let
- Bez jakéhokoliv omezení pohyblivosti (akutní poranění pohybového aparátu)
- Bez interních onemocnění (chronické či akutní)
- Pravidelná pohybová aktivita minimálně 3x týdně

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. Všichni probandi se měření zúčastnili dobrovolně a nebyli motivováni žádnou odměnou.

Tab. 1: Základní informace výzkumného souboru

	Pohlaví	Věk	Sportovní aktivita (týden)	Sport
Proband č. 1	Muž	27	6x	triatlon
Proband č. 2	Muž	25	5x	fotbal
Proband č. 3	Muž	29	3x	běh
Proband č. 4	Muž	27	3x	Úpolové sporty
Proband č. 5	Muž	27	3x	fotbal

4.3. Cvičební pomůcky

4.3.1. 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. Samotná 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)

4.3.2. 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)

4.3.3. Labilní plocha

Labilní plocha 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.



Obrázek 17: Labilní plocha

(Archiv autora)



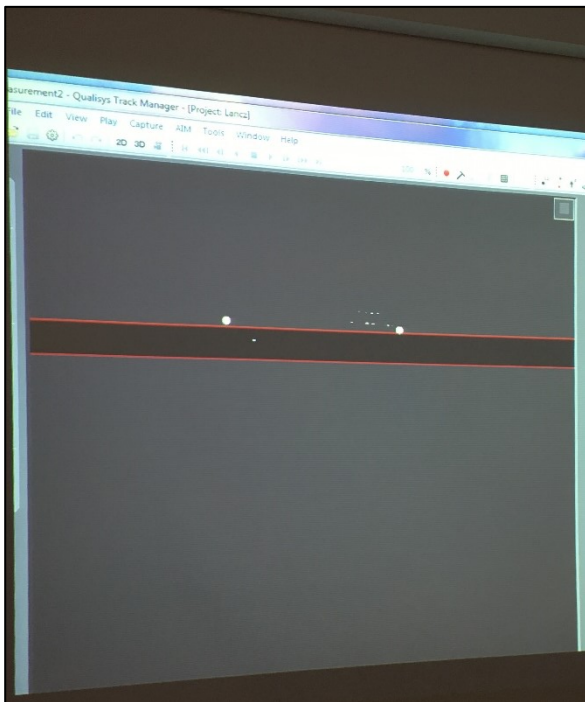
Obrázek 16 Labilní plocha

(Archiv autora)

4.4. Instrumentace

4.4.1. 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)

4.4.2. Kistler

Záznam měření na silových deskách Kistler je zpracováván pomocí softwaru BioWare. BioWare je velmi snadno použitelný software kompatibilní s platformou Windows. Byl speciálně navržen pro siloměrné 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: Siloměrná 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. Měřicí stanice byla nastavena na vzorkovací frekvenci 1000 Hz a software snímal kromě výslednice také polohu jejího působení na desku v čase.

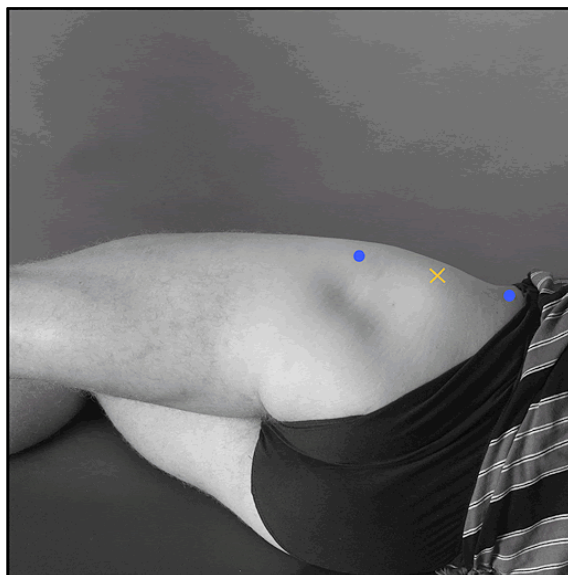
4.4.3. EMG

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. Mutifidy jako součást paravertebrálního svalstva – nepřímé měření (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 testování je lež 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 pomoci popruhů připevněných k vyšetřovacímu stolu a přes dolní končetiny vyšetřovaného.

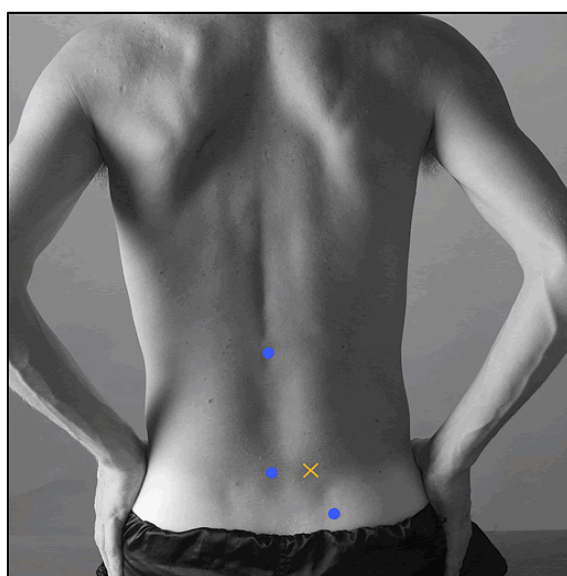


Obrázek 21: Obrázek lokalizace elektrod pro musculus gluteus medius dle SENIAM.

(<http://www.seniam.org/>)

Lokalizace elektrod u paravertebrálních svalů, potažmo mm. 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.

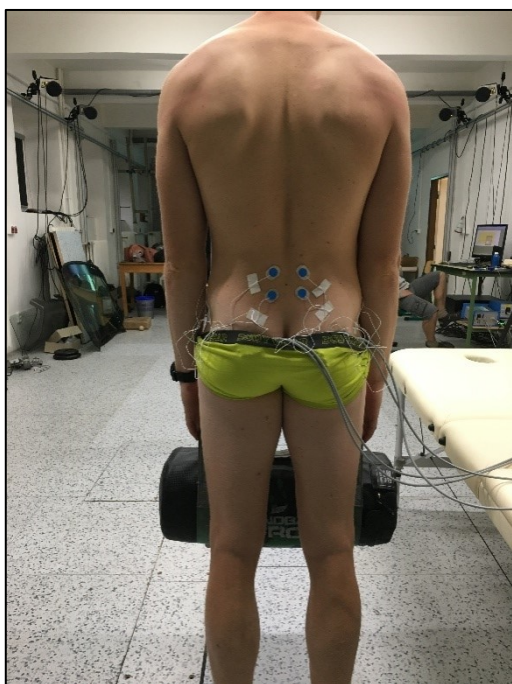


Obrázek 22: Obrázek lokalizace elektrod pro muscuii multifidii, dle SENIAM.

(<http://www.seniam.org/>)

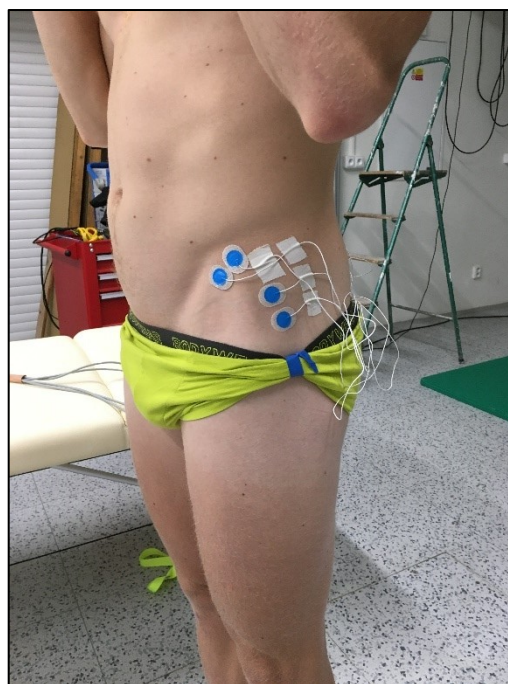
Umístění referenčních elektrod bylo zvoleno na spinu iliacu anterior superior souhlasné strany. Před nalepením elektrod došlo k oholení místa nalepení, poté došlo k očištění kůže a její odmaštění odmašťovacím prostředkem na bázi alkoholu s panthenolem a dezinfekcí na bázi alkoholu. Kabely vedoucí od 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)

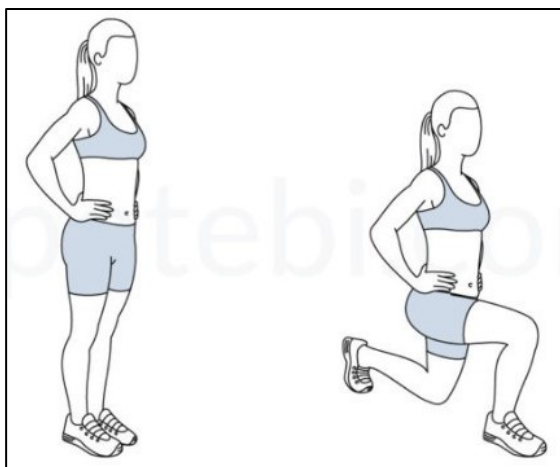


Obrázek 23: Umístění elektrod na probandovi – musculus Gluteus Medius levé strany

(Archiv autora)

4.5. Zvolená postura

Pro danou práci byl zvolen cvik výpad (Obr 25). 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,



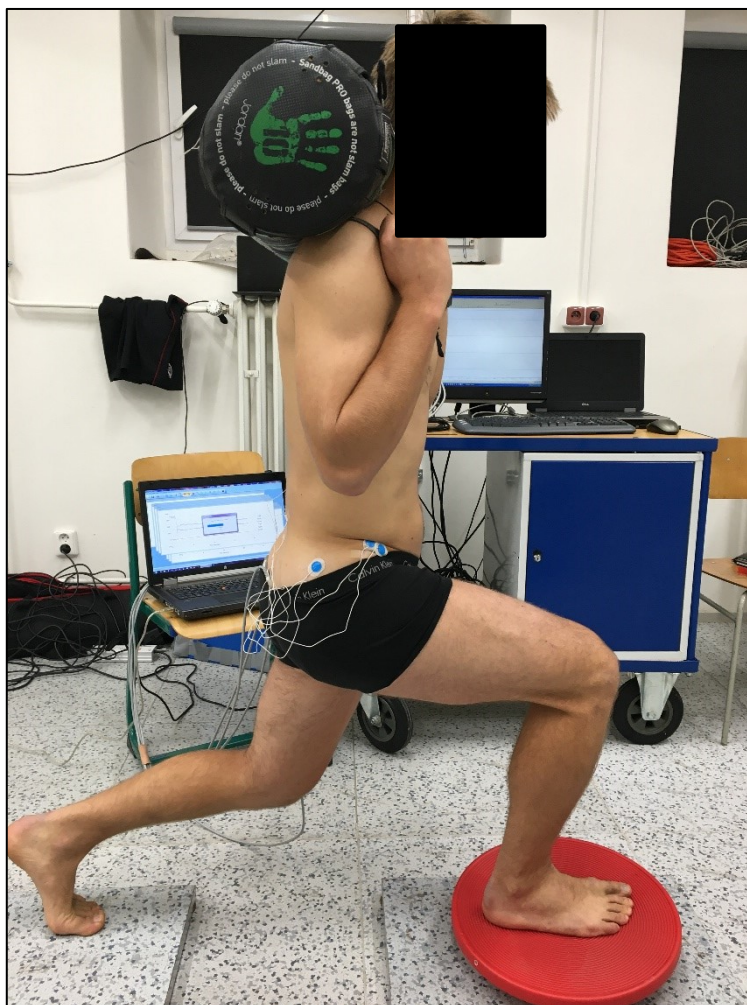
Obrázek 25: Výpad

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

(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 chodidla, která ovlivní uhel v kolenním kloubu zadní končetiny. Zadní dolní končetina nesmí být opřena kolenem o podložku. Probandi byli instruováni k provedení cviku vždy stejně, ústní formou.

V provedeném předexperimentu, autorem práce byl pozorován vliv “rozcvičení“ pro provedení stabilnějšího záznamu. Proto bylo každému probandovi před začátkem ostrého měření poskytnuto tři dvacetisekundových výpadů pro seznámení se s danou posturou a provedením testu. Tato doba byla stanovena tak, aby se ještě neprojevovala únava svalů probandů. Po této úvodní fázi proběhlo samotné měření. Doba cvičení byla stanovena na 30 sekund (na základě vlastního testování cviku v rámci předexperimentu). Tento časový úsek byl vyhodnocen proto, aby byla eliminována únava. Nejdříve byly provedeny tři 30s měření ve výpadu s pomůckou sandbag na pevném podloží. Této pomůcky bylo využito z důvodu

zachování metodiky práce, aby byla váha působící na probanda shodná s váhou, jako při cvičení s aquabagem. Následovalo měření s aquabagem stejným způsobem. 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. 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) z jedné měřicí stabilometrické desky na druhou měřicí desku. Po dosažení požadované pozice (obr.26), udržoval proband danou pozici co nejvíce stabilní po celou dobu měření pomocí systému Qualisys. 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

4.6. Zpracování dat

4.6.1. 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 (spreadsheet), aby jej bylo možné dále analyzovat programem Origin. Cílem bylo zjistit změnu míru aktivace (MA) vybraných svalů při provedení výpadu pod vlivem destabilizujícího impulsu 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 zkráceno již blízcím 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 podstatně snížen.

Rektifikace signálu proběhla pomocí algoritmu RMS (root mean square) 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.

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

Obrázek 27: Rovnice RMS

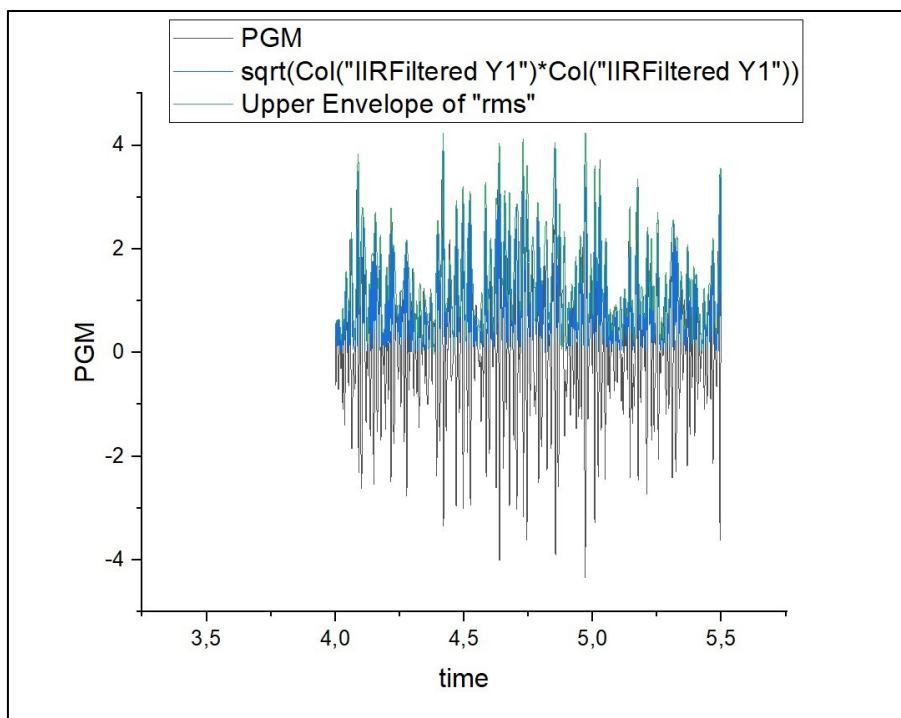
(<http://www.soe.uoguelph.ca/webfiles/mleuniss/Biomechanics/EMG.html>)

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, nestandardního postupu, kdy byl referenční hodnotou zvolen pokus ve výpadu s pomůckou Sandbag na pevné podloží. Toho bylo využito pro zjištění a porovnání účinků dvou pomůcek (labilní plochy a aquabagu) vytvářející nestabilní prostředí, avšak každá s jiným umístění aplikované výchylné síly. 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.

	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("IRFiltered Y1")*Col("IRFiltered Y1"))	Upper Envelope of "rms" Osa X	Upper Envelope of "rms"	
F(x)=			sqrt(Col("IRFiltered Y1")*Col("IRFiltered Y1"))			Mean(Col("Envelope Y 1"))
1	0	-0,0565		0,0518	0	0,20591
2	0,001	-0,1523		0,13063	0,001	0,21825
3	0,002	-0,2679		0,21313	0,002	0,23857
4	0,003	-0,3656		0,26287	0,003	0,26287
5	0,004	-0,3952		0,23816	0,004	0,28717
6	0,005	-0,3568		0,15109	0,005	0,30749
7	0,006	-0,2747		0,0349	0,006	0,31983
8	0,007	-0,1535		0,10005	0,007	0,32022
9	0,008	-0,0253		0,21948	0,008	0,30468
10	0,009	0,05		0,26921	0,009	0,26921
11	0,01	0,0546		0,24318	0,01	0,21302
12	0,011	0,0043		0,16815	0,011	0,14808
13	0,012	-0,0476		0,10169	0,012	0,08954
14	0,013	-0,0848		0,05821	0,013	0,05256
15	0,014	-0,1675		0,02062	0,014	0,05229
16	0,015	-0,3165		0,14713	0,015	0,10388
17	0,016	-0,4343		0,2225	0,016	0,2225
18	0,017	-0,3854		0,12947	0,017	0,41436
19	0,018	-0,0998		0,16816	0,018	0,64996
20	0,019	0,412		0,624	0,019	0,89086
21	0,02	0,9869		1,05669	0,02	1,09861
22	0,021	1,3757		1,23478	0,021	1,23478
23	0,022	1,445		1,07318	0,022	1,27152
24	0,023	1,2219		0,65216	0,023	1,22334
25	0,024	0,8337		0,13482	0,024	1,11536
26	0,025	0,4361		0,31401	0,025	0,97267
27	0,026	0,141		0,59653	0,026	0,82039
28	0,027	0,0046		0,68363	0,027	0,68363
29	0,028	0,0098		0,62056	0,028	0,58261
30	0,029	0,0925		0,49051	0,029	0,51809
31	0,03	0,1968		0,35688	0,03	0,48504

Obrázek 28: Ukázka zpracování dat v systému Origin 2019

(Archiv autora)

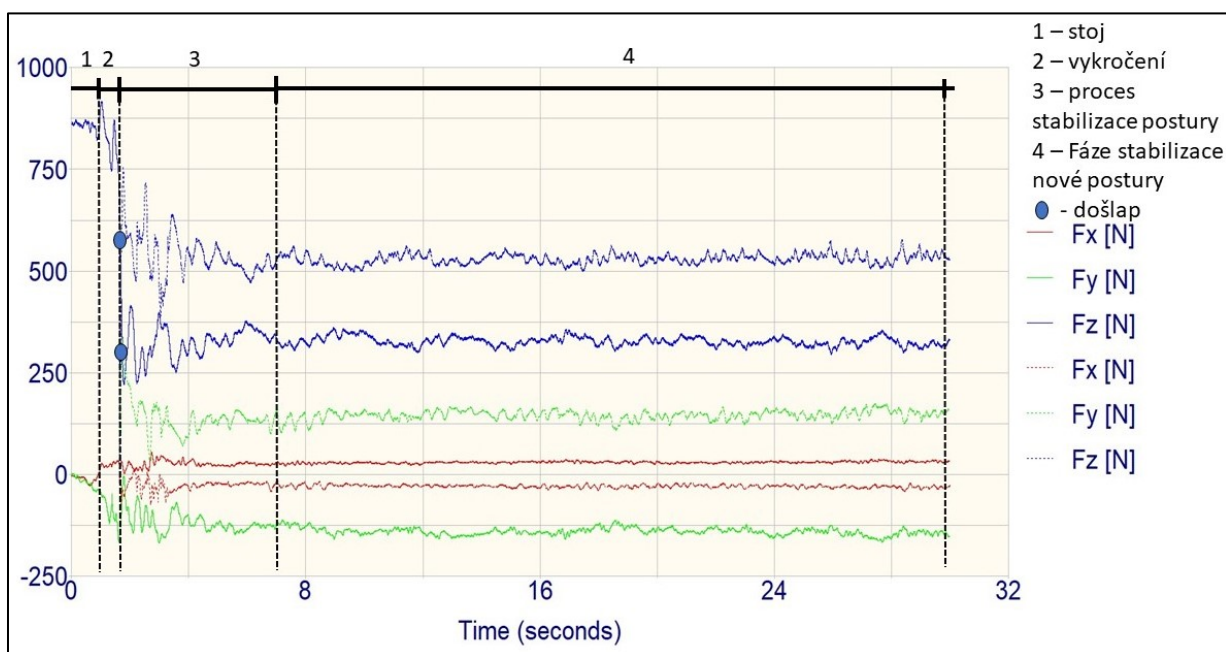


Obrázek 29: Graf záznamu EMG pro Gluteus Medius pravé strany vytvořený v programu Origin 2019

(Archiv autora)

4.6.2. Zpracování dat z Kistler

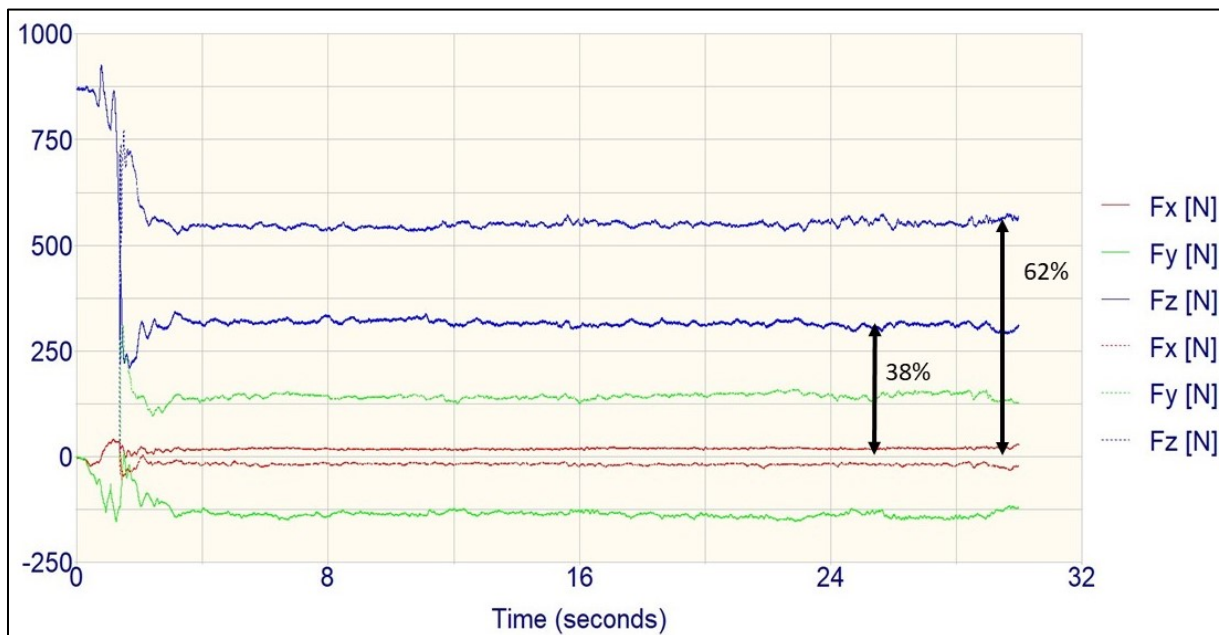
Pro zpracování dat ze systému Kistler byl využit program MS Excel a MATLAB R2018b. Záznam působení sil na silo desky byl měřen systémem Bioware. Jednotlivé záznamy byly vyexportovány ve formě textových dokumentů (.txt) a následně dále použity v programu MS Excel. V rámci práce bylo prováděno měření zatížení dominantní nohy prostřednictvím desky Kistler, které poskytlo data dle obr.31-34.



Obrázek 30: záznam měření v programu Bioware se záznamy působení sil na přední i zadní dolní končetinu (archiv autora)

Záznam měření je možné rozdělit do určitých částí, kde je možné pozorovat různé chování působení sil ve fázi stoje, fázi výkroku, fázi procesu stabilizace nové postury a fázi stabilizace nové postury (obr. 31). Pro potřeby práce byla vybrána oblast stabilizace postury od 5 s do 20 s, čímž byl získán 15s záznam, který byl blíže analyzován. Ostatní fázím je věnováno více prostoru v diskuzi (kap. 8.).

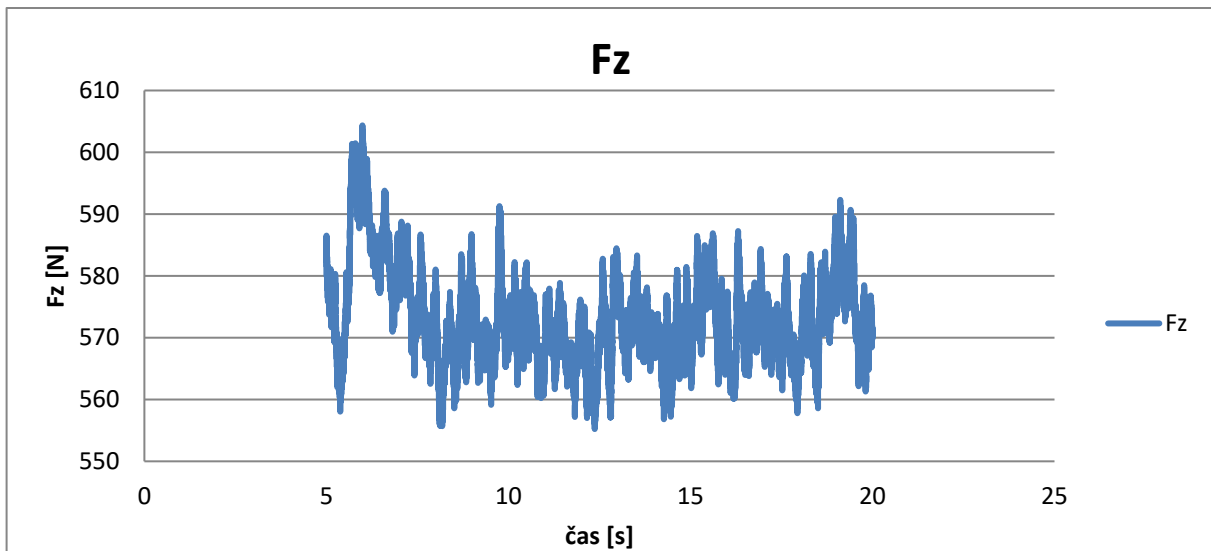
Dále je možné z naměřených dat porovnat rozložení váhy mezi přední a zadní dolní končetinu, což dává představu, zda zvolená postura vykazuje možnosti opakovatelnosti jak v rámci jednoho probanda a jeho jednotlivými měřeními, tak napříč celou skupinou. (obr 32). Bližší informace o tomto jevu jsou k dispozici v kap. 4.7.2.



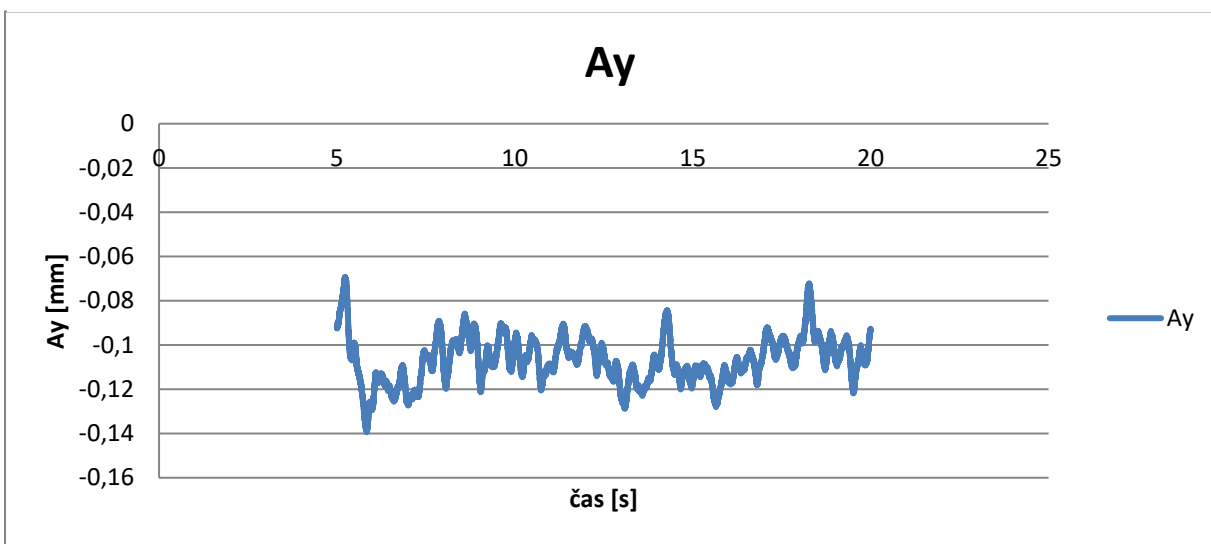
Obrázek 31 Rozložení působení sil mezi přední a zadní dolní končetinou. Přední dolní končetina 62 %, zadní dolní končetina 38 %.

S ohledem na přijatelný rozsah práce byla pro další hodnocení a zpracování dat zvolena vertikální složka působící síly, především z důvodu jednoduššího hodnocení oproti logicky nevhodnějším souřadnicím působící výslednice kontaktních sil mezi chodidlem a deskou. Souřadnice bychom museli zpracovávat mnohem komplexnější metodou, protože se jedná o 2D data závislá na čase, zatímco vertikální složka síly je definována pouze jednou hodnotou pro každý zaznamenaný časový okamžik. Navíc se při průzkumu dat ukázala velmi dobrá korelace mezi uvedenými veličinami.

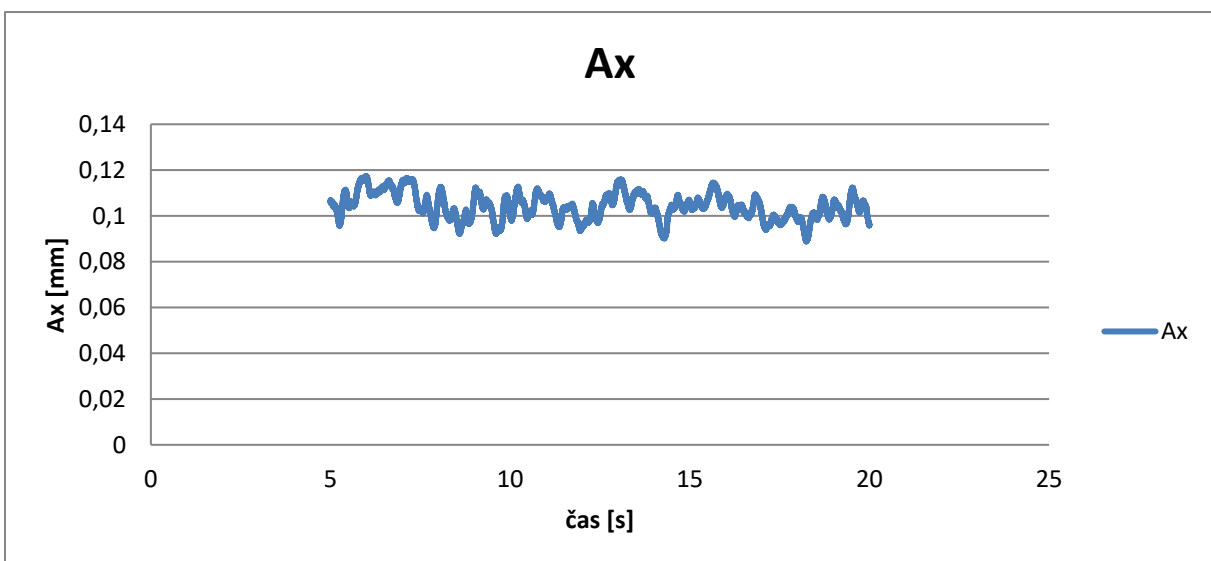
Parametrem, kterému je věnována maximální pozornost v rámci zpracování dat, je kolísání hodnot sledované veličiny u jednotlivých modifikací testovaného stoje ve výpadu, tj. stoj ve výpadu na pevné podlaze se sandbagem, stoj ve výpadu na labilní plošine se sandbagem a stoj ve výpadu s aquabagem. Pro popis tohoto sledovaného jevu byl použit rozptyl, potažmo směrodatná odchylka střední hodnoty sledované veličiny. Tímto způsobem se dá názorně sledovat náročnost provedení a možnost porovnání jednotlivých modifikací vůči sobě. Směrodatná odchylka v sobě dobře odráží nestabilitu sledované střední hodnoty a tím i náročnost provedené dané modifikace zkoumané postury. Vzhledem k uvedenému poměru zatížení dolních končetin, byla předmětem závěrečného vyhodnocení data získaná z měření přední dolní končetiny ve výpadu.



Obrázek 34 Průběh výslednice vertikální složky kontaktní síly



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



Obrázek 32: Průběh pohybu působíště výslednice kontaktní síly v latero-laterálním směru

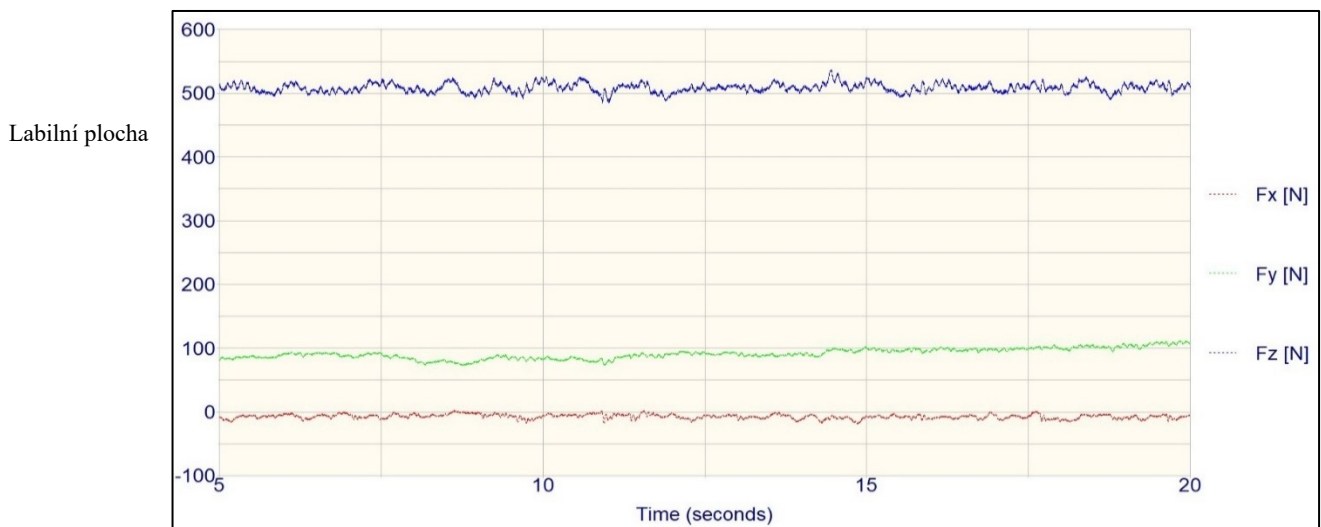
Následující tři obrázky (obr. 35, 36 a 37) zobrazují průběh fáze, kdy je již proband ve fázi stabilizace postury (výpadu) a je relativně stabilní. Modrá čára zaznamenává vertikální složku působení sil a je možné si všimnout jejího různého tvaru u jednotlivých měření.

Ve stoji na pevné ploše (obr.35) je záznam celkem stabilní bez výrazných výkyvů. Stabilita je patrná v záznamu výslednice kontaktní síly ve všech směrech. Modře je zobrazen průběh vertikální složky výslednice kontaktní síly, zeleně průběh latero-laterální složky výslednice a červeně průběh předozadní složky výslednice.



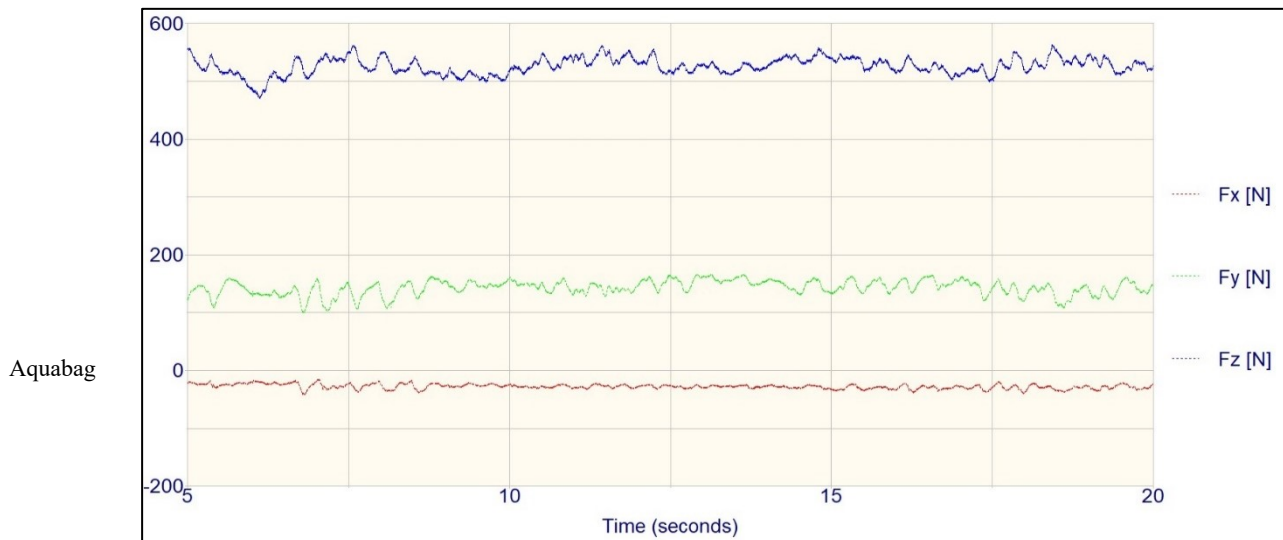
Obrázek 35: Průběh fáze stabilizace postury na pevném podloží

Záznam stoje ve výpadu na labilní ploše (obr. 36) ukazuje drobné, ale velmi časté změny, které jsou důkazem rychlé a jemné korekce stoje probanda, aby udržel zaujatou posturu.



Obrázek 36: Průběh fáze stabilizace postury na labilní ploše

Naproti předchozím, v záznamu u aquabagu (obr. 37) můžeme sledovat výrazné kolísání, což znázorňuje nutnost změny strategie stabilizace a lze usuzovat také na vyšší míru aktivace kosterně svalového aparátu probanda pro udržení zvolené postury.



Obrázek 37: Průběh fáze stabilizace postury s Aquabagem

Pro účely této práce byl rovněž za pomoci techniků laboratoře BEZ vytvořen skript v programu Matlab, který umožňoval načíst experimentální data a prostřednictvím FFT (Fast Fourier transformation – rychlá Fouruerova transformace) získat jejich amplitudové frekvenční spektrum.

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.

5. Výsledky

Následující kapitola přehlednou formou představuje výsledky měření.

5.1. Výsledky ze systému EMG

V tabulce 1 jsou vyjádřeny hodnoty MA svalů s pomůckou aquabag a labilní plošinou vzhledem k hodnotám naměřeným s pomůckou sandbag na pevném podloží.

Sloupce jsou vždy nazvány podle dat, která obsahují. Jedná se o procentuální vyjádření poměru průměrných hodnot měření mezi pokusy s aquabagem vůči pokusům se na pevnou plochu se sandbagem a pokusům na labilní ploše se sandbagem vůči pokusům na pevnou plochu se sandbagem. Pro tyto hodnoty byl vytvořen medián, průměr a směrodatná odchylka. Výsledný průměr hodnot naměřených u paravertebrálních svalů levé a pravé poloviny zvlášť, byl ještě navíc zprůměrován, aby byly svaly na trupu hodnoceny jako celek. (třetí sloupec s hodnotami). Stejně se postupovalo i u druhé tabulky (tab. 2), kde jsou však hodnoty pokusů poměřovány s maximální kontrakcí svalů. Hodnoty jsou opět v procentech. V tabulce 3 jsou přehledně zobrazeny výsledky předchozích dvou tabulek.

Tabulka 1: Tabulka hodnot naměřených během pokusu s aquabagem a na labilní plošině vztažené k hodnotám pokusů na pevnou plochu se sandbagem (archiv autora) AB- aquabag, PP-pevné podloží, LP- labilní plocha, NDDK-nedominantní dolní končetina, DDK- dominantní dolní končetina, GM – Gluteus Medius, MAX – maximální kontrakce, Domin - dominantní

	AB/PP pro Multifidii NDDK	AB/PP pro Multifidii DDK	Trup	AB/PP pro Domin GM	AB/PP pro Nedomin GM
	138,28	181,23		142,09	119,22
	135,50	144,34		150,56	52,04
	101,54	176,51		120,38	45,81
	41,81	86,82		88,66	142,02
	119,91	104,12		121,45	132,90
	102,54	77,74		110,28	105,20
	117,58	114,23		98,73	165,48
	111,04	112,03		91,16	186,91
	104,86	118,39		87,96	142,01
	176,08	129,79		260,58	197,19
	105,25	186,00		107,69	95,10
	119,87	109,27		100,13	121,16
	143,36	169,82		153,13	131,37
	102,34	103,16		101,68	86,29
	112,85	103,55		101,08	77,05
Median	112,85	114,23	113,54	107,69	121,16
Prum	115,52	127,80	121,66	122,37	119,98
SD	27,83	34,12	30,98	42,29	42,98
	LP/PP pro Multifidii NDDK	LP/PP pro Multifidii DDK	průměr	LP/PP pro Domin GM	LP/PP pro Nedom GM
	99,50	70,02		103,70	59,74
	90,33	54,96		125,96	60,59
	95,60	86,81		107,99	53,52
	118,20	96,74		131,32	146,00
	110,72	98,17		130,74	157,40
	82,59	84,82		99,80	150,00
	173,51	139,57		217,44	338,05
	118,27	120,28		172,32	228,71
	106,23	115,68		142,48	141,43
	127,21	116,04		163,78	64,05
	119,03	99,20		127,68	20,25
	111,32	102,00		170,26	69,57
	132,04	92,12		96,21	82,38
	162,60	92,12		93,48	74,90
	213,68	124,02		83,15	52,14
Median	118,20	98,17	108,19	127,68	74,90
Prum	124,06	99,50	111,78	131,09	113,25
SD	33,72	20,86	27,29	35,70	80,57

Tabulka 2: Tabulka hodnot naměřených během jednotlivých pokusů vztažených k referenční hodnotě maximální kontrakce daného svalu. (archiv autora)
 AB- aquabag, PP-pevné podloží, LP- labilní plocha, NDDK-nedominantní dolní končetina, DDK- dominantní dolní končetina, GM – Gluteus Medius, MAX – maximální kontrakce, Domin- dominantní

	AB/MAX pro Multifidii NDDK	AB/MAX pro Multifidii DDK	Trup	AB/MAX pro Domin GM	AB/MAX pro Nedomin GM
	17,40	22,80		1,10	5,00
	17,10	21,50		1,00	5,70
	18,10	20,30		1,00	4,30
	41,40	54,10		41,40	41,20
	24,50	77,70		17,00	23,30
	27,90	45,70		15,80	29,60
	16,00	25,60		27,90	18,30
	11,50	15,60		18,50	11,80
	12,70	15,70		18,40	10,50
	35,50	37,00		8,60	8,30
	28,30	36,20		9,10	3,60
	34,60	27,20		7,30	3,20
	17,20	34,50		9,40	1,70
	49,20	41,50		12,90	1,30
	42,10	31,00		18,70	1,70
Median	24,50	31,00	27,75	12,90	5,70
Prum	26,23	33,76	30,00	13,87	11,30
SD	11,52	15,89	13,70	10,46	11,43
	LP/MAX pro Multifidii NDDK	LP/MAX pro Multifidii DDK	Trup	LP/MAX pro Domin GM	LP/MAX pro Nedom GM
	21,40	33,60		2,5	10,30
	18,40	22,90		2	7,00
	17,70	20,60		1,6	4,30
	29,60	48,50		25,9	15,70
	27,70	41,40		20,2	5,00
	25,90	42,60		26,9	17,00
	19,80	13,90		17,5	11,20
	18,30	13,90		17	10,20
	24,00	18,70		15,1	7,10
	12,70	26,60		6,3	4,10
	10,80	24,20		7,6	4,20
	17,00	25,60		6,5	3,70
	48,50	38,50		14	1,90
	45,50	39,10		13,9	2,00
	33,90	33,80		10,6	1,90
Median	21,40	26,60	24,00	13,90	5,00
Prum	24,75	29,59	27,17	12,51	7,04
SD	10,58	10,52	10,55	7,89	4,69
	PP/MAX pro Multifidii NDDK	PP/MAX pro Multifidii DDK	Trup	PP/MAX pro Domin GM	PP/MAX pro Nedom GM
	14,40	19,10		1,50	2,30
	15,80	21,10		0,90	3,20
	15,60	17,90		1,00	3,50
	29,20	48,40		19,70	30,10
	21,60	36,60		13,10	22,40
	22,30	38,00		14,90	20,80
	10,70	15,30		21,60	13,60
	11,90	14,50		14,10	14,50
	10,80	15,40		18,90	13,80
	19,50	18,40		5,50	13,20
	16,20	31,20		6,90	4,00
	23,00	30,60		5,80	3,70
	42,10	39,00		11,20	1,30
	44,40	36,40		10,80	1,10
	26,70	43,80		10,00	1,20
Median	19,50	30,60	25,05	10,80	4,00
Prum	21,61	28,38	25,00	10,39	9,91
SD	10,04	11,16	10,60	6,54	8,90

Tabulka 3 Souhrnná tabulka pro sledované hodnoty AB- aquabag, PP-pevné podloží, LP- labilní plocha, NDDK-nedominantní dolní končetina, DDK- dominantní dolní končetina, GM – Gluteus Medius, MAX – maximální kontrakce, Domin - dominantní

AB/PP pro Multifidii NDDK		AB/PP pro Multifidii DDK		Trup	AB/PP pro Domin GM	AB/PP pro Nedom GM
Median	112,85	114,23	113,54	107,69	121,16	
Prum	115,52	127,80	121,66	122,37	119,98	
SD	27,83	34,12	30,98	42,29	42,98	
LP/PP pro Multifidii NDDK		LP/PP pro Multifidii DDK			LP/PP Domin GM	LP/PP Nedom GM
Median	118,20	98,17	108,19	127,68	74,90	
Prum	124,06	99,50	111,78	131,09	113,25	
SD	33,72	20,86	27,29	35,70	80,57	
AB/MAX pro L multifidi		AB/MAX pro P Multifidi			AB/MAX pro Domin GM	AB/MAX pro Nedom GM
Median	24,50	31,00	27,75	12,90	5,70	
Prum	26,23	33,76	30,00	13,87	11,30	
SD	11,52	15,89	13,71	10,46	11,43	
LP/MAX pro L multifidi		LP/MAX pro P Multifidi			LP/MAX Domin GM	LP/MAX Nedom GM
Median	21,40	26,60	24,00	13,90	5,00	
Prum	24,75	29,59	27,17	12,51	7,04	
SD	10,58	10,52	10,55	7,89	4,69	
PP/MAX pro L multifidi		PP/MAX pro P Multifidi			PP/MAX Domin GM	PP/MAX Nedom GM
Median	19,50	30,60	25,05	10,80	4,00	
Prum	21,61	28,38	25,00	10,39	9,91	
SD	10,04	11,16	10,60	6,54	8,90	

V tabulce 3 je přehledně zobrazen souhrn výsledků měření. Ve sloupci “Trup“ je možné sledovat, že MA trupového svalstva byla zhruba o 10% vyšší u provedení výpadu s aquabagem, než tomu bylo u výpadu na labilní plošinu vztažené k výpadu na pevné podloží. Podobné výsledky pozorujeme u MA měřeného trupového svalstva vzhledem k jeho maximální kontrakci. I u těch je vidět, že MA je nejvyšší pro měření se s aquabagem (30% maximální kontrakce svalů), následované výpadem na labilní plochu (27,17% maximální kontrakce svalů) a výpadu na pevné podloží se sandbagem (25% maximální kontrakce svalů)

M. Gluteus medius na dominantní DK se v poměru k výpadu na pevnou plochu se sandbagem aktivoval více při použití labilní plochy (131,09%), než tomu bylo u výpadu s aquabagem (122,37%). V porovnání s maximální kontrakcí však došlo průměrně k vyšší MA dominantní DK u měření s aquabagem (13,87%). Je tedy zřejmé, že pro MA daného svalu jsou významné dané podmínky, za kterých je MA měřena.

6. Výsledky ze systému Kistler

Záznam stabilometrického měření na Kistler poskytl velké množství dat, které bylo možné analyzovat. Pro získání představy, zda zvolená postura vytváří stejné nároky na všechny probandy bylo analyzováno zatížení přední a zadní dolní končetiny. Tento parametr dále ověřuje možnost opakovatelnosti měření a správnost zvolené postury měření. Vzhledem k řádovému rozdílu směrodatné odchylky od hodnoty sledovaného parametru lze konstatovat, že výsledky ukazují, že zvolená postura zajišťuje možnost testovat probanda opakovaně s prakticky stejným rozložením sil na přední a zadní končetině jak v rámci individuality, tak přes celý výzkumný soubor.

Tabulka 4: Rozložení váhy mezi přední a zadní končetinou

Proband 1	PDK	ZDK
Průměr mezi měřeníma	62,19	37,81
Smodch	2,07	2,07
Proband 2	PDK	ZDK
Průměr mezi měřeníma	61,05	38,95
Smodch	2,47	2,47
Proband 3	PDK	ZDK
Průměr mezi měřeníma	60,93	39,07
Smodch	0,9	0,9
Proband 4	PDK	ZDK
Průměr mezi měřeníma	61,62	38,38
Smodch	2,17	2,17
Proband 5	PDK	ZDK
Průměr mezi měřeníma	62,22	37,78
Smodch	2,03	2,03
Celkem	PDK	ZDK
Průměr mezi měřeníma	61,6	38,4
Smodch	2,07	2,07

Hodnoty průměrného zatížení přední a zadní končetiny jsou uváděny v procentech vzhledem k tělesné hmotnosti probanda. Průměrné zatížení pro probanda je počítáno průměrem všech jeho devíti měření. (viz kap. 5.7)

Pro vlastní hodnocení náročnosti zaujaté postury ve vztahu k její modifikaci (pevná podlaha, labilní plošina a aquabag) byla práce dle sdělení v kap. 5.7. zaměřena na studium průběhu stabilizace zaujaté postury v čase prostřednictvím zkoumání průběhu vertikální složky kontaktní síly s deskou pod předkročenou nohou. Grafické znázornění studovaných průběhů je uvedeno v kap. 5.7. v obr. 36, 37 a 38. V tab. 5 jsou hodnoty směrodatné odchylky pro každé měření všech probandů rozdělené tak, aby pod sebou byly hodnoty vždy jedné z modifikací měření. Z těchto hodnot byl stanoven celkový aritmetický průměr směrodatné odchylky. Poslední řádek tabulky ukazuje, že nejvyšší hodnoty dosahuje modifikace s aquabagem.

Zajímavé je, že prakticky neexistuje rozestup mezi hodnotami pro modifikaci s labilní plošinou a pevnou podlahou.

Pokud bychom hodnotami uvedených směrodatných odchylek hodnotili náročnost zkoumaných modifikací zvolené postury, pak bychom při použití modifikace s pevnou podlahou jako báze pro srovnání mohli konstatovat, že cvičení s aquabagem je v této pozici o 56 % náročnější, než stejné cvičení se sandbagem pro vyrovnání hmotnosti na pevné plošině. Cvičení na labilní ploše je podle výsledků prakticky stejně náročné, jako cvičení na pevné podlaze.

Tabulka 5: Tabulka smodch pro jednotlivá měření, jejich průměr a poměr Aquabagu a Labilní plošiny vůči pevnému podloží

	Aquabag	smodch	Poměr	Labilní plocha	smodch	Poměr	Pevná Plocha	smodch	Poměr
P1	AB	24,06		LP	8,65		PP	20,19	
	AB	22,32		LP	11,34		PP	18,32	
	AB	12,58		LP	8,07		PP	8,11	
	průměr	19,65		průměr	9,35		průměr	15,54	
P2	AB	8,11		LP	7,25		PP	12,23	
	AB	14,62		LP	6,99		PP	6,23	
	AB	10,28		LP	6,51		PP	9,27	
	průměr	11,01		průměr	6,92		průměr	9,24	
P3	AB	7,85		LP	9,72		PP	8,76	
	AB	7,09		LP	8,17		PP	4,92	
	AB	6,40		LP	6,41		PP	7,08	
	průměr	7,11		průměr	8,10		průměr	6,92	
P4	AB	40,12		LP	16,69		PP	7,92	
	AB	13,81		LP	11,06		PP	7,68	
	AB	15,48		LP	15,11		PP	12,56	
	průměr	23,14		průměr	14,29		průměr	9,39	
P5	AB	11,58		LP	11,22		PP	7,44	
	AB	24,24		LP	8,74		PP	9,20	
	AB	11,57		LP	9,34		PP	7,56	
	průměr	15,80	AB/PP	průměr	9,77	LP/PP	průměr	8,07	PP/PP
AB	Průměr	15,34	1,56	Průměr	9,68	0,99	Průměr	9,83	1

Z metodického hlediska je i v rámci stanoveného cíle provedeno porovnání uvedených souborů hodnot s využitím prostředků srovnávací statistiky. Protože se jedná pouze o demonstraci metody, byl s ohledem na fakt, že zpracování dat probíhalo v prostředí MS Excel, použit t-test, resp. příslušná funkce v dané programu. S ohledem na nedostatečnou velikost porovnávaných datových souborů nebyly ověřeny podmínky pro aplikaci uvedeného srovnávacího testu (např. normalita rozdělení). Tab. 6 nicméně ukazuje, že i přes uvedené nedostatky jsou výstupní hodnoty čísla p ve velmi dobré shodě s přímým pozorováním hodnocených hodnot.

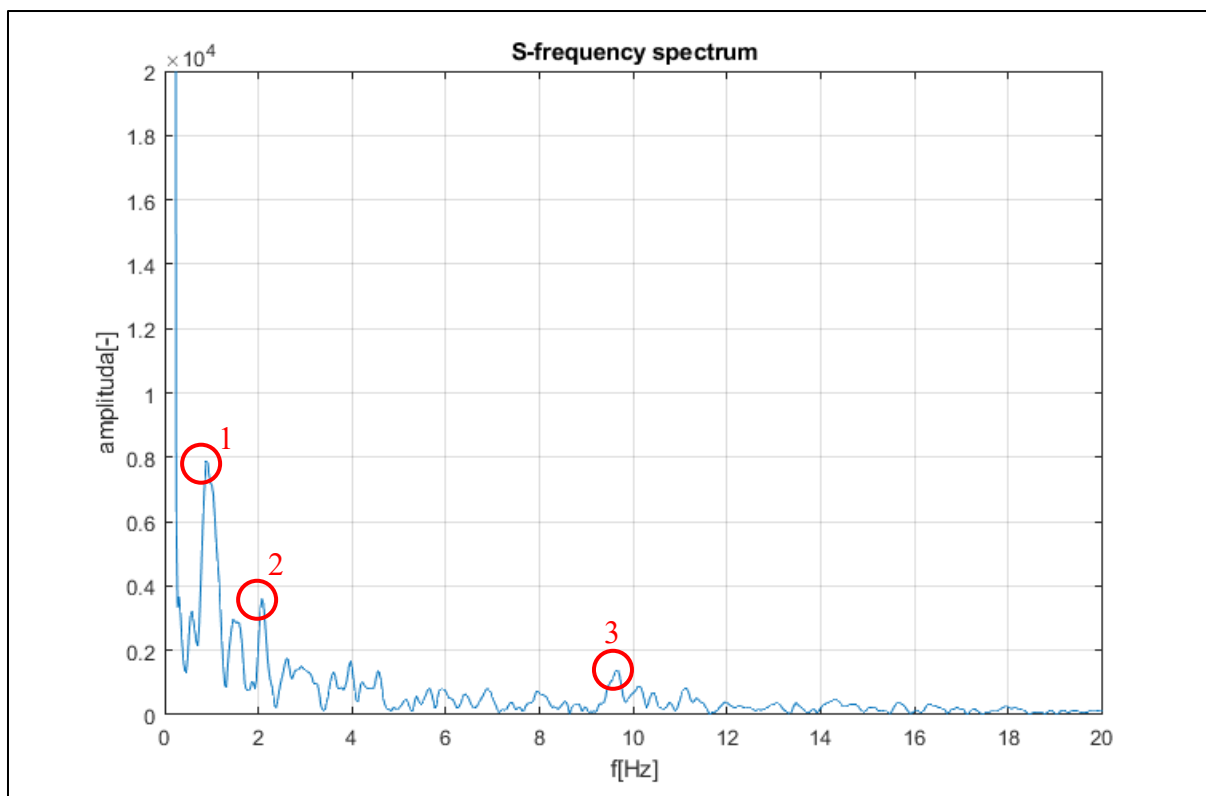
Tabulka 6: T-test pro Kistler

t-test	AB	LP	PP
AB	1	0,03401	0,04533
LP	0,03401	1	0,9149
PP	0,04533	0,9149	1

Uvedená čísla p, neboli hladina statistické významnosti, jsou pod obecně respektovanou hranicí 5% pro potvrzení rozdílnosti středních hodnot porovnávaných datových souborů u porovnání modifikace s aquabagem a pevnou podlahou a naopak velmi blízké jedné u porovnání modifikací s labilní plošinou a pevnou podlahou. Na tomto podkladě je znovu konstatováno, že rozdíl existuje pouze mezi aquabagem a pevnou podlahou. Labilní plošina se z tohoto pohledu neliší od pevné podlahy.

Posledním aplikovaným úhlem pohledu bylo studium získaných dat ve frekvenční oblasti. Důvodem pro tento výzkum byl zjevný rozdíl v charakteru časových průběhů sledované kontaktní síly v jednotlivých modifikacích zkoumané postury.

Následující obrázky (obr. 38, 39, 40) uvádějí výstupy rychlé fourierovy transformace, tzv. amplitudová frekvenční spektra popsané v kap. 4.6.2 pro jednoho z probandů a jednotlivé modifikace zkoumané postury. Abychom mohli usuzovat na změnu strategie stabilizace změnou řízení nebo využívání jednotlivých svalů a svalových skupin, prováděli jsme transformaci na středním úseku, kdy probíhal proces stabilizace již bezpečně zaujaté postury. Vzhledem ke standardnímu provedení a časování měření to bylo pro všechny probandy od 8. až 10. sekundy od zahájení měření, tedy od 2. až 4. sekundy od došlapu na zem nebo plošinu do výpadu, do cca 28 sekundy od zahájení měření. Úsek podrobený transformaci tak měl vždy nejméně 18 s.

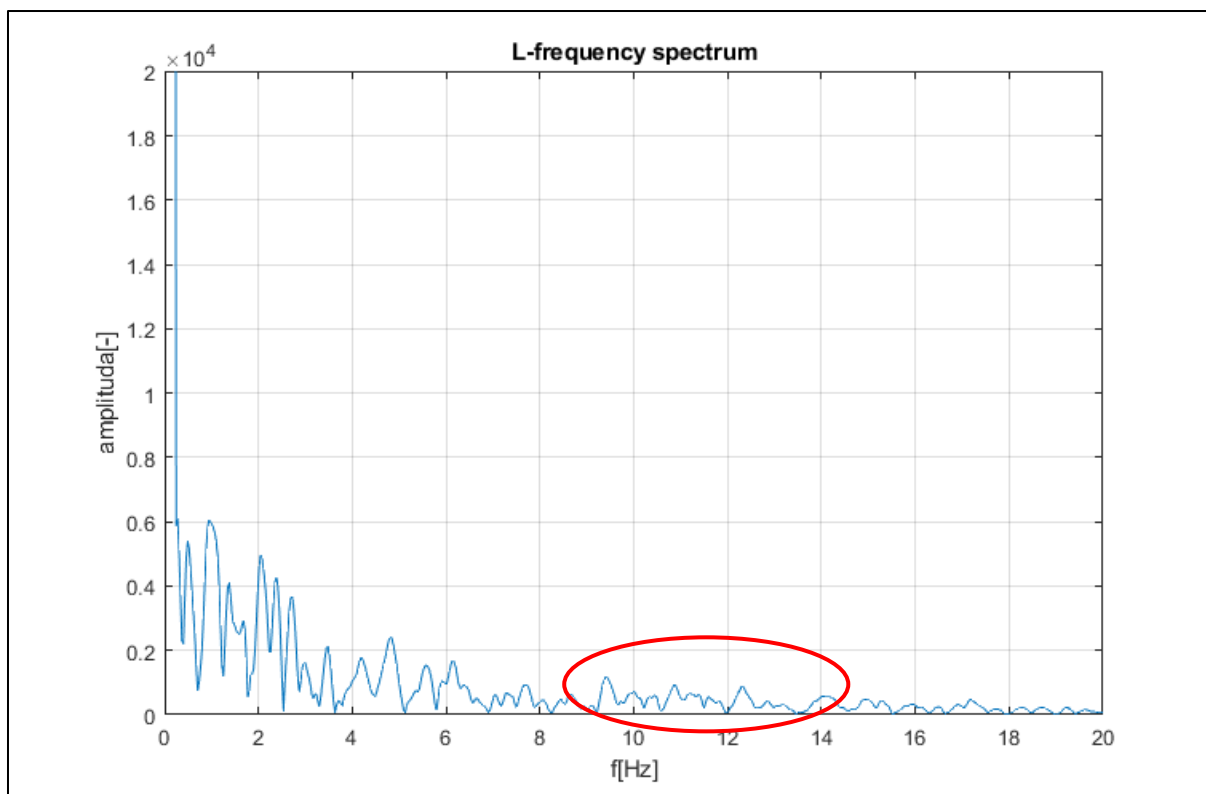


Obrázek 38: Amplitudové frekvenční spektrum pro stabilní podlahu (příklad; proband 1)

Prakticky svislá modrá čára na hodnotě cca 0,3 Hz je artefaktem způsobeným algoritmem výpočtu transformace. Zvolenou metodou proto můžeme posuzovat význam jednotlivých frekvencí od cca 0,3 Hz výš. Významné frekvence jsou identifikovány zřetelně vyšší amplitudou ve srovnání s jejich okolím.

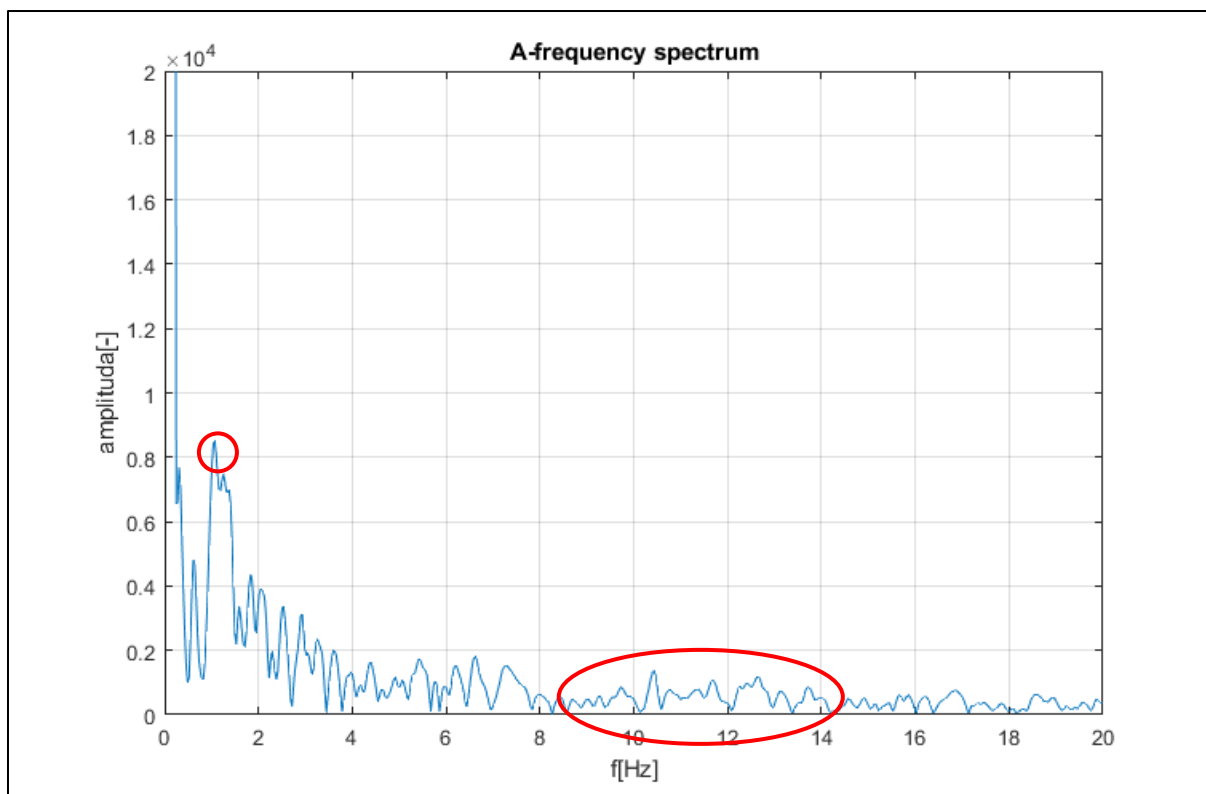
Pro snazší identifikace jsou vybrané nejvýznamnější frekvence v obr. 1 označené prostřednictvím zakroužkováním a očíslováním příslušných peaků zobrazeného grafu od nejvyššího po nejnižší. Je patrné, že v případě tohoto probanda a této konkrétní modifikace zkoumané postury (stabilní podlaha) jsou obecně nejvýznamnější nízké frekvence do cca 4,8 Hz s pozvolným poklesem významu frekvencí směrem k hodnotám vyšším než cca 12 Hz, od kterých se význam jednotlivých složek už příliš nemění.

Nejvýznamnější je frekvence 0,9 Hz (č. 1 v obr. 38) následovaná frekvencí 2,1 Hz (č. 2 v obr. 38). Tato frekvence se v uvedeném významu vyskytují pro danou modifikaci s přesností cca 0,3 Hz u všech měřených probandů. Frekvence č. 3 cca 9,5 Hz je poměrně individuální a kolísá v měřené skupině od cca 8 do 14 Hz.



Obrázek 39: Amplitudové frekvenční spektrum pro labilní plošinu (příklad; proband 1)

Z přímého porovnání je patrné, že oblast nejvýznamnějších frekvencí se pro labilní plošinu oproti stabilní podlaze mírně rozšířila k hranici 8 Hz. Je však zjevné, že dochází k rozšíření spektra významných frekvencí v dané oblasti a nelze tedy definovat jen tři převládající frekvence. Tento fakt naznačuje, že do procesu stabilizace jsou svaly zapojené v širší míře a jejich zapojení je intenzivnější než v případě stabilní podlahy. V okolí u stabilní podlahy nalezené významné frekvence 9,5 Hz se u modifikace zkoumané postury s labilní plošinou nachází hned několik frekvencí v rozmezí od cca 9,5 po cca 14 Hz s poměrně vyrovnanými amplitudami. Uvedené fenomény lze pozorovat i u ostatních probandů.



Obrázek 40: Amplitudové frekvenční spektrum pro aquabag (příklad; proband 1)

Opět přímým porovnáním s předchozími průběhy lze zjistit, že stále zůstává nejvýznamnější oblast nízkých frekvencí v rozmezí podobném jako u labilní plošiny. V této oblasti se na cca 1,1 Hz objevuje osamocená nejvýznamnější frekvence celého sledovaného spektra. Tím je spektrum této modifikace částečně podobné spektru modifikace se stabilní podlahou. Mimo tuto nejvýznamnější oblast je v obr. 40 přítomna i druhá oblast ohraničená frekvencemi od cca 9,8 do 14 Hz okolo již dříve identifikované frekvence 9,5 Hz. V této oblasti mají sledované významné frekvence velmi vzájemně odlišné. Zmíněné trendy a projevy jsou pozorovatelné v prakticky shodných rozmezích a parametrech napříč celým výzkumným souborem. Tím je spektrum modifikace s aquabagem podobné spektru modifikace s labilní plošinou. Aquabag tak v sobě kombinuje efekty modifikací s labilní plošinou a stabilní podlahou.

7. 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.

V rešeršní činnosti nebyla nalezena podobná studie, proto nebylo možné zjistit, jakým způsobem ostatní badatelé stanovovali jednotlivé parametry pro měření. Proto by tato práce mohla v budoucnu sloužit jako určitý metodický postup. Nicméně, množství studií se věnuje měření míry svalové aktivity při výpadu u různých svalových skupin, zejména na dolní končetině. Míra aktivace svalů je měřena i v různých variacích, či s pomůckami. Některé z nich budou zmíněny níže

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.

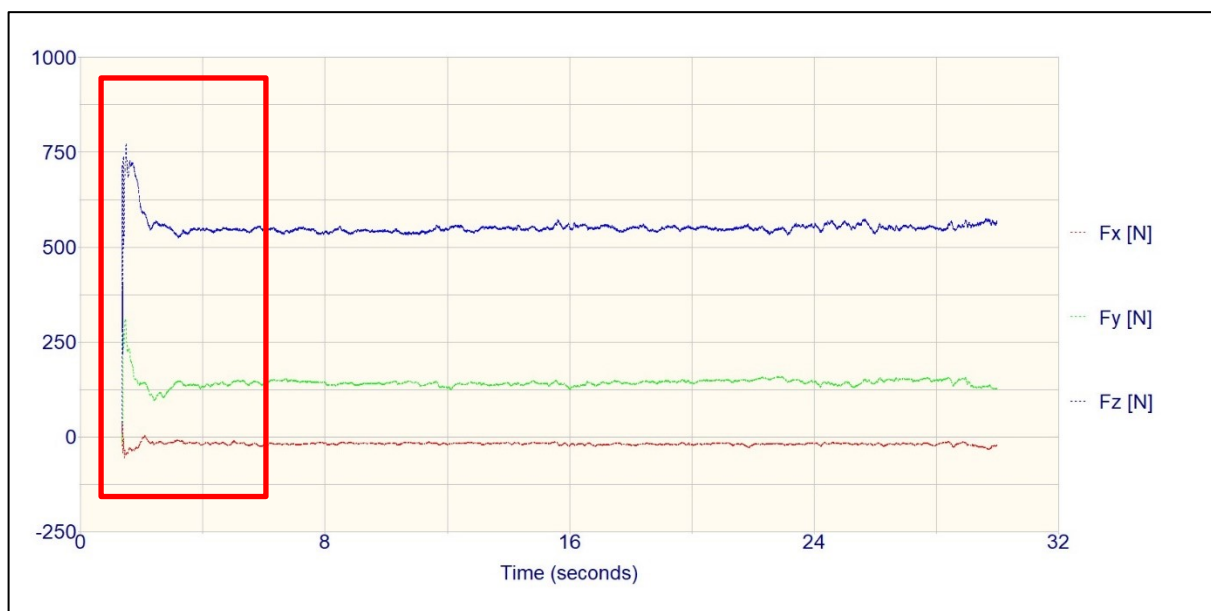
Krause et al (2018) zkoumali vliv zavěšení zadní nohy v systému TRX na aktivaci svalů pánve a DK. Dospěli k závěru, že pokud je zadní noha zavěšena dochází k výrazně vyšší míře aktivace svalů m. gluteus medius, m. gluteus maximus a m. adductor longus oproti výpadu se zadní nohou na stabilní podložce.

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 mnohem výraznější aktivitu během výpadu vpřed vykazoval m. Gluteus maximus.

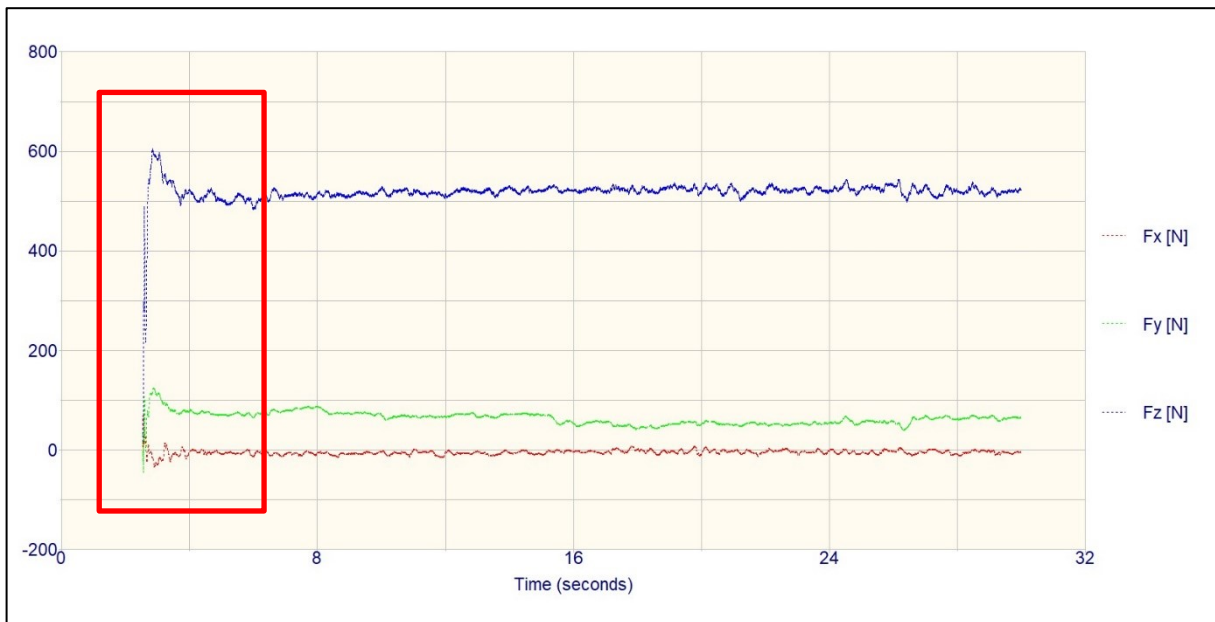
Stabilometrické měření poskytlo i mnoho jiných, zajímavých dat, kterým v této práci nebyl věnován prostor z důvodu rozsahu práce. Jednou ze zajímavostí je fáze procesu stabilizace nové postury, která vykazovala určité charakteristiky shodné u všech měřených probandů.

Z grafu pro měření záznamu s pomůckou sandbag a došlapem na pevné podloží je vidět určitá jistota probanda. Ten celkem dynamicky dopadá na stabilometrickou desku pro přední dolní končetinu, což se v grafu projeví výraznějším nárůstem záznamu síly (modře) při došlapu, než je tomu u jiných pokusů (viz níže). Následuje relativně krátká doba procesu stabilizace, kde křivka klesá na hodnotu zhruba 62% váhy probanda.



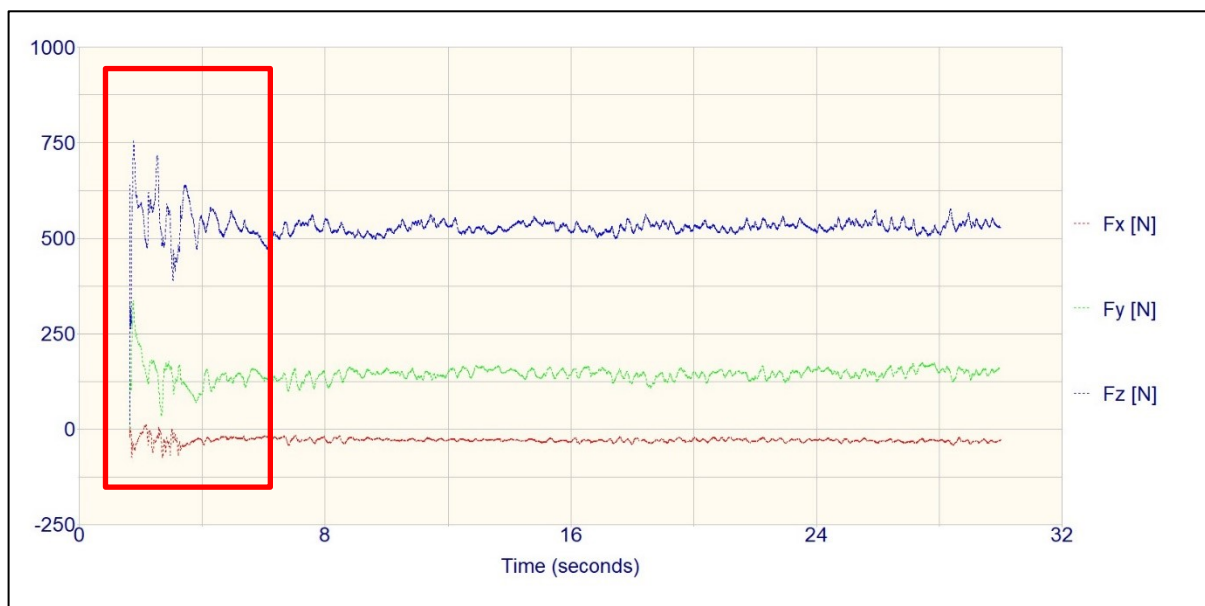
Obrázek: Průběh došlapu a procesu stabilizace s pomůckou sandbag na pevnou plochu

Jiný jev je možné pozorovat u měření na labilní plošině. V grafu je vidět méně výrazný nárůst hodnot zaznamenávající vertikální složku (modře) působící síly, jako u pevné plošiny, což pravděpodobně značí, že proband na labilní plochu došlapoval opatrněji a plynuleji. Fáze stabilizace se vyznačuje malými a rychlými pohyby ve snaze ustabilizovat danou polohu. Tento jev je možné pozorovat lépe na obr. 37, kde je záznam zvětšen.



Obrázek 41 Průběh došlapu a procesu stabilizace s pomůckou sandbag na labilní plošinu

U měření s aquabagem můžeme pozorovat, že fáze procesu stabilizace trvá nejdéle a probandovi dává největší práci danou pozici udržet. To lze pozorovat v prvních šesti vteřinách, kdy je záznam nejvíce rozkolísán ve všech křivkách. Předpokládám, že tento jev je způsobený setrvačností vody v aquabagu a probandovi trvá podstatně déle zaujmout stabilní pozici. Nicméně i poté je ze záznamu patrná nestálost vody působící v průběhu měření na probanda. Tato nestálost je zaznamenána výraznějším kolísáním záznamu pro vertikální složku (modře), ale i latero-laterální (zeleně) a předozadní (červeně) složku působící síly.



Obrázek Průběh došlapu a procesu stabilizace s pomůckou aquabag

Další věcí, která se u jednotlivých probandů opakovala, bylo nižší zatížení přední dolní končetiny při modifikaci na labilní plošině. Tento jev je možné si vysvětlit umístěním přední končetiny zhruba o 10 cm výše, než tomu bylo u ostatních modifikací. Průměrně to bylo o 3% méně, než při zbylých měřeních. Pouze u jednoho probanda bylo zatížení paradoxně vyšší, než u zbylých měření s aquabagem a se sandbagem na pevné plošině.

Tabulka 7: Trend mezi probandy v zatížení přední a zadní DK.

Pozn.: vyjádřeno v procentech tělesné váhy probanda P2-proband 2, pdk – přední DK, zdk – zadní DK, AB - aquabag, LP- labilní plocha, PP – pevné podloží

		pdk	zdk	
P2	1	62,81	37,19	AB
	2	61,07	38,93	AB
	3	61,96	38,04	AB
	4	59,02	40,98	LP
	5	57,34	42,66	LP
	6	57,19	42,81	LP
	7	62,25	37,75	PP
	8	63,53	36,47	PP
	9	64,29	35,71	PP
	průměr	61,05	38,95	
	smodch	2,47	2,47	

Tabulka 8: Paradoxní zatížení přední a zadní DK u jednoho probanda v porovnání s trendem u ostatních probandů
 Pozn.: vyjádřeno v procentech tělesné váhy probanda
 P3-proband 2, pdk – přední DK, zdk – zadní DK, AB - aquabag, LP- labilní plocha, PP – pevné podloží

		pdk	zdk	
P3	1	60,31917	39,68083	AB
	2	60,976	39,024	AB
	3	60,83859	39,16141	AB
	4	61,8857	38,1143	LP
	5	61,2443	38,7557	LP
	6	62,634	37,366	LP
	7	60,7494	39,2506	PP
	8	60,4555	39,5445	PP
	9	59,279	40,721	PP
	průměr	60,93	39,07	
	smodch	0,90	0,90	

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 amplitudové) 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.

8. Limity práce

Jedním z limitů práce je nízký vzorek probandů pro to, aby mohly mít výsledky přesnější výpovědní hodnotu. Nicméně se jedná o pilotní studii, která se snaží určitým způsobem nastavit metodiku pro možná další měření, jelikož podle rešeršní činnosti není této oblasti věnováno příliš pozornosti.

Další 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 skrze paravertebrální svaly. 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.

9. Závěr

Z většiny studií z rešeršní činnosti je možné pozorovat, že existují mnohem efektivnější cviky pro aktivaci m.gluteus medius. Nicméně nebyla nalezena podobná studie, která by se zabývala vlivem takto rozdílných pomůcek vytvářejících nestabilní prostředí působením na horní a dolní polovinu těla. Pro potřeby studie 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 svalové aktivace svalstva trupu, konkrétně mm. Multifidii a m. Gluteus medius a dále pozorovat, zda se změnou působení vnějších sil změni strategie stabilizace postury.

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 Aquabagem povede k významnější aktivaci svalů HSSP (mm. Multifidii) než při provedení výpadu na labilní plošině.

V tabulce 3 kap. 6.1. je přehled výsledků hodnot měření EMG aktivity, v němž se potvrzuje předpoklad hypotézy, jak v případě námi zvolené referenční hodnoty výpadu na pevnou plochu se sandbagem, kde se hodnota MA pohybuje na hodnotě 121,66% u výpadu s aquabagem oproti 111,78% u výpadu na labilní plochu, tak vzhledem k referenční hodnotě maximální kontrakce svalu. Hodnoty pro aquabag jsou 30% max kontrakce oproti 27,17% maximální kontrakce pro labilní plošinu.

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

Pro tuto hypotézu existují dva úhly pohledu a způsobu hodnocení. Pokud bychom postupovali standartně a vztahovali naměřenou MA k maximální kontrakci svalu ve specifické pozici ve které měření maximální kontrakce proběhlo, pak výsledky danou hypotézu nepotvrzují. Pokud bychom postupovali způsobem, kde zohledňujeme MA svalstva ve zkoumané postuře bez porovnávaných pomůcek – aquabagu a labilní plochy - pak je MA pro m. Gluteus medius dominantní dolní končetiny vyšší na labilní plošině, než u aquabagu. Z tohoto můžeme usuzovat, že pro zajištění stabilní pozice na labilní ploše je více potřeba aktivovat m. Gluteus medius dominantní DK, než pro zajištění stabilní pozice při využití aquabagu a hypotézu můžeme potvrdit jako pravdivou.

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

Z výše uvedených výsledků v kap. 6 je patrné, že zaváděný rušivý signál rozšiřuje používané pásmo významných frekvencí bez ohledu na místo jeho vstupu do měřené soustavy probanda.

Dále je vidět, že rušivý signál vytvářený labilní plošinou a vnášený do systému probanda přes chodidlo není charakteristický jednotlivými významnými frekvencemi. Na stabilizaci této modifikace se tak podílí zvýšenou aktivitou široké spektrum svalů a svalových skupin.

Naproti tomu stabilizace modifikace s aquabagem je určitým spojením procesu stabilizace na pevném podloží a labilní plošině.

Lze tedy konstatovat, že místo zavedení rušivého vstupu v procesu stabilizace zvolené postury podstatným způsobem ovlivňuje strategii její stabilizace.

10. 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.

BARTUŇKOVÁ, 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 Engineering. Combining Life Science and Engineering 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 electromyography in 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://fbt.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=document>

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 Ravník.

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., TITTEMEYER, 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 komise UK FTVS

Příloha č.2 – Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 – Seznam obrázků

Příloha č. 4 – Seznam tabulek

Příloha 1 – Vyjádření Etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešleslavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Strategie stabilizace postury při stoje 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, Josef 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 cviků. 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 úraze.

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 očekávaná 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 provedena 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 provedena 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: příložen

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 Martinková, Ph.D.

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 196/2019

dne: 21. 7. 2019

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

Josef 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 biomedicině 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 stožení 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 složít 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 nejpresnější.

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 očekávaná 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 provedena 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 provedena 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 zvážít 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	4
Obrázek 2: Proces stabilizace postury kotníkovou a kyčelní strategií.	6
Obrázek 3: Proces stabilizace postury změnou opory.....	7
Obrázek 4: Výhody strategie stabilizace „change in support“ v porovnání s „fixed support“ strategií	8
Obrázek 5: Schéma procesu řízení a kontroly motoriky 1	9
Obrázek 6: Schéma procesu řízení a kontroly motoriky 2	10
Obrázek 7: Abdominální svaly.....	13
Obrázek 8 Svaly pánevního dna.....	14
Obrázek 9 Hluboké flexory krku.....	15
Obrázek 10: Gluteální svaly	16
Obrázek 11 Musculi Multifidii.....	16
Obrázek 12: Zesilovací přístroj Grass, typ QP511 (Archiv autora).....	17
Obrázek 13: Průběh svalové kontrakce	18
Obrázek 14: Aquabag.....	28
Obrázek 15: Sandbag	29
Obrázek 16 Labilní plocha	29
Obrázek 17: Labilní plocha	29
Obrázek 18: Využití systému Qualisys pro účely diplomové práce	30
Obrázek 19: Využití systému Qualisys pro účely diplomové práce	30
Obrázek 20: Siloměrná deska Kistler.....	31
Obrázek 21: Obrázek lokalizace elektrod pro musculus gluteus medius dle SENIAM. (http://www.seniam.org/)	32
Obrázek 22: Obrázek lokalizace elektrod pro musculii multifidii, dle SENIAM. (http://www.seniam.org/)	33
Obrázek 23: Umístění elektrod na probandovi – musculus Gluteus Medius levé strany.....	34
Obrázek 24: Umístění elektrod na probandovi – mm.Multifidii.....	34
Obrázek 25: Výpad.....	35
Obrázek 26: Provedení výpadu	36
Obrázek 27: Rovnice RMS (http://www.soe.uoguelph.ca/webfiles/mleuniss/Biomechanics/EMG.html)	37
Obrázek 28: Ukázka zpracování dat v systému Origin 2019	38
Obrázek 29: Graf záznamu EMG pro Gluteus Medius pravé strany vytvořený v programu Origin 2019	39
Obrázek 30:záznam měření v programu Bioware se záznamy působení sil na přední i zadní dolní končetinu (archiv autora)	40
Obrázek 31 Rozložení působení sil mezi přední a zadní dolní končetinou. Přední dolní končetina 62 %, zadní dolní končetina 38 %	41
Obrázek 32: Průběh pohybu působení výslednice kontaktní síly v latero-laterálním směru ..	42
Obrázek 33: Průběh pohybu působení výslednice kontaktní síly v předozadním směru	42
Obrázek 34 Průběh výslednice vertikální složky kontaktní síly	42
Obrázek 35: Průběh fáze stabilizace postury na pevném podloží	43

Obrázek 36: Průběh fáze stabilizace postury na labilní ploše	43
Obrázek 37: Průběh fáze stabilizace postury s Aquabagem.....	44
Obrázek 38: Amplitudové frekvenční spektrum pro stabilní podlahu (příklad; proband 1)	52
Obrázek 39: Amplitudové frekvenční spektrum pro labilní plošinu (příklad; proband 1).....	53
Obrázek 40: Amplitudové frekvenční spektrum pro aquabag (příklad; proband 1)	54
Obrázek 41 Průběh došlapu a procesu stabilizace s pomůckou sandbag na labilní plošinu	57

Příloha č. 4 – Seznam tabulek

Tabulka 1: Tabulka hodnot naměřených během pokusu s aquabagem a na labilní plošině vztažené k hodnotám pokusů na pevnou plochu se sandbagem (archiv autora) AB- aquabag, PP-pevné podloží, LP- labilní plocha, NDDK-nedominantní dolní končetina, DDK-dominantní dolní končetina, GM – Gluteus Medius, MAX – maximální kontrakce, Domin - dominantní.....	46
Tabulka 2: Tabulka hodnot naměřených během jednotlivých pokusů vztažených k referenční hodnotě maximální kontrakce daného svalu. (archiv autora) AB- aquabag, PP-pevné podloží, LP- labilní plocha, NDDK-nedominantní dolní končetina, DDK- dominantní dolní končetina, GM – Gluteus Medius, MAX – maximální kontrakce, Domin- dominantní	47
Tabulka 3 Souhrnná tabulka pro sledované hodnoty AB- aquabag, PP-pevné podloží, LP- labilní plocha, NDDK-nedominantní dolní končetina, DDK- dominantní dolní končetina, GM – Gluteus Medius, MAX – maximální kontrakce, Domin - dominantní.....	48
Tabulka 4: Rozložení váhy mezi přední a zadní končetinou.....	49
Tabulka 5: tabulka smodch pro jednotlivá měření, jejich průměr a poměr Aquabagu a Labilní plošiny vůči pevnému podloží.....	50
Tabulka 6: T-test	51
Tabulka 7: Trend mezi probandy v zatížení přední a zadní DK. Pozn.: vyjádřeno v procentech tělesné váhy probanda P2-proband 2, pdk – přední DK, zdk – zadní DK, AB - aquabag, LP- labilní plocha, PP – pevné podloží	58
Tabulka 8: Paradoxní zatížení přední a zadní DK u jednoho probanda v porovnání s trendem u ostatních probandů Pozn.: vyjádřeno v procentech tělesné váhy probanda P3-proband 2, pdk – přední DK, zdk – zadní DK, AB - aquabag, LP- labilní plocha, PP – pevné podloží.....	59