UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

Analýza posturálních reakcí při cvičení se symetrickou zátěží horních končetin odstředivou silou

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:
doc. Ing. Monika Šorfová, Ph.D.

Vypracoval:
Bc. Jaroslav Langer

Praha, 2018

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením doc. Ing. Moniky Šorfové, Ph.D. s použitím literárních a dalších zdrojů, které jsou citovány v práci a jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

V Praze dne 1. 4. 2018 .....

Bc. Jaroslav Langer

Poděkování

Rád bych poděkoval doc. Ing. Monice Šorfové, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a za čas, který mi věnovala při konzultacích k mé práci. Dále děkuji Ing. Petrovi Kubovému z laboratoře BEZ FTVS UK za poskytnutí prostor, techniky, zkušeností a pomoci při měřeních a při zpracování dat.

Abstrakt

Název práce: Analýza posturálních reakcí při cvičení se symetrickou zátěží horních končetin odstředivou silou

Shrnutí: Předmětem této práce je testování účinků cvičební pomůcky – modifikovaného švihadla Marrko na lidské tělo při rozdílných, konkrétně definovaných pohybech. Vybrané cvičení je založeno na podobném principu, jaký využívá ve fyzioterapeutické praxi běžná pomůcka - kmitací tyč. Tento přístup terapie byl zaveden před několika málo lety a pro jeho pozitivní účinky je v praxi oblíben. Při kmitání totiž přechází vibrace do celého těla, což vede k vysokému účinku při posilování svalů posturální stabilizace.

Jedná se o kazuistickou biomechanickou studii, při které byly změřeny vybrané biomechanické veličiny pohybového systému probanda při provádění daného cvičení. Sledovány byly reakce organismu na různé modifikace provedení pohybu. Měření probíhala v laboratoři BEZ UK FTVS. Pro detekci reakčních sil od podložky byly využity měřící desky Kistler, pro analýzu pohybů axiálního systému systém Qualysis a pro detekci svalové aktivity povrchových svalů trupu povrchové EMG Noraxon.

Klíčová slova: Qualisys, EMG, Kistler, posturální reakce

Abstract

Title: Analysis of postural reactions on excercise with symetrical load of upper limbs by centrifugal force

Summary: The aim of this thesis is testing excercise equipment Marrko and its effects on human body. Its based on the similar principle as few of established excersice equipments on the market, that are generating load on body by vibration.

Thesis is based as biomechanical study pursuing specification of postural system reactions on specific excercises. EMG, Qualisys and Kistler systems were used to observe specific parameters in human body kinetics and muscle activity.

Key words: Qualisys, EMG, Kistler, postural reactions

1. Úvod....1
2. Základní teoretická východiska....2
2.1. Postura a posturální stabilizace....2
2.1.1.HSSP....4
2.1.1.1.Abdominální svaly a intra - abdominální tlak....4
2.1.2.Exterocepce a propriocepce v řízení posturální stability....5
2.2. Terapie posturální stability....5
2.3. Mechanismus odporu přes ramenní pletenec....6
3. Použité měřící technologie....8
3.1. Kistlerovy desky....8
3.1.1.Měření pohybu trupu systémem Kistler....8
3.2. Systém analýzy pohybu Qualisys....9
3.2.1.Měření pohybu trupu systémem Qualisys....11
3.3. Elektromyografie....11
3.3.1.Povrchové EMG....11
3.3.1.1.Příprava kůže před aplikací elektrod....12
3.3.1.2.Aplikace elektrod....12
3.3.2.Amplifikace....12
3.3.3.Kvalita signálu a artefakty....13
3.3.4.Analýza dat....13
3.3.5.Měření trupového svalstva pomocí EMG....15
4. Cvičební pomůcka Marrko....17
5. Cíl, úkoly práce a hypotézy....18
5.1. Cíl práce....18
5.2. Úkoly práce....18
5.3. Hypotézy....18
6. Metodologie....19
6.1. Vymezení a omezení práce....19
6.2. Charakteristika práce....19
6.3. Charakteristika souboru....20
6.4. Parametry měření....20
6.5. Zvolené cviky a jejich popis....24
6.6. Průběh měření....27

6.7. Zpracování dat....28
7. Výsledky....33
7.1. Výsledky ze systému Qualisys....33
7.1.1. Natočení spojnice AC kloubů vůči spojnici SIPS....33
7.1.2. Natočení pánve v transversální rovině....36
7.2. Výsledky ze systému Kistler....40
7.2.1. Latero - laterální zatížení dolních končetin....40
7.2.2. Fázování přenosu zátěže....42
7.3. Výsledky ze systému EMG....44
7.3.1. Doba kontrakce nad základní posturální hodnotu....44
7.3.2. Doba kontrakce nad 1/2 MVC....49
7.4. Zhodnocení hypotéz....53
8. Diskuze....55
8.1. Limity práce....58
9. Závěr....61
10. Zdroje....62

Seznam zkratek

abd.	abdominis
C(x)	krční obratel (x)
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu
HSSP	hluboký stabilizační systém páteře
L	levý
L(x)	bederní obratel (x)
m.	musculus
MVC	maximum voluntary contraction (maximální volní kontrakce)
NLK	Národní lékařská knihovna
P	pravý
sEMG	povrchová elektromyografie
SIAS	spina iliaca anterior superior
SIPS	spina iliaca posterior superior
Th(x)	hrudní obratel (x)
UK	Univerzita Karlova

1. Úvod

V dnešních praxi nejen sportovní, ale i rehabilitační, se lze setkat s širokou škálou balančních, protahovacích, posilovacích a dalších pomůcek. Jedním z typů nástrojů určených k posilování tzv. stabilizačního systému jsou pomůcky vyvíjející zátěž na trup přes horní končetiny. Nejčastěji se jedná o pomůcky fungující na principu vibrace (Theraband FlexBar®, Propriomed®), ale dalším možným mechanismem vytváření potřebného odporu je odstředivá síla. Jednou z novinek vyvinutých v ČR pracujících na tomto principu je i cvičební pomůcka k terapii bolestí zad Marrko.

Předmětem této práce je zkoumání účinků cvičení s touto pomůckou na vybranou složku posturální stabilizace. Cílem je zjistit, zda a jakým způsobem se cvičení s pomůckou Marrko projevuje na aktivitě svalů zajišťujících posturální stabilizaci a na základě těchto zjištění odvodit možnosti využití této pomůcky v terapii a ovlivnění bolestí zad.

2. Základní teoretická východiska

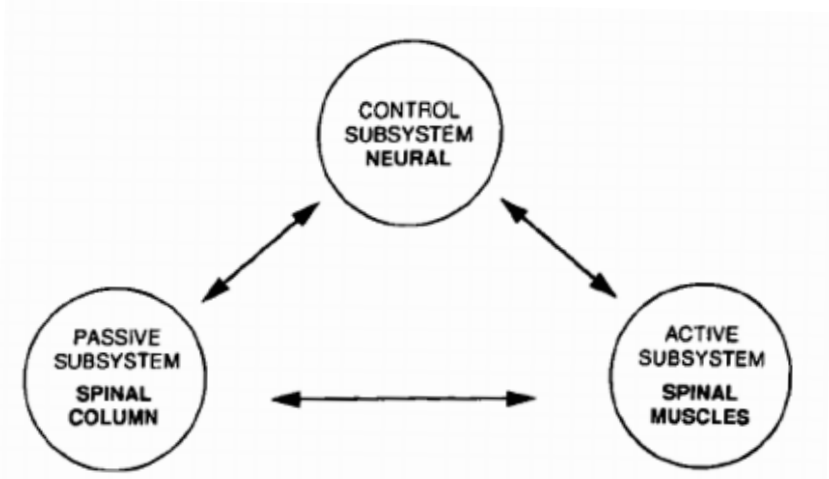
2.1. Postura a posturální stabilizace

Chápání pojmu se mezi jednotlivými autory liší a jeho přesné vymezení je stále předmětem diskuzí. V klinické praxi se však ve většině případů jednotliví autoři shodují na základních funkčních a anatomických složkách tohoto systému.

Kolář (2009) posturu popisuje jako "aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení vnějších sil".

Jakákoliv statická i dynamická pozice těla je provázena posturou. Posturální stabilizace je pak souhrn funkcí jednotlivých funkčních segmentů, který vede k optimalizaci postury v rámci prováděného pohybu.
(Kolář 2009; Véle 2006)

Panjabi (1992) rozdělil posturální stabilizaci na tři dílčí složky (Obr. 1). Pasivní systém, tvořený v pohybovém systému především skeletem, fasciemi a ligamenty, představuje strukturální determinaci pohybového rozsahu a pevnosti systému. Aktivní složka systému, tvořená kontraktilními strukturami (svalovými vlákny), zajišťuje aktivní podporu, pohyb a fyzickou regulaci distribuce zátěže do systému. Poslední je složka nervového řízení, tedy vyhodnocení prorio a exteroceptivních informací, zajištění odpovídající mezisvalové i vnitřně svalové koordinace a v neposlední řadě feedback a feedforward funkcí. (Hoffman & Gabel, 2013; Panjabi 1992a, 1992b)



Obr. 1: Panjabiho model třísložkové stability (Panjabi, 1992a)

V rámci stabilizace segmentu se výše uvedené složky uplatňují v tzv. lokální stabilizaci. Na základě lokální stability je pak možné vytvářet tzv. globální (multisegmentální) stabilitu, která vzniká vzájemnou koordinací jednotlivých lokálních stabilizačních mechanismů. (Hoffman & Gabel, 2013; Liebenson 2007; Panjabi 1992)

Kvalita posturální stabilizace v dané pozici přímo ovlivňuje nejen pozici samotnou, ale i zátěž vyvíjenou na jednotlivé segmenty těla. Excesivní pohyblivost v rámci pohybového segmentu zatěžuje a komprimuje okolní struktury, což může vést k nociceptivnímu dráždění a až k nespecifickému zánětlivému procesu.

Poruchy posturální stabilizace jsou proto výsledkem deficitu v jedné, nebo několika složkách systému posturální stabilizace a z důvodu posturálních poruch pak mohou v pohybovém systému vznikat funkční, ale i strukturální změny. Může být i jednou z kauzalit obvyklé diagnóze klinické praxe - bolestí zad. Osový systém s porušenou stabilizační schopností nedokáže udržet optimální posturální nastavení. Na nestabilní segmenty je vyvíjen zvýšený tlak, což ovlivňuje kvalitu i rozsah pohybu, způsobuje funkční, případně strukturální změny a může tak vyvolávat nociceptivní dráždění.
(Dylevský, 2009b; Neumann, 2009; Norris, 2008; Véle, Čumpelík, & Pavlů, 2001)

Naopak optimálně nastavená postura nejen redukuje celkovou energetickou náročnost, ale především snižuje mechanické zatížení na podpůrných tkáních a zajišťuje jejich odolnost proti zranění nebo progresivní deformitě. Optimalizace posturální stabilizace se proto jeví jako vhodný prostředek k regulaci lokálního přetížení, patologických pohybových stereotypů a dalších, především funkčních deficitů pohybového systému a tím i k redukci nociceptivního dráždění.

I přesto, že se jednotlivé složky posturální stabilizace navzájem ovlivňují, je zřejmé, že terapeutické přístupy zaměřené na jednotlivé části posturální stabilizace se výrazně liší. V rámci diagnostiky patologie posturální stabilizace je nutné odlišit, která se složek systému vykazuje nejvýraznější deficit, a terapeutický zásah pak zaměřit na tuto insuficienci.
(Haugen, Haugvad, Røstad, Lockie, & Sæterbakken, 2016; Kolář & Lewit, 2005; Lorås, Østerås, Torstensen, & Østerås, 2015; Véle, Čumpelík, & Pavlů, 2001)

2.1.1.HSSP

Pojem hluboký stabilizační systém trupu (HSSP) tak, jak je v dnešní klinické praxi nejčastěji chápán, je tvořen hlubokými flexory krku, hlubokým svalstvem zádovým, břišním svalstvem, svalstvem pánevního dna a bránicí. V globální posturální stabilizaci proto tvoří klíčovou složku pro funkci osového systému. Nejčastěji lze deficit nalézt ve funkci svalstva abdominálního, a to především v kvalitě mezisvalové koordinace a vytrvalosti samotných samotných svalů. (Kolář, 2009; Selkow, Eck, & Rivas, 2017)

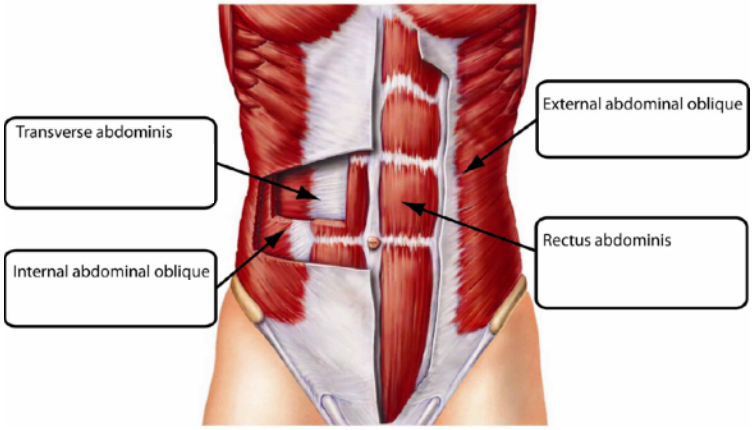
2.1.1.1.Abdominální svaly a intra - abdominální tlak

Svaly břišní stěny představují aktivní složku spojující hrudník s pánevním pletencem a páteří. Skládají se z bilaterálně uložených svalů: m. rectus abdominis, m. obliquus externus, m. obliquus internus abdominis a m. tranversus abdominis. (Obr. 2)

M. rectus abdominis se podílí na vytváření břišního lisu, při fixaci hrudníku sklápí pánev do retroverze a při fixaci pánve provádí flexi trupu. V rámci dechového stereotypu představuje pomocný expirační sval.

M. obliquus externus abd. působí při bilaterální aktivaci jako synergista m. rectu abd., při jednostranné aktivaci pak způsobuje lateroflexi na stranu aktivace a kontralaterální rotaci. Dále se podílí na vytváření břišního lisu.

M. obliquus internus abd. má stejnou funkci jako m. obliquus externus abd., pouze jeho rotační složka působí na stranu aktivace.



Obr. 2: Abdominální svaly

(http://banhus.co.uk/abdominal-muscles-physio-focus/)

M. tranversus abd. tvoří součást břišního lisu. Reguluje napětí břišní stěny, vytváří tlak zvenku na vnitřní orgány a reguluje napětí břišní stěny v tříselní oblasti.

(Čihák, 2011; Dylevský, 2009a)

Z výše uvedeného je zřejmé, že jednou z významných funkcí abdominálního svalstva je tvorba a udržování břišního lisu. Z funkčního hlediska břišní lis především zvyšuje hladinu intra - abdominálního tlaku. Hodges et al. (2005) prokázali ve své studii, že právě zvýšení intra - abdominálního tlaku má pozitivní efekt na stabilitu bederní páteře. Je proto možné usuzovat, že zlepšením funkce abdominálního svalstva lze dosáhnout kvalitnější posturální stabilizace a tím i kompenzace případných deficitů v této oblasti pohybového systému.

2.1.2.Exterocepce a propriocepce v řízení posturální stability

Pro zajištění dostatečné aktivity a tím i optimální funkce posturální stabilizace je v neposlední řadě klíčový i dostatek informací z extero a proprioceptorů. Při deficitu na jedné z těchto dostředných drah, a to na jakékoliv její kvalitě (impuls - receptor - dostředivá dráha - podkorové a korové zpracování - interpretace), je výsledkem neadekvátní (nejčastěji nedostatečná, případně nekoordinovaná) aktivita posturálně stabilizačních svalů. Naopak optimální aference výrazným způsobem facilituje optimální funkci posturální stabilizace.

Kvalita aference je dána mimo jiné strukturálními předpoklady, díky neuroplasticitě je však její výrazná část ovlivnitelná, a to i systematickým tréninkem. Tohoto mechanismu využívají některé terapeutické koncepty založené na neurofyziologickém podkladě (Vojtova reflexní lokomoce, DNS). Některé z nich pak pracují i s odporem vyvíjeným na horní končetiny (Propriomed®).

(Daroff, Fenichel, Jankovic, & Mazziotta, 2012; Frank, Kobešová, & Kolář, 2013; Kittnar et al., 2011; Page, 2006; Rašev, 1995; Vařeka, 2002a, 2002b)

2.2. Terapie posturální stability

K terapii deficitů v systému posturální stabilizace je v dnešní době používaná celá řada přístupů. Většinou se jedná o metody na neurofyziologickém podkladě. Využívají

tzv. plasticity nervového systému, stimulují ho a podněcují k adaptaci na vytvářenou zátěž. Jedná se tedy o takové postupy, ve kterých není cílem jen samotné posílení svalů, ale i ovlivnění aferentních a řídících funkcí posturálního systému a jejich integrace do přirozené motoriky jedince. (Andrews, Harellson, & Wilk, 2012; Dylevský, 2001; Haladová, 1997; Lopes et al., 2017)

V klinické praxi patří mezi nejčastěji využívané metody používané k terapii posturální stabilizace Dynamická neuromuskulární stabilizace (DNS), Vojtova reflexní lokomoce, Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF), nebo například metoda dle Jarmily Čápové.

Všechny zmíněné metody vycházejí z poznatků vývojové kineziologie. Diagnostiku zakládají na vyhledání insuficiencí odpovídajících konkrétní ontogenetické fázi vývoje motoriky a terapii pak na příslušném pohybovém vzorci a na principu využití geneticky predeterminovaných motorických modelů a funkčních svalových řetězců.
(Čápová, 2008; Holubářová & Pavlů, 2011; Kolář, 2009; Vojta & Peters, 2010)

2.3. Mechanismus odporu přes ramenní pletenec

Princip cvičení s odporem síly vyvíjené na horní končetinu je v rehabilitaci používaný zejména k terapii horní končetiny, ramenního pletence a také k aktivaci a posílení svalů posturální stabilizace a v některých případech i k diagnostice pohybového systému a jeho stabilizačních funkcí. Tyto pomůcky obvykle pracují s přenosem vibrací vytvářených cvičební pomůckou na horní končetinu a ramenní pletenec. Při správném provedení cviku pak dochází k aktivaci posturální stabilizace v důsledku snahy o minimalizaci pohybu trupu vůči zemi a ramenního pletence vůči trupu. (Rašev, 2011)

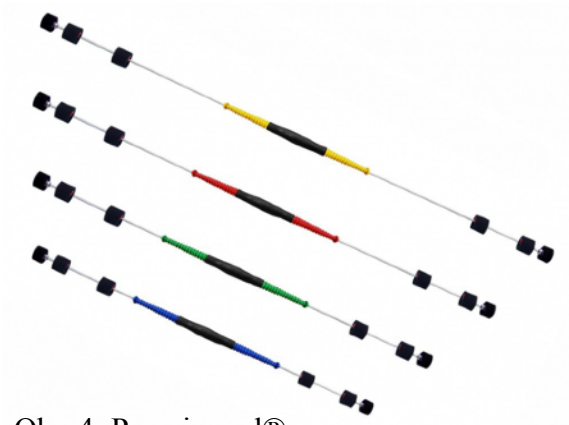
Jednou z nejvíce zastoupených pomůcek v klinické praxi je Theraband FlexBar® (Obr. 3). Byla provedena řada studií, které prokazují benefity spojené se cvičením s touto pomůckou jak pro celkovou energetickou efektivitu posturálního systému (Dippert, Moeller, Stengel, & Kemmler, 2010), tak pro samotnou aktivizaci

stabilizačních svalů trupu, a to i v komparaci s jinými metodami cvičení. (Chung, Park, Kim, & Park, 2015; Mileva, Kadr, Amin, & Bowtell, 2010)

Další pomůckou na stejné bázi používanou především v České Republice a v Německu je Propriomed® (Obr. 4). Tato kmitací tyč je v klinické praxi použitelná nejen pro terapii, ale i pro diagnostiku systému posturální stabilizace. Na základě sledování reakcí těla při cvičení s tyčí lze odvozovat nejen celkovou kvalitu provedení stabilizace, ale i samotné oblasti nejvýraznějších deficitů. Pomocí jednoduché korekce cviku pak lze v podstatě ihned vytvořit terapii těchto deficitů. Další výhodou popisovanou výrobci této tyče je možnost nastavení odporu pomocí závaží na koncích tyče. (Rašev, 2011)

Obr. 3: Theraband Flexbar®

(http://www.theraband.com/theraband-flexbar-resistance-bar.html)



Obr. 4: Propriomed®

(http://www.resi.cz/cs/shop/rehabilitacni-potreby/koordinace-pohybu/propriomed/detail/5077.190/delka-190-cm/)

Oba výše zmíněné systémy pracují s frekvencí kmitání, s tuhostí a s váhou pomůcky jako s hlavními regulačními prvky zátěže při cvičení. Mají volitelné parametry (tvrdost, nastavení, délka) k indikaci optimální zátěže vzhledem k cílům cvičení a schopnostem pacienta. Díky těmto vlastnostem je možné indikovat cvičení u relativně širokého spektra jedinců s různými pohybovými deficity a obtížemi.

3. Použité měřící technologie

3.1. Kistlerovy desky

Desky Kistler představují v klinické praxi často používanou metodu měření reakčních sil, především díky jejich relativně snadné obsluze a vysoké přesnosti. Pracují na podkladě piezoelektrických senzorů, které zaznamenávají na desky působící síly. Při využití více desek najednou jsou tyto zabudovány v podlaze laboratoře a každá obsahuje vlastní sadu čtyř snímačů, pracují tedy nezávisle na sobě. Nastavení desek i zpracování dat probíhá v softwaru Bioware, ve kterém jsou data ze všech čtyř snímačů převedena do záznamu reakčních sil na celé podložce. Výsledkem měření je záznam rozložení reakčních sil od podložky, a tedy i distribuce tíhových sil v trojrozměrném systému os X, Y, Z v průběhu času.

Před vlastním měřením je nutné desky kalibrovat. Snímače jsou umístěny tak, že reálně snímaná reakční síla je mezi samotnou deskou a rámem, ve kterém je zasazena, při kalibraci je tedy nastaveno výchozí "nulové" zatížení pomocí odečtení váhy samotných desek a případných předmětů na nich.

Díky uvedeným vlastnostem je možné z naměřených dat při vhodném testovém nastavení v testování pohybu lidského těla odvozovat změny polohy těla a zatížení jednotlivých končetin.
(Rogind, Simonsen, Era, & Bliddal, 2003; Santos, Delisle, Larivière, Plamondon, & Imbeau, 2008)

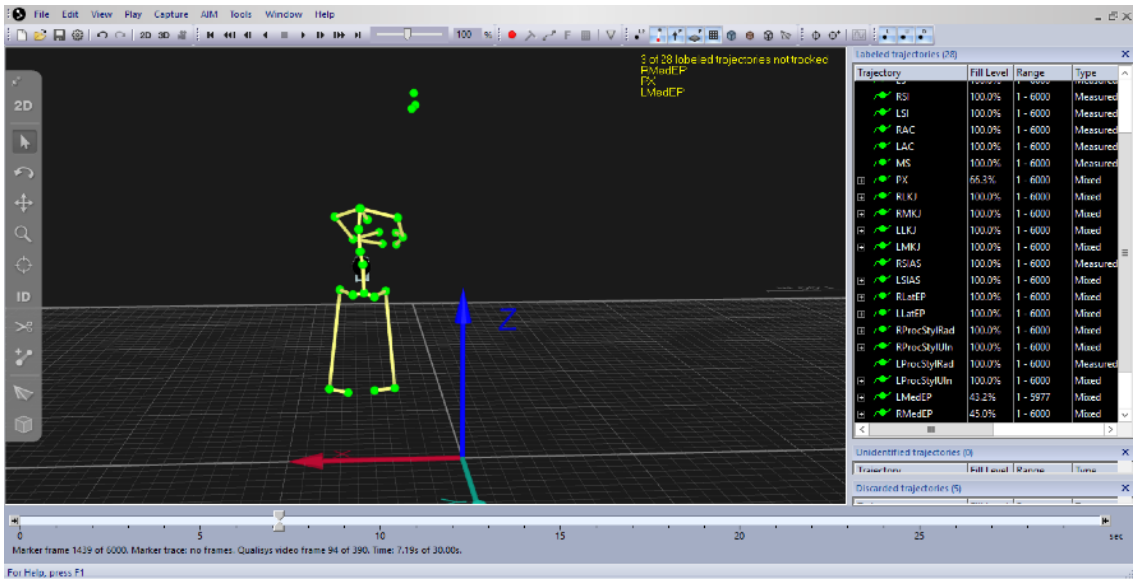
3.1.1. Měření pohybu trupu systémem Kistler

Vzhledem k principu Kistlerových desek je jeho využití v analýze pohybu trupu pouze nepřímé. Z naměřených dat lze na základě biomechanických a kinematických předpokladů odvozovat chování těla odpovídající naměřeným reakčním silám v jednotlivých osách, pro jednoznačnou analýzu pohybového chování je však obvykle potřeba systém Kistler doplnit některou další metodou pohybové analýzy, neboť stejná poloha tohoto působiště může příslušet nekonečně mnoha variantám reálného uspořádání segmentů těla. Při odečítání referenčních hodnot pro dané jedince je také nutné vzít v úvahu fyziologickou latero - laterální odchylku udávanou na 10% rozdílu zatížení jednotlivých dolních končetin. (Soumar, 2011; Véle, 2006)

3.2. Systém analýzy pohybu Qualisys

Systém Qualisys pracuje na podkladě vysokofrekvenčních infračervených kamer, které jsou rozmístěné tak, aby snímaly v co možná nejvyšší míře prostor experimentu. Z výsledného záznamu lze pomocí toho programu odečítat polohu jednotlivých bodů v prostoru, jejich kinematiku (rychlost pohybu a zrychlení), následně analyzovat vzájemnou polohu jednotlivých bodů v čase a u cyklických pohybů pak odečítat například jejich amplitudu.

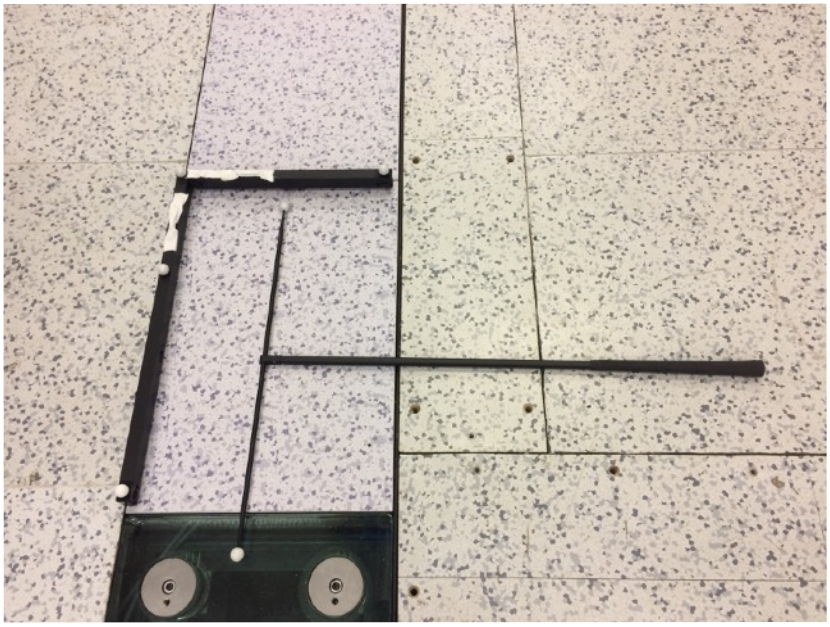
Využívá markerů odrážejících infračervené světlo umístěných na testovaný subjekt, pomocí kterých je následně vytvořen třídimenzionální záznam. Zpracování tohoto záznamu, stejně jako nastavení parametrů snímkování, probíhá v softwaru Qualisys Track Manager. (Obr. 5)



Obr. 5 - Qualisys Track Manager - záznam cvičení (Archiv autora)

Před samotným měřením je potřeba provést kalibraci systému pro měřený prostor. Během tohoto procesu jsou v systému vytvořeny souřadnice v konkrétním měřítku vzhledem k reálným vzdálenostem. Z tohoto měřítka je následně možno dopočítat reálné vzdálenosti, úhly a další parametry testovaného subjektu a jeho pohybu. Samotná kalibrace je prováděna pomocí speciální pomůcky s markery umístěnými v přesně

definovaných úhlech a vzdálenostech. (Obr. 6) („Qualisys Track Manager - User Manual", 2011)



Obr. 6: Kalibrovací pomůcka pro systém Qualisys (Archiv autora)

Pro optimální výsledky měření je nutné rozmístit kamery tak, aby snímaly testovaný subjekt pokud možno ze všech úhlů, a to i v případě, kdy je subjekt v pohybu. Pro určení polohy bodu v daném čase je zároveň potřeba, aby byl daný bod "viditelný" minimálně pro dvě kamery současně. Následně systém pomocí principu triangulace vypočítává polohu bodu v prostoru. Může tak docházet k chybám vzniklým přikrytím markeru pro kamery tak, že systém již nedokáže určit jeho polohu. Po samotném měření je proto potřeba provést "dopočítání" trajektorií jednotlivých bodů. Doplnění dat je prováděno v softwaru Qualisys principem dopočítávání chybějících souřadnic od poslední měřené pozice do další čitelné manuálně dohledané pozice daného bodu. Pro zjednodušení tohoto korekčního procesu je možné v programu vytvářet modely, podle kterých se data s podobným charakterem v nových měření dopočítávají sama.

Zároveň může docházet kvůli náhodnému křížení výsledků triangulace ke vzniku "falešných" bodů, které se pak objevují v záznamu. Tyto body je obvykle potřeba manuálně vybrat a odstranit. Vznik takových bodů lze minimalizovat především pečlivým výběrem snímacích úhlů vzhledem k prováděnému měření.

V neposlední řadě je potřeba synchronizovat mezi sebou kamery a jejich snímací frekvence.
(Godwin, Agnew, & Stevenson, 2009; „Qualisys Track Manager - User Manual", 2011)

3.2.1. Měření pohybu trupu systémem Qualisys

Při analýze pohybu trupu je nutné vzít v úvahu rostoucí nároky na technickou přípravu systému dané relativně špatnou "viditelností" markerů, neboť anatomicky větší rozměry trupu mohou při pohybu představovat překážku v optické dráze kamer. Vhodným umístěním markerů a optimálním rozmístěním kamer lze pomocí systému Qualisys zaznamenávat i pohyby trupu s vysokou přesností.
(Kim & Nussbaum, 2013; H Mecheri, Robert-Lachaine, Larue, & Plamondon, b.r.; Hakim Mecheri, Robert-Lachaine, Larue, & Plamondon, 2016; Robert-Lachaine, Mecheri, Larue, & Plamondon, 2017)

3.3. Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je laboratorní metoda měření svalové aktivity. Pomocí elektrod jsou snímány změny elektrického potenciálu šířeného svalovými vlákny a dle velikosti těchto změn lze kvantifikovat jejich aktivitu. V klinické praxi se užívá povrchové nebo invazivní jehlové elektromyografie. V praxi se výsledky z měření jehlovým EMG ukazují jako přesnější vzhledem k umístění elektrod přímo do měřeného svalu, čímž lze výrazně omezit snímání aktivity okolních svalů. Dále je pomocí jehlového EMG možné měřit i aktivitu hluboko uložených svalů. Při správné aplikaci elektrod však nevykazuje povrchové EMG v měření aktivity povrchovějších svalů výrazně nižší validitu. (Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011)

Vzhledem k etickým aspektům praktické části tohoto výzkumu bylo využito povrchového EMG a bude dále zmíněna pouze tato metoda.

3.3.1. Povrchové EMG

Povrchová elektromyografie (sEMG) snímá změny potenciálu pomocí plošných elektrod umístěných na kůži, zpravidla nad svalovým bříškem. V klinické praxi se nejčastěji využívá tzv. bipolárních svodů, které oproti jednotlivým svodům částečně

eliminují artefakty při měření vzniklé snímáním elektrického potenciálu vytvářeného okolními svaly. (Kasman & Wolf, 2002.; Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011)

3.3.1.1.Příprava kůže před aplikací elektrod

K optimalizaci kvality EMG měření je potřeba zajistit vedle správného umístění elektrod i vhodnou přípravu kůže před jejich aplikací, především z důvodu dobré přilnavosti elektrod a za účelem snížení odporu kůže. V praxi se užívá především kombinace odmaštění a mechanického otěru kůže, tedy obvykle čistič na bázi alkoholu v kombinaci s textilním ručníkem.

Začervenání kůže bezprostředně po čištění je považováno za známku její správné přípravy před měřením.
(Kasman & Wolf, 2002.; Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011)

3.3.1.2.Aplikace elektrod

Dvě elektrody se aplikují paralelně nad svalová vlákna testovaného svalu optimálně v takovém místě, kde je průběh svalového bříška nejblíže povrchu těla a zároveň se nekříží se svalovými vlákny jiného svalu. Vzdálenost elektrod se standardně pohybuje kolem 2 cm. Dále se umísťuje třetí "referenční" elektroda do místa s co nejnižší aktivitou vzhledem k měřenému svalu.

Doporučuje se, aby elektrody byly aplikovány samostatně, aniž by byly přelepovány jakýmikoliv prostředky k jejich zajištění na kůži, a to za účelem zajištění co možná nejkonstantnějšího tlaku v kontaktu elektrody s kůží. Externí tlak na elektrodu případnou páskou přelepenou přes elektrodu může v průběhu záznamu způsobit artefakty v měření (viz. kapitola 3.3.3. Kvalita signálu a artefakty).

Nakonec je třeba zajistit přívodní kabely k zamezení tahu za elektrody.
(Kasman & Wolf, 2002; Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011)

3.3.2.Amplifikace

Nezesílený EMG signál nabývá obvykle při měření povrchovými elektrodami hodnot mezi 2 a 3 milivolty. V takto nízkém signálu je problematické odlišení artefaktů

vzniklých v průběhu měření. Signál se proto obvykle zesiluje, a to nejčastěji hodnotami 500 - 1000 (Obr. 7). (Konrad, 2006)

Obr. 7: EMG zesilovač Noraxon (Archiv autora)

3.3.3.Kvalita signálu a artefakty

V průběhu vzniku a zpracování signálu dochází ve větší či menší míře ke vzniku artefaktů. Tyto artefakty vznikají primárně elektrickým odporem kůže, relativním posunem elektrody vůči svalovému bříšku při posunu tkání a při měření na trupu i impulsy ze srdeční frekvence (ECG). Dále vzniká šum z výkyvů napětí elektrického zdroje.

Výskyt artefaktů roste mimo výše zmíněných situací i se zvyšující se náročností testování, tedy s rostoucí dynamikou, amplitudou a fyzickou náročností pohybu prováděného při měření a s prodlužující se délkou měření. Jejich vzniku nelze zabránit, pouze lze jejich výskyt omezit.
(Kasman & Wolf, 2002; Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011)

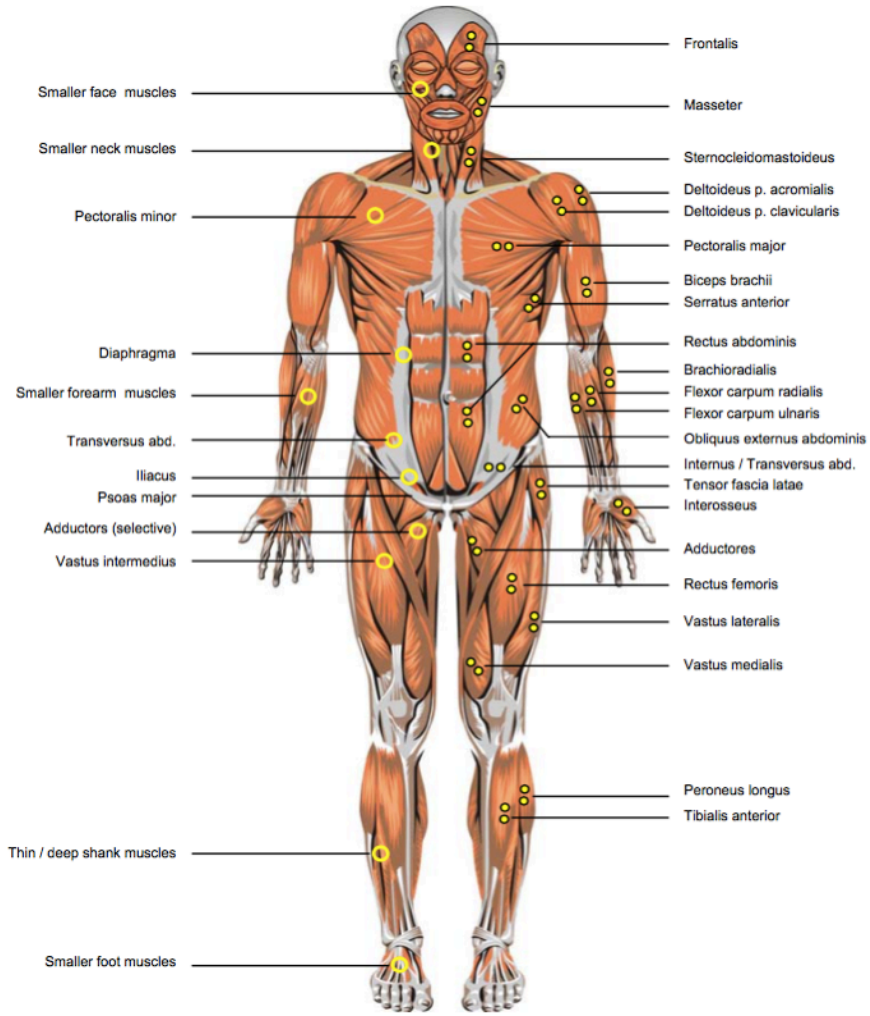
3.3.4.Analýza dat

Hrubá naměřená data je třeba následně upravit tak, aby bylo možné odečítat skutečné hodnoty elektrického potenciálu. Nejprve je provedena tzv. rektifikace naměřených dat. Při tomto procesu se všechny záporné hodnoty překlápějí do absolutních, což usnadňuje

práci s výslednou křivkou EMG, neboť výchozí výchozí hodnota je tímto procesem definována jako nula. Následně se data pomocí principu klouzavého průměru "vyhlazují", neboť nativní data EMG mají charakteristický průběh složený z "peaks", které značně znesnadňují jakékoliv přímé průměrování hodnot v čase.

V případě potřeby lze v programu k vyhodnocování EMG užít filtry k úpravě naměřených dat, například k odfiltrování artefaktů v měření. Primárně se užívá tzv. DC filtrů k redukci šumu vzniklého z elektrického zdroje. Tento šum se projevuje posunutím výchozí hodnoty v naměřených datech na určitou průměrnou hladinu měřeného napětí. V případě nepoužití tohoto filtru je nutné s tímto artefaktem počítat ve vyhodnocování naměřených dat, neboť by mohlo dojít k záměně šumu ze zdroje s kontraktilní aktivitou měřeného svalu.

(Kasman & Wolf, 2002; Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011)



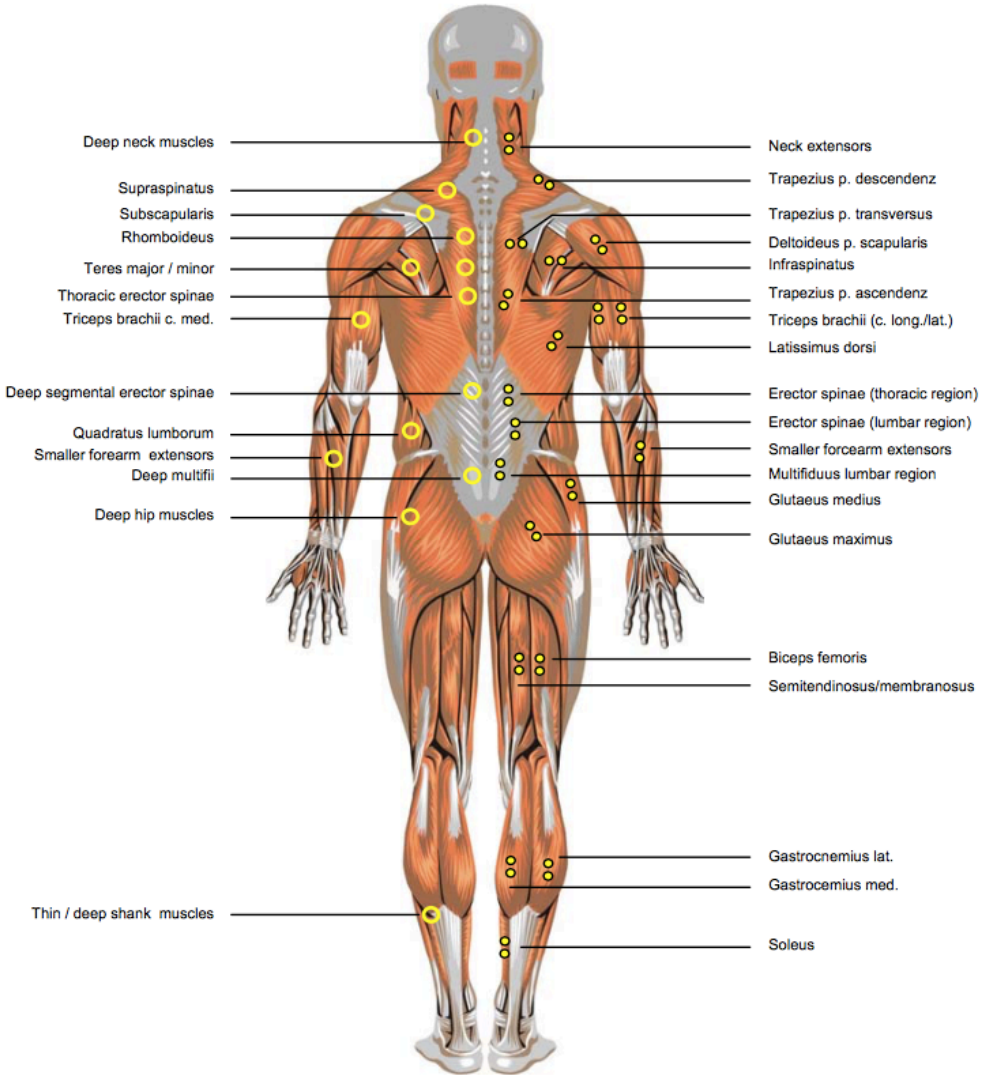
Obr. 8: Doporučené lokalizace EMG elektrod; ventrálně (Konrad, 2006)

Pomocí spočítaného průběhu potenciálů a naměřené amplitudy lze následně stanovit momenty aktivace ("on-off"), případně i míru aktivace motorických jednotek pod měřenou oblastí.

3.3.5.Měření trupového svalstva pomocí EMG

Z výše uvedeného je zřejmé, že měření EMG pomocí povrchových elektrod je na některých oblastech těla relativně obtížné, především z důvodu horší "přístupnosti" svalového bříška. Jedním z těchto případů je i oblast břišních svalů a svalů bederní oblasti.

V případě břišních svalů se elektrody umísťují na rectus abdominis v oblasti umbilicu, případně v proximální 1/3 svalu (pro měření aktivity jeho proximální části),



Obr. 9: Doporučené lokalizace EMG elektrod; dorsálně (Konrad, 2006)

pro obliquus externus se umísťují thruba do roviny medioklavikulární čáry ve výšce podžebří a pro obliquus internus do oblasti mezi anteriorní spinou iliacou a umbilicem (Obr. 8).

V případě zádových svalů bederní oblasti se elektrody umísťují na bříško erektoru spinae, pro mm. multifidy pak do oblasti mezi bříškem erektoru a processi spinosi (Obr. 9).

Vzhledem ke vzájemnému anatomickému umístění svalů této oblasti je prakticky nemožné změřit izolovanou práci jednotlivých svalů, obzvláště při použití sEMG. Při dodržení správného rozmístění elektrod je však možné příslušnou hodnotu interpretovat jako "převažující aktivitu měřeného svalu".
(Kasman & Wolf, 2002; Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011)

4. Cvičební pomůcka Marrko

Pomůcka Marrko je na českém i světovém trhu od roku 2016. Jejím autorem je Martin Kofroň. Pomůcka je určena k terapii bolestí zad a k posilování stabilizačního systému trupu, především ve smyslu kompenzace jednostranné zátěže.

Skládá se z držadla připomínajícího grip tenisové rakety a ložiska v konečné části tohoto držadla. Do ložiska je upevněno statické lano o délce 65 cm a na konci tohoto lana je navázána hlavice, která plní funkci závaží (Obr. 10). Váha této hlavice je 275 gramů, váha celé cvičební pomůcky pak 300 gramů. Je vyráběna z plastu odléváním do formy vytvořené 3D tiskárnou.

V současnou chvíli (Březen 2018) je prodávána pouze autorem pomůcky.

Samotné cvičení je založeno na teorii, že roztočením hlavice definovaným způsobem vzniká odstředivá síla, která se přenáší na horní končetiny cvičícího a vytváří tak destabilizaci posturálního systému. Při správném provádění cviků je snahou cvičence minimalizovat pohyb pánve vůči zemi a provádět pohyb pouze pomocí rotace ramen a zápěstních kloubů. Při kompenzaci sil vyvíjených na horní končetiny se pak zapojují svaly celého těla s důrazem na stabilizační systém trupu.

Obr. 10: Cvičební pomůčka Marrko (Archiv autora)

5. Cíl, úkoly práce a hypotézy

5.1. Cíl práce

Cílem této práce je analyzovat pohyb a aktivitu vybraných svalů trupu při cvičení s pomůckou Marrko dle vybraných cviků. Pochopení a popis reakce těla a stabilizačního systému na cvičení by mohly přispět k přesnějšímu vymezení indikací této pomůcky a k jejímu vhodnému zařazení v systému rehabilitace.

5.2. Úkoly práce

- zpracovat teoretické podklady k dané problematice z literatury
- zajistit dostatečný počet probandů k měření
- provést měření
- zpracovat nasbíraná data
- vyhodnotit data
- vytvořit kineziologickou úvahu na základě nasbíraných dat
- ověřit hypotézy a stanovit závěr

5.3. Hypotézy

H01: Při cvičení s pomůckou Marrko budou břišní svaly a mm. multifidy aktivovány nad 1/2 MVC alespoň 25% času cvičení.

H02: Při cvičení s pomůckou Marrko se bude reakční síla od podložky symetricky přesouvat z levé končetiny na pravou a zpět.

H03: Při cvičení s pomůckou Marrko se nebudou úhlové výchylky pánve vůči zemi mezi probandy výrazně lišit.

6. Metodologie

Experiment byl koncipován jako kazuistická biomechanická studie, při které byly změřeny vybrané biomechanické veličiny pohybového systému probandů při provádění daného cvičení se cvičební pomůckou Marrko.

6.1. Vymezení a omezení práce

Teoretická část práce byla zpracována na základě monografií, odborných článků a studií v českém a anglickém jazyce. Sběr dat pro praktickou část proběhl v Praze v laboratoři BEZ FTVS UK od Listopadu 2017 do Března 2018. Dále byl vymezen výzkumný soubor (viz. 6.3. Charakteristika souboru).

6.2. Charakteristika práce

Diplomová práce byla zpracována pod vedením doc. Ing. Moniky Šorfové, Ph.D. Byla rozdělena na teoretickou a praktickou část.

V rámci teoretické části byly zpracovány základní teoretické podklady k porozumění problematice posturální stability a její terapie a základům práce s měřícími systémy použitými v praktické části práce. Jako informační zdroje byly použity jak monografie, tak články a odborné studie v českém nebo anglickém jazyce, a to jak v tištěné formě (z archivů NLK UK a FTVS UK), tak v elektronické formě (především databáze PubMed a EBSCO). Obrázky použité v této práci byly čerpány z monografií a z internetu, případně se jedná o fotografie pořízené se souhlasem probandů při měření. Veškeré zdroje použité v této práci jsou uvedeny v kapitole "9. Zdroje" a všechny jsou citovány dle citační normy APA 6th edition.

Praktická část práce byla zpracována formou experimentu - kinematické analýzy cvičení vybraných cviků s cvičební pomůckou Marrko. Bylo provedeno měření pomocí systému Qualisys, Kistler a EMG a bylo provedeno základní zhodnocení výsledků pro každý systém. Následně byla na základě naměřených dat vypracována kineziologická úvaha týkající se efektu cvičení na posturální systém. Experiment získal souhlasné stanovisko etické komise UK FTVS pod jednacím číslem 187. (Příloha 1)

6.3. Charakteristika souboru

Do studie bylo pro účely této práce zahrnuto 8 probandů ve věku od 23ti do 40ti let. Probandi byli osloveni na půdě FTVS, až na jeden případ se jednalo o studenty fakulty. Všichni se měření zúčastnili dobrovolně, za jejich participaci neobdrželi žádnou hmotnou odměnu. Před vlastním měřením byli seznámeni s průběhem měření, zpracováním citlivých dat a každý podepsal informovaný souhlas (viz. Příloha 2).

Jednalo se pouze o zdravé jedince, z toho 4 ženy a 4 muži. Probandi zařazení do výzkumu dále splňovali tyto podmínky:

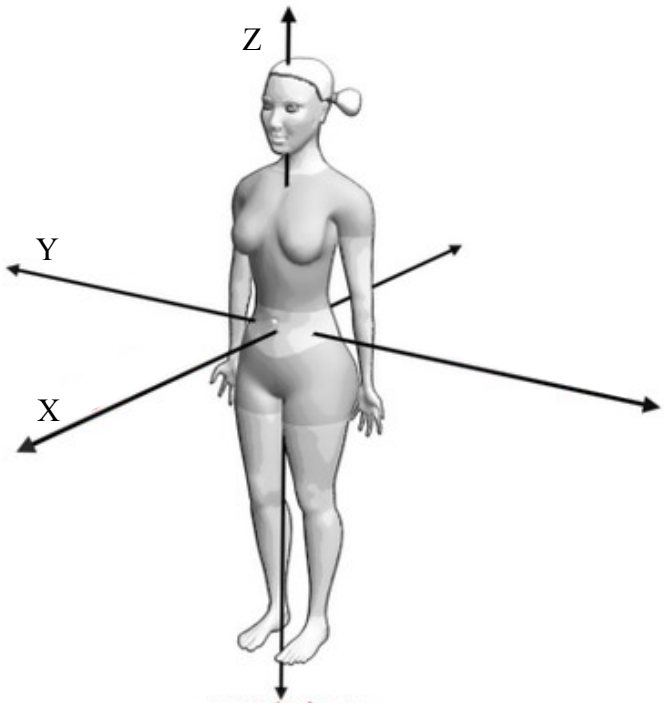
- věk vyšší 18ti let
- nejednalo se o jedince s jakkoliv omezenou pohyblivostí
- bez akutních a/nebo chronických interních onemocnění
- bez akutních a/nebo chronických bolestí jakéhokoliv typu
- rekreační sportovci, ne sportovci na profesionální úrovni

Výše uvedené údaje byly od probandů zjištěny pomocí ústního pohovoru. Celkem bylo osloveno 12 probandů, z nichž byl pomocí uvedených kritérií a v závislosti na časových možnostech probandů a laboratoře vybrán testovací soubor původně devíti jedinců. Po samotném měření byla data z měření jednoho probanda na základě doplňujících informací o jeho zdravotním stavu vyřazena z dalšího průběhu výzkumu.

6.4. Parametry měření

Veškerá měření byla prováděna v laboratoři BEZ FTVS UK. Vždy byl přítomen minimálně jeden absolvent Bc. oboru fyzioterapie a vždy minimálně jeden technik laboratoře BEZ. Měření probíhala ve čtyřech dnech. První testovací den bylo provedeno jedno měření, především za účelem vyzkoušení měřící techniky a optimálních postupů při testování. V průběhu následujících měření byli změřeni vždy dva probandi.

K testování rozložení reakčních sil v průběhu cvičení a změn zatížení končetin byly použity dvě dynamometrické desky Kistler. Jako výchozí pozice testovaných osob byl zvolen stoj s umístěním vždy jedné dolní končetiny na jedné desce tak,



Obr. 11: Nákres osového systému

(https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/orientace_na_tele.html)

aby z výsledných hodnot zatížení jednotlivých desek a poměru mezi nimi šlo odvozovat přenášení síly z jedná z jedné dolní končetiny na druhou.

Osový systém desek byl nastaven s osou X v sagitální rovině vzpřímeně a klidně stojících testovaných subjektů, osa Y ve frontální rovině subjektů a osa Z kolmo ke zbylým dvěma osám (Obr. 11). Veškerá obsluha desek, samotné měření i export dat byly provedeny v programu Bioware. Snímací frekvence desek byla nastavena na hodnotu 200 Hz, doba měření na 30 sekund. Před každým měřením byla provedena kalibrace desek bez stojícího subjektu.

Optická analýza pohybu byla provedena pomocí kamerového sytému Qualisys. Bylo využito šestnácti kamer snímajících markery odrážející infračervené světlo, které byly umístěné vždy na stejných anatomicky a palpačně definovatelných strukturách těla testovaných subjektů za účelem objektivní komparace výsledků měření mezi jednotlivými probandy. Mimo těchto kamer byly v systému zapojené i kamery pořizující černobílý záznam reálného pohybu subjektu. Kamerový systém byl vždy před prvním měřením daný den rozmístěn, zapojen a kalibrován pracovníkem laboratoře BEZ FTVS proškoleným v obsluze a vyhodnocování systému Qualisys.

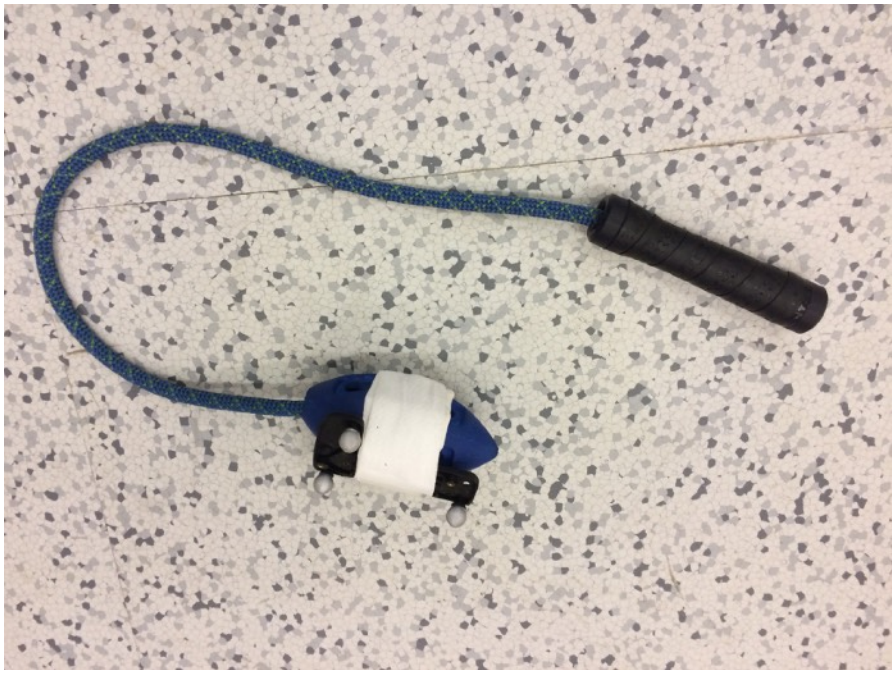
Následně bylo provedeno jedno zkušební měření za účelem ověření správné funkčnosti systému.

Markery byly nalepeny oboustrannou lepící páskou na kůži nad následujícími strukturami (Obr. 12):

- processus spisosus C7, Th4, Th8, Th12, L5
- laterální vrchol akromionu
- laterální i mediální epikondyly humeru
- oba processi styloidei ulnae
- oba proc. styloidei radii
- manubrium sterni
- obě SIPS
- obě SIAS
- laterální i mediální kondyly femurů.

Obr. 12 - Příklad umístění markerů
(Archiv autora)

Lepení těchto markerů probíhalo v postavení tzv. anatomické polohy za účelem zajištění co nejjednotnějšího rozmístění markerů napříč vzorkem probandů, neboť se díky aplikaci na kůži zvyšuje pravděpodobnost posunu markeru z kostěných struktur. Za účelem případné kontroly fázování pohybu a kvůli možnosti dopočítání sil působících pomocí cvičební pomůcky byl cluster se třemi markery umístěn i na konečné části cvičební pomůcky Marrko. (Obr. 13)



Obr. 13 : Cvičební pomůcka Marrko s připevněným clusterem (Archiv autora)

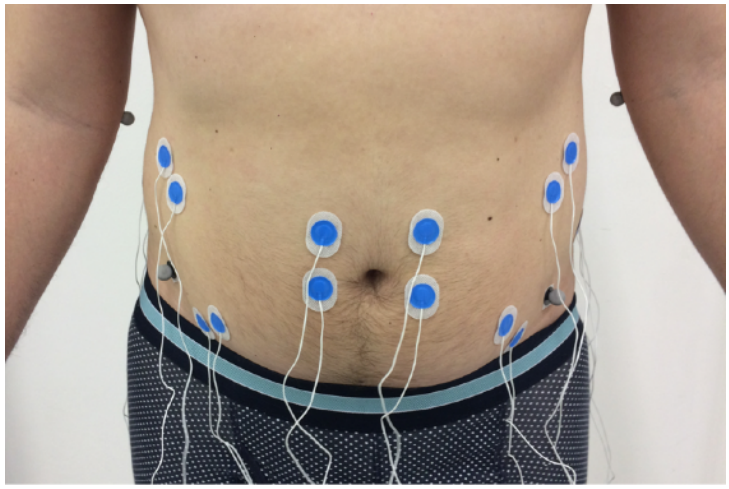
Systém qualisys byl zapojen v synchronizaci se systémem Kistler. Snímací frekvence byla nastavena na 200 Hz, doba měření na 30 sekund.

K měření svalové aktivity bylo využito EMG přístroje Noraxon. Bylo zvoleno snímání pomocí bipolárních svodů povrchových elektrod a vzhledem k povaze cvičení a k cílům výzkumu byly tyto umístěny nad břišní a zádové svaly, a to:

- m. rectus abdominis
- m. obliqus externus
- m. obliqus internus
- m. multifidus

Lokalizace elektrod byly zvoleny v souladu s doporučeními v příslušné literatuře. (Obr. 14, 15)

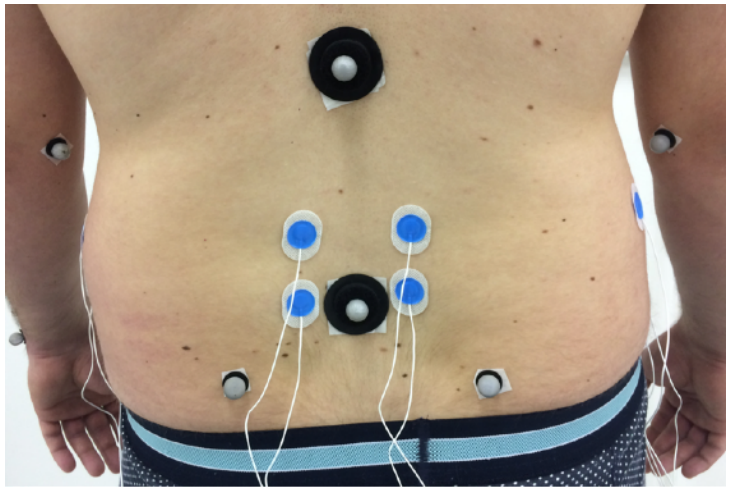
Elektrody byly umístěny vždy bilaterálně. Referenční elektrody byly umístěny nad oblast spina iliaca anterior a superior odpovídající strany. Před nalepením elektrod byla kůže očištěna desinfekcí na bázi alkoholu za účelem jejího odmaštění a lepší adheze elektrod. V rozporu s doporučením v literatuře (Konrad, 2011) byla v šesti případech přes elektrody dále nalepena fixní tejpovací páska, neboť při pokusech



Obr. 14: pozice elektrod - ventrálně (Archiv autora)

o měření bez zajištění elektrod páskou nebylo možné jinými prostředky zajistit dostatečnou přilnavost elektrod. Kabely EMG systému byly fixovány ke stehnům testovaného subjektu pomocí pružných popruhů.

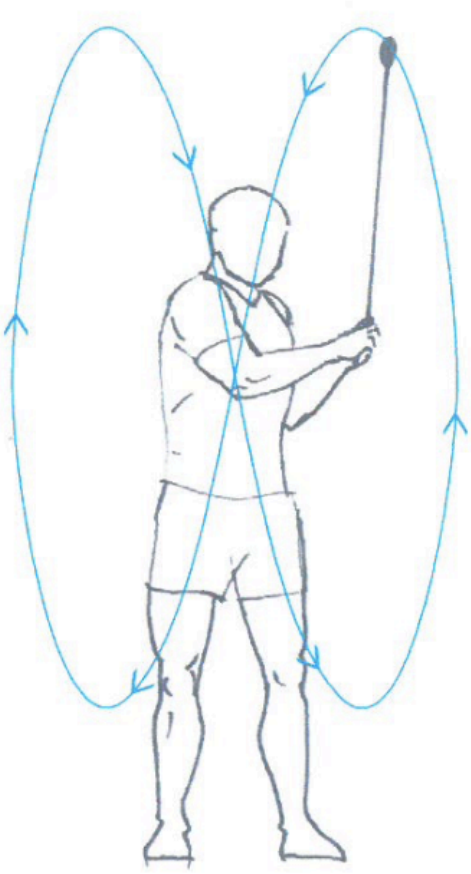
Zesílení signálu bylo nastaveno na obou přístrojích na hodnotu 1000. Následně byla na monitoru orientačně zkontrolována kvalita záznamu.



Obr. 15: pozice elektrod - dorsálně (Archiv autora)

6.5. Zvolené cviky a jejich popis

Pro tuto práci byly zvoleny tři cviky popsané v manuálu dodávaném ke cvičební pomůcce. Jedná se o cviky s názvy "Marrko" (Obr. 16), "reverse Marrko" (dále "reverse") a "Wasp" (Obr. 17). Jednotlivé cviky byly probandům popsány vždy stejně, a to ústním sdělením. Popis byl volen dle informací obsažených v manuálu a byl doplněn pokyny vyplývajícími z ústního sdělení autora pomůcky předaného při prvním měření.



Obr. 16: Obrázek cviku "Marrko" (Kofroň, 2017)

Cvik "Marrko"

Výchozí poloha:

- Postavte se zpříma tak, aby Váš obličej směřoval dopředu.
- Uchopte držadlo dlaněmi k sobě ve výšce ramen.
- stoj rozkročný na šířku ramen

Průběh pohybu:

- Začněte provádět ležaté osmičky shora dolů.
- paže natažené, kyčle a zápěstí statické
- Cvik provádějte pohybem trupu, ne zápěstím, ne pažemi.
- Cvičte 30 sekund.

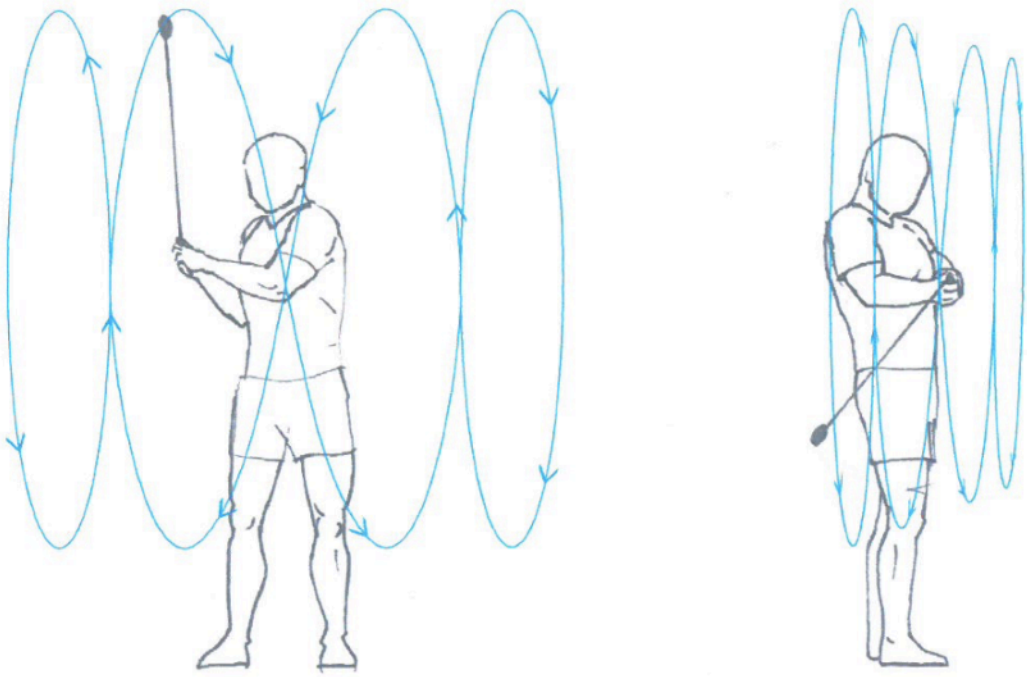
Cvik "reverse"

Výchozí poloha:

- stejná jako u cviku "Marrko"

Průběh pohybu:

- Začněte provádět ležaté osmičky zdola nahoru.
- dále stejné instrukce jako u cviku "Marrko"



Obr. 17: Obrázek cviku "Wasp" (Kofroň, 2017)

Cvik "Wasp"

Výchozí poloha:

- Postavte se zpříma tak, aby Váš obličej směřoval dopředu.
- Uchopte držadlo dlaněmi k sobě ve výšce ramen.
- stoj rozkročný na šířku ramen

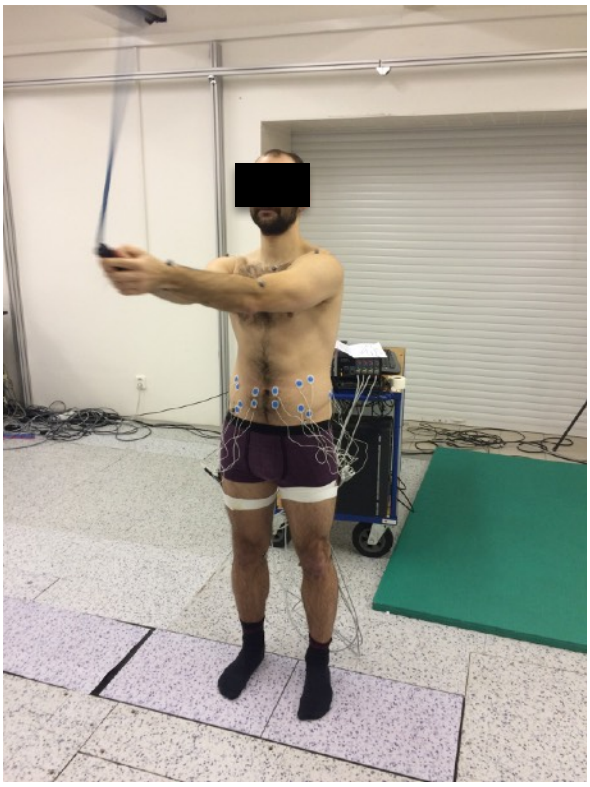
Průběh pohybu:

- Začněte provádět ležaté osmičky stejně jako u cviku Marrko s tím rozdílem, že v levé a pravé krajní pozici protočíte hlavici o celou otáčku.
- paže natažené nebo mírně pokrčené
- Cvik provádějte pohybem trupu, ne zápěstím, ne pažemi.

Další instrukce pro všechny cviky na základě ústního sdělení autora pomůcky:

- Pohyb by měl vycházet hlavně z rotace ramen

- pohyb v ramenou může být relativně veliký
- pánev udržte statickou
- nezáleží na tom, jestli bude držadlo uchopeno nejprve levou nebo pravou rukou, ale při cvičení je drženo oběma rukama
- nezáleží na tom, na jakou stranu cvičení začnete
- zvolte si vlastní rychlost/ frekvenci cvičení



Obr. 18: Proband cvičící cvik "Marrko" (Archiv autora)

6.6. Průběh měření

Veškeré přípravy probandů k měření i měření samotné probíhaly v laboratoři BEZ UK FTVS.

Před nalepením markerů a elektrod byly každému z probandů vysvětleny cviky s cvičební pomůckou Marrko ("Marrko", "Reverse" a "Wasp"). Popsány byly dle výše uvedeného manuálu, přiloženého též ke cvičební pomůcce, a dle instrukcí autora cvičební pomůcky. Každý z probandů dostal cca pět minut na seznámení se s pomůckou a vyzkoušení jednotlivých cviků (Obr. 18). V případě potřeby byla provedena korekce základního postavení, pozice a pohybu ramen, loktů, zápěstí, pánve a trupu při cvičení.

Následně byly probandům nalepeny elektrody systému EMG na výše uvedené svaly. Bylo provedeno měření MVC vleže na zádech a na břiše dle Kendalla (Kendall et al., 2005) - proband provedl 3x posazení z lehu do sedu (pokrčené DKK opřené o podložku, ruce za hlavou) a 3x záklon z lehu na břiše (natažené DKK, ruce pod čelem, pohyb trupem).

Z důvodu rizika odlepení markerů byly na kůži teprve poté připevněny markery pomocí oboustranné lepící pásky. Byly nalepeny na kůži nad anatomickými strukturami těla uvedenými v kapitole 6.4. Na cvičební pomůcku byl připevněn cluster s markery.

Byla provedena kalibrace Kistlerových desek bez zátěže. Proband se následně postavil na desky požadovaným způsobem. Bylo spuštěno měření EMG. Proband na pokyn začal provádět daný cvik a zároveň bylo pomocí trigeru spuštěno měření Kistlerových desek a Qualisysu.

Každý cvik byl prováděn po dobu 30 vteřin. (Obr.) Po skončení cviku byl testujícím opticky zkontrolován grafický záznam ze všech tří měřících systémů. V případě takto odhalených chyb v měření bylo měření konkrétního cviku zopakováno. V případě odlepení některého z markerů nebo některé z elektrod bylo měření daného cviku také zopakováno.

Sledovány byly reakce organismu na různé modifikace provedení pohybu.

6.7. Zpracování dat

Zpracování dat ze systému Kistler

Data ze systému Kistler byla po měření převedena z nativního formátu *.dat do textové formy *.xls. Samotné zpracování dat a jejich vyhodnocení bylo provedeno v programu Numbers ver. 4.3.1.

Pomocí níže uvedených vzorců a funkcí tohoto programu byla z importovaných dat spočítána průměrná síla působící v ose Z na jednotlivých deskách.

Ve výsledku byl skutečný průběh zátěže nahrazen střední hodnotou zatížení a amplitudou působící síly. Na základě získaných hodnot byla níže uvedeným způsoben stavena amplituda a následně vypracovány grafy, ze kterých bylo odečteno fázování zatížení jednotlivých desek v čase. Tato amplituda představuje měřené výchylky reakčních sil v průběhu testu.

Zpracování ze systému Qualisys

Zpracování záznamu ze systému Qualisys bylo provedeno v programu Qualisys track manager. Data byla převedena do formátu *.txt a následně byla importována do programu Numbers, ver. 4.3.1.

Pomocí nativních funkcí tohoto programu byly z importovaných dat odečteny průměrné hodnoty měřených úhlů a distancí. Dále byla níže uvedeným postupem stanovena amplituda pohybu od střední hodnoty. Tato amplituda představuje předpokládané výchylky pohybu v průběhu testu.

Výše uvedené výpočty a postupy byly provedeny nejprve pro každého probanda zvlášť, následně byly porovnány v rámci zkoumaného souboru.

Pro zjištění základních hodnot měření Qualisys a Kistler byl použit výpočet aritmetického průměru z odpovídajících hodnot (Obr. 19).

$$\bar{x} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} x_i$$

Obr. 19: Vzorec výpočtu aritmetického průměru

Ke zjištění statistické disperze byla následně stanovena směrodatná odchylka příslušných hodnot (Obr. 20). Směrodatná odchylka byla nadále použita při výpočtu průměrného zastoupení maximálních a minimálních hodnot daných parametrů (Obr. 21). Následně byla vypočtena amplituda pohybu.

$$s_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}\left(x_i - \bar{x}\right)^2}{n}}$$

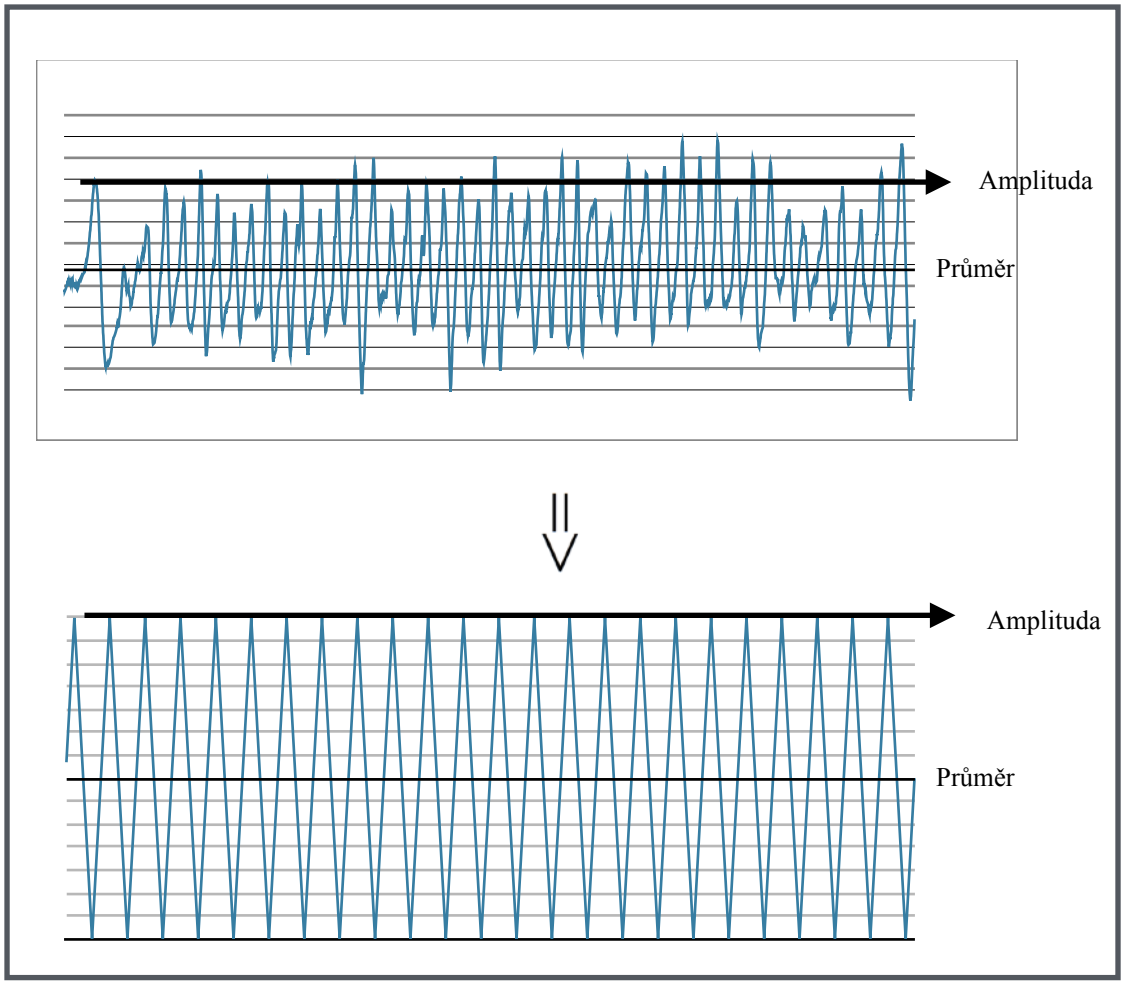
Obr. 20: Vzorec výpočtu směrodatné odchylky

V případě výpočtů amplitudy nebyla provedena přesná analýza jednotlivých parametrů v průběhu času. Bylo využito přičtení dvojnásobku směrodatné odchylky

$$y_x = avg + 2sd$$

Obr. 21: Vzorec výpočtu amplitudy

k aritmetickému průměru příslušných hodnot (Obr. 22). Výsledkem je tak křivka odpovídající průměru reálných hodnot a amplitudě tohoto průměru.



Obr. 22: Znázornění nahrazení reálného průběhu hodnot průměrem a amplitudou (Archiv autora)

Tato metoda byla zvolena na podkladě faktu, že přičtením právě dvojnásobku směrodatné odchylky k průměru na sinusové křivce je výsledkem právě amplituda křivky s redukcí krajních hodnot o 10%. Vzhledem k symetrickému a cirkulárnímu charakteru prováděných cviků bylo předpokládáno, že i průběh naměřených hodnot bude periodického charakteru. Zároveň byla tímto postupem do jisté míry redukována statistická disperze v krajních hodnotách, které jsou zatížené chybovostí při měření, odchylkami způsobenými nepřesným prováděním pohybu a dalšími parametry.

Na základě tohoto předpokladu byl výše uvedený postup aplikován ke zjištění amplitudy měřených parametrů ze systému Qualisys a Kistler.

(Meloun & Militký, 2013; Reiterová, 2016)

Zpracování dat ze systému EMG

Data z EMG byla odebrána v programu Spike2 (ver. 9). Dále byla exportována ve formátu *.txt a zpracována statistickým programem Origin 2015. Cílem bylo zjistit, jak dlouhou dobu během cviku jsou jednotlivé měřené svaly aktivovány díky cvičení s pomůckou Marrko a jak dlouhou dobu jsou v kontrakci s hodnotou, u které lze předpokládat tréninkové důsledky (adaptaci a posilování svalu).

Nejprve byla provedena rektifikace naměřených dat. Rektifikace EMG probíhá dle principu uvedeného výše, bylo tedy využito funkce "ABS" v aplikaci Numbers (ver. 4.3.1.). Dále byl zpracován pro každé měření graf ze záznamu, ze kterého byla manuálně odečtena hodnota šumu z elektrického zdroje a ze systému elektroda - kabely - zesilovač a zároveň základní minimální hodnota aktivace příslušného svalu, která odpovídá **základní posturální aktivitě** bez kontraktilního zatížení. Následně byla posunuta referenční "nulová" aktivační hodnota nad hodnotu "základního zkreslení", tj. nad hodnoty v mV, které nelze považovat za projevy svalové aktivace či kontrakce nebo které přísluší základní posturální aktivitě svalu. Pomocí funkce "IF" k zadání tzv. podmínky byla data nad touto hodnotou označena jako "1", všechny hodnoty pod touto hranicí pak jako "0". Vznikl tedy záznam v binární soustavě, který lze interpretovat principem "on/ off", kdy označení "1" odpovídá aktivní svalové kontrakcí a hodnota "0" pak základní posturální aktivitě svalu.

Na základě tohoto rozdělení naměřených hodnot byla nejprve spočítána doba aktivity svalu nad základní posturální reakci v poměru k celkové době cvičení.

Poté byla stejným způsobem odečtena **střední hodnota kontrakce** z měření MVC. Tato hodnota byla odečtena jako průměr hodnot odpovídajících maximální kontraktilní aktivitě. Následně byla zjištěná hodnota aplikována na naměřená data příslušného svalu jako referenční hodnota, stejně jako v předcházejícím případě. Postup je založen na předpokladu, že při aktivaci o velikosti alespoň 1/2 MVC bude příslušný sval

pracovat dostatečně na to, aby bylo možné tuto aktivitu označit jako "efektivní posilování svalu".

Hodnota 1/2 MVC byla stanovena na základě kineziologické úvahy opírající se o Adrian - Broncův zákon, tedy teorii náboru motorických jednotek (MJ). MJ se v případě postupného zvyšování zátěže aktivují lineárně dle principu prostorové sumace. Tento nábor MJ je asynchronní a zajišťuje vyšší vytrvalost svalu, nelze jím však dosáhnout maximální síly. Při potřebě maximální kontrakce je nábor MJ synchronní, využívající "časové sumace", čímž dochází ke zvýšení svalové síly, ale zároveň se zvyšuje únava.

(Enoka, 2008; Véle, 2006)

Na základě tohoto principu lze uvažovat, že při zátěži redukovatelné cvičícím probandem (frekvence točení - zátěž nebyla v instrukcích ke cvikům přesně stanovena) a při postupném zvyšování zátěže (jaké lze vzhledem k symetrickému a cirkulárnímu charakteru cviků očekávat) dochází ke kontrakci nadpoloviční většiny MJ principem prostorové sumace a tedy k tréninku vytrvalosti, která je pro svaly posturální stabilizace klíčová.

Výsledky zjištěných časů trvání nadkritické svalové aktivity byly vyjádřeny jako procentuální podíl času aktivace příslušného svalu v celém průběhu cvičení (stálá kontrakce během celého cvičení = 30s = 100%).

7. Výsledky

7.1. Výsledky ze systému Qualisys

Výstup z měření systémem Qualisys je představován údaji o výchylkách trupu při cvičení, a to především v rotační složce v transversální rovině. Tyto údaje byly zvoleny na základě biomechanických a kineziologických předpokladů o reakci posturálního systému na rotační pohyb. (Dylevský, 2009a; Véle, 2006)

7.1.1. Natočení spojnice AC kloubů vůči spojnici SIPS

Prvním údajem použitým pro přesnější definování pohybu při cvičení je **průměrná hodnota** vytočení ramen (tedy spojnice AC kloubů) vůči pánvi (tedy spojnici obou SIPS) v transversální rovině (Tab. 1). Jedná se tedy o střední hodnotu, kolem které se pohyb realizuje. Na základě tohoto úhlu lze proto odvozovat vhodnost cvičení vzhledem k fyziologickému rozsahu pohybu, případně i rizika cvičení například u stavů hypermobility. Zároveň lze při srovnání s klinickými poznatky odvozovat i možnosti indikace cvičení u chronických a akutních bolestí zad různých etiologií, neboť u části těchto diagnóz bývají přítomna typická pohybová omezení. (Andrews, Harellson, & Wilk, 2012; Haladová, 1997; Kolář, 2009)

cvik\proband	1	2	3	4
Marrko	-2,55	-6,17	18,30	2,55
Reverse	-6,97	-12,61	20,61	9,55
Wasp	-5,61	-11,78	-13,78	-3,51
cvik\proband	**5**	**6**	**7**	**8**
Marrko	14,92	-6,78	14,78	-4,43
Reverse	6,97	-9,02	32,92	-7,99
Wasp	3,51	17,68	17,68	4,48

Tab. 1: Průměrný úhel spojnice AC kloubů proti spojnici SIPS

Z výsledků je zřejmé, že se střední úhel při cvičení symetrických cviků pohybuje kolem mediální roviny trupu. U cviku "Marrko" oscilovala naměřená hodnota úhlu mezi probandy mezi -4,43° a 18,3°. U cviku "Reverse" se naměřené hodnoty

pohybovaly od -12,61° do 20,61°. U cviku "Wasp" bylo průměrné vytočení ramen vůči pánvi mezi probandy v hodnotách od -13,78°do 17,68°.

Medián úhlů pro skupinu probandů nabývá hodnoty 2,55° pro cvik "Marrko", 6,97° pro cvik "Reverse" a 3,51° pro cvik "Wasp". (Tab.:) Tyto výsledky tak ukazují na symetrické provádění pohybu. (Tab. 2)

cvik	Medián
Marrko	2,55
Reverse	6,97
Wasp	3,51

Tab. 2: Medián průměrných hodnot výchylky AC vůči SIPS

Dle porovnání dat z průběhu cvičení se pohyb jeví jako rovnoměrný v rámci latero - laterálního vychýlení. Z kineziologického pohledu lze vzhledem k charakteru pohybu předpokládat, že při symetrickém provedení bude stranová aktivace svalů stabilizačního systému vyrovnaná ve smyslu latero - laterální aktivace, a proto lze symetrické provedení považovat za optimální pro symetrizaci svalů stabilizačního systému. Stranová souměrnost při provádění cviků představuje potenciální benefit jednak v terapii asymetrií v posturálním systému, ale také v tréninkových a kompenzačních plánech pro sportovce věnující se aktivitě s asymetrickým charakterem zatížení (např. "overhead" sporty, raketové sporty).

Dále byla spočtena **amplituda** pohybu spojnice AC vůči spojnici SIPS (Tab. 3). Rozsah maximálních výchylek těchto dvou os se mezi některými probandy i mezi jednotlivými cviky výrazně lišila. U cviku "Marrko" se pohybovala od 59,23° do 102,71°, u cviku "Reverse" od 51,5° do 112,81° a u cviku "Wasp" od 47° do 99,16°. Celkově nejnižší amplituda tohoto pohybu byla pozorována u cviku "Reverse" u probanda č. 2 a měla hodnotu 37,94°. Nejvyšší amplituda byla pozorována u probanda č.3, také ve cviku "Reverse".

cvik \ proband	1	2	3	4
Marrko	66,35	59,23	102,71	65,61
Reverse	51,50	37,94	112,81	77,27
Wasp	69,27	64,66	47,00	62,04
cvik \ proband	**5**	**6**	**7**	**8**
Marrko	78,24	64,60	86,16	72,93
Reverse	74,34	52,51	95,24	109,39
Wasp	78,92	96,39	96,41	99,16

Tab. 3: Amplituda pohybu spojnice AC vůči spojnici SIPS

Medián hodnot amplitudy ve vzorku probandů byl u cviku "Marrko" 69,64°, u cviku "Reverse" 75,8° a u cviku "Wasp" 74,09°. (Tab. 4) Z tohoto výsledku je zřejmé, že cviky jsou ve vzorku probandů, co se týče diskutovaného parametru, velmi podobné a rotační pohyb ramen vůči pánvi nevykazuje v jednotlivých cvičeních výrazné odlišnosti.

cvik \ proband	Medián
Marrko	**69,64**
Reverse	**75,80**
Wasp	**74,09**

Tab. 4: Medián amplitud pohybu spojnice AC vůči spojnici SIPS

Je však nutné vzít v úvahu rozdíl 61,31° mezi nejmenší a největší amplitudou, který značí výraznou odlišnost v provedení cviku při porovnání jednotlivých probandů. Lze tak předpokládat nejen odlišnou kvalitu provedení, ale i odlišnou účinnost cvičení.

Z kineziologického hlediska vyžaduje větší rozsah aktivního pohybu vyšší aktivaci příslušných svalů. Výše amplitudy při aktivním cyklickém pohybu je proto úměrná zátěži na stabilizační svaly trupu. V případě cvičení s pomůckou Marrko je však amplituda pohybu způsobovaná vnější zátěží (cvičební pomůckou) a svalová aktivita má naopak primárně antagonistickou funkci k působící zátěži. Za předpokladu, že byl cvik vykonán v plném rozsahu a bez výrazných změn amplitudy v jeho průběhu, lze považovat provedení s nižší amplitudou za energeticky a silově náročnější, neboť svaly

posturální stabilizace udržují polohu těla relativně statickou proti působící zátěži, a v případě tréninkového účelu lze tento způsob cvičení označit i jako efektivnější.

Probandi č. 3, 6, 7 a 8 byli muži. V porovnání průměrné amplitudy mezi ženami a muži je v amplitudě pohybu AC vůči SIPS zřejmý rozdíl v provedení cviku. Medián hodnot je v případě ženských probandů výrazně nižší než v případě mužských probandů, a to ve všech třech cvicích. (Tab. 5) Tento rozdíl je nejvíce patrný u cviku "Reverse", kde byl mezi ženami a muži zjištěn rozdíl 39,39°.

cvik	Medián muži	Medián ženy
Marrko	**79,54**	**65,98**
Reverse	**102,31**	**62,92**
Wasp	**96,40**	**66,96**

Tab. 5: Porovnání mediánů amplitudy AC vůči SIPS muži X ženy; [°]

I při seřazení amplitudy pohybu dle velikosti je patrné rozdílné rozložení hodnot mediánů mezi muži a ženami. U všech tří cviků byli ze čtyř nejvyšších naměřených hodnot vždy tři zjištěné u mužských probandů. (Tab. 6)

Marrko	**proband**	**3**	**7**	**5**	**8**	**1**	**4**	**6**	**2**
	medián úhlu	102,71	86,16	78,24	72,93	66,35	65,61	64,60	59,23
Reverse	**proband**	**3**	**8**	**7**	**4**	**5**	**6**	**1**	**2**
	medián úhlu	112,81	109,39	95,24	77,27	74,34	52,51	51,50	37,94
Wasp	**proband**	**8**	**7**	**6**	**5**	**1**	**2**	**4**	**3**
	medián úhlu	99,16	96,41	96,39	78,92	69,27	64,66	62,04	47,00

Tab. 6: Seřazení probandů dle amplitudy AC x SIPS; [°];
modrá = muži, červená = ženy

Z uvedených hodnot je zřejmé, že amplituda tohoto parametru byla nižší u ženské části probandů, než u mužské.

7.1.2.Natočení pánve v transversální rovině

Dalším údajem měřeným pomocí sytému Qualisys bylo vytočení spojnice SIPS v transversální rovině vůči zemi. Tento údaj vypovídá z kineziologického hlediska o schopnosti systému kompenzovat síly a pohyby působící přes horní končetiny na trup.

Dále je potřeba vzít v úvahu fakt, že všechny cviky mají být prováděny pohybem v ramenou a trupu, přičemž pánev má být pokud možno statická. Výchylka tohoto úhlu proto může značit nejen efektivitu funkční stabilizace pánve, ale je i potenciálním způsobem vyšetření a kontroly efektivity cvičení obdobně, jako tomu je například u konceptu cvičení s Propriomedem®, protože schopnost stabilizovat pánev vůči pohybu trupu je nedílnou součástí systému posturální stabilizace jako celku (Dylevský, 2009; Kolář, 2009; Rašev, 2011; Véle, 2006). Lze předpokládat, že při deficitu v systému posturální stabilizace bude vychýlení pánve vůči zemi při cvičení vyšší. Naopak při optimální stabilizační funkci lze očekávat relativně nízkou amplitudu pohybu pánve a při jejím posilování postupné snižování této amplitudy.

Při měření úhlu SIPS vůči frontální rovině a následné analýze dat byly zjištěny výsledky pro jednotlivé cviky a následně bylo provedeno porovnání všech cviků mezi sebou.

Při cviku "Marrko" se úhel střední polohy pánve proti zemi pohyboval od -3,6° do 8,3°. Průměrná hodnota úhlu v porovnání mezi probandy byla 0,48°. Při cviku "Reverse" se průměrný úhel pohybu pánve proti zemi pohyboval od -8,12° do 9,06°. Průměrná hodnota úhlu mezi probandy byla -0,87°. Při cviku "Wasp" se průměrný úhel pohybu pánve proti zemi pohyboval od -3,4° do 3,5°. Průměrná hodnota úhlu mezi probandy byla -1,66°. (Tab. 7)

cvik \ proband	1	2	3	4	5	6	7	8	Medián
Marrko	0,6	-3,6	-3,6	8,3	0,33	-2,94	3,38	1,21	**0,48**
Reverse	-1,1	-5,6	-7,0	7,7	9,06	-8,12	-0,59	7,82	**-0,87**
Wasp	-0,9	-3,4	-2,5	3,5	-1,02	-1,98	-3,38	-1,34	**-1,66**

Tab. 7: Průměrný úhel SIPS v transversální rovině

Ze zjištěných průměrných úhlů natočení pánve je jasné, že poloha pánve je udržována ve středním postavení v průběhu většiny samotných cviků. Mezi probandy bylo během cviků "Marrko" a "Reverse" patrné rovnoměrné rozložení laterální preference v rotační složce pánve. Pouze u cviku "Wasp" se v rámci naměřených dat ukázala velice mírná preference ve směru rotace pánve vlevo u sedmi probandů z osmi.

Tato preference je však představována pouze marginálními rozdíly a vhledem k charakteristice výzkumného souboru nebyla brána v potaz.

Rozdíly mezi probandy v úhlu spojnice SIPS vůči zemi se pohybovaly napříč všemi cviky od -8,12° do 9,06° výchylky, přičemž i nejvyšší naměřená hodnota nejvyšší výchylky je z klinického pohledu zanedbatelná a lze ji přičítat například výchozím anatomickým a fyziologickým dispozicím daného probanda, případně je zaměnitelná s chybou v měření.

Z amplitudy vytočení pánve vůči zemi je v kineziologické úvaze čitelná především již výše zmíněná schopnost funkční stabilizace pánve při pohybu trupu. (Tab. 8)

Při cviku "Marrko" se amplituda pohybu pánve pohybovala od 7,2° do 75,13°. Amplituda pohybu v porovnání mezi probandy byla 23,78°. Při cviku "Reverse" se amplituda pohybu pánve pohybovala od 19,2° do 57°. Amplituda pohybu v porovnání mezi probandy byla 31,56°. Při cviku "Wasp" se průměrná amplituda pohybu pánve pohybovala od 10,32° do 85,01°. Amplituda pohybu v porovnání mezi probandy byla 43,03°.

cvik \ proband	1	2	3	4	5	6	7	8	Medián
Marrko	33,2	33,8	7,2	69,8	75,13	5,88	14,32	14,13	**23,78**
Reverse	37,4	57,0	20,8	19,2	46,14		29,32	31,6	**31,56**
Wasp	56,7	43,0	22,88	66,1	85,01		10,32	22,2	**43,03**

Tab. 8 : Amplituda pohybu SIPS v transversální rovině

Na rozdíl od amplitudy při pohybu ramen vůči pánvi byly rozdíly mezi jednotlivými probandy v tomto parametru nižší a pohybovaly se od 5,88° do 85,01°. Celkově nejnižší amplituda byla naměřena ve cviku "Marrko" u probanda č. 6 s hodnotou 5,88°. Druhá i třetí nejnižší amplituda byla naměřena u probanda č. 3 (7,2°) a č. 7 (10,32°). Nejvyšší amplituda pak byla pozorována u cviku "Wasp" u probanda č. 5 s hodnotou 85, 01°.

U probanda č. 6 nebyly z důvodu technické chyby při měření odečteny hodnoty amplitudy u cviků "Reverse" a "Wasp". Během měření došlo k překrývání markerů umístěných na SIPS oblečením probanda a v krajních polohách systém markery

nedokázal zaměřit. Tato chyba byla zjištěna až při podrobnější analýze dat, nebylo tedy možné měření opakovat.

Stejně jako v amplitudě AC vůči SIPS je v porovnání průměrné amplitudy pohybu pánve proti zemi zřetelný rozdíl mezi muži a ženami (Tab. 9).

Cvičení jednotlivých cviků se při porovnání mužských probandů jeví při uplatnění výše uvedených teorií o vlivu zátěže na pohyb pánve jako relativně nízká zátěž vhledem ke stabilizačním schopnostem probandů. Nejnižší průměrná hodnota amplitudy je zřejmá u cviku "Marrko" s hodnotou 10,67°, u cviku "Reverse" pak amplituda nabývá hodnoty 29,32°a u cviku "Wasp" 22,2°.

Oproti tomu hodnoty amplitudy naměřené u žen jsou násobně vyšší. U cviku "Marrko" je to 51,81°, u cviku "Reverse" 41,79° a u cviku "Wasp" 61,41°.

cvik	Medián muži	Medián ženy
Marrko	**10,67**	**51,81**
Reverse	**29,32**	**41,79**
Wasp	**22,20**	**61,41**

Tab. 9: Amplituda pohybu SIPS v transversální rovině; muži x ženy

Rozdíl mezi nejnižší a nejvyšší amplitudou byl u cviku "Marrko" nejvýraznější u probandů č. 6 a č. 5, 5,88° oproti 75,13°. U cviku "Reverse" byl největší rozdíl mezi probandy č. 4 a č. 2, 19,2° oproti 57,0°. U cviku "Wasp" byl největší rozdíl naměřen mezi probandy č. 7 a č. 5, 10,32° a 85,01°.

Při seřazení probandů dle amplitudy pohybu je opět vidět výrazná rozdílnost v rozložení hodnot. (Tab. 10) U cviků "Marrko" a "Wasp" byly všechny čtyři nejvyšší úhly naměřeny u žen, u cviku "Reverse" příslušely ženám 3 nejvyšší hodnoty.

Marrko	**proband**	**5**	**4**	**2**	**1**	**7**	**8**	**3**	**6**
	medián úhlu	75,13	69,8	33,8	33,2	14,32	14,13	7,2	5,88
Reverse	**proband**	**2**	**5**	**1**	**7**	**3**	**4**	**8**	**6**
	medián úhlu	57,0	46,14	37,4	29,32	20,8	19,2	17,1	
Wasp	**proband**	**5**	**4**	**1**	**2**	**3**	**7**	**8**	**6**
	medián úhlu	85,01	66,1	56,7	43,0	22,88	10,32	3,41	

Tab. 10: Seřazení probandů dle amplitudy SIPS x zem; [°];
modrá = muži, červená = ženy

7.2. Výsledky ze systému Kistler

Pomocí systému Kistler byly v této práci pozorovány vertikální tíhové síly z levé a pravé končetiny. Z údajů o velikosti těchto sil a jejich změně lze odvozovat opět symetričnost provedení jednotlivých cviků, respektive symetričnost jejich působení na tělo cvičících probandů. Vzhledem k charakteru cvičení je v kineziologické úvaze v případě rovnoměrného přenášení váhy z levé nohy na pravou pravděpodobné i symetrické zapojení systému posturální stabilizace ve smyslu latero-laterální aktivace.

7.2.1.Latero - laterální zatížení dolních končetin

U všech probandů bylo nejprve provedeno měření ve statickém stoji za účelem zjištění výchozího zatížení dolních končetin, které bylo vyjádřeno průměrem reakční síly.

Z důvodu technické chyby při měření nebyla tato hodnota u probandů č. 2 a 8 odečtena, neboť kalibrace desek na měření statického stoje neproběhla správně, což bylo odhaleno až pří zpracovávání dat.

U každého probanda byla vypočtena průměrná reakční síla ve vertikální ose během jednotlivých cviků a ve statickém stoji. (Tab. 11)

Nejvyšší rozdíl ve statickém stoji v parametru vertikální reakční síly byl naměřen u probanda č. 5, s hodnotou 29,89 N. Ve všech ostatních cvicích u všech ostatních probandů byl rozdíl reakčních sil na levé a pravé dolní končetině nižší. Vzhledem k 10% fyziologické odchylce v latero - laterálním zatížení dolních končetin tak lze výchozí stoj všech testovaných probandů označit za symetrický.

proband \ cvik	1		2		3		4	
	LDK	PDK	LDK	PDK	LDK	PDK	LDK	PDK
Marrko	288,80	265,61	266,72	278,50	427,46	376,72	317,16	296,66
Reverse	285,57	269,40	255,01	288,37	408,41	396,97	329,17	288,52
Wasp	292,50	261,91	244,02	301,04	440,61	365,83	319,57	301,11
stoj	288,03	262,32			399,18	403,86	295,66	318,77
proband \ cvik	5		6		7		8	
	LDK	PDK	LDK	PDK	LDK	PDK	LDK	PDK
Marrko	341,63	264,41	534,63	499,67	416,11	383,12	322,04	368,96
Reverse	370,87	234,48	518,67	521,98	411,61	385,30	322,05	368,46
Wasp	367,06	238,19	489,10	543,56	454,99	371,70	367,45	322,56
stoj	315,61	285,72	522,64	502,42	396,98	401,32		

Tab. 11: průměrné reakční síly v ose Z; [N]

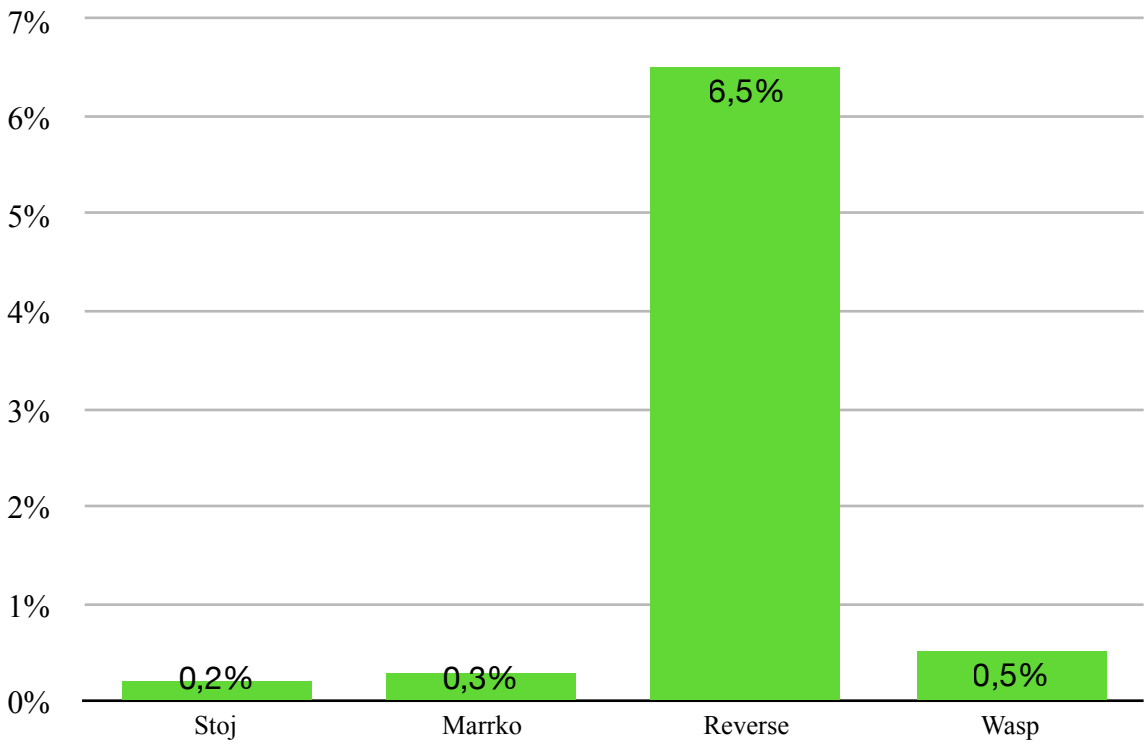
S latero - laterálním rozložením průměrné reakční síly ve vertikální ose ve statickém stoji byly dále porovnány hodnoty zatížení při provádění jednotlivých cviků.

Výchozí hodnoty se dle výsledků jeví ve vzorku probandů rovnoměrně rozloženy ve smyslu laterality (3 probandi vyšší zátěž vlevo, 3 probandi vpravo), u cviku "Reverse" je však patrný stranový rozdíl. Medián reakčních sil (Tab. 12) byl v porovnání mezi probandy ve statickém stoji 357,39 N na LDK a 357,87 N na PDK, tedy rovnoměrné rozložení s odchylkou <0,3%. U cviků "Marrko" a "Wasp" bylo latero-laterální zatížení rovněž rovnoměrné s odchylkou <0,6%. U cviku "Reverse" byl však rozdíl v mediánu reakčních sil 21,53 N, tedy 6,5%. (Graf 1) Tato diskrepance je nejvýraznější u probanda č. 5, kde byl rozdíl v zatížení končetin 136,4 N ve prospěch LDK, tedy 36,6%.

cvik	Medián	
	LDK	PDK
Marrko	**331,84**	**332,81**
Reverse	**350,02**	**328,49**
Wasp	**335,00**	**333,47**
stoj	**357,39**	**357,87**

Tab. 12: Medián reakčních sil mezi probandy; [N]

Rozdíl mediánů reakčních sil levé a pravé nohy u cviku "Reverse je v mezích výše zmíněné 10% fyziologické odchylky. V kontextu s výsledky ostatních cviků je však násobně vyšší. Z biomechanického hlediska vykazuje pohyb při cvičení s pomůckou Marrko (pokud jsou cviky prováděny správně) v průměru stranově symetrické reakční síly v ose Z.



Graf 1: Odchylky v Latero - laterálním zatížení ve stoji a v jednotlivých cvicích

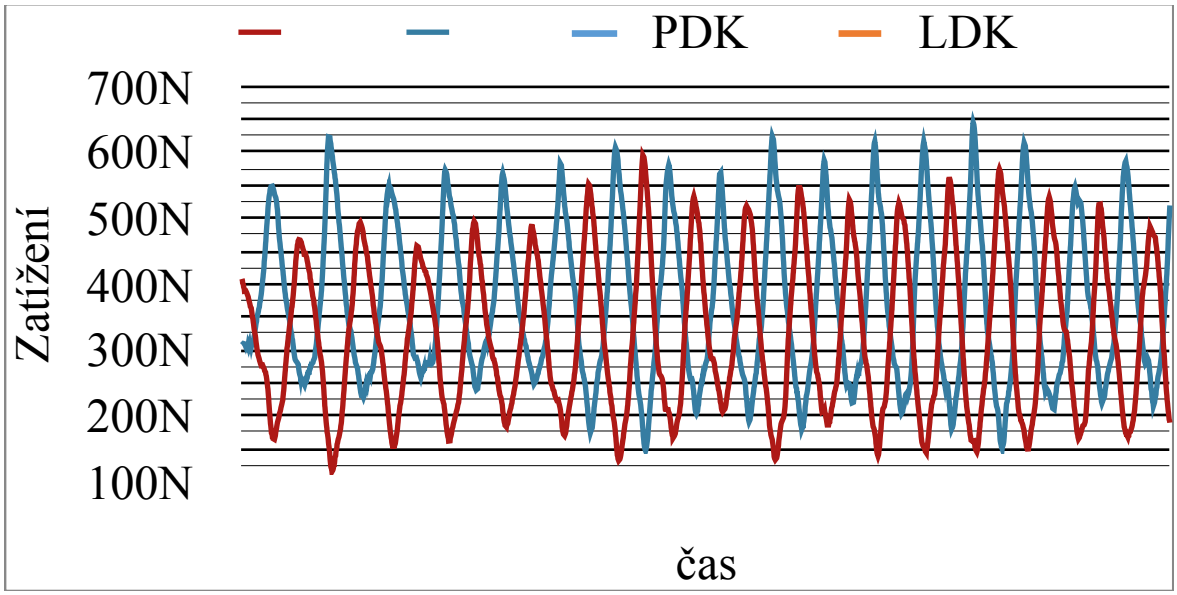
7.2.2.Fázování přenosu zátěže

Dále byly z naměřených průběhů reakčních sil vypracovány grafy. Účelem těchto grafů bylo ověřit, zda je rozložení sil v průběhu času frekvenčně symetrické. V kapitole "7.2.1. Latero - laterální zatížení dolních končetin" jsou porovnávány pouze průměrné hodnoty reakčních sil působících za celou provádění cviků. Za předpokladu vysokého nepravidelného zatížení na jedné končetině a nižšího konstantního zatížení na druhé končetině by výše uvedené výsledky mohly vést k mylným závěrům o symetričnosti pohybu při cvičení (průměr stejný, ale průběh zatížení odlišný).

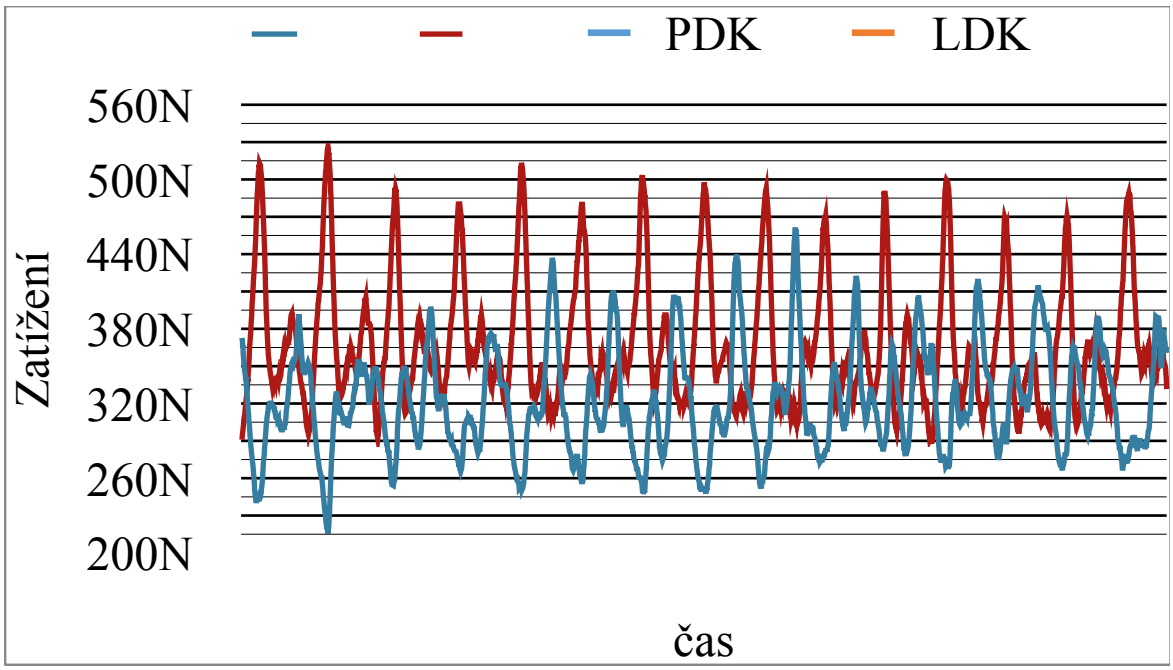
Fázování pohybu lze odečítat z grafů 2, 3 a 4. Je zřejmé, že střídání zátěže a odlehčení jednotlivých dolních končetin je u všech tří cviků v průběhu času v protifázi.

Stejným postupem byly grafy vypracovány pro všechny probandy. Níže uvedené grafy jsou příkladem průběhu grafů z měření jednoho probanda, ostatní jsou uvedeny v přílohách (Příloha 3).

Všechny grafy měly stejnou charakteristiku periodického střídání reakčních sil v protifázi, především u cviku "Wasp" je pak zřejmá změna v charakteru průběhu

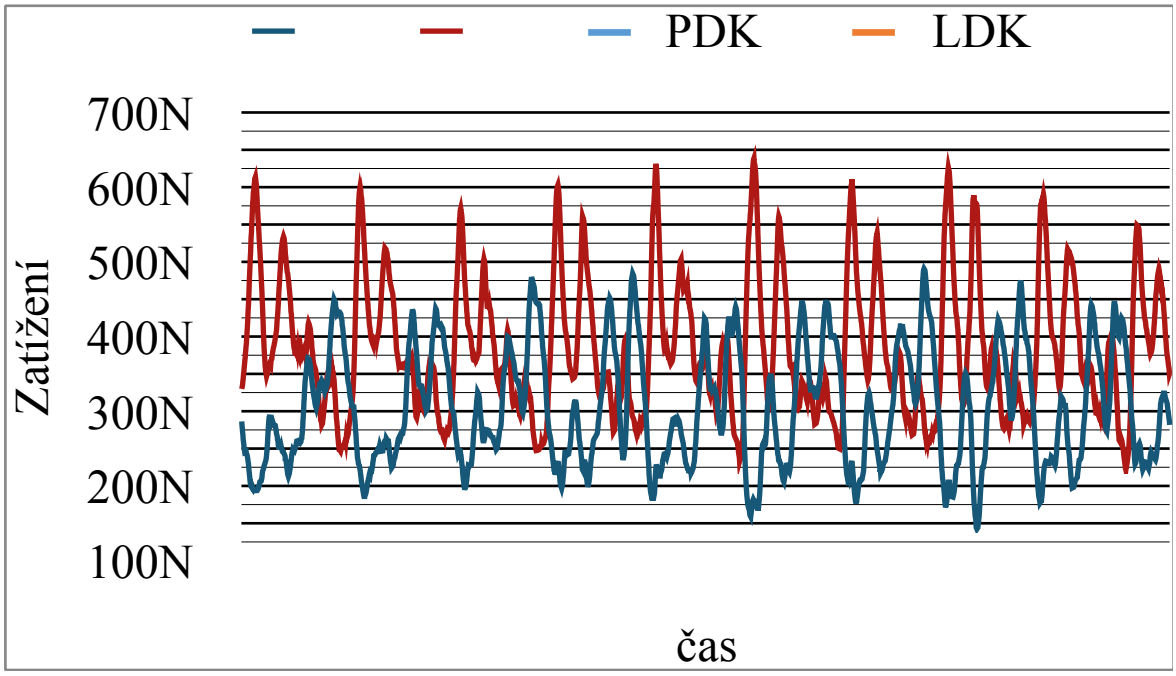


Graf 2: Průběh zatížení na deskách Kistler - cvik "Marrko"



Graf 3: Průběh zatížení na deskách Kistler - cvik "Reverse"

reakčních sil odpovídající změně pohybu při cvičení ("celá otočka" závaží; viz. Kapitola 6.5. Zvolené cviky a jejich popis).



Graf 4: Průběh zatížení na deskách Kistler - cvik "Waps"

7.3. Výsledky ze systému EMG

EMG bylo měřeno za účelem zjištění svalové aktivity jednotlivých svalů zahrnutých v systému posturální stabilizace při cvičení. Tyto údaje byly zjišťovány primárně kvůli přesnějšímu popisu efektu cvičení na svaly posturální stabilizace, zároveň pak poskytují cenná data pro následnou kineziologickou úvahu.

7.3.1. Doba kontrakce nad základní posturální hodnotu

Prvním pozorovaným parametrem měřeným systémem EMG byla celková doba kontrakce příslušného svalu nad základní posturální hodnotu. Hodnoty z měření jednotlivých probandů byly zpracovány postupem uvedeným v kapitole "6.7. Zpracování dat" a byly vyjádřeny v procentuálním podílu doby trvání kontrakce z celkové doby cvičení.

U probandů č. 5 a 7 nebyla z důvodu opakovaného odlepení elektrod změřena aktivita m. rectus abdominis u dvou cviků. U probanda č. 1 došlo k poškození datového

souboru se záznamem cviku "Wasp". Tyto záznamy proto nejsou obsaženy v uvedených tabulkách, ani ve výpočtu mediánů doby aktivace. (Tab. 13, Tab. 14, Tab. 15)

Proband	**1**		**2**		**3**		**4**	
cvik	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
Rectus ab.	84,37	43,16	98,17	71,04	65,32	84,66	90,66	82,90
Obliquus ext.	82,79	34,73	89,37	94,70	48,59	43,49	85,84	70,88
Obliquus int.	70,16	43,71	81,07	86,74	68,76	80,62	79,87	34,21
mm. multifidy	89,66	76,70	95,92	78,99	94,80	58,95	93,55	49,30
Proband	**5**		**6**		**7**		**8**	
cvik	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
Rectus ab.			58,27	67,73			84,89	32,46
Obliquus ext.	85,48	54,79	64,04	76,06	73,73	40,83	91,14	30,53
Obliquus int.	82,21	73,06	49,15	86,36	60,47	93,69	83,72	75,84
Multifidus	88,62	83,19	51,92	67,27	54,19	31,68	89,00	45,38

Tab. 12: Doba kontrakce nad hranici základní posturální aktivity svalu; cvik "Marrko" [%]

Proband	**1**		**2**		**3**		**4**	
cvik	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
Rectus ab.	77,50	31,46	98,43	73,88	75,29	79,67		
Obliquus ext.	87,40	50,95	89,44	70,68	75,52	22,63	85,25	81,62
Obliquus int.	76,23	55,05	80,07	89,34	66,44	80,11	85,71	69,06
mm. multifidy	88,60	80,50	96,30	82,09	84,28	32,98	77,29	43,06
Proband	**5**		**6**		**7**		**8**	
cvik	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
Rectus ab.			63,19	54,45			85,52	45,84
Obliquus ext.	84,17	46,56	77,02	57,80	73,74	92,47	91,70	51,51
Obliquus int.	79,31	82,16	53,70	78,00	62,98	94,01	83,51	76,82
mm. multifidy	35,52	81,44	81,09	64,97	42,28	60,20	89,02	44,67

Tab. 13: Doba kontrakce nad hranici základní posturální aktivity svalu; cvik "Reverse" [%]

Proband	1		2		3		4	
cvik	L	P	L	P	L	P	L	P
Rectus ab.			99,02	77,96	76,24	31,38	85,21	84,13
Obliquus ext.			88,59	95,62	76,05	51,20	88,04	71,98
Obliquus int.			78,11	88,94	64,53	77,56	84,22	48,19
mm. multifidy			96,73	80,01	83,30	41,55	91,62	50,72
Proband	5		6		7		8	
cvik	L	P	L	P	L	P	L	P
Rectus ab.	36,10	85,32	70,61	54,31			86,85	20,64
Obliquus ext.	85,98	57,69	79,79	71,69	78,84	59,83	91,74	37,60
Obliquus int.	80,64	21,16	63,19	95,93	69,06	94,95	82,77	76,61
mm. multifidy	41,93	81,66	82,71	86,56	62,37	35,92	90,49	50,02

Tab. 14: Doba kontrakce nad hranici základní posturální aktivity svalu; cvik "Wasp" [%]

Dle naměřených dat se při cvičení všech tří cviků projevily asymetrické aktivace u všech měřených svalů, a to s rozdílnou intenzitou mezi probandy.

Nejvýraznější stranové rozdíly u cviku "Marrko" byly zjištěny v aktivitě svalů mm. obliqui externi. (Tab. 15) V mediánu vzorku probandů byl levý m. obliquus externus aktivován 84,13% času cvičení, zatímco pravý pouhých 49,14%. V případě mm. multifidy byl tento rozdíl 89,33% ku 63,11% a u m. rectus abdominis je rozdíl již nižší, 84,63% ku 69,39% s převahou levého svalu. Pouze v případě m. obliquus internus je z výsledků zřejmá relativně symetrická doba aktivace, 75,01% proti 78,23% s mírnou převahou pravé strany.

sval	Medián	
	L	P
Rectus ab.	**84,63**	**69,39**
Obliquus ext.	**84,13**	**49,14**
Obliquus int.	**75,01**	**78,23**
Multifidus	**89,33**	**63,11**

Tab. 15: Medián procentuálního trvání kontrakce; cvik "Marrko" [%]

V případě cviku "Reverse" je také zřejmá asymetrická aktivace. (Tab. 16) V mediánu výzkumného souboru byl nejvyšší rozdíl změřen opět u m. obliquus externus, kde byla doba aktivace 84,71% doby cvičení u levé strany, zatímco doba aktivace pravé strany byla pouze 54,65%. Pro m. rectus abdominis byl tento rozdíl nižší, sval byl aktivován po 77,5% doby cvičení na levé straně, na pravé pak 54,45% času. Mm. multifidy byly aktivovány 82,69% doby cvičení vlevo a 62,58% času vpravo. Relativní symetrie je opět patrná pouze u m. obliquus internus - 77,77% vlevo a 79,06% vpravo.

sval	Medián	
	L	P
Rectus ab.	77,50	54,45
Obliquus ext.	84,71	54,65
Obliquus int.	77,77	79,06
Multifidus	82,69	62,58

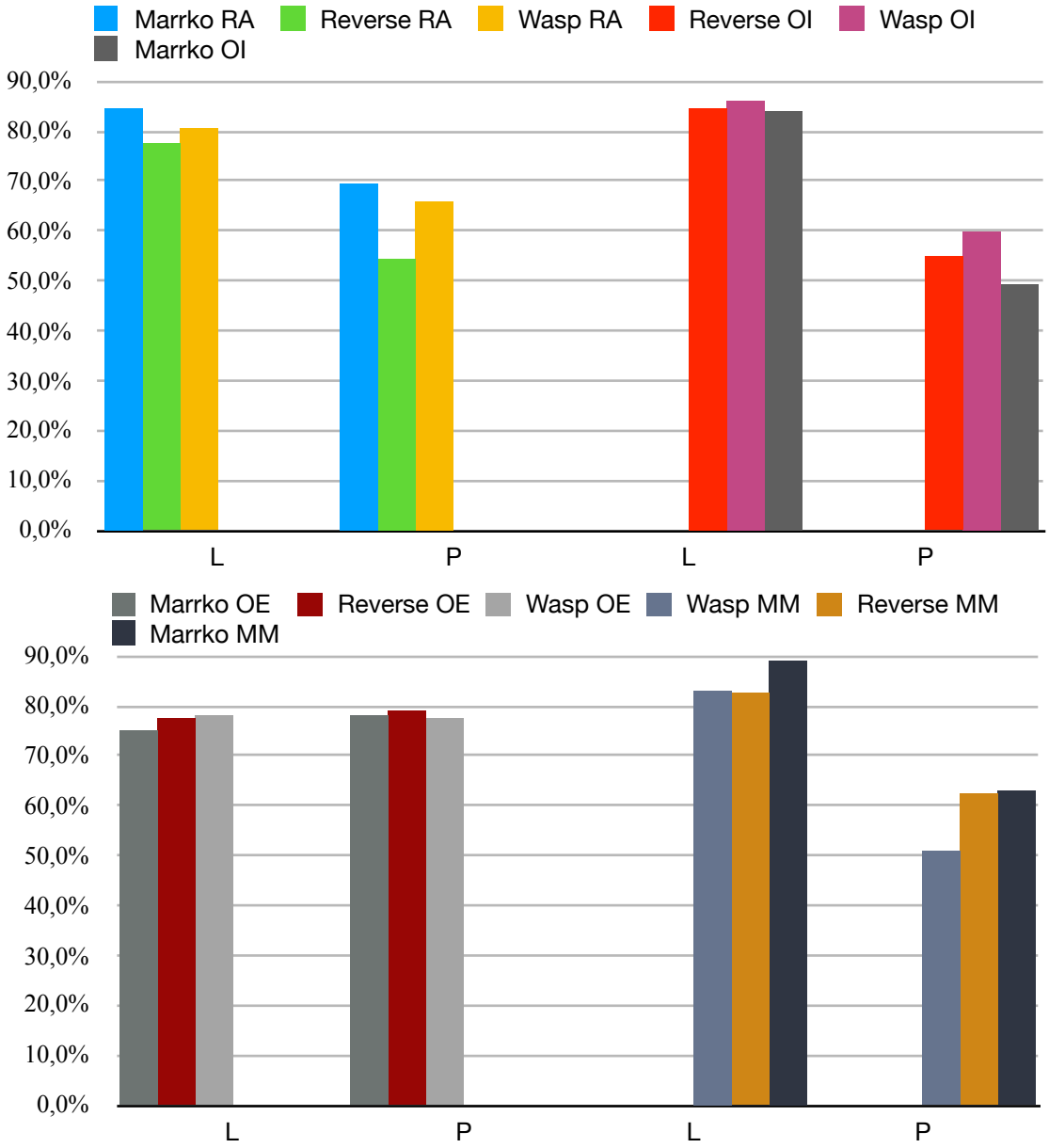
Tab. 16: Medián procentuálního trvání kontrakce; cvik "Reverse" [%]

I u cviku "Wasp" je patrná stejná stranová preference pro tři ze čtyř měřených svalů. (Tab. 17) Nejvyšší rozdíl ve stranové aktivaci byl v mediánu ve vzorku probandů pozorován u svalů mm. multifidy, doba aktivace na levé straně byla 83,3% času cvičení, doba aktivace na pravé straně pak 50,72% času. Pro m. obliquus externus byla zjištěná doba aktivace 85,98% vlevo a 59,83 vpravo, u m. rectus abdominis 80,72% vlevo a 66,13% vpravo a symetrie byla stejně jako v předchozích dvou případech pozorována pouze v době aktivace m. obliquus internus - 78,11% vlevo a 77,56% vpravo.

sval	Medián	
	L	P
Rectus ab.	80,72	66,13
Obliquus ext.	85,98	59,83
Obliquus int.	78,11	77,56
Multifidus	83,30	50,72

Tab. 17: Medián procentuálního trvání kontrakce; cvik "Wasp" [%]

Jak je vidět z výše uvedených mediánů vzorku probandů, ve všech třech cvicích dochází ke stranově asymetrické aktivaci mm. obliqui externi, mm. multifidy i m. rectus abdominis, a to s převahou levé strany (Graf 5). Pouze aktivitu mm. obliqui interni lze označit za stranově symetrickou dle uvedených výsledků.



Graf 5: Porovnání doby aktivace mezi cviky; [%]

Při porovnání procentuálního trvání celkově je nejvyšší rozdíl patrný u cviků "Marrko" a "Reverse", v maximu o 15%, a to u pravého rectus abdominis (v případě cviku "Marrko" vyšší). Ve všech ostatních případech byl nalezen nižší rozdíl, ve většině případů do 10%.

7.3.2.Doba kontrakce nad 1/2 MVC

Dále byla postupem uvedeným v kapitole "6.7 Zpracování dat" vypočítána doba aktivace měřených svalů nad 1/2 MVC. Hodnoty byly opět vyjádřeny v procentuálním podílu doby trvání kontrakce z celkové doby cvičení. (Tab. 18, Tab. 19, Tab. 20)

Proband	**1**		**2**		**3**		**4**	
cvik	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
Rectus ab.	19,55	19,47	27,12	26,79	14,53	19,56	18,88	24,30
Obliquus ext.	7,77	8,41	11,33	10,03	8,43	11,61	13,54	15,07
Obliquus int.	11,54	8,99	9,30	7,89	9,75	11,92	14,83	17,66
mm. multifidy	14,50	11,54	23,21	25,78	19,55	16,48	23,80	20,11
Proband	**5**		**6**		**7**		**8**	
cvik	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
Rectus ab.			24,64	20,05			21,88	19,60
Obliquus ext.	3,88	4,06	14,67	17,43	11,43	17,40	11,66	9,75
Obliquus int.	3,15	4,76	18,54	19,76	9,57	12,38	8,12	7,48
Multifidus	16,83	8,74	26,43	24,68	36,50	24,50	23,21	23,65

Tab. 18: Doba kontrakce nad hranici 1/2 MVC; cvik "Marrko" [%]

Proband	1		2		3		4	
cvik	L	P	L	P	L	P	L	P
Rectus ab.	18,23	13,20	28,43	22,21	16,53	19,60		
Obliquus ext.	6,18	7,48	8,40	9,69	5,66	7,31	8,41	11,54
Obliquus int.	7,89	7,53	7,22	7,74	5,34	5,16	8,40	16,77
mm. multifidy	15,82	16,96	21,09	24,76	18,84	21,49	19,54	23,91
Proband	5		6		7		8	
cvik	L	P	L	P	L	P	L	P
Rectus ab.			23,65	24,88			19,74	17,83
Obliquus ext.	3,98	2,86	16,15	18,41	13,25	15,47	14,34	15,07
Obliquus int.	2,33	3,88	14,83	17,80	11,74	14,76	10,09	15,68
mm. multifidy	17,08	9,03	23,40	21,89	26,82	21,72	19,79	20,09

Tab. 19: Doba kontrakce nad hranici 1/2 MVC; cvik "Reverse" [%]

Proband	1		2		3		4	
cvik	L	P	L	P	L	P	L	P
Rectus ab.			29,55	31,13	23,43	21,55	19,72	21,00
Obliquus ext.			8,76	9,73	11,43	14,50	11,46	12,72
Obliquus int.			6,34	8,12	10,32	14,61	13,84	11,65
mm. multifidy			22,66	25,09	18,73	21,99	20,00	18,88
Proband	5		6		7		8	
cvik	L	P	L	P	L	P	L	P
Rectus ab.	24,30	12,64	26,30	21,87			22,84	24,56
Obliquus ext.	6,28	10,44	18,23	10,64	14,79	15,02	12,67	17,54
Obliquus int.	6,65	8,00	13,54	16,46	17,67	16,35	19,54	17,50
mm. multifidy	22,89	13,80	19,67	23,21	30,06	29,08	20,81	20,33

Tab. 20: Doba kontrakce nad hranici 1/2 MVC; cvik "Wasp" [%]

V případě cviku "Marrko" byl nejvyšší čas aktivace pozorován u levého m. multifidus s hodnotou 23,21% doby cvičení. Levý rectus abdominis a pravý m. multifidus byly aktivovány 21,88% času, ostatní svaly pak pod 20% doby trvání cviku. V případě levého m. obliquus internus byl medián procentuálního trvání kontrakce pouhých 9,66%. (Tab. 21)

sval	Medián	
	L	P
Rectus ab.	**21,88**	**19,60**
Obliquus ext.	**11,38**	**10,82**
Obliquus int.	**9,66**	**10,46**
Multifidus	**23,21**	**21,88**

Tab. 21: Medián procentuálního trvání kontrakce nad 1/2 MVC; cvik "Marrko" [%]

Cvik "Reverse" dle výsledků dosahuje jen mírně nižšího trvání kontrakce nad 1/2 MVC než cvik "Marrko". Nejvyšší procento bylo zjištěno u pravého m. multifidus - 21,61%, levý měl pak hodnotu 19,67%. Pro m. rectus abdominis bylo procento trvání kontrakce stanoveno na 19,74% v případě levé strany a 19,6% v případě pravé. V případě m. obliquus internus byly hodnoty 8,15% pro levý a 11,25% pro pravý sval, v případě obliiqu externu 8,41% vlevo a 10,62% vpravo.(Tab. 22)

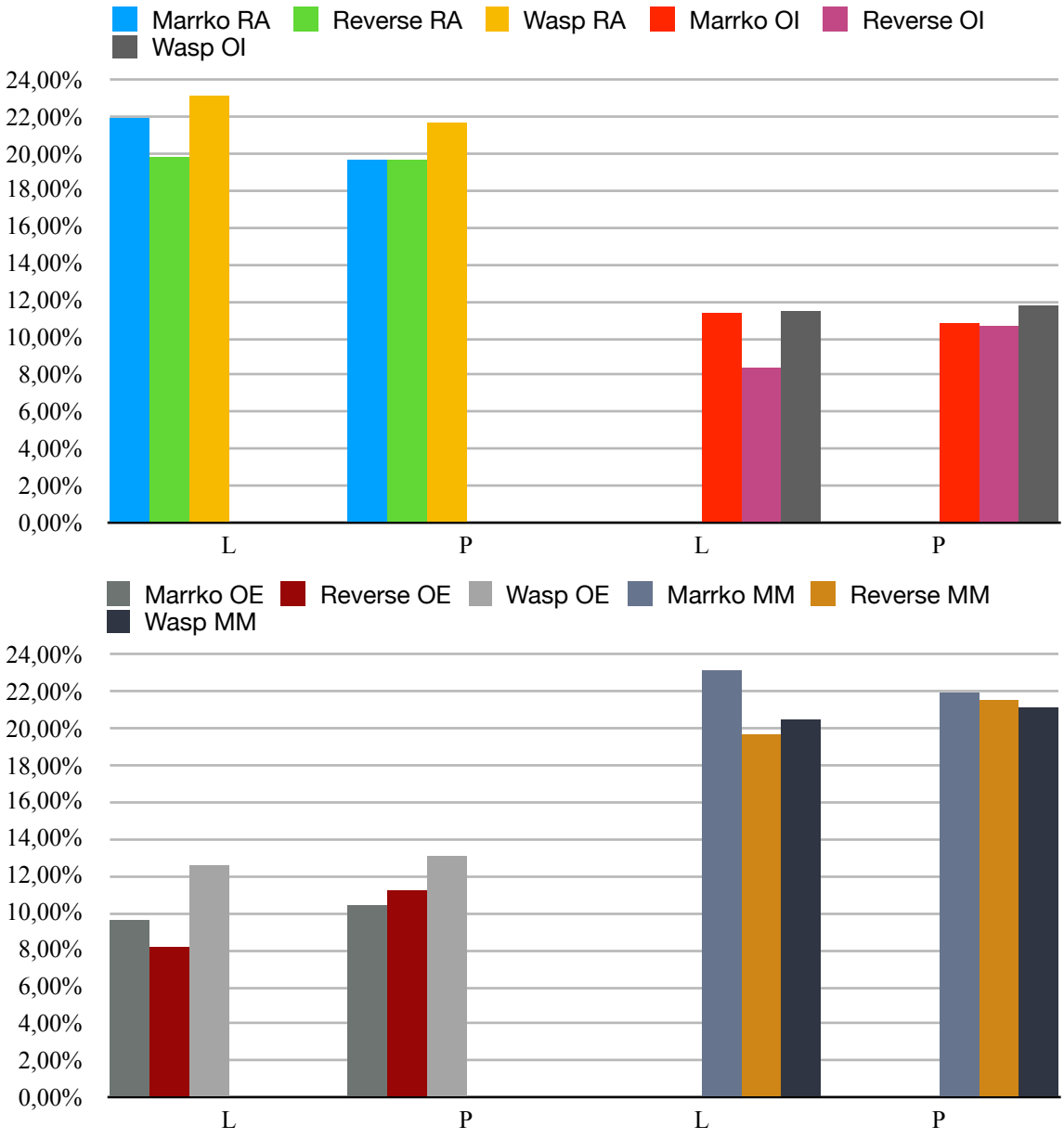
sval	Medián	
	L	P
Rectus ab.	**19,74**	**19,60**
Obliquus ext.	**8,41**	**10,62**
Obliquus int.	**8,15**	**11,25**
Multifidus	**19,67**	**21,61**

Tab. 22: Medián procentuálního trvání kontrakce nad 1/2 MVC; cvik "Reverse" [%]

I v případě cviku "Wasp" se doba aktivace nad 1/2 MVC pohybovala maximálně kolem 20% doby trvání. Nejvyšší hodnoty byly zjištěny u m. rectus abdominis - 23,14% vlevo a 21,71% vpravo. M. multifidus byl nad 1/2 MVC aktivní 20,41% na levé straně a 21,16% na straně pravé, m. obliquus internus 12,53% vlevo a 13,13% vpravo a m. obliquus externus pouze 11,45% vlevo a 11,68% vpravo. (Tab. 23)

sval	Medián	
	L	P
Rectus ab.	23,14	21,71
Obliquus ext.	11,45	11,68
Obliquus int.	12,54	13,13
Multifidus	20,41	21,16

Tab. 23: Medián procentuálního trvání kontrakce nad 1/2 MVC; cvik "Wasp" [%]



Graf 6: Porovnání doby aktivace mezi cviky; [%]

Na rozdíl od doby kontrakce nad základní posturální hodnotu nebyla v parametru doby kontrakce na 1/2 MV zjištěna výraznější stranová asymetrie (Graf 3). Největší asymetrie, která byla zjištěna u cviku "Reverse" u svalu m. obliquus externus, měla hodnotu 3,1%. Všechny ostatní svaly ve všech ostatních cvicích vykázaly rozdíl v době aktivace nad 1/2 MVC nížší než 2,3%.

7.4. Zhodnocení hypotéz

H01: Při cvičení s pomůckou Marrko budou břišní svaly a mm. multifidy aktivovány nad 1/2 MVC alespoň 25% času cvičení.

Tato hypotéza se nepotvrdila. Nejvyšší zjištěné procento doby trvání kontrakce nad 1/2 MVC bylo ve vzorku měřených probandů 23,21% u levého m. multifidus při cviku "Marrko". Pro m. rectus abdominis byla nejvyšší doba kontrakce zjištěna u cviku "Wasp" s hodnotou 23,14% na levé straně. Pro obliquus internus a externus nedosahovalo procentuální trvání požadované aktivace výše, než 13,13%.

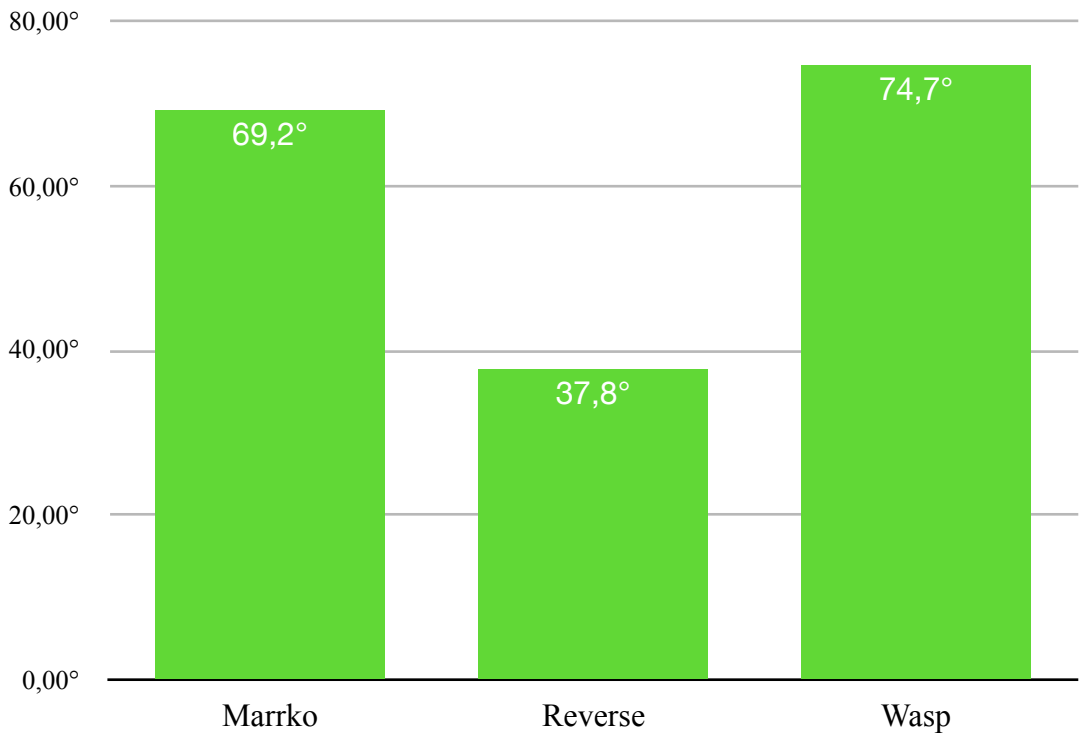
H02: Při cvičení s pomůckou Marrko se bude reakční síla od podložky symetricky přesouvat z levé končetiny na pravou a zpět.

Tato hypotéza se potvrdila. Ve všech testovaných cvicích docházelo u všech probandů k přenosu zatížení ze strany na stranu v protifázi a odchylky v zatížení mezi levou a pravou stranou se pohybovaly do 10%, tedy v mezích fyziologické asymetrie.

Na základě tohoto výsledku lze tvrdit, že při použití pomůcky Marrko má aktivita horních končetin důsledky až v dolních končetinách v podobě změn reakčních sil od podložky. Z kineziologického hlediska má tento fakt vliv na aktivitu kompenzačně působících svalů posturální stabilizace.

H03: Při cvičení s pomůckou Marrko se nebudou úhlové výchylky pánve vůči zemi mezi probandy výrazně lišit.

Tato hypotéza se nepotvrdila. Stranová výchylka spojnice SIPS vůči zemi v transversální rovině byla u všech cviků v mediánu mezi probandy rozdílná, a to i v řádech násobků. Nejvýraznější rozdíl byl zjištěn u cviku "Wasp" – 74,7° s hodnotami 10,32° a 85,01°. U cviku "Marrko" byl změřen rozdíl 69,2° a u cviku "Reverse" 37,8°. (Graf 7)



Graf 7: Porovnání rozdílu v amplitudě SIPS x zem; [°]

8. Diskuze

Cvičení s pomůckou Marrko pracuje na principu odstředivé síly, v klinické praxi neobvyklém. Jak bylo uvedeno, pomůcky typu Theraband Flexbar® a Propriomed® pracují na základě vibrací vytvářených pomůckou, nikoliv na principu odstředivých sil. Byla provedena řada studií zkoumajících efekty cvičení s vibračními pomůckami (Dippert, Moeller, Stengel, & Kemmler, 2010; Chung, Park, Kim, & Park, 2015; Mileva, Kadr, Amin, & Bowtell, 2010; Rašev, 1995; Rašev, 2011). Nebyly však nalezeny žádné studie ani jiné materiály, které by byly věnovány popisu a/nebo analýze cvičení s odstředivou silou tohoto typu. Ze stejného důvodu se pak nenabízejí žádná data k porovnání výsledků měření provedeného v této práci. Dle výsledků výše uvedených studií je efekt vibrační síly na funkci a sílu svalů posturální stabilizace signifikantní, zároveň je však z kineziologického hlediska tento mechanismus zátěže výrazně odlišný od zatížení odstředivou silou, není proto na místě přímé srovnávání cvičení na principu vibrace s cvičením na principu odstředivé síly. Vibrační zatížení pomocí výše uvedených cvičebních pomůcek má při provádění cviku obvykle relativně nízkou amplitudu a vysokou frekvenci prováděného aktivního pohybu. Oproti tomu cvičení s pomůckou Marrko má charakter vyšší amplitudy pohybu (především v rotační složce) a nižší frekvenci pohybu.

Ve zpracovávání dat bylo použito zjednodušeného postupu nahrazení reálného záznamu průběhu pohybu a reakčních sil ze systémů Qualisys a Kistler průměrnou hodnotou a amplitudou kolem této průměrné hodnoty. Přestože uvedený postup nepopisuje naměřená data zcela přesně a nezahrnuje naměřené extrémy v krajních hodnotách, jeví se vzhledem k charakteru pohybu jako dostačující k obecnému popisu změn v pozorovaných parametrech při cvičení. V dalším případném měření efektů pomůcky Marrko by bylo na místě jednak srovnat frekvence cvičení a jejich vliv na amplitudu pohybu, dále porovnat efekt amplitudy pohybu na zapojení svalů měřených pomocí EMG a v neposlední řadě také podrobně popsat síly vznikající v jednotlivých fází dynamického cvičení a přesnou odezvu posturálního systému vzhledem k těmto fázím.

V případě měření úhlů AC x SIPS a SIPS x zem je patrný rozdíl v provedení cviku mezi muži a ženami. Z výsledků v kapitolách 7.1.1 a 7.1.2. je zřejmé, že v případě žen byly cviky cvičeny s nižší amplitudou ramen vůči pánvi a naopak s vyšší amplitudou pánve vůči zemi. V případě mužů byly amplitudy opačné, tedy vyšší u AC x SIPS a nižší pro SIPS x zem. V rámci kineziologické úvahy lze tento fakt vysvětlit více způsoby.

Jak bylo uvedeno v kapitole 7.1.1., amplituda pohybu AC x SIPS je v případě diskutovaného cvičení vyvíjená z velké části setrvačností pomůcky Marrko, tedy vnější zátěží. Zatížení systému posturální stabilizace proto nevzniká primárně aktivním pohybem trupu (přestože vzhledem ke konceptu cvičení je tato aktivita přítomna), ale odstředivou silou pomůcky. Lze tak předpokládat, že nejvyšší zátěže stabilizačních svalů dosáhneme co nejvyšším odporem vyvíjeným ke kompenzaci pohybu vzniklého tímto zatížením. Při vyšší amplitudě pohybu ramen lze vzhledem k charakteru pohybu předpokládat vyšší rychlost závaží a tím i vyšší zátěž vyvíjenou na trup. Za současné kompenzace pohybu SIPS x zem na minimální amplitudu tak bude potřebná síla k úspěšnému provedené pohybu nejvyšší. Při povolení stabilizace SIPS vůči zemi pak bude docházet k částečnému přenosu zatížení ze svalů HSSP na ostatní svaly těla (především svaly dolních končetin) a síla nárokovaná na stabilizační systém tak klesá a cvičení tak v případě terapie HSSP ztrácí efektivitu. Dle instrukcí ke cvičení (viz. kapitola 6.5.) má být pohyb ramen při cvičení "relativně veliký". Z hlediska kineziologických předpokladů i instrukcí předaným ke cvikům se tak provedení v případě mužských probandů (nižší amplituda SIPS x zem, vyšší amplituda AC x SIPS) jeví jako ideální. Je nutné podotknout, že v měření EMG se výraznější rozdíly mezi mužskými a ženskými probandy neprokázaly.

Dále je potřeba vzít v úvahu fakt, že zátěž působící na tělo probanda je úměrná frekvenci, se kterou proband točí hlavicí pomůcky. Při pomalém pohybu hlavice budou vznikající odstředivé síly nižší, než v případě pohybu rychlejšího, tedy i nároky na posturální stabilizaci se budou se vzrůstající frekvencí zvyšovat. Při příliš vysoké frekvenci je pak síla potřebná ke kompenzaci sil vznikajících pomocí pohybující se pomůcky nad hranicí schopností cvičícího probanda. Odchylka v amplitudě pohybu tak může být způsobena nepřesně specifikovanými instrukcemi k provedení cviku,

které dovolují vysokou míru "interpretace" optimálního provedení a tím i přílišnou zátěž, při které proband cvik kvalitativně nezvládne.

Posouzení kvalitativního zvládnutí cvičení vzhledem k instrukcím nebylo předmětem této práce. Dalším možným důvodem rozdílu v amplitudě pohybu mužů a žen je však paradoxně samotná relativně vysoká zátěž vyvíjená pomůckou Marrko na posturální systém cvičícího. Jak při optické kontrole, tak při porovnání dat z výchylek pánve při cvičení je zřetelná vyšší zátěž na osoby s nižší tělesnou vahou a nižší celkovou fyzickou silou. Při použití v rámci terapie se tak jako nezbytná jeví možnost regulace zátěže při cvičení. Vzhledem k charakteru pomůcky Marrko a mechanismu cvičení se jako možnosti funkční regulace zatížení jeví redukce váhy hlavice a/ nebo zkrácení lana, na kterém je hlavice připevněna.

Vzhledem k hodnotám naměřeným u žen by pak bylo vhodné dále zjistit limity cvičební pomůcky a cvičení s ní vzhledem k bezpečnosti a kvalitě prováděného pohybu, případně i energetické "udržitelnosti" cvičení při pravidelném použití například ke kompenzačním účelům.

Jak již bylo zmíněno v předchozích odstavcích, dalším vlivem přispívajícím k diskrepanci ve výsledcích mezi muži a ženami jsou i relativně nespecifikované instrukce ke cvičení, které dovolují vysokou míru "interpretace". Přestože většina probandů byla z řad studentů FTVS UK, během testování se také ukázalo, že pro motoricky méně zdatné jedince je v začátcích cvičení zvládnutí jednotlivých cviků dle instrukcí značně obtížné, a to především z koordinačního hlediska.

Z výsledků EMG je zřejmé, že doba kontrakce měřených nad základní posturální hodnotu byla ve vzorku probandů asymetrická ve smyslu laterality, oproti tomu doba aktivace nad 1/2 MVC žádnou výraznější asymetrii nevykazuje.

Jak bylo uvedeno v kapitole 2.2., jedním z předpokladů úspěšné terapie svalů posturální stabilizace je úprava schopnosti mezisvalové koordinace. Přestože v EMG byla zjištěna asymetrická aktivita, v případě měřených pohybových parametrů se pohyb jeví jako laterálně symetrický. v rámci kineziologické úvahy proto výsledky EMG mohou svědčit o patologické mezisvalové koordinaci, při které se symetrický pohyb zajišťován neoptimálním aktivačním vzorcem vedoucím k potenciálnímu přetížení

svalů na aktivnější straně a především k nedostatečné aktivaci svalů na straně druhé. Z doby aktivace nad ½ MVC pak lze usuzovat na symetrickou svalovou práci při vyšších nárocích na posturální systém.

Celkové zapojení pozorovaných svalů nad ½ MVC je relativně nízké - maximální zjištěná hodnota 23,21% značí při 30ti vteřinovém cvičení o aktivaci nad požadovaný limit trvající v součtu zhruba sedm vteřin.

Závěry o fázování pohybu na systému Kistler byly vyvozeny pouze z vizuálního hodnocení grafů. Z kineziologického pohledu lze předpokládat mírný posun časování zatížení při přechodu z jedné strany cviku na druhou, zvyšující se při delší době trvání cviku vlivem únavy a dalších faktorů. Tento posun fáze je však pravděpodobný spíše v řádu setin, maximálně desetin sekundy, a nemění samotný periodický průběh pohybu. Z odečtení maximálních hodnot LDK a PDK lze odečíst symetričnost zátěže latero - laterálně, hodnocení fázování dle grafického znázornění se proto jeví jako přijatelné a pro vytvoření alespoň hrubé představy o průběhu přenosu reakčních sil z jedné dolní končetiny na druhou jako dostačující.

Cvičení s pomůckou Marrko představuje relativně neobvyklý přístup k terapii systému posturální stabilizace. Vzhledem k výše uvedeným výsledkům je jeho efekt v porovnání s některými jinými principy terapie posturální stabilizace diskutabilní (Dippert, Moeller, Stengel, & Kemmler, 2010; Frank, Kobešová, & Kolář, 2013; Haugen, Haugvad, Røstad, Lockie, & Sæterbakken, 2016; Rašev, 1995). K hlubšímu porozumění efektům pomůcky Marrko by však bylo vhodné data z této práce rozšířit o výše uvedené parametry a případně znovu interpretovat závěry vytvořené na podkladě těchto výsledků.

8.1. Limity práce

Nejvýraznější limitací této práce je pravděpodobně velikost výzkumného souboru. Z měření pouze osmi jedinců nelze vyvozovat definitivní závěry o fungování pomůcky Marrko při aplikaci mezi širší veřejností. Na druhou stranu probandi tvořili relativně homogenní skupinu jak z věkového, tak ze zdravotního hlediska.

U některých probandů s vyšší potivostí při cvičení bylo problematické zajistit stabilní adhezi markerů. Stejný problém se vyskytl u osob s vyšší mírou ochlupení. Po opětovném připevnění mohlo dojít k nepřesnostem v systému Qualisys vzniklým posunem kontaktního bodu markerů. Při měření EMG bylo ve čtyřech z osmi případů použito v rozporu s doporučeními příslušné literatury (Konrad, 2006) pevné tejpovací pásky k zajištění elektrod proti odlepení. Tento fakt mohl také zapříčinit zkreslení výsledků měření EMG.

Dle doporučení výrobce systému Qualisys („Qualisys Track Manager - User Manual", 2011) by se používané markery měly být po cca třech měsících používání vyměněny, neboť se jejich opotřebením snižuje jejich reflexivní schopnost a může tak být ovlivněna přesnost měření. Stejně tak se systémem EMG by měla být pro každého probanda použita nová sada elektrod. Vzhledem k cenovým aspektům těchto pomůcek bylo však nemožné zajistit jejich dostatečné množství pro použití nové sady elektrod u každého probanda a ověření stáří a případnou výměnu markerů sytému Qualisys.

Další výraznou limitací této práce byla časová náročnost zpracování dat. Především doba zpracování hrubého záznamu systému Qualisys se pohybuje v řádech hodin práce na jednom měření, a to i přes funkci vytváření modelů k automatickému dopočítávání chybějících trajektorií. V závislosti na kvalitě naměřených dat byla reálná práce na záznamu cviků u jednoho probanda od čtyřiceti minut v nejrychlejším případě, až do zhruba čtrnácti hodin práce v nejdelším. S největší pravděpodobností bylo toto způsobeno nepřesností v kalibraci systému a tím vzniklým výraznějším překrytím markerů při samotném měření, které značně znesnadnilo použití automatických modelů, spolu s vysokými nároky na výpočetní výkon počítače, který je pro zpracování dat používán.

Časová náročnost samotného měření a zpracování dat je také důvodem volby metodiky analýzy dat zahrnutí vzorku pouze osmi probandů.

V neposlední řadě je v rámci limitací této práce potřeba zmínit zjednodušení v postupu zpracování dat v podobě nahrazení reálného průběhu pomocí průměrné

hodnoty a amplitudou. Porovnání dat mezi probandy pak bylo provedeno pomocí mediánů, vzhledem k povaze naměřených dat by však bylo možné data zpracovávat pomocí statistických postupů (např. Schwarz, 2012).

K podrobnější analýze posturální reakce by bylo možné také analyzovat pohyb osového systému a jednotlivých končetin při cvičení. Zároveň by bylo vhodné podrobně sledovat hodnoty amplitud zkoumaných pohybů v průběhu času v závislosti na pozici zátěže a zároveň pozorovat souvislosti jednotlivých veličin mezi sebou. Na základě těchto dat by pak byly ohybové reakce těla na cvičení s pomůckou Marrko lépe specifikovatelné. Postupy uvedené v kapitole 6. se však jeví vzhledem k pozorovanému pohybu jako odpovídající a poskytují z kineziologického pohledu relativně dobrou představu o provádění a efektivitě cviků.

Při klinickém testování se limitace projevily i v samotné cvičební pomůcce. Dva probandi ze souboru nepochopili ani po zopakování instrukcí princip cvičení, a to ani s využitím nákresů obsažených v manuálu k pomůcce. Bylo proto nutné cvičení názorně předvést a poté nechat probandy nějakou dobu opakovat. Je otázkou, jak by vypadal prováděný pohyb cvičení bez předchozího předvedení.

Dále se při testování projevila limitace daná náročností cvičení. U některých probandů, především u žen nižšího vzrůstu, byla zátěž vyvolávaná pomůckou natolik vysoká, že i při správném pochopení cviku představovala výrazný problém při provádění cviků podle instrukcí. Výsledkem pak byla vyšší celková nestabilita při cvičení a vyšší celkově vznikající synkinezách.

9. Závěr

Cílem této práce bylo vytvořit analýzu posturálních reakcí na cvičení s pomůckou Marrko. V klinickém testování bylo použito systémů Qualisy, Kistler a EMG Noraxon k měření vybraných parametrů pohybového systému celkem osmi probandů.

Na začátku testování byly stanoveny dílčí cíle práce a hypotézy. V první části práce byly zpracovány základní teoretické podklady k porozumění problematice posturální stabilizace a procesu získávání a zpracování dat. V praktické části bylo nejprve provedeno samotné měření vybraných parametrů - reakční síla od podložky ve vertikální ose, natočení spojnice AC vůči spojnici SIPS a spojnice SIPS vůči zemi v transversální rovině a elektromyografická aktivita m. rectus abdominis, m. obliquus internus, m. obliquus externus a mm. multifidy. Dále byla zpracována data z těchto měření a na jejich základě byly stanoveny výsledky. Následně byla vypracována stručná kineziologická úvaha opírající se o stanovené výsledné hodnoty zvolených parametrů.

Cíle práce byly splněny. Hypotézy H01 a H03 se potvrdily, hypotéza H02 se nepotvrdila.

Pomůcka Marrko přestavuje novinku na českém trhu a její účinky na lidské tělo zatím nebyly zkoumány. Dle výsledků této práce se však její účinky jako terapeutického prostředku zdají být diskutabilní.

Závěry této práce představují námět pro další zkoumání efektu této pomůcky vedoucímu k lepšímu porozumění cvičení s tímto typem zátěže.

10. Zdroje

1. Andrews, J. R., Harellson, G. L., & Wilk, K. E. (2012). *Physical rehabilitation of the injured athlete* (4eh vyd.). Philadelphia: Elsevier/ Saunders.
2. Čápová, J. (2008). *Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy"*. Ostrava : Repronis, 2008.
3. Čihák, R. (2011). *Anatomie I* (Roč. 2011). Praha: Grada.
4. Daroff, R., Fenichel, G., Jankovic, J., & Mazziotta, J. (2012). *Bradley's Neurology in Clinical Practice*. Saunders.
5. Dippert, T., Moeller, K., Stengel, S., & Kemmler, W. (2010). *Energy expenditure during a 30-minute exercise unit with the "FLEXI-BAR®" – Pilot Study*. Germany: Institute of Medical Physics - Friedrich-Alexander-University of Erlangen-Nuremberg.
6. Dylevský, I. (2001). *Kineziologie, kinezioterapie a fyzioterapie*. Praha : MANUS, 2001.
7. Dylevský, I. (2009a). *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada.
8. Dylevský, I. (2009b). *Kineziologie : základy strukturální kineziologie*. Praha : Triton, 2009.
9. Enoka, R. (2008). *Neuromechanics of human movement* (4th vyd.). USA: Human Kinetics.
10. Frank, C., Kobesova, A., & Kolar, P. (2013). Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *8*(1), 62–73.
11. Godwin, A., Agnew, M., & Stevenson, J. (2009). Accuracy of Inertial Motion Sensors in Static, Quasistatic, and Complex Dynamic Motion. *Journal of Biomechanical Engineering*, *131*(11), 114501-114501–114505. https://doi.org/10.1115/1.4000109
12. Haladová, E. (1997). *Léčebná tělesná výchova*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně.
13. Haugen, T., Haugvad, L., Røstad, V., Lockie, R., & Sæterbakken, A. (2016). Effects of Core-Stability Training on Performance and Injuries in Competitive Athletes. *Sportscience*, *20*, 1–7.

14. Hodges, P. W., Eriksson, A. E. M., Shirley, D., & Gandevia, S. C. (2005). Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, *38*(9), 1873–1880. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.08.016
15. Hoffman, J., & Gabel, P. (2013). Expanding Panjabi's stability model to express movement: A theoretical model. *Medical Hypotheses*, *80*(6), 692–697. https://doi.org/10.1016/j.mehy.2013.02.006
16. Holubářová, J., & Pavlů, D. (2011). *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace - 1. část*. Praha: Karolinum.
17. Chung, J. S., Park, S., Kim, J., & Park, J. W. (2015). Effects of flexi-bar and non-flexi-bar exercises on trunk muscles activity in different postures in healthy adults. *Journal of Physical Therapy Science*, *27*(7), 2275–2278. https://doi.org/10.1589/jpts.27.2275
18. Kasman, G., & Wolf, S. (2002). Surface EMG made easy: A begginer`s guide for rehabilitation clinicians. Noraxon U.S.A., Inc. Získáno z http://www.muge.at/lib/exe/fetch.php/mel/nor-19surface-emg-manual.pdf
19. Kendall, F. P., & et. al. (2005). *Muscles: testing and function with posture and pain* (5th vyd.). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
20. Kim, S., & Nussbaum, M. A. (2013). Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks. *Ergonomics*, *56*(2), 314–326. https://doi.org/10.1080/00140139.2012.742932
21. Kittnar et al., O. (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.
22. Kofroň, M. (2017). Marrko - manuál ke cvičení.
23. Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi* (1. vyd.). Praha: Grada.
24. Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, *5*(6). Získáno z https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf
25. Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon U.S.A., Inc. Získáno z https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf

26. Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

27. Liebenson, C. (2007). *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual* (2nd vyd.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

28. Lopes, S., Correia, C., Félix, G., Lopes, M., Cruz, A., & Ribeiro, F. (2017). Immediate effects of Pilates based therapeutic exercise on postural control of young individuals with non-specific low back pain: A randomized controlled trial. *Complementary Therapies in Medicine*, *34*, 104–110. https://doi.org/10.1016/j.ctim.2017.08.006

29. Lorås, H., Østerås, B., Torstensen, T. A., & Østerås, H. (2015). Medical Exercise Therapy for Treating Musculoskeletal Pain: A Narrative Review of Results from Randomized Controlled Trials with a Theoretical Perspective. *Physiotherapy Research International*, *20*(3), 182–190.

30. Mecheri, H., Robert-Lachaine, X., Larue, C., & Plamondon, A. (2016). Evaluation of Eight Methods for Aligning Orientation of Two Coordinate Systems. *Journal of Biomechanical Engineering*, *138*(8), 084501-084501–084503. https://doi.org/10.1115/1.4033719

31. Mecheri, Robert-Lachaine, X., Larue, C., & Plamondon, A. (b.r.). Offset correction when comparing 3D joint angles from two different motion capture systems. Institut de recherche Robert Sauvé en santé et en sécurité du travail.

32. Meloun, M., & Militký, J. (2013). *Kompendium statistického zpracování dat*. Praha: Karolinum.

33. Mileva, K. N., Kadr, M., Amin, N., & Bowtell, J. L. (2010). Acute effects of Flexi-bar vs. Sham-bar exercise on muscle electromyography activity and performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(3), 737–748. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c7c2d8

34. Neumann, D. A. (2009). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. Mosby.

35. Norris, C. M. (2008). *Back Stability: integrating science and therapy* (2nd vyd.). Oxford, United Kingdom: Human Kinetics.

36. Page, P. (2006). Sensorimotor training: A “global” approach for balance training. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *10*(1), 77–84. https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2005.04.006

37. Panjabi, M. M. (1992a). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, *5*(4), 383–389; discussion 397.

38. Panjabi, M. M. (1992b). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, *5*(4), 390–396; discussion 397.

39. Qualisys Track Manager - User Manual. (2011). Qualisys AB, Sweden. Získáno z http://fy.chalmers.se/~f7xiz/TIF081C/QTM-usermanual.pdf

40. Rašev, E. (1995). Proprioceptivní posturální terapie na systému POSTUROMED s využitím definovaného tlumeného kmitu - jako novinka v rámci sensomotorického tréninku. *Rehabilitácia : časopis pre otázky liečebnej a pracovnej rehabilitácie*, *28*(1), 8–11.

41. Rašev, E. (2011). *Testování posturální stabilizace motoriky ve vztahu k bolesti zad a evaluace dysfunkce posturálního řízení motoriky metodou posturální somatooscilografie* (Disertace). UK FTVS, Praha. Získáno z https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/110956

42. Reiterová, E. (2016). *Statistika pro nelékařské zdravotnické obory*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

43. Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., & Plamondon, A. (2017). Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *55*(4), 609–619. https://doi.org/10.1007/s11517-016-1537-2

44. Rogind, H., Simonsen, H., Era, P., & Bliddal, H. (2003). 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*, (2), 106.

45. Santos, B. R., Delisle, A., Larivière, C., Plamondon, A., & Imbeau, D. (2008). Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in

healthy young adults. *Gait & Posture*, *27*(3), 408–415. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.05.008

46. Selkow, N. M., Eck, M. R., & Rivas, S. (2017). Transversus Abdominis Activation and Timing Improves Following Core Stability Training: A Randomized Trial. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *12*(7), 1048–1056.
47. Schwarz, D. (2012). *Lineární a adaptivní zpracování dat*. Brno: Akademické nakladatelství CERM.
48. Soumar, L. (2011). *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: UJEP - Ústav zdravotních studií.
49. Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (1. část) - Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *9*(4), 115–121.
50. Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (2. část) - Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *9*(4).
51. Véle, F. (2006). *Kineziologie - Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
52. Véle, F., Čumpelík, J., & Pavlů, D. (2001). Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *8*(3).
53. Vojta, V., & Peters, A. (2010). *Vojtův princip* (Roč. 2010). Praha: Grada.

11. Přílohy

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

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Analýza posturálních reakcí při cvičení symetrickou zátěží horních končetin odstředivou silou **Forma projektu:** výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: listopad 2017 až červen 2018

Předkladatel: Bc. Jaroslav Langer

Hlavní řešitel: Bc. Jaroslav Langer

Místo výzkumu (pracoviště): Laboratoř BEZ – UK FTVS

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Doc. Ing. Monika Šorfová, PhD. – katedra anatomie a biomechaniky

Popis projektu: Jedná se o testování účinků cvičební pomůcky – modifikovaného švihadla při rozdílných konkrétně definovaných pohybech (před tělem, vedle těla, střídání stran aj.). Námi vybrané cvičení je založeno na stejném principu, jaké využívá ve fyzioterapeutické praxi běžná pomůcka - kmitací tyč. Tento přístup terapie byl nově zaveden před několika málo lety a pro jeho pozitivní účinky je v praxi oblíben. Při kmitání totiž přechází vibrace do celého těla, což vede k vyššímu účinku při posilování svalů než běžné cvičení. Jak uvádí výrobce, tento typ posilování je vhodný pro všechny věkové skupiny. Jednalo by se kazuistickou biomechanickou studii, při které budou změřeny vybrané biomechanické veličiny pohybového systému probanda při provádění daného cvičení. Sledovat chceme reakce organismu na různé modifikace provedení pohybu. Jednalo by se například o testování různé frekvence otáčení, lokalizace otáčení ve vztahu k ose těla – před tělem, laterálně, střídání stran aj. Měření by probíhalo v laboratoři BEZ – na UK FTVS. Pro detekci reakčních sil od podložky by byly využity měřící desky Kistler. Pro analýzu pohybů horních končetina a axiálního systému systém Qualysis. Pro detekci svalové aktivity povrchových svalů trupu a horních končetina EMG Noraxon.
Charakteristika účastníků výzkumu: Testované osoby budou zdraví jedinci ve věku 20 až 40 let v počtu maximálně 10 osob. Do projektu nebudou zařazeni jedinci s omezenou pohyblivostí, s akutními bolestmi jakéhokoliv typu, ani jedinci s jakýmkoliv interním onemocněním. Testované osoby budou vybrány se souhlasem vždy alespoň dvou absolventů Bc. studia fyzioterapie.
Zajištění bezpečnosti: Experiment bude proveden v laboratoři BEZ, která je pro provádění obdobných experimentů přizpůsobena (velký prostor, vybavenost měřící aparaturou). Měření budou přítomni kromě techniků vždy alespoň dva absolventi Bc.studia fyzioterapie. Měření není invazivní a nevyžaduje speciální zabezpečení. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávána rizika u aktivit prováděných v rámci tohoto typu výzkumu.
Etické aspekty výzkumu: Data budou použita v souladu se zákonem 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány.
Informovaný souhlas: přiložen

Povinností **všech účastníků výzkumu na straně řešitele** je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.
Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.
V Praze dne: 20.11. 2017 Podpis předkladatele:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

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

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 184/2017
dne: 22. 11. 2017

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodní směrnicemi pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.
Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise

razítko UK FTVS

podpis předsedkyně EK UK FTVS

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

Příloha 2:

Informovaný souhlas

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy *(jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013);* Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování *(zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a* Úmluva o lidských právech a biomedicíně *č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné),* Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce s názvem Analýza posturálních reakcí při cvičení se symetrickou zátěží horních končetin odstředivou silou, prováděné Laboratoři BEZ na UK FTVS.

Jedná se o testování účinků cvičební pomůcky – modifikovaného švihadla při rozdílných konkrétně definovaných pohybech (před tělem, vedle těla, střídání stran aj.). Námi vybrané cvičení je založeno na stejném principu, jaké využívá ve fyzioterapeutické praxi běžná pomůcka - kmitací tyč. Bude se jednat o stabilizační cvičení (udržování vzpřímeného stoje) proti odporu vytvářeném cvičební pomůckou. Jak uvádí výrobce, tento typ posilování je vhodný pro všechny věkové skupiny.

Jedná se o kazuistickou biomechanickou studii, při které budou změřeny vybrané biomechanické veličiny pohybového systému probanda při provádění daného cvičení. Sledovat budeme reakce organismu na různé modifikace provedení pohybu. Testovat budeme například různá frekvence otáčení, lokalizace otáčení ve vztahu k ose těla – před tělem, laterálně, střídání stran aj.

Měření bude probíhat v laboratoři BEZ – na UK FTVS. Pro detekci reakčních sil od podložky by byly využity měřící desky Kistler. Pro analýzu pohybů horních končetina a axiálního systému systém Qualysis. Pro detekci svalové aktivity povrchových svalů trupu a horních končetina EMG Noraxon. Měření budou přítomni kromě techniků vždy alespoň dva absolventi Bc. studia fyzioterapie. Měření není invazivní a nevyžaduje speciální zabezpečení. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika v rámci tohoto typu výzkumu.

Vaše účast v projektu nebude finančně ohodnocená.

Výzkum bude probíhat od listopadu 2017 až do června 2018

Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení hlavního řešitele a předkladatele: Bc. Jaroslav Langer Podpis:.....

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

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. 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: .....