

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

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

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce

doc. Ing. Monika Šorfová, Ph.D

Vypracovala:

Bc. Daniela Dudová

Praha, prosinec 2018

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně a uvedla veškeré literární a elektronické prameny, které byly v této práci použity. Zároveň souhlasím se zveřejněním této práce jak v tištěné, tak v elektronické podobě. Tato práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

V Praze dne 13. 12. 2018

.....
Bc. Daniela Dudová

Evidenční list

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

Jméno a příjmení: Fakulta / katedra: Datum vypůjčení: Podpis:

Poděkování

Chtěla bych poděkovat doc. Ing. Monice Šorfové, Ph.D. za cenné rady, trpělivost, pomoc při zpracování da a za čas, který mi věnovala pro konzultaci diplomové práce. Dále děkuji Ing. Petrovi Kubovému z laboratoře BEZ FTVS UK za poskytnutí prostoru, měřicí techniky a pomoc při měřeních a zpracování dat.

Abstrakt

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

Shrnutí: Cílem projektu je pohybová analýza vybraných segmentů těla (C7, Th4, Th8, Th12, spojnice akromionů a SIPS) za pomoci tří měřících systému (Qualisys, EMG a Kistler) při cvičení s pomůckou Marrko Core®. Dalším záměrem projektu je potvrzení dosavadních poznatků z oblasti kineziologie o pohybu segmentů páteře při rotačních cvicích. Kromě toho si klademe za cíl vybraná cvičení vzájemně porovnat a posoudit jejich vhodnost při aplikaci u běžné populace s bolestí zad různé etiologie.

Experiment byl prováděn formou biomechanické případové studie, při které byly změřeny a později analyzovány vybrané biomechanické veličiny pohybového systému probandů během provádění vybraného cvičení. Veškeré měření bylo vykonáno v laboratoři BEZ UK FTVS. Pro analýzu pohybu axiálního systému byl využit systém Qualisys, pro detekci reakčních sil od podložky Kistlerové desky a pro detekci aktivity povrchových svalů trupu bylo využito povrchové EMG (Noraxon).

Charakteristika účastníků výzkumu: Studie se zúčastnilo 8 probandů (4 ženy a 4 muži) ve věku 20 až 40 let. Všichni byli rekreační sportovci, interně zdraví, bez jakéhokoliv omezení pohyblivosti a bez akutních, nebo chronických bolestí.

Klíčové slova: EMG, Kistler, Qualisys, posturální stabilizace

Abstract

Title: Analysis of postural reactions of exercise with a load of upper limbs by centrifugal force.

Summary: The aim of the study is the kinematic analysis of selected body segments (C7, Th4, Th8, Th12, AC and SIPS) during performance with a special exercise tool Marrko Core®. Another goal is to confirm the existing knowledge in the field of kinesiology about the rotation of spinal segments. In addition, we aim to compare the selected exercises with each other and assess their suitability for application in the general population with back pain of various etiologies.

The experiment was performed as a biomechanical study, where specific biomechanical parameters in human body kinetics and muscle activity were measured during performance of specific exercises. All measurements have been undertaken in laboratory BEZ UK FTVS. Systems Qualisys, Kistler and EMG Noraxon were used for measurements of chosen parameters in human body kinetics and muscle activity.

Participants: Participants attended in this study (8 individuals- 4 women and 4 men) were all healthy individuals, 20-40 years old, without any limitation of mobility and pain free. They were all recreational athletes.

Key words: EMG, Kistler, Qualisys, postural stabilization

Obsah

| | |
|--|----|
| 1 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK..... | 10 |
| 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PROBLEMATIKY..... | 12 |
| 2.1 Posturální stabilita a posturální stabilizace..... | 12 |
| 2.1.1 Opěrná plocha, opěrná báze, plocha kontaktu a zatížení..... | 15 |
| 2.2 Porucha stability a bolest zad..... | 16 |
| 2.3 Svalový stabilizační systém..... | 17 |
| 2.3.1 Intra abdominální tlak..... | 18 |
| 2.4 Propriorecepce a exterocepce v procesu řízení posturální stability..... | 20 |
| 2.5 Strategie k zajištění stability..... | 21 |
| 2.6 Terapie posturální stability..... | 23 |
| 2.6.1 Terapie posturální stability odporem aplikovaým přes horní končetiny..... | 23 |
| 3 MĚŘÍCÍ TECHNOLOGIE VYUŽITÉ VE STUDII..... | 28 |
| 3.1 Silové plošiny Kistler®..... | 28 |
| 3.1.1 Plošina Kistler ve vstahu k postuře..... | 28 |
| 3.2 Systém Qualisys Motion Capture System®..... | 29 |
| 3.2.1 Systém Qualisys ve vztahu k postuře..... | 31 |
| 3.3 Elektromyografická analýza..... | 31 |
| 3.4 Cvičební pomůcka Marrko..... | 33 |
| 4 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY..... | 35 |
| 4.1 Cíl práce..... | 35 |
| 4.2 Úkoly práce..... | 35 |
| 4.3 Hypotézy..... | 35 |
| 5 METODIKA PRÁCE..... | 37 |
| 5.1 Charakteristika práce..... | 37 |

| | |
|---|----|
| 5.2 Charakteristika výzkumného souboru | 37 |
| 5.3 Technické vybavení..... | 38 |
| 5.4 Vybrané cviky s pomůckou Marrko Core® | 41 |
| 5.5 Průběh testování | 43 |
| 5.6 Sběr, analýza a zpracování dat | 44 |
| 5.6.1 Analýza a zpracování dat ze systému Kistler | 45 |
| 5.6.2 Analýza a zpracování dat ze systému Qualisys | 45 |
| 5.6.3 Analýza a zpracování dat ze systému EMG | 46 |
| 6 VÝSLEDKY | 47 |
| 6.1 Výsledky ze systému Qualisys | 47 |
| 6.1.1 Distance na páteři | 47 |
| 6.2 Střední pozice | 47 |
| 6.3 Amplituda | 51 |
| 6.4 Uhel SIPS vs AC | 53 |
| 6.4.1 Střední pozice segmentů..... | 53 |
| 6.4.2 Amplituda pohybu..... | 55 |
| 6.5 Výsledky ze systému Kistler | 57 |
| 6.6 Výsledky ze systému EMG | 60 |
| 7 VLIV VYBRANÝCH CVIKŮ NA POHYBOVÝ APARÁT – ANALÝZA JEDNOHO PROBANDA | 61 |
| 7.1 Cvik Marrko | 62 |
| 7.1.1 Výsledky ze systému Qualisys..... | 63 |
| 7.1.2 Výsledky ze systému Kistler..... | 65 |
| 7.1.3 Výsledky ze systému EMG | 68 |
| 7.2 Cvik „Reverse“ | 70 |
| 7.2.1 Výsledky ze systému Qualisys..... | 70 |

| | |
|---|-----|
| 7.2.2 Výsledky ze systému Kistler u cviku „Reverse“ | 72 |
| 7.2.3 Výsledky ze systému EMG při cviku „Reverse“ | 75 |
| 7.3 Cvik Right | 77 |
| 7.3.1 Výsledky ze systému Qualisys | 77 |
| 7.3.2 Výsledky ze systému Kistler | 79 |
| 7.3.3 Výsledky ze systému EMG | 81 |
| 7.4 Cvik Left | 82 |
| 7.4.1 Výsledky ze systému Qualisys | 82 |
| 7.4.2 Výsledky ze systému Kistler | 84 |
| 7.4.3 Výsledky ze systému EMG | 86 |
| 8 ZHODNOCENÍ HYPOTÉZ | 88 |
| 9 DISKUZE | 89 |
| 10 ZÁVĚR | 92 |
| SEZNAM LITERATURY | 93 |
| PŘÍLOHY | 100 |

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

Atd - a tak dále

CNS - centrálny nervový systém

COG - center of gravity

COM - center of motion

COP - center of pressure

DK - Dolní končetina

EO - m. obliquus externus abdominis (external oblique)

EMG - elektromyografie

ES - m. erector spinae

FTVS - Fakulta tělesné výchovy a sportu

HK - horní končetina

HSS - hluboký stabilizační systém

IAP - intra- abdominální tlak (intra- abdominal pressure)

IO - m. obliquus internus abdominis (internal oblique)

L - lumbální

LDK - levá dolní končetina

LHK - levá horní končetina

M - muž

Např. - například

PDK - pravá dolní končetina

PHK - pravá horní končetina

RA - m. rectus abdominis

Tzv - takzvaný, takzvaně

UK - Univerzita Karlova

Ž - žena

1 ÚVOD

V dnešní době je poměrně často rozebírána problematika stability a posturální stabilizace u odborné veřejnosti a stále častěji i u laické veřejnosti. Velmi populární je testování a zlepšování stability jak ve fyzioterapii, tak i v trénertví a fitness.

V moderní společnosti se stále častěji setkáváme s poruchou posturálních funkcí a tím pádem i s přítomností různých bolestivých stavů pohybového aparátu způsobenými především statickým sedavým zatížením a „moderním“ způsobem života. Populace jako celek trpí nedostatkem pohybu, neúměrným statickým zatížením pohybového aparátu a také vysokým psychickým vypětím. Se zhoršenou schopností zastabilizovat segmenty těla se zvyšuje riziko nejen bolestí pohybového aparátu, ale také riziko nárazového přetížení až úrazu.

Existuje mnoho různých cvičení, metodik, nástrojů/přístrojů, které mají za cíl trénovat stabilizační systém jedince. Avšak v nepřehledném počtu možností je pro laika těžké si vybrat správné cvičení, pomůcku, trenéra nebo dobrého terapeuta. Nejčastěji používané pomůcky k posílení hlubokého stabilizačního systému využívají vibraci jako externí zátěž, kterou přenášejí z horních končetin na trup. Tyto pomůcky zahrnují např. FlexBar®, Propriomed®. V naší práci jsme použili novinku na světovém trhu od roku 2016 vyvinutou v České republice, která namísto vibrací využívá odstředivé síly jako extrení zátěže.

Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. Cílem první části této práce je přiblížit teoretické poznatky týkající se posturální stabilizace, možnosti jejího hodnocení a metody zlepšení posturální stabilizace.

V praktické části jsme se zaměřili na vliv odstředivé síly působící přes rotační pohyb horních končetin na trup. Cílem práce je zjistit důsledky této síly na axiální systém. Při kinematické analýze sledujeme tvar axiálního systému a jeho změny v čase, dále sledujeme reakci svalů a změny rozložení sil na obou dolních končetinách v důsledku vychýlení systému. Z porovnání výsledků chceme zjistit vhodnost této pomůcky pro terapii bolestí zad.

Při kinematické analýze sledujeme tvar axiálního systému a jeho změny v čase, dále sledujeme reakci svalů a změny rozložení sil na obou dolních končetinách v důsledku vychýlení systému. Z porovnání výsledků chceme zjistit vhodnost této pomůcky pro terapii bolestí zad.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PROBLEMATIKY

2.1 Posturální stabilita a posturální stabilizace

Pojem posturální stabilita je chápán poněkud rozdílně jednotlivými autory zaobírající se touto problematikou. Každý z autorů se na posturální stabilitu dívá z jiného hlediska. Z fyzikálního hlediska může být stabilita chápána jako stav zaujetí a udržení rovnovážného stavu. Z biomechanického hlediska je stabilita spíše stabilitou osového systému, která se po vychýlení vrátí do původní klidové pozice (Špringrová, 2012).

Véle (2006) chápe stabilitu těla jako polohovou, nebo pohybovou jistotu. Je to stav vyjádřen mírou stability, který může být ovlivněn velikostí oporné báze, ale i snížením těžiště. Horák (2006) toto tvrzení doplňuje a říká, že stabilita není jenom konkrétní poloha, ale prostor („kužel“) závislý na velikosti opěrné plochy, kloubní pohyblivosti, svalové síly a senzoryckých informací, které má jedinec k dispozici (obr. 1). U jedinců s poruchami stability je tento stabilní „kužel“ často velice malý, nebo je jeho obraz v CNS zkreslený, což následně ovlivní i výběr pohybových strategií k udržení rovnováhy (Suchomel, 2006).



Obr. 1: Fyziologické limity stability a posun COP anteriorně (A), žena s narušenou stabilitou. Naklání se dopředu bez posunu COP (Kyčelní strategie- při výraznějším vychýlení fyziologická (viz níže 2.5. Strategie k zajištění stability) (B), žena

s narušenou stabilitou, která se pokouší o náklon dozadu se zakročením pro rozšíření opěrné bazy (C) (Horak, 2006).

Mezi biomechanické činitele ovlivňující stabilitu řadíme např. gravitaci, hmotnost vyšetřovaného jedince, výšku těla, strukturu segmentů, velikost opěrné plochy, vzdálenost těžiště vyšetřovaného od opěrné báze a svalovou aktivitu. Rovnováha může být ovlivněna i charakterem kontaktu chodidel s podložkou a postavením jednotlivých segmentů těla vůči sobě. Stabilitu může kromě výše zmíněného také ovlivňovat i zraková kontola. Výskyt posturálních výchylek je do určité míry fyziologický. Pomocí posturografického vyšetření lze objektivizovat jaké titubace (výchylky) jsou ještě fyziologické a které jsou již patologicky zvětšené (Kolář, 2009; Véle, 1997; Véle, 2006).

Z neurofyziologických faktorů ovlivňuje posturální stabilitu souhra vestibulárních, zrakových, propioceptivních a exteroceptivních informací. Dále míra dráždivosti a vzrušivosti centrální nervové soustavy. V neposlední řadě hraje důležitou roli i psychika. Obava nebo strach z nezvládnutí situace způsobí nadměrné svalové napětí, které se podílí na rušení potřebné koordinace (Kolář, 2009; Vařeka, 2002b).

Posturální stabilita je schopnost zabezpečit vzpřímené držení těla proti působení zevních sil (zejména gravitaci) a schopnost reagovat na změny zevního prostředí tak, aby nedošlo k pádu nebo selhání pohybového záměru (Vařeka 2002a).

K pojmu stabilita přiřazujeme slovo „posturální“ abychom ji odlišili od stability strukturální, při které by se jednalo např. o chirurgické znehybnění kloubu osteosyntetickým materiálem nebo sádrou. Při posturální stabilitě je hybnost segmentu možná, je ale zajišťována ideálním kloubním nastavením tzv. „centrací segmentu,“ aby se předešlo přetížení hybného systému (Rašev, 2011).

Panjabi (1992) považuje za rozhodující pro udržení segmentální stability souhru tří systémů: pasivního, řídicího a aktivního. Tyto tři složky by měly být ve vzájemné korelaci. K pasivní složce se řadí skelet axiálního systému, ligamenta a fascie, které zajišťují pasivní podporu systému, vymezují pasivní rozsah pohybu, ale také udávají informace o poloze kloubů a nastavení jednotlivých segmentů vůči sobě. Pod pojmem řídicí složka rozumíme řízení, neboli regulaci centrálním nervovým systémem, jenž obsahuje zpracování informací z intero, extero a propioceptorů, svalovou koordinaci a

funkci dopředné a zpětné vazby. Aktivní složku segmentální stability tvoří kontraktilní slalová vlákna, která zajišťují pohyb a vlastní posturálně stabilizační motoriku.

Kolář et al. (2009) popisuje posturální stabilizaci jako program vycházející z posturální ontogeneze, který nazývá posturálním vzorem, jenž centrálně řídí vývoj posturální ontogeneze jedince. Tento program řídí všechny pohyby, nejen bipedální lokomoci. Poloha segmentů těla je neustále automaticky kontrolována a opravována před každým pohybem i během něj. Kontrolní mechanismy a následné opravy jsou řízeny CNS na základě koaktivace a synergistické aktivace antagonistických hlubokých intersegmentálních svalů. Kolář proto zavádí pojem hluboký stabilizační systém, kde klade velký důraz na stabilizační funkce pánevního dna a zejména bránice.

Vele, Čumpelík, Pavlů (2001) dělí stabilitu na intersegmentální (vnitřní) a celkovou (vnější). Vnitřní stabilita tvoří základní stabilitu osového orgánu, na kterou navazuje stabilita vnější. Stabilita osového orgánu tvoří základ, z něhož vychází i účelově řízený pohyb.

Postura je klidová poloha těla, která se vyznačuje určitou konfigurací pohyblivých segmentů (Vele, 2006). Kolář et al. (2009) chápe posturu jako aktivní držení segmentů těla proti působení vnějších sil (hlavně tíhová síla). Postura není jen synonymum vzpřímeného stoje, ale je součástí každé polohy. Je základem pohybu, který provází. Do držení těla se promítá svalové napětí (svalová nerovnováha), uplatňují se zde také centrální řídicí mechanismy, stav psychiky, stav vaziva i anatomické poměry. Za optimální situace je postavení jednotlivých segmentů v „centrovaném“ postavení. Tehdy je zátěž na klouby rozložena na co největší plochu a klouby jsou tak zatěžovány ideálně. Napětí povrchových svalů je v minimálním napětí potřebném pro udržení vzpřímeného stoje. Optimální postura, centrované postavení segmentů těla nebo dynamické centrace se také dá přirovnat myšlence Panjabihho (1990) o konceptu neutrální zóny, která podléhá přímé kontrole svalů tzv. hlubokého stabilizačního systému (Dylevský, 2009; Vařeka 2002a; Kendall, McCreary, & Provance, 2005).

Optimálně udržovaná postura tedy snižuje mechanické zatížení páteře a tím zlepšuje její odolnost vůči poškození. Zlepšení posturální stability má význam při prevenci a léčbě všech funkčních deficitů jako jsou např. chybné stereotypy pohybu, lokální přetížení a s tím spojená nocicepce.

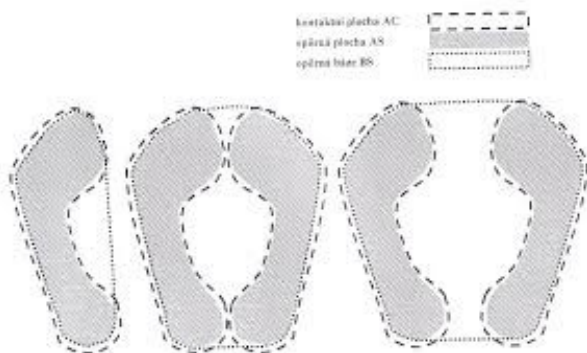
2.1.1 Opěrná plocha, opěrná báze, plocha kontaktu a zatížení

Jednou z podmínek stability z biomechanického hlediska je velikost opěrné základny tvořené dolními končetinami (opěrná báze a opěrná plocha), kam se promítá celkové těžiště těla a jak vysoko vzhledem k tělesné konstrukci jedince je umístěno.

Opěrná plocha (area of support/ area of contact) je plocha, která je v přímém kontaktu s lidským tělem (Vařeka 2002a, 2002b).

Opěrná báze (base of support) je celá plocha, která je ohraničená nejvzdálenějšími body opěrné plochy (obr. 2). Opěrná báze může být stejná jako opěrná plocha (při stožení na jedné dolní končetině), nebo větší (bipedální stoj s berllemi i bez nich, poloha na čtyřech a pod.) (Kolář a kol., 2009; Vařeka 2002; Bizovská a kol., 2017).

Těžiště (COM, center of mass) je působíště tíhové síly, nebo jinak řečeno, je to hmotný bod, do kterého se soustřeďuje hmotnost celého těla. V základním anatomickém stožení se nachází v malé pánvi, přibližně ve výši L3-L4, šest centimetrů před promontoriem. Celkové těžiště lidského těla se mění změnou polohy jednotlivých segmentů těla. Pro některé polohy může těžiště ležet i mimo lidské tělo. Poznání těžiště má veliký význam pro určení stability lidského těla a pro analýzu efektivity provedení pohybu. Pomocí experimentálních biomechanických metod (nejčastěji analytické metody) lze stanovit těžiště lidského těla. Tato metoda využívá určení dílčích těžišť a momentů tíhových sil pro výsledný výpočet celkového těžiště těla. Lze je také aplikovat při kinematické analýze pohybu zkoumaného na základě vyhodnocení záznamu (Janura, 2011).



Obr. 2: Zobrazení kontaktní plochy (přerušovaná čára), opěrné plochy (šedá plocha), a opěrné báze (tečkovaná čára) (Vařeka, 2002a).

COP je bod, v kterém působí výsledný vektor reakční síly od podložky. Jde o průměr všech sil působících na kontaktní plochu. Není ovlivněn pouze polohou těžiště, ale i svalovou aktivitou (Vařeka 2002; Vařeka, Vařeková 2009).

COG (center of gravity) je průmět těžiště do opěrné báze. Při klidném stoji jsou COP a COG v úzkém vztahu a proto můžeme při měření na silových plošinách určit polohu COP a sprostředkovaně i polohu COG.

Bipedální stoj je pro lidské tělo z biomechanického hlediska vratká poloha. Lidské tělo jako systém je tvořeno množstvím segmentů a momenty sil působící na tyto segmenty pákovým mechanismem se neustále mění z důvodu nemožného udržení stálé a konstantně silné kontrakce. Kromě toho je rovnováha neustále narušována fyziologickými pochody těla jako je např. bušení srdce a dechové pohyby hrudníku (Kolář et al., 2009; Vařeka 2002a).

Stabilita je nepřímě úměrná výšce těžiště a přímo úměrná velikosti opěrné plochy. Když je jedinec méně stabilní, pokrčí kolena, rozšíří stojnou bazi a přitlačí prstce do země, čímž si jemě rozšíří opěrnou bazi. Tato skutečnost je využívána i při testování dle Véleho testu (Véle, Pavlů, 2012). Podmínkou stability ve statické poloze je, že těžiště se musí promítat do opěrné báze v každém okamžiku. Jakmile se těžiště ve statické situaci nepromítá do opěrné báze, musí jedinec vyvinout značnou svalovou práci pro zabránění pádu (Kolář, 2009; Bizovská a kol., 2017).

2.2 Porucha stability a bolest zad

Poruchy stabilizačního systému mohou být způsobené poruchou jedné, nebo více složek posturální stabilizace (viz výše). Panjabi (1990) o nestabilitě hovoří jako o neschopnosti udržení neutrálního postavení osového orgánu ve fyziologických parametrech. Při instabilitě vzniká nefyziologické zapojení stabilizačních funkcí osového orgánu, což má dále za následek vznik funkčních a později i strukturálních změn. Při instabilitě, decentraci, je rozložení tlaku na jednotlivé segmenty neideální. Na jednotlivé části těchto segmentů je vyvíjen větší tlak, který má za následek vznik nociceptivního dráždění až strukturálních změn v segmentu. Chybná či nedostatečná míra posturální stabilizace se často prezentuje bolestí zad (Špringrová, 2012; Véle, Čumpelík, & Pavlů, 2001; Norris, 2008; Horak, 2006).

Instabilita páteře vzniká, když páteř není dostatečně zpevněna okolními strukturami. Jako následek instability může vzniknout otok i útlak nervu. Už dávno

studie prokázaly, že obraz strukturálních změn na páteři a historie bolestí zad jedince spolu nekorelují. Strukturální změny na páteři jsou pravděpodobné u asymptomatických lidí stejně jako u těch, kteří mají bolesti zad a ztrátu správné funkce posturální stability. Správná funkce posturálního řízení proto hraje velice významnou roli i u bolestí páteře. Při dlouhodobém chybném programu posturálního řízení totiž dochází k izometrické bolesti, která je způsobena hyperaktivitou dlouhých polysegmentálních svalů a jejich přetížením (Videman et al., 1990; Saal 1995; Rašev, 2011).

2.3 Svalový stabilizační systém

Svaly udržující posturu, zejména hluboký svalový systém, slouží ke stabilizaci postury a pomáhá i při koordinaci pohybů. Tyto svaly se podílejí na účelovém nastavení pohotovostní polohy (stand by) a účelově orientované polohy těsně před pohybem (atitudy). Zajišťují bezpečnost pohybu, tvoří základ pro každý pohyb lidského těla a tak ho chrání před přetížením a poškozením. Změna polohy se připravuje už během rozhodování o pohybu. Trup a podpůrné klouby jsou stabilizovány před, během i po skončení pohybu. Dokonce i zdánlivě statické pozice jako stoj a sed jsou aktivním dějem, který si stále vyžaduje neustálé vyvažování a zaujímání stálé polohy (Véle, 2006).

Za základní složky hlubokého stabilizačního systému považujeme v dnešní klinické praxi zejména hluboké flexory krku, hluboké zádové svalstvo, břišní svalstvo, svalstvo pánevního dna a bránici. K zajištění stabilního a vzpřímeného držení těla je potřebná vyvážená kontrakce agonistických svalů, nebo-li kokontrakce flexorů a extenzorů trupu i končetin, abduktorů, adduktrů, vnějších a vnitřních rotátorů končetin (Kolář et al., 2009; Lewit & Lepšíková, 2008).

Stabilizační systém trupu se dle Bermarka (1989) dělí na lokální a globální svalový systém. Globální systém reaguje na změny působení vnějšího zatížení, zatímco lokální systém reaguje na změny tvaru lumbální páteře. **Lokální systém** tvoří: mm. intertransversarii, mm. interspinales, m. multifidus, m. longissimus thoracis (bederní část) m. quadratus lumborum (med. část), m. transversus abdominis, m. obliquus abdominis int. (část upínající se na thorakolumbální fascii). **Globální systém** je tvořen svaly zabezpečující inta- abdominální tlak. Jsou aktivními složkami, které přímo přenášejí zátěž mezi hrudním košem a pánví. Globální systém tvoří: m. erector spinae, m. quadratus lumborum (lat. část), m. rectus abdominis, m. obliquus externus a internus

abdominis. Neuromuskulární kontrola hlavně lokálního svalového systému představuje velmi důležitý faktor pro stabilitu páteře. Intersegmentální svaly umožňují efektivnější nastavení neutrální polohy těla, což zabezpečuje nastavení puncta fixa pro globální stabilizátory a následně i ekonomický pohyb (Špringrová, 2010).

Do procesu posturální stabilizace se mohou zapojit všechny svaly. Jejich aktivace je ale závislá na vnějších podmínkách, výchozí poloze či cílech motoriky. Rašev (2011) hovoří o třech vrstvách trupové svaloviny. **Svaly nejhlubší vrstvy**, neboli krátké intersegmentální svaly, nacházející se roztroušené v paravetebrálním vazivu nastavují polohu obratlů do potřebné polohy už při pouhé myšlence, několik milisekund před zahájením samotného pohybu. Mají takzvanou anticipační úlohu. Do této skupiny patří: mm. interspinosi, intertransversarii, rotatores breves et longi a m. multifidus. **V Druhé vrstvě** se nacházejí svaly spojující čtyři až šest segmentů. Do této skupiny se řadí m. longissimus, m. iliocostalis, m. semispinalis, m. longus colli a m. longus capitis. Do třetí vrstvy patří **svaly povrchové** spojující víc než šest segmentů a jsou to např. m. latissimus dorsi, m. trapezius, m. serratus ant., m. serratus posterior superior a posterior inferior, m. quadratus lumborum, m. levator scapulae, mm. scalenii, mm. splenii, šikmé i přímé břišní svaly a m. pectoralis major. Svaly třetí vrstvy se ideálně aktivují při větších a rychlých změnách těžiště, např. při velkých exkurzích pohybu, nebo při výrazné destabilizaci systému. Fyziologicky mohou některé polysegmentální svaly také působit jako intersegmentální stabilizátory v případě jejich diferencované aktivity, kdy se aktivují jenom určité svalové snopce. Výše zmíněný děj nastává zejména při zvýšených nárocích na posturální stabilizaci (Rašev 2011).

2.3.1 Intra abdominální tlak

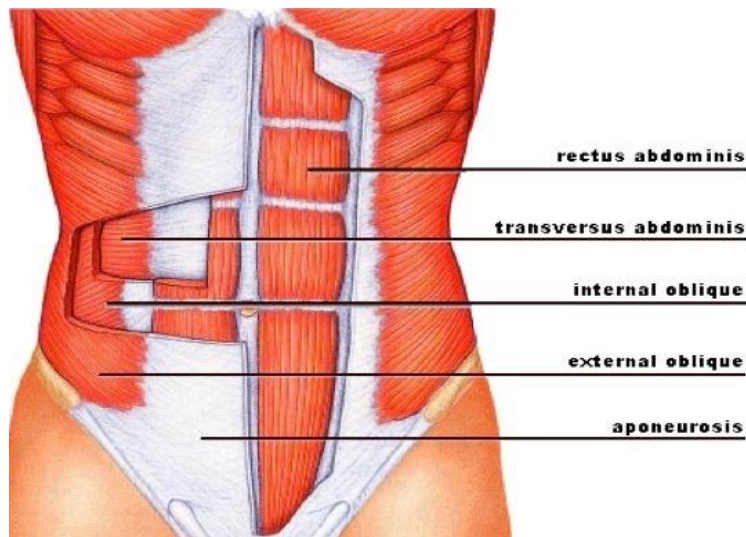
V problematice posturální stability nelze opomenout ani bránici a svaly pánevního dna, které společně se synchronní aktivitou abdominálních svalů vytváří intra-abdominální tlak (intra-abdominal pressure, IAP). Svaly břišní stěny tvoří spojení mezi hrudníkem, páteří a pánví zepředu i po stranách, Z horní části hrudní s břišní dutinou propájí bránice a ze spodní části dutiny břišní v malé pánvi jako antagonista bránice pracuje pánevní dno. Všechny tyto svaly se podílí na vytváření břišního lisu a tím i regulaci IAP. Udržení IAP snižuje axiální kompresi a smykové zatížení páteře. IAP může také chránit páteř před nadměrným nepřímým zatížením (např. přes zatížení horních končetin). Harnam et al. (1988) poukázali na korelaci síly břišních svalů

a velikosti IAP. Prokázali, že při větší síle břišních svalů může jedinec vyvinout i větší IAP (Hagins, Lamberg, 2011, Norris, 2008).

Svaly břišní stěny (obr. 3.) jsou: *m. rectus abdominis*, *m. obliquus externus abdominis*, *m. obliquus internus abdominis* a *m. transversus abdominis*. Kromě regulace IAP, stahuje **m. rectus abdominis** žebra kaudálně (je pomocný výdechový sval), při fixované pánvi provádí aneflexi hrudníku a při fixovaném hrudníku podsazuje pánev.

M. obliquus externus abdominis a m. obliquus internus abdominis jsou při oboustranné kontrakci synergisté *m. rectus abdominis*. Při jednostranné kontrakci vykonává *m. obliquus externus abdominis* lateroflexi páteře na stranu aktivity svalu a rotace na protilehlou stranu. Funkce *m. obliquus internus abdominis* při jednostranné kontrakci je podobná jako u vnějšího šikmého břišního svalu, jenom při rotaci provádí pohyb na stranu působícího svalu.

M. transversus abdominis je také pomocný výdechový sval, fixuje žebra pro správnou funkci bránice a při jednostranné kontrakci rotuje trup na stranu působícího svalu. Kaudální část svalu kontroluje v oblasti tříselného kanálu napětí břišní stěny (Dylevský, 2009; Dylevský, 2009a; Hudák, Kachlík., 2017; Čihák, 2011).



Obr. 3: Svaly břišní stěny (<https://osobnitrener-brno.cz/portfolio/bricho/>).

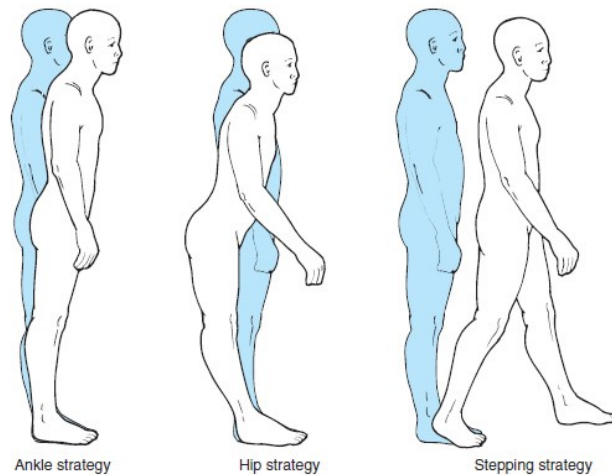
2.4 Propriorecepce a exterocepce v procesu řízení posturální stability

Do řízení stabilizace zasahuje mnoho vlivů. Mezi mechanismy podílející se na řízení posturálního nastavení patří receptory, jež vedou senzorické informace do centrální nervové soustavy (CNS). CNS informace z receptorů vyhodnocuje a na základě nich tvoří pohybový program, který je realizován muskuloskeletálním aparátem (Goebel et al., 1999).

Centrální nervový systém řídí senzomotoriku (souhru vjemů smyslových orgánů a tělesného pohybu) na třech úrovních. Spinální úroveň zabezpečuje úroveň logistiky, úroveň excitability motoneuronů systému gama, distribuci aktivace přes interneurony na alfa motoneurony předních míšních rohů, intenzitu reciproční inhibice a aktivaci fázičkových a tonických motoneuronů. Subkortikální úroveň se podílí na nastavování svalového tonu, metriky a řízení rovnováhy, kontroluje opěrnou motoriku a koordinuje řízení jemné motoriky, vybírá zautomatizované posturální programy a ovlivňuje míšní funkce. Kortikální úroveň zabezpečuje vnímání, interpretaci vjemů, asociace a spouští cílenou motoriku.

Aby řízení posturální stabilizace mohlo optimálně fungovat, správné informace z proprio a exteroceptorů jsou nezbytné. Porucha na jakékoli části řízení posturální stability vyvolá neadekvátní zapojení svalů a jejich diskoordinaci, což při déle trvající poruše způsobí funkční poruchy, které následně mohou vyvolat i strukturální změny v pohybovém aparátu. Kromě toho může dojít ke zvýšení nociceptivního dráždění. Aby k těmto poruchám nedocházelo, je potřebné zlepšit koordinaci a rychlost reakce na podnět, například využitím zvýšené propioceptivní aferentace do CNS (Véle, 2006; Page, 2006).

2.5 Strategie k zajištění stability



Obr. 4: Strategie k zajištění stability: (A) hlezenní strategie (ankle strategy), (B) kyčelní strategie (hip strategy), (C) kroková strategie (stepping strategy) (<http://symmetryptmiami.com/strategies-maintain-balance/>).

Vzpřímená poloha je pro lidské tělo labilní kvůli malé opěrné bázi a relativně vysoko uloženému těžišti. Už jenom dech a pohyby orgánů přispívají k vychýlení těžiště. Pro udržení stálé stabilní polohy je nevyhnutelné neustálé vyvažování těla. K tomuto vyvažování jsou používány strategie pro zajištění posturální stability, které můžeme rozdělit na anticipační a kompenzační, nebo i statické a dynamické. Posturální rovnováha zahrnuje koordinaci těchto pohybových strategií k stabilizaci COP při samovolně iniciovaných a externě vyvolaných poruchách stability. Výběr posturální strategie volí jedinec dle pohybového záměru, velikosti a směru vychlzení i dle předchozích zkušeností (Santos, Kanekar, & Aruin, 2010; Horak, 2006; Věle, 2006, Vařeka 2002b).

Anticipační strategie se připravuje ještě před samotným vychýlením. Můžeme ji nazvat i jako přípravu na očekávané vychýlení. Při použití této strategie je nezbytné dané vychýlení očekávat. Je závislá na předchozích zkušenostech jedince. Santos et al. (2010) prokázali, že větší svalovou aktivitou potřebnou pro kompenzaci vychýlení se snižuje aktivita anticipační strategie (Horak, Henry, & Shumway-Cook, 1997; Horak, 2006).

Kompenzační strategie zajišťuje pomocí zpětné vazby znovuoobnovení stability po předchozím vychýlení (Santos, Kanekar, & Aruin, 2010; Horak, Henry, & Shumway-Cook, 1997).

Posturální reakce jedince, při kterých se nemění kontaktní plocha opory, nazýváme statickými strategiemi. Mezi statické strategie se řadí hlezenní a kyčelní strategie (obr.4 (A-B)). Výběr těchto strategií závisí na velikosti a směru vychýlení (Řasová, 2007).

Hlezenní (kotníková) strategie se uplatňuje při mírném vychýlení, zejména v antero-posteriorním směru. Při této strategii se svaly stabilizující polohu těla zapojují v disto-proximálním směru, tedy od plantárních a dorzálních flexorů přes svaly stehenní na svaly břišní stěny a zad (ShumwayCook & Woollacott, 2001).

Ke **kyčelní strategii** dochází při větším nebo rychlejším vychýlení těžiště. Tato strategie se uplatňuje při vychýlení v antero-posteriorním i medio-laterálním směru. Aktivace svalů pro zajištění opětovné rovnováhy je v proximo-distálním směru. Svalová aktivita začíná svaly turupu a pokračuje dál na svaly stehenní. Při medio-laterálním vychýlení se aktivují i abduktory (na stojné DK) a adduktory (na protilehlé DK) kyčelního kloubu (ShumwayCook & Woollacott, 2001; O'Sullivan, Schmitz, 2016).

Dynamické rovnovážné strategie volí řídicí systém, když je vychýlení veliké a není možno udržet COG v opěrné bázi. Mezi dynamické strategie řadíme krokovou strategii a strategii preventivního řízeného pádu. Při **krokové strategii** (obr.4 C) se jedinec brání pádu provedením kroku a umístěním COG opět nad opornou bazi (Horak, 2006; Řasová, 2007).

V případě, že pro udržení stability nestačí kroková strategie, nastává strategie **preventivního řízeného pádu**, kterou doprovází ochranná reakce horních končetin (pohyb ve směru pádu), co má za následek zmírnit pád a ochránit jedince od vážnějšího úrazu (Řasová, 2007).

2.6 Terapie posturální stability

Motorické učení je aktivní proces, který se uskutečňuje především v kortikálních oblastech mozku. Nové pohyby vyžadující stálou kortikální kontrolu jsou pro jedince náročné a unavující. K motorickému učení dochází především v parietálním a frontálním laloku. Na základě trénování a opakování dané činnosti se náročnost provedení snižuje a tato činnost se stává automatickou (činnost je možné porovést bez vědomé kontroly.) Automatizované pohyby jsou řízeny z podkorové oblasti (Dobošová, 2007; Kolář, 2009).

V dnešní fyzioterapeutické praxi se k úpravě deficitů posturální stabilizace využívá mnoho metodik, cvičebních pomůcek a přístrojů. Tyto metodiky pracují s motorickým učením jedince na základě schopnosti neuroplasticity CNS. Řadíme je do skupiny metodik na neurofyziologickém podkladě a prostřednictvím nich učíme své pacienty nové pohybové vzory, které se na základě tréningu automatizují (převádějí do podvědomé podoby). Nejedná se tedy o posilování konkrétních svalů, nýbrž o vytváření nových pohybových možností jedince na základě ovlivnění aferentace a řídicí složky posturálního systému, které může dotýchnýkdykoliv využít dle své potřeby. (Dobošová, 2007; Dylevsky Kubálková a Navrátil, 2001).

Mezi metodiky založené na neurofyziologickém podkladě využívané k terapii posturální kontroly řadíme například Proprioceptivní neuromuskulární facilitaci (PNF), Dynamická neuromuskulární stabilizaci (DNS), Sensomotorická stimulaci (SMS), cvičení na Posturomedu® od MUDr. Raševa, Vojtovu reflexní lokomoci, Bazální posturální programy dle Jarmily Čákové (BPP) ude Brunkowové a jiné. (Holubářová, Pavlů, 2014; Kolář, 2009; Vojta & Peters, 2010; Janda, Vavrová, 1992; Čáková, 2008; Dobošová, 2007; Špringrová, 2017).

Reeves et al. (2007) uvádí, že i analytický trénink trupového svalstva zlepšuje schopnost stabilizačního systému trupu reagovat na požadavky, které jsou na něj kladeny. Z toho vyplývá, že i toto cvičení poskytuje ochranu proti poškození páteře a bolestem zad.

2.6.1 Terapie posturální stability odporem aplikovaým přes horní končetiny

Horní končetiny slouží jako hlavní uchopovací a manipulační orgán, který je určený k sebeobsluze a komunikaci. Pro optimální funkci horních končetin pro manipulaci je klíčové udržení stabilních segmentů trupu. Díky anticipaci přechdchází

pohyb horních končetin aktivita trupového svalstva (Rašev, Haider, 2010; Věle, 2006). Ve fyzioterapeutické praxi se setkáváme s aplikací odporu přes horní končetiny v terapii ramenních pletenců a horních končetin, ale také v terapii posturální stabilizace. Pomůcky, které tímto způsobem pracují, využívají mechanismu vibrace. Externí zátěž, jež je vytvářena vibracemi, se přenáší z periferie na trup a dolní končetiny. Ve snaze o udržení co nejstabilnějšího postavení ramenních pletenců a trupu dochází k aktivitě svalů posturální stabilizace v oblasti trupu (Rašev, 2011).

Vibrace, nebo také kmitání je definováno následujícími parametry: frekvencí, amplitudou a zrychlením. (Paráková et al., 2008). Aplikaci vibrací můžeme rozdělit na lokální a celotělovou. Celotělové vibrace využívané v terapii posturální stabilizace jsou formou neuromuskulárního tréninku (metoda na neurofyziologickém podkladě).

Celotělové vibrace jsou na jedince přeneseny např. prostřednictvím plošiny Power Plate® (obr. 5) (Pavlů, Strachotová, 2011).

Jako pomůcky využívající aplikaci odporu přes horní končetiny (vibrací) jsou v praxi využívány například Theraband Flexi-bar®, Propriomed® Bodyblade®.



Obr. 5: Plošina Power Plate ® (www.tclub.cz/fitness/power-plate/).



Obr. 6: Theraband FlexiBar (www.compressionprofessionals.com/product/theraband-flex-bar/).

Theraband FlexiBar® (obr. 6) byl vyvinut pro léčbu horních končetin, primárně epikondylitýd (tenisového a golfového lokte). Kromě toho se dá také využít pro trénink koaktivace svalů ramenního pletence a trupu. **Theraband FlexiBar®** s hmotností 0,59 kg a délkou 0,3 m je k dostání v různých barebných provedeních, která označují velikost odporu: žlutá (6 lib. síla), červená (10 lib. síla), zelená (15 lib. síla), nebo modrá (25 lib.síla). Pro terapii se využívá ohýbání, kroucení neboli oscilace pomůcky (www.theraband.com/theraband-flexbar-resistance-bar.html; Arora et al. 2013).



Obr. 7: Příklad cvičení s Propriomedem (vlevo) a ukázka typů pomůcek Bioswing Propriomed® (vpravo) (www.bioswing.de/therapiesysteme/bioswing-propriomed/propriomed-modelle).

Bioswing Propriomed® (dále jen Propriomed (obr.7)) je somatooscilační diagnosticko terapeutická pomůcka, která byla navržena MUDr. Eugenem Raševem Ph.D. a na trhu je již od r 1999. V současnosti je využívána převážně v Německu a České republice. Cvičení s výše zmíněnou pomůckou podporuje synergickou

koaktivaci hlubokých intersegmentálních svalů. Jeho podstatou je nastavení (feed forward) pro určitou činnost s držením těžšího předmětu dále od středu těla (Putra a Herbsleb, 2007). V tyči jsou zabudovány i tlumící součástky, jež snižují zatížení kloubů. Na obou koncích tyče jsou 2-4 ručně nastavitelné regulátory frekvence, kterými se dá přizpůsobit frekvence kmitů obou koncových částí tyče podle individuálního stavu a výkonosti jedince (Rašev, 2011; Otte, et al. 2014).



Obr. 8: Bodyblade ® (<https://www.dietspotlight.com/bodyblade-review/>).

Bodyblade® (obr.8), který vynalezl Bruce Hymanson v roce 1991, je ohebná čepel s rukojetí uprostřed o délce 76,2-152,4 cm, váhou 0,68 kg a frekvencí 4,5 Hz (www.bodyblade.com; Arora et al. 2013). Moreside et al. (2007) hodnotili aktivační vzorce svalů trupu, tlakové síly na bederní páteř a její kinematiku při oboustranném cvičení s pomůckou Bodyblade®. Zjistili, že cvičení s touto pomůckou může zvýšit, ale i snížit stabilitu páteře v závislosti na tom, jakým způsobem bylo toto cvičení začleněno do tréninku. Pro aktivaci m. transversus abdominis byla nejúčinnější cvičení s oscilací ve frontální rovině. Arora et al. (2013) doplnil, že na větší aktivaci trupu je vhodné cvičení i v transverzální rovině. Behm et al. (2005) uvedl, že jednostranná povaha cviků s oscilační pomůckou může vést k výraznější asymetrii točivého momentu, což podnítí svaly trupu k větší aktivaci. Na druhou stranu Arora et al. (2013) prokázali větší aktivitu svalů trupu při oboustranném cvičení s oscilační pomůckou.

Stevens (2006) zkoumal zapojení svalů trupu při cvičení mostu (bridging) na nestabilních plošinách. Zjistil, že při takovém cvičení se zvýšila výrazně aktivita vnějších trupových svalů v zájmu udržení stability. Při cvičení bridging s propriomedem, se kromě vnější muskulatury zapojují více i hlouběji uložené svaly, proto je toto cvičení efektivnější pro trénink posturální stability (Kim et al., 2014).

Celotělová vibrační cvičení poskytují silnou senzorickou stimulaci, která aktivuje svalové vřetenka a zesiluje vnímání proprioceptivních stymulů. Tím dochází k lepší koaktivaci svalů nezbytných v procesu udržování posturální stabilizace. Pro ideální a stabilní držení těla je klíčová vyvážená aktivita svalů řízena centrálním nervovým systémem. Synergická aktivita svalů zabezpečuje energeticky úspornou stabilizaci během vzpřímeného držení a během pohybu (Bogaerts. 2007; Togu, Germany; Kim et al., 2014; Bosco et al. 1999).

3 MĚŘÍCÍ TECHNOLOGIE VYUŽITÉ VE STUDII

3.1 Silové plošiny Kistler®

Silové (piezoelektrické) nebo tlakové (tenzometrické) plošiny představují přístroje tvořené deskami, jež obsahují snímače sil (nejčastěji 4 smímací elementy), které zaznamenávají síly působící na desky. Zmíněné desky zaznamenávají kontaktní síly, jejich směry a výslednice. Jako snímač se používá piezoelektrický krystal (například v plošine Kistler®) (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2004).

Nejčastěji se používají silové plošiny (Kistler® dále jen Kistler) pro 3D analýzu měření. Reakční síla působící na desku je rozložena na tři navzájem kolmé osy, F_z (vertikální složka), F_x (předo-zadní složka) a F_y (latero-laterální). Matematickým výpočtem těchto tří složek sil je možné určit polohu COP (Robertson et al. 2004).

Software BioWare®, který je součástí přístroje, bsahuje řadu rovnic pro výpočet proměnných získaných ve formě zesílených elektrických signálů z pizelektrických smímaců v Kistlerové desce. Software BioWare® tedy shromažďuje údaje ze silových desek, které převádí na použitelná data a zaznamenává výsledky v grafickém zpracování. Před samotným měřením je potřebná kalibrace výchozího „nulového“ zatížení desek (www.kistler.com).

3.1.1 Plošina Kistler ve vstahu k postuře

Pro potřeby kinematické analýzy je potřeba informace ze systému Kistler doplnit o informace i z jiných měřících systémů. Kistler sice poskytuje informace o charakteru zatížení, ale bez monitorování segmentů těla nelze určit v jaké poloze se jedinec nachází. Pošiny Kistler se často využívají pro měření reakčních sil od podložky, momentů sil, výpočtu COP, ale i k analýze chůze, analýze stranového zatížení při cvičení, výpočtu síly skoku, výbušnosti, třecích momentů, frekvenční analýze pohybu a statické a dynamické stability. Na podkladě poznatků z kinematiky a biomechaniky lze i kinematické analýzy odvodit charakter daného pohybu jedince (www.kistler.com; Soumar, 2011).

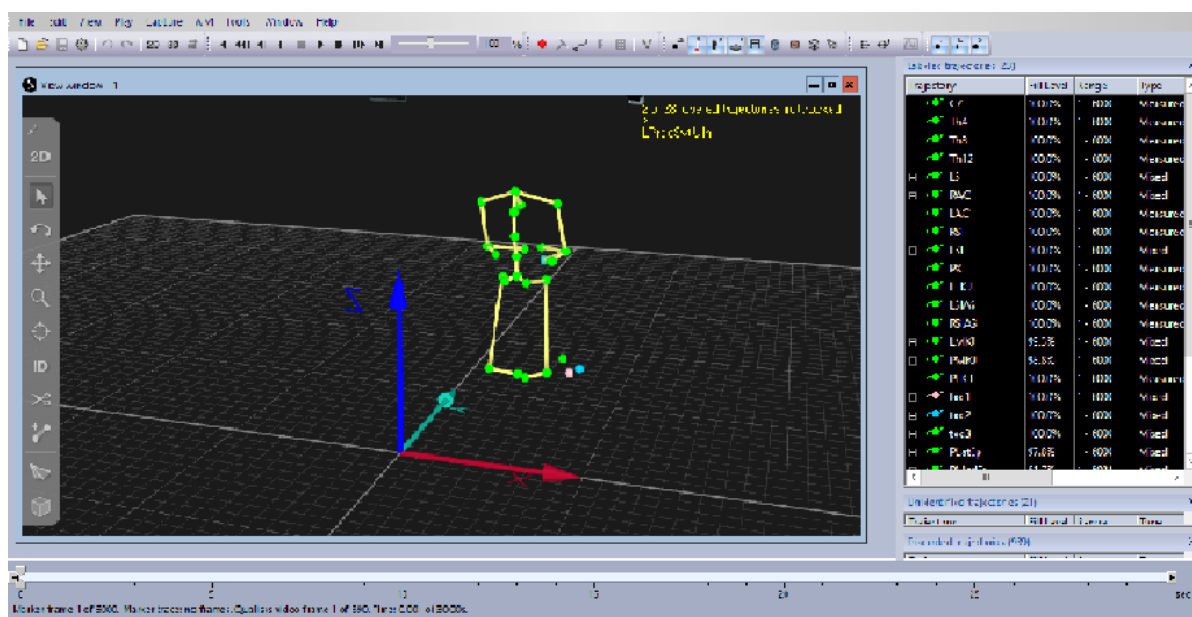
3.2 Systém Qualisys Motion Capture System®

Metoda měření za pomoci optického systému Qualisys Motion Capture System ® (dále jen Qualisys) je založena na získávání souřadnic bodů (markerů) umístěných na těle sledovaného subjektu. Zaznamenává změny polohy a orientace segmentů těla v prostoru, velikosti úhlových změn mezi segmenty, které odpovídají lineární, nebo úhlové rychlosti a zrychlení. Popisuje tedy polohu těla v prostoru a čase. (Kolář, 2009) Pro monitorování pohybů segmentů využívá pasivní, nebo aktivní markery, jež jsou připevněné na tělo probanda na přesně definované anatomické body.

Pasivní markery představují drobné kulovité útvary odrážející infračervené světlo vysílané ze snímacích kamer. Výhodou pasivních markerů je, že může být snímáno velké množství markerů naráz a to velmi vysokou vzorkovací frekvencí. Navíc není pohyb testované osoby nikterak omezen elektrickými kabely. (Sinclair et al. 2012, Richards et al. 2008)

Složitější multisegmentální pohyby jsou snímány pro hodnocení provedení různých cvičení, chůze, nebo udržování posturální stability. Tyto pohyby je možné zpětně hodnotit pomocí digitálních videonahrávek a to z různých úhlů.

Z nasmímaných údajů o poloze a pohybu segmentů je vytvořen v programu Qualisys Track Manager (QTM) 3D model. Tento program následně zpracovává naměřená data a vytvoří tzv. „stickmana“ (obr. 9).

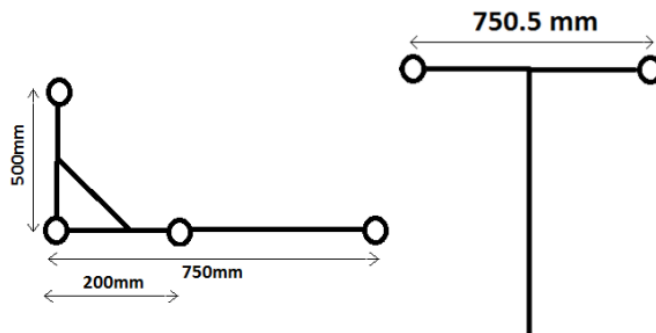
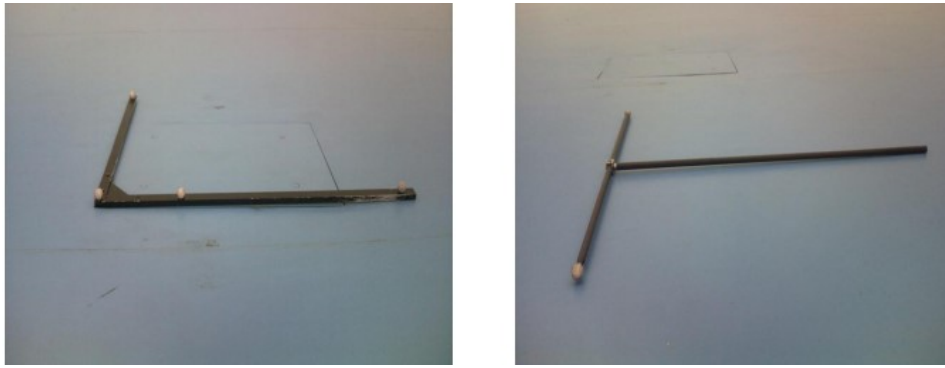


Obr. 9: Záznam z cvičení v programu Qualisys Track Manager (QTM). Určení a pojmenování všech sledovaných markerů na těle probanda a vytvoření „stickmana“ (archiv autora).

Před veškerým měřením je nezbytné správné rozmístění kamer. Pro přesné výsledky je zapotřebí, aby daný bod byl smířán minimálně ze dvou kamer současně. V takovém případě si systém dovede trojrozměrnou polohu bodu sám dopočítat. Nezbytná je také správná kalibrace systému pomocí speciální pomůcky s pasivními markery, které jsou umístěné na přesně určených místech (obr. 10). Pomocí této kalibrace se systém nastaví do požadovaného reálného měřítka. Kromě toho, je před zahájením měření nutné nastavit citlivost snímání kamer. Jakmile by citlivost kamer byla příliš vysoká, snímaly by sebemenší odraz infračerveného záření a to by způsobilo zobrazení vícero bodů, než bylo původně aplikováno.

Po měření je potřeba označit a pojmenovat zesnímané body pro následné zpracování. Program QTM nabízí funkci tvoření modelů, která při správném naměření dokáže sama přesně pojmenovat potřebné body.

Někdy je potřeba provést dopočítání, resp. doplnění chybějících trajektorií bodů. Při automatickém doplnění chybějících částí trajektorie je nutno tento záznam posléze zkontrolovat (Qualisys Track Manager – User Manual, 2011).



Obr. 10: Speciální kalibrační pomůcka pro systém Qualisys. L-frame (obr. vlevo) pro statickou kalibraci a T-Wand (obr. vpravo) pro dynamickou kalibraci systému (Sinclair, 2012).

3.2.1 Systém Qualisys ve vztahu k postuře

Vyhodnocená data ze systému Qualisys jsou pro kinematickou analýzu velice přínosná. Pohyb je možný sledovat v reálném čase a dle potřeby zrychlit/zpomalit nebo zviditelnit trajektorii pohybu sledovaných markerů. Ze záznamu je možné pozorováním „stickmana“ posoudit symetričnost a plynulost pohybu. Při následném zpracování hodnot bodů lze vypočítat přesnou polohu segmentů těla vůči souřadnému systému QTM, polohu segmentů vůči sobě navzájem, jejich výchylky při pohybu, rychlost a zrychlení. Z těchto dat lze poměrně přesně hodnotit prováděný pohyb (www.qualisys.com).

3.3 Elektromyografická analýza

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metoda založená na snímání elektrické aktivity kosterního svalstva. EMG zaznamenává změnu elektrického potenciálu, ke které dochází při svalové aktivaci. Tuto aktivitu svalů je možné hodnotit invazivně (jehlovými elektrodami) či neinvazivně (pomocí povrchových elektrod přilepených na

kůži). Svalovou aktivitu lze sledovat na úrovni jednoho svalového vlákna, jedné motorické jednotky, nebo celého svalu. EMG se využívá ve výzkumu motorické kontroly (pro indikaci zahájení svalové aktivity, indexu svalové únavy, podílu síly sledovaných svalů, jejich časovou sekvenci zapojení při pohybu, hodnocení biofeedbacku atd.). Kromě toho se využívá také při diagnostice neuromuskulárních onemocnění (Webster, 2006; Cros, 2011; De Luca, 1997).

V dnešní době jsou preferovány více povrchové elektrody pro snadnou dostupnost, neinvazivní charakter měření a poměrně jednoduchou aplikaci na kůži testovaného subjektu. Nevýhodou je, že zaznamenávají pouze signály tvořené velkým počtem motorických jednotek a někdy i signály z okolních svalů. Problematický je i fakt, že při měření povrchovými elektrodami vznikají různé šумы zapříčiněné vrstvou pokožky a průtokem krve pod elektrodami (Bo, 2015; Konrad, 2006; Moreside et al., 2007; Nigg and Herzog, 2005).

Aplikace elektrod: Všeobecně platí pravidlo, že čím je menší měřený sval, tím je potřebná i menší snímací elektroda a také mezielektrodový prostor. Doporučené umístění elektrod je podél svalových vláken ve vzdálenosti 1-2 cm od sebe. Ke každé skupině elektrod je potřeba umístit v jejich blízkosti referenční elektrodu. Přesné umístění referenční elektrody není přísně stanoveno. Aplikuje se mimo testovaný sval např. na kostěnné výběžky (crista iliaca, spina iliaca ant. sup., okolí kloubu a ji.) Referenční elektroda slouží jako filtr pro spodní hodnoty elektrického signálu (De Luca, 2002; Dickie 2016; Konrad, 2006; Basmajian, De Luca 1985).

Maximální volní kontrakce (maximum voluntary contraction (MVC)): MVC se považuje za maximální možnou sílu, kterou je schopen jedinec cíleně vyvinout (vůči izometrickému odporu -MVIC). Při MVC se testovaný subjekt snaží zapojovat co nejvíce svalových vláken pro zvýšení svalové síly. Vytvořená výsledná síla závisí na počtu aktivovaných motorických jednotek a frekvenci jejich excitace. Bez předchozí edukace může být maximální volní kontrakce až o 20-40 % nižší, nežli maximálně možná MVC daného svalu (Wilmore and Costill, 1999; Bo, 2015).

Dynamické měření MVC spočívá v provádění dané aktivity maximální intenzitou v krátkém časovém intervalu (Albertus-Kajee et al., 2010). Zmíněný typ měření se uvádí také jako „technika sprintu“, kdy normalizační amplituda elektrického

signálu je reprezentována maximální hodnotou získanou během vysokointenzivního pohybu (Sinclair et al., 2015; Ball and Scurr, 2013).

3.4 Cvičební pomůcka Marrko

Cvičební pomůcka Marrko Core® byla vynalezena vojenským veteránem Martinem Kofroněm v roce 2015. První prototyp (obr. 15) byl zkonstruován z lezeckého lana, na jehož konci byl pevný uzel sloužící jako závaží. Od roku 2016 je pomůcka na světovém trhu.

Marrko Core® se skládá z rukojeti (připomínající grip švihadla), na kterém je upevněné lano dlouhé 65 cm. Na druhém konci lana je přivázaná hlavice sloužící jako závaží (275 gramů). Do hromady váží celá cvičební pomůcka využitá v této práci (obr. 17) 300 gramů. Novější hlavice už mají nastavitelnou zátěž (obr. 16).



Obr. 11: První prototyp Marrko Core® v roce 2015 (<http://marrko.com/the-story/>).

Pomůcka byla sestrojena pro posílení trupového stabilizačního systému a terapii bolestí zad. Od podobných cvičebních pomůcek (např. propriomedu) se liší tím, že využívá odstředivou sílu jako vnější zátěž pro destabilizaci. Síla se přenáší přes horní končetiny cvičence. Úkolem cvičícího je udržet pánev stabilně. Pohyb vychází z trupu a ramen. Lokty a zápěstí zůstávají natažené. Při správném cvičení dochází k přenosu síly přes horní končetiny na svaly celého těla s důrazem na stabilizační systém trupu.



Obr. 12: Marrko Core® v novém provedení (<http://marrko.com/photos/>).



Obr. 13: pomůcka Marrko Core® využita pro testování v této práci (<http://marrko.com/photos/>).

4 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

4.1 Cíl práce

Cílem projektu je pohybová analýza vybraných segmentů těla (C7, Th4, Th8, Th12, spojnice akromionů a zadních spin) za pomoci tří měřících systému (Qualisys, EMG a Kistler) při cvičení s pomůckou Marrko Core®. Dalším záměrem projektu je potvrzení dosavadních poznatků z oblasti kineziologie o pohybu segmentů páteře při rotačních cvicích. Kromě toho si klademe za cíl vybraná cvičení vzájemně porovnat a posoudit jejich vhodnost při aplikaci u běžné populace s bolestí zad různé etiologie.

4.2 Úkoly práce

- literární rešerše problematiky posturální stability a způsobu jejího měření
- rekrutace probandů splňující stanovená kritéria výzkumu
- změřit vybrané parametry pomocí systému Qualisys, Kistler a EMG
- sběr a analýza dat, jejich vyhodnocení a interpretace
- posoudit vhodnost vybraných cviků s cvičební pomůckou Marrko Core® u běžné populace s bolestí zad různé etiologie

4.3 Hypotézy

H1. Svalová aktivita (měřena pomocí EMG) bude minimálně o 5% vyšší u subjektivně náročnějšího cviků „Reverse“ ve srovnání se subjektivně jednodušším cvikem „Marrko“.

H2. Svalová aktivita (měřena pomocí EMG) bude minimálně o 5% vyšší u subjektivně náročnějšího cviků „Left“ ve srovnání se subjektivně jednodušším cvikem „Right“.

H3. Svalová aktivita (měřena pomocí EMG) bude minimálně o 5% vyšší u jednostranných cviků než u cviků oboustranných.

H4. Velikost amplitudy pohybu ramen vůči pánvi bude negativně korelovat s klesající dobou provedení cyklu cviku. Korelace je považována za signifikantní, když Pearsonův korelační koeficient bude $r \geq 0,5$.

H5. Během symetrických cviků bude amplituda pohybu segmentu Th8 nejvyšší ve srovnání s ostatními měřenými segmenty (C7, Th4, Th12).

H6: Podíl vertikální složky síly F_z a celkové tíhy jedince bude oscilovat i do záporných hodnot. Při cvičení bude díky odstředivé síle jedinec „nadlehčován“.

5 METODIKA PRÁCE

Jedná se o experimentální průřezovou studii, ve které byly měřeny a analyzovány biomechanické parametry při specifickém cvičení s pomůckou Marrko Core®. Studie se zúčastnilo 8 probandů, jež byli rekrutováni na základě vstupních kritérií a celý projekt probíhal na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v laboratoři BEZ. Všichni účastníci byli před zahájením studie podrobně seznámeni s obsahem výzkumu a byl požadován jejich informovaný souhlas.

5.1 Charakteristika práce

Diplomová práce byla zpracována pod vedením doc. Ing. Moniky Šorfové, Ph.D. Před zahájením experimentu byla provedena rozsáhlá rešerše dané problematiky na základě odborných článků a monografií v českém, slovenském, anglickém a německém jazyce. Literatura k teoretickým podkladům byla čerpána z archivu UK FTVS v tištěné formě i z elektronických databází jako je EBSCOhost, PubMed, Science Direct a další. Obrazový materiál byl pořízen při experimentu s písemným souhlasem probandů, nebo byl přejat z internetových zdrojů s náležitou citací.

V praktické části byly zpracovány výsledky z kinematické analýzy cvičení s pomůckou využívající odstředivou sílu na destabilizaci jedince. K měření potřebných parametrů jsme využili měřicí systém Qualisys, Kistler a EMG. Na základě získaných dat z těchto tří systémů byla vypracována kineziologická analýza a pomocí statistické analýzy byl zhodnocen efekt cvičební s pomůckou Marrko na stabilizační systém trupu. Před zahájením měření byl experiment schválen etickou komisí UK FTVS (Příloha 1).

5.2 Charakteristika výzkumného souboru

Na základě kvótního výběru s předem definovaným kritériem výzkumu proběhla strategie výběru probandů do výzkumu.

Kritéria pro výběr probandů do studie:

- starší 18 let
- bez akutních nebo chronických bolestí
- bez omezení rozsahu pohyblivosti
- bez interních onemocnění
- příležitostní sportovci (pohybová aktivita min. 2x do týdne)

Z celkového počtu oslovených probandů (12) se do výzkumu zařadilo osm účastníků, z toho čtyři muži a čtyři ženy. Důvodem pro vyřazení z experimentu bylo nesplnění základních kritérií nebo nevyhovující časové možnosti vzhledem k provozní době laboratoře BEZ. Před začátkem měření byla všem probandům odebrána podrobná osobní, sportovní a pracovní anamnéza včetně údajů o dominanci horní končetiny.

5.3 Technické vybavení

Veškeré technické vybavení včetně měřících přístrojů bylo zajistěno FTVS UK katedrou biomechaniky v laboratoři BEZ. V průběhu jednotlivých měření byl vždy přítomen minimálně jeden absolvent bakalářského studia oboru fyzioterapie (Bc. Daniela Dudová – diplomant) a jeden technik laboratoře BEZ. Samotný experiment byl realizován v průběhu jednoho měsíce. Nejprve bylo třeba provést zkušební měření, jehož se zúčastnil jeden z probandů, který byl následně vyloučen pro neúplnost všech potřebných parametrů. V následujících dnech bylo změřeno osm probandů.

K měření vybraných parametrů byla použita 3D kinematická analýza Qualisys Motion Capture System®, jež snímá pohyb pomocí kamerového systému sestávajícího ze 16 kamer. Tyto kamery snímají odražené infračervené světlo z 24 pasivních markerů, které byly před začátkem měření nalepeny na tělo probanda. Kromě výše zmíněných kamer byly použity i kamery snímající pohyb probandů při cvičení. Systém kamer byl vždy před měřením rozmístěn a kalibrován.

Markery byly nalepené na přesně stanovené anatomické body. Aplikace markerů na tělo probanda probíhala v základní anatomické poloze, aby se zabránilo posunu kůže a zajistila co nejpřesnější aplikace markerů. Markery byly na kůži upevněny oboutnannou lepící páskou (Capozzo et al., 1995).



Obr. 14: Umístění pasivních markerů pro systém Qualisys (www.marrko.com).

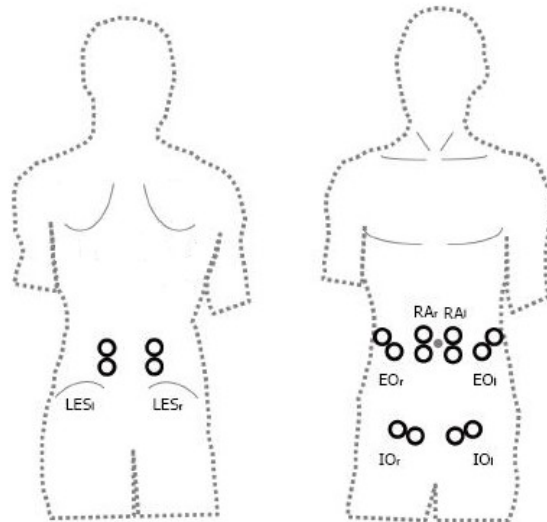
Anatomicky definovaná místa pro umístění pasivních markerů pro systém Qualisys (obr.11):

- processus spinosus C7, Th4, Th8, Th12, L5
- laterální vrchol akromionu
- epikondyly humeru (laterální i mediální)
- processus stylioudeus ulnae
- processus styloideus radii
- horní okraj manubrium sterni
- spina iliaca anterior superior (SIPS)
- spina iliaca posterior superior (SIPS)
- laterální i mediální kondyl femuru
- cluster na koncové části cvičební pomůcky Markko Core® (obr. 12)



Obr. 15: Cvičební pomůcka Marrko Core® s clusterem (archiv autora).

Dynamometrické desky Kistler byly použity ke sledování rozložení reakčních sil během cvičení. Měření a export dat byl proveden v programu Bioware, který obsahuje rovnice pro výpočet proměnných získaných ve formě zesílených elektrických signálů z pizelektrických snímačů zabudovaných v plošinách, jež detekují tři složky síly F_z (vertikální složka), F_x (předo-zadní složka) a F_y (latero-laterální složka). Snímací frekvence byla nastavena na 200Hz. Měření probíhalo po dobu 30 vteřin. Před veškerým měřením byla provedena kalibrace desek pracovníkem laboratoře BEZ bez zatížení desek. Během měření stál proband vždy jednou dolní končetinou na jedné desce.

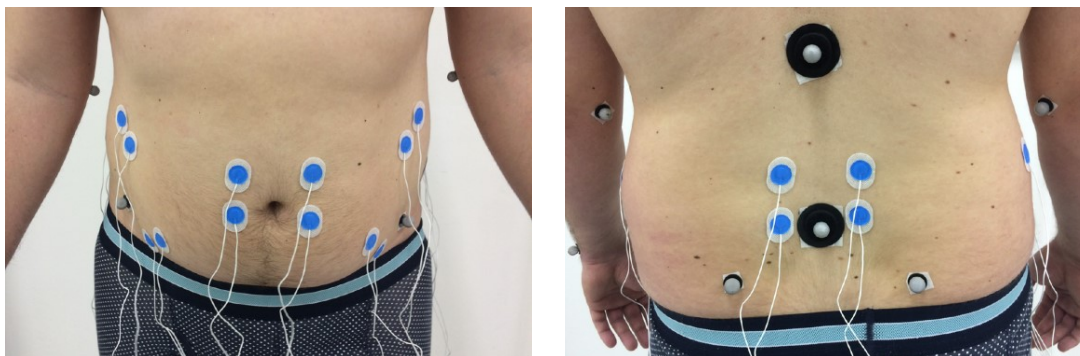


Obr. 16: Místa aplikace povrchových elektrod na břšní a zádové svaly (Mueller et al., 2017).

Pro měření svalové aktivity při cvičení byl využit EMG (Noraxon). Snímání svalové aktivity zajišťují bipolární svody povrchových elektrod. (obr. 13-14) Tyto elektrody byly umístěny vždy bilaterálně a vzhledem k cíli výzkumu následovně:

- m. rectus abdominis (RA) nad a pod umbilikem
- m. obliquus externus abdominis (EO) 15 cm laterálně od umbilicu
- m. obliquus internus abdominis (IO) umístěny mezi SIPS a os pubis
- m. erector spinae (ES) L3-L4, 2 cm laterálně od páteře (Chun et al., 2015; Mueller et al., 2017)

Referenční elektrody byly umístěny v oblasti mimo měřený sval, konkrétně na oblast crista iliaca měřené strany. Pro zajištění lepší přilnavosti elektrod, byl před nalepením elektrod povrch kůže odmaštěn a vyčištěn roztokem na bázi alkoholu. U některých probandů bylo nutné elektrody upevnit tejpovací páskou, přestože Konrád (2006) tento postup nedoporučuje kvůli možnému zkreslení dat. Pro bezpečnost probandů a snížení rizika odlepení elektrod byly kabely pro systém EMG zafixovány elastickým popruhem ke stehnům probandů. Zesílení signálu na obou přístrojích (pro pravou i levou stranu) bylo nastaveno na hodnotu 1000 Hz. Kvalita záznamu byla orientačně kontrolována před, během i po měření.



Obr. 17: Místa aplikace povrchových elektrod na břišní a zádové svaly (archiv autora).

5.4 Vybrané cviky s pomůckou Marrko Core®

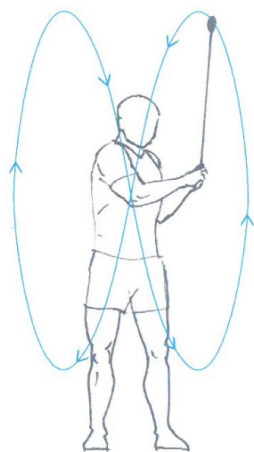
Pro potřeby této práce byly vybrány čtyři cviky (viz popis níže), které výrobce pomůcky popisuje v manuálu ke cvičební pomůcce. Do studie byly vybrány následující cviky: „Marrko“, „Reverse Marrko“ (dále jen „Reverse“), „Left arm“ (dále jen „Left“) a „Right arm“ (dále jen „Right“). Každý z cviků byl před samotným měřením probandům

srozumitelně vysvětlen, vždy stejným způsobem a slovní instruktaž byla doplněna o instruktažní materiál z manuálu výrobce.

Cvik „**Marrko**“

Výchozí poloha: Stoj o širší boků.

Instrukce probandovi: „Uchopte rukojeť do obou rukou ve výši ramen tak, aby palce směřovali dopředu. S napnutými lokty roztočte pomůcku do tvaru ležaté osmičky směrem shora dolů. Při cvičení zůstávají paže natažené, zápěstí v rovině paže, dolní končetiny a kyčle statické. Provádějte cvik pohybem ramen, obě paže, zápěstí a pánev držte stabilně. Cvičte po dobu 30 sekund.“



Obr. 18: zobrazení cviku „Marrko“ (Kofroň, 2017).

Cvik „**Reverse**“

Výchozí poloha: Výchozí poloha pro cvik „Reverse“ je stejná jako u cviku „Marrko.“

Instrukce probandovi: „Provádějte ležaté osmičky pomůckou zdola nahoru. Provádějte cvik jenom pohybem trupu. Pánev, obě paže a zápěstí držte stabilně.“

Cvik „**Right**“

Výchozí poloha: Stoj na širší pánve.

Instrukce probandovi: „Držte cvičební pomůcku v pravé ruce, loket zůstane natažený. Krouživým pohybem v ramenním kloubu roztočte pomůcku směrem dozadu. Cvik provádějte horní končetinou, nikoliv pohybem trupu. Cvičící horní končetinu držte

nataženou a zápěstí stabilně v rovině předloktí. Je povolen pohled za točící se horní končetinou a druhou horní končetinu držet před tělem.“



Obr. 19: Cvik „Right“ (<http://marrko.com/photos/>).

Cvik „Left“

Výchozí poloha: Výchozí poloha a průběh cvičení je stejný jako při cviku „Right“, pouze stranově obráceně.

Instrukce probandovi: Shodná s předešlým, pouze obměníme povel: „Držte rukojeť v levé ruce.“

5.5 Průběh testování

Před zahájením měření dostal každý z probandů přibližně pět minut na vyzkoušení si všech cviků a seznámení se se zmíněnou cvičební pomůckou (obr. 20). Když bylo třeba, byla provedena korekce cvičení dle instrukcí autora. Testovaný jedinec si mohl zvolit stranu, kterou začne při asymetrických cvičeních a rychlost provádění pohybu.



Obr. 20: Cvik „Marrko“ v laboratoři BEZ UK FTVS (<http://marrko.com/photos/>).

Před začátkem měření byly aplikovány elektrody pro EMG (obr. 13-14) na m. obliquus abdominis internus (umístěné mezi SIPS a os pubis), m. obliquus abdominis externus (přibližně 15 cm laterálně od umbilicu), m. rectus abdominis (nad a pod umbilikem) a m. errector spinae (od L3-L4, 2 cm laterálně od páteře), vše bilaterálně (Chun et al., 2015; Mueller et al., 2017).

Frekvence EMG přístroje Noraxon byla nastavena na hodnotu 1000 Hz (Amplification 1000 Hz.) Měření maximální volní kontrakce (MVC) bylo provedeno na zádech (testování břišních svalů) a vleže na břicho (testování zádových svalů) dle Kendalla (Kendall et al., 2005). Měření MVC bylo vykonáváno ve třech instruovaných pohybech bez vnější zátěže. Mezi třemi pohyby s maximální kontrakcí byla volní relaxace svalů. Test MVC břišních svalů byl proveden v lehu na zádech s pokrčenými dolními končetinami opřenými chodidly o podložku. Ruce byly umístěny za hlavou. Probandi byli vyzváni k provedení sedů-lehů tři krát za sebou. Test zádových svalů byl proveden v lehu na břicho s horními končetinami pod čelem a volně nataženými dolními končetinami. Probandi byli následně vyzváni k maximálnímu záklonu trupu ve třech seriích po sobě.

Po změření MVC byly nalepeny oboustannou lepicí páskou pasivní markery pro systém Qualisys na přesně stanovené anatomické struktury těla (popsány výše). Následně proběhla kalibrace dynamometrických desek (Kistler) bez zatížení. Probandi byly poté vyzváni ke vstoupení na desky, kdy každá dolní končetina musela spočívat na jedné desce. Následně bylo spustěno EMG a pomocí trigeru byly v jednom okamžiku spustěny oba systémy - systém Qualisys i Kistlerové plošiny a zároveň byl vydán pokyn k zahájení cvičení. Každé cvičení trvalo 30 vteřin. Po každém cviku byl zkontrolován záznam všech tří systémů a v případě nalezení chyb bylo měření opakováno.

5.6 Sběr, analýza a zpracování dat

Pro statistické zpracování dat jsme použili deskriptivní a induktivní statistiku. Výsledky byly zpracovány v programu Microsoft Excel 2010. Ze všech měření v systémech Kistler, Qualisys a EMG bylo vyloučeno prvních a posledních pět sekund. Pro analýzu bylo použito prostředních 20 sekund záznamu, abychom vyloučili možné zkreslení výsledků při zahájení a ukončení cvičení.

5.6.1 Analýza a zpracování dat ze systému Kistler

Všechna data zaznamenaná systémem Kistler byla po měření převedena do číselné podoby v programu Microsoft Excel 2010. V tomto programu byla vyselektována data pouze z osy Fz (vertikální složka síly) pro každé testované cvičení. Předozadní (Fx) a latero-laterální složky síly (Fy) jsme zanedbali. Pro zjištění symetrie zatížení dolních končetin ve výchozí pozici byli probandi měřeni nejprve ve statické pozici. Získaná data jsme zjednodušili a nahradili je středními hodnotami zatížení a maximálními výchylkami, ze kterých byla po sléze vypočítána amplituda pohybu. Střední hodnoty zatížení a hodnoty amplitudy jsme vydělili navzájem (Fz1 z levé DK/Fz2 z pravé DK). Pokud $n=1$, je zatížení symetrické na obou DKK. Hodnota $n>1$ znamená větší zatížení LDK (Fz1). V případě hodnoty $n=2$, je zatížení LDK dvojnásobné ve srovnání se zatížením PDK (Fz2) a $n=0,5$ interpretujeme jako dvojnásobně větší zatížení u PDK. Dále jsme určili délku periody jednoho cyklu dle zpracovaného grafického znázornění. Pro lepší interpretaci výsledků jsme dále využili funkci median a směrodatnou odchylku.

Čtvrtý testovaný jedinec byl náhodně vybrán k podrobnější analýze, kdy jsme zatížení desek pro jeden cyklus rozfázovali na 8 cyklů (u jednostranných cviků) a 16 fází cyklu (u oboustranných cviků). Ke každé fázi jsme přiřadili celkové hodnoty zatížení. Vertikální složku síly Fz jsme vydělili celkovou tíhovou silou probanda (změřenou na začátku experimentu při klidném stoji), abychom zjistili, jak tíhová a odstředivá síla působí během cvičení na zatížení dolních končetin. V náhodně zvoleném cyklu jsme určili podíl stranového zatížení v souvislosti s pohyby hlavice cvičební pomůcky.

5.6.2 Analýza a zpracování dat ze systému Qualisys

Data ze systému Qualisys byla zpracována v programu Qualisys Track Manager a následně převedena do programu Microsoft Excel 2010, kde byly dále analyzovány jednotlivé distance páteře (obratlů C7, Th4, Th8 a Th12) ve vztahu k obratlu L5 a úhel spojnice acromionů vůči spojnici zadních spin. Pro tyto naměřené hodnoty jsme vypočítali střední pozice segmentů páteře a střední pozici ramen vůči pánvi ve frontální rovině. Pomocí směrodatné odchylky a maximálních výchylek od střední pozice byly vypočítány amplitudy prováděného pohybu.

U čtvrtého probanda jsme délku trvání jednoho cyklu odečetli z vypracovaných grafů pro rychlost a zrychlení cvičební pomůcky. Náhodně vybraný cyklus jsme poté rozfázovali do 8 bodů u asymetrických cviků a 16 bodů u symetrických cviků. Fázování pohybu bylo vykonáno primárně využitím dat o kinematice cvičební pomůcky z programu Qualisys Time Manager. Ke každému bodu jsme přiřadili časovou hodnotu a přesná data ze systému Qualisys Track Manager o pohybu pomůcky, data ze silových plošin Kistler o charakteru zatížení dolních končetin a povrchového EMG kvůli fázování svalové aktivity s polohou pomůcky.

5.6.3 Analýza a zpracování dat ze systému EMG

Zpracování dat z EMG Noraxon bylo provedeno v programu Origin Pro 2015 64Bit. Nejdříve jsme provedli rektifikaci nativních dat. Pro rektifikaci byla využita funkce „absolutní hodnoty“ a následně vypracované grafy svalové aktivity vybraných svalů pro MVC. Z grafů byla manuálně odečtena hodnota elektrického šumu přístroje, následně určena „nulová“ hodnota nad hodnotami elektrického šumu, která referuje o základní aktivaci svalu, nebo-li o základní posturální aktivaci. Měření bylo vykonáváno bez vnějšího zatížení. S využitím funkce „IF“ byla zadaná podmínka, že když byly hodnoty svalové aktivity při cvičení nad zmíněnou hodnotou, byla napsaná „1,“ když tyto hodnoty byly menší, byla napsaná „0.“ Následně byly vygenerované hodnoty spočteny. Za použití výsledné spočtené hodnoty byla určena doba celkové kontrakce příslušných svalů nad určenou mezí aktivity příslušných svalů (doba základní posturální aktivity svalu). Tyto výsledky jsou uvedeny v procentách, kdy 0% by znamenalo žádná aktivita a 100% trvalá kontrakce svalu během cvičení.

6 VÝSLEDKY

6.1 Výsledky ze systému Qualisys

Výsledky z kinematické analýzy pohybu osového orgánu pomocí měření v systému Qualisys nám objasnily představu o pohybu páteře a o pohybu ramen vůči pánvi.

Výchytky v distancích vybraných segmentů páteře (C7, Th4, Th8 a TH12) jsou hodnoceny ve směru osy Z (systému QTM) a vztaženy k poloze obratle L5.

6.1.1 Distance na páteři

6.2 Střední pozice

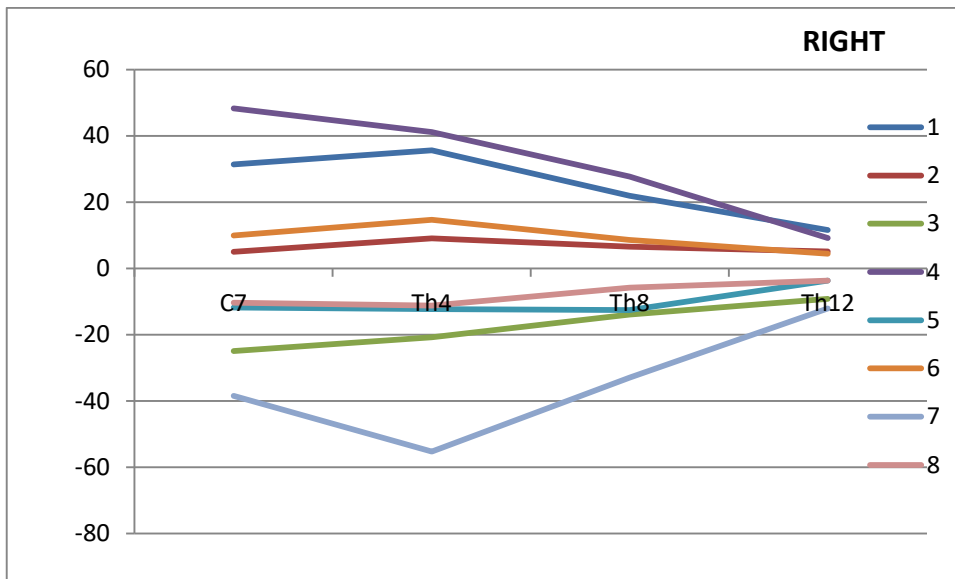
Výsledky jsou prezentovány jako průměrné hodnoty latero-laterálních výchylek vybraných segmentů páteře v milimetrech. Tyto hodnoty jsou přehledně uvedeny v tab.1.

| Cvik | 1 | | | | 2 | | | |
|---------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | C7 | Th4 | Th8 | Th12 | C7 | Th4 | Th8 | Th12 |
| Marrko | 20,48 | 24,71 | 21,63 | 17,4 | 6,55 | -2,71 | -0,9 | -2,72 |
| Reverse | 21,5 | 20,83 | 17,04 | 15,05 | -2,48 | 0,74 | -0,8 | 1,68 |
| Right | 31,36 | 35,64 | 21,91 | 11,61 | 5 | 9,08 | -6,55 | 5,07 |
| Left | 24,13 | 18,97 | 16,06 | 20,53 | 5,07 | -26,77 | -13,99 | 13,99 |
| cvik | 3 | | | | 4 | | | |
| | C7 | Th4 | Th8 | Th12 | C7 | Th4 | Th8 | Th12 |
| Marrko | 2,27 | -2,08 | 2,75 | -3,68 | 8,62 | -6,21 | 0,25 | -1,39 |
| Reverse | -3,76 | -0,74 | -1,57 | 4,42 | -22,96 | 15,77 | 6,42 | 4,94 |
| Right | -24,91 | -20,78 | -13,97 | -9,21 | 48,34 | 41,17 | 27,74 | 9,2 |
| Left | -21,67 | -27,15 | -13,88 | 0,05 | -23,83 | -27,29 | -19,22 | 0,21 |
| Cvik | 5 | | | | 6 | | | |
| | C7 | Th4 | Th8 | Th12 | C7 | Th4 | Th8 | Th12 |
| Marrko | -0,33 | 1,45 | 2,23 | 2,48 | 9,81 | 11,49 | 6,66 | 5,91 |
| Reverse | 8,52 | 6,08 | 2,8 | 2,06 | -2,05 | -3,88 | -6,61 | 0,64 |
| Right | -11,85 | -12,27 | -12,54 | -3,65 | 9,96 | 14,71 | 8,62 | 4,42 |
| Left | 19,11 | 19,92 | 15,95 | 3,28 | -37,57 | -29,85 | -21,57 | -6,16 |
| cvik | 7 | | | | 8 | | | |
| | C7 | Th4 | Th8 | Th12 | C7 | Th4 | Th8 | Th12 |
| Marrko | 3,32 | 2,77 | -1,66 | 5,38 | -29,42 | -22,64 | -14,12 | -11,62 |
| Reverse | 4,23 | 2,25 | 3,75 | 6,03 | -31,75 | -27,98 | 18,18 | -14,5 |
| Right | -38,47 | -55,33 | -33,01 | -12,07 | -10,32 | -11,21 | -5,8 | -3,67 |
| Left | 47,16 | 49,09 | 34,91 | 25,08 | -47,15 | -40,42 | -26,62 | -13,65 |

Tab. 1: Střední hodnota latero-laterálních pozic obratlů, kdy kladné hodnoty značí posun doleva a záporné hodnoty posun doprava; [mm].

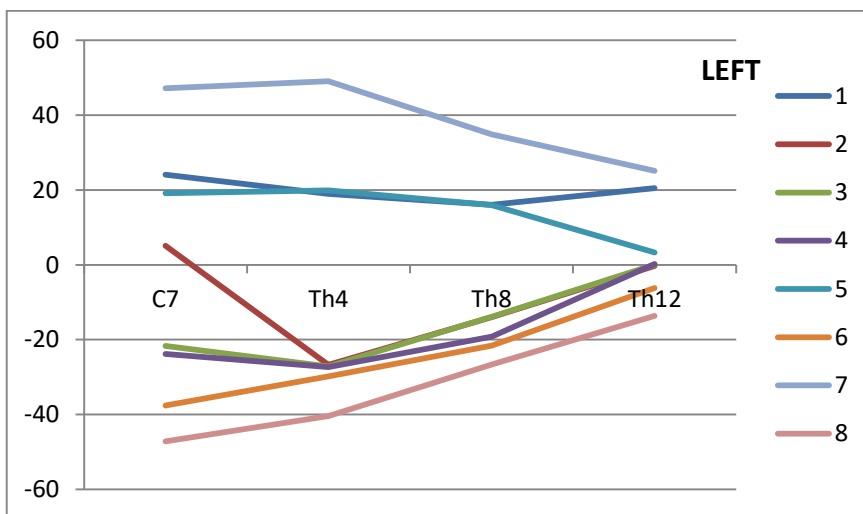
V případě, že je střední hodnota rovna nule, pak se daný segment páteře nachází přímo v ose Z (souřadného systému QTM) Nabývá-li kladných/záporných hodnot, vychyluje se vpravo/vlevo. Čím větší hodnoty nabývá, tím je výchylka větší. Největší výchylky středních pozic obratlů jsou patrné při asymetrických cvicích, přičemž nejvyšších hodnot dosahují v horních úsecích páteře (C7, Th4).

Při cviku „**Right**“ byly pozorovány výchylky k levé straně u čtyř probandů z osmi (1.,2., 4., 6.). Výsledky jsou přehledně zobrazeny v grafu 1.



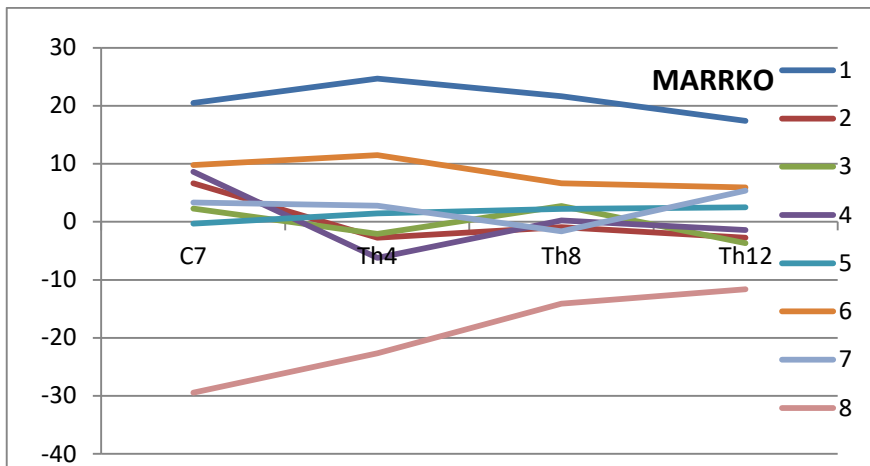
Graf 1: Zobrazení střední pozice vybraných obratlů u cviku „Right“ [mm].

Při cviku „Left“ byla zaznamenána výchylka od osy Z větší na kontralaterální stranu u pěti prbandů (graf 2). Probandi 8 a 3 se vždy ukláněli na pravou stranu nezávisle na tom, jakou HK cvičili. Z grafu je patrné, že výraznější výchylky od osy Z byly zaznamenány při cvičení levou HK.



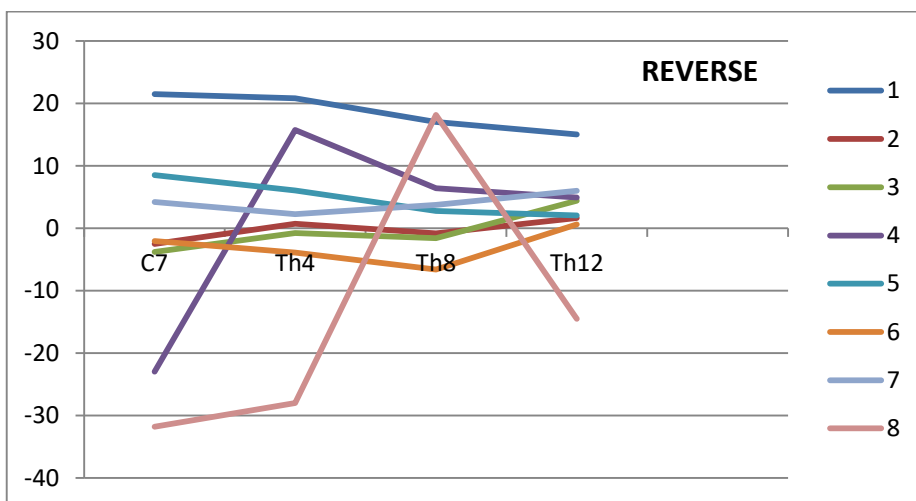
Graf 2: Zobrazení střední pozice vybraných obratlů u cviku „Left“ [mm].

Při symetrickém cviku „Marrko“ pozorujeme významné posuny vybraných segmentů do levé strany u většiny probandů. Výjimkou je pouze osmý cvičenec, který se všemi segmenty vychyluje vpravo.



Graf 3: Zobrazení střední pozice vybraných obratlů u cviku „Marrko“ [mm].

U cviku „Reverse“ se polovina cvičenců naklání k levé straně a druhá polovina k pravé straně. U pěti z osmi jedinců se průměrná poloha obratlů pohybovala kolem střední roviny (osy Z). Tři probandi se výrazně lišili (graf 4).



Graf 4: Zobrazení střední pozice vybraných obratlů u cviku „Reverse“ [mm].

Abychom zjistili, který z vybraných segmentů dosahuje průměrně největšího posunu od osy Z souřadného systému QTM, byly vypočteny mediány pro jednotlivé segmenty (tab. 2). Výsledky jsou prezentovány jako MED \pm SD. K nejvýraznějším posunům dochází v segmentu Th4 a Th8 při cviku „Left“.

| Median | | | | |
|-------------|---------------|----------------|---------------|----------------|
| | Marrko | Reverse | Right | Left |
| C7 | 4,98 (±14,6) | -2,27 (±13,10) | -2,66 (±9,23) | -8,30 (±9,69) |
| Th4 | 4,67 (±20,68) | 1,50 (±16,4) | -1,06 (±7,11) | -26,96 (±8,38) |
| Th8 | 1,24 (±20,89) | 3,28 (±17,45) | 0,38 (±5,22) | -13,94 (±6,23) |
| Th12 | 0,55 (±11,09) | 1,87 (±9,30) | 0,39 (±5,26) | 0,13 (±3,67) |

Tab. 2 Median hodnot středních pozic segmentů páteře ve frontální rovině; [mm].

6.3 Amplituda

Výsledná amplituda pohybu páteře je zobrazena v tabulce 3. U cviku „**Marrko**“ jsou největší výchylky patrné u obratle Th8, jež byly zaznamenány u 4 probandů. U zbylých probandů byly zaznamenány v Th4 a v C7. Stejně tak je tomu u cviku „**Reverse**“, kdy je největší amplituda pohybu pro obratel Th8 a to u 5/8 probandů. Při asymetrických cvicích je největší amplituda pohybu u obratle C7, přičemž u cviku „**Right**“ je tomu tak u všech 8 probandů a při cviku „**Left**“ u 5/8.

| | 1 | | | | 2 | | | |
|---------|--------|-------|--------|--------|-------|-------|-------|-------|
| Cvik | C7 | Th4 | Th8 | Th12 | C7 | Th4 | Th8 | Th12 |
| Marrko | 68,38 | 93,74 | 98,8 | 65,98 | 25,25 | 64,81 | 67,93 | 27,83 |
| Reverse | 52,6 | 89,54 | 92,13 | 46,14 | 20,61 | 38,57 | 51,24 | 20,93 |
| Right | 80,5 | 64,93 | 61,2 | 51,16 | 24,94 | 21,37 | 16,42 | 6,45 |
| Left | 70,02 | 56,47 | 43,57 | 33,75 | 6,45 | 31,34 | 22,01 | 7,84 |
| | 3 | | | | 4 | | | |
| Cvik | C7 | Th4 | Th8 | Th12 | C7 | Th4 | Th8 | Th12 |
| Marrko | 44,21 | 91,03 | 88,35 | 37,84 | 23,66 | 54,03 | 57,05 | 16,86 |
| Reverse | 33,19 | 69,64 | 75,05 | 30,59 | 32,24 | 35,01 | 41,55 | 14,96 |
| Right | 43,95 | 31,65 | 20,97 | 12,65 | 29,86 | 25 | 18,09 | 15,66 |
| Left | 58,84 | 45,36 | 27,84 | 16,13 | 41,91 | 35,22 | 30,16 | 56,7 |
| | 5 | | | | 6 | | | |
| Cvik | C7 | Th4 | Th8 | Th12 | C7 | Th4 | Th8 | Th12 |
| Marrko | 53,31 | 34,82 | 41,17 | 21,26 | 65,77 | 74,39 | 80,72 | 53,22 |
| Reverse | 59,12 | 33,63 | 53,4 | 28,69 | 61,81 | 74,03 | 81,2 | 58,49 |
| Right | 28,63 | 25,23 | 20,76 | 19,31 | 63,82 | 58,08 | 51,71 | 47 |
| Left | 31,96 | 26,37 | 20,38 | 13,24 | 63,06 | 60,02 | 55,57 | 52,5 |
| | 7 | | | | 8 | | | |
| Cvik | C7 | Th4 | Th8 | Th12 | C7 | Th4 | Th8 | Th12 |
| Marrko | 63,51 | 95,08 | 88,86 | 50,88 | 70,96 | 94,84 | 27,97 | 21,02 |
| Reverse | 124,27 | 212,9 | 179,73 | 100,62 | 42,25 | 61,58 | 64,57 | 43,83 |
| Right | 53,62 | 48,31 | 30,74 | 22,78 | 25,32 | 19,01 | 14,38 | 23,62 |
| Left | 35,61 | 30,53 | 23,2 | 13,13 | 30,14 | 31,82 | 20,75 | 12,5 |

Tab. 3: Výsledná amplituda páteře; [mm].

| Cvik | 2 | 5 | 4 | 8 | 3 | 6 | 7 | 1 |
|---------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Marrko | 139,99 | 150,56 | 151,6 | 214,79 | 291,43 | 274,1 | 298,33 | 326,9 |
| | 2 | 4 | 5 | 3 | 8 | 6 | 1 | 7 |
| Reverse | 110,52 | 143,76 | 174,84 | 208,47 | 212,23 | 275,53 | 280,41 | 617,52 |
| | 2 | 8 | 4 | 5 | 3 | 7 | 6 | 1 |
| Right | 62,73 | 82,33 | 88,61 | 93,93 | 109,22 | 155,45 | 220,61 | 257,79 |
| | 2 | 5 | 8 | 7 | 3 | 4 | 1 | 6 |
| Left | 59,8 | 91,95 | 95,21 | 102,47 | 148,17 | 163,99 | 203,81 | 231,15 |

Tab. 4: Seřazení probandů dle velikosti součtu amplitudy vzestupně; [mm];

| Median | | | | |
|-------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| | Marrko | Rreverse | Right | Left |
| C7 | 58,41 ($\pm 20,53$) | 52,42 ($\pm 20,62$) | 36,91 ($\pm 24,22$) | 38,76 ($\pm 18,31$) |
| Th4 | 82,71 ($\pm 33,36$) | 65,61 ($\pm 60,42$) | 28,44 ($\pm 45,77$) | 33,52 ($\pm 28,77$) |
| Th8 | 74,32 ($\pm 21,22$) | 69,81 ($\pm 18,62$) | 20,86 ($\pm 18,69$) | 25,52 ($\pm 17,11$) |
| Th12 | 32,83 ($\pm 22,12$) | 37,21 ($\pm 12,51$) | 21,05 ($-12,99$) | 14,68 ($\pm 20,26$) |

Tab. 5: Median \pm SD hodnot amplitud pohybu obratlů; ve frontální rovině; [mm].

Pro lepší srovnání amplitud cviků jsme využili funkci **median** (tab. 5). Výsledky u cviku „Reverse“ dosahovaly nižších hodnot v porovnání se cvikem „Marrko“. Největší amplituda pohybu byla zaznamenána u obratlů Th4 a Th8, podobně jako tomu bylo u středních pozic obratlů. V případě obou asymetrických cviků jsme největší amplitudy pozorovali u obratle C7. Součet výsledných amplitud byl u cviku „Left“ výrazně větší než „Right“. Při analýze jednotlivých probandů byly zjištěny největší výchylky u 1. a 7. probanda, kdežto nejnižších hodnot dosahovali 2. a 5. cvičenec.

6.4 Úhel SIPS vs AC

6.4.1 Střední pozice segmentů

Hodnota průměrné výchylky ramen vůči pánvi není uvedena u prvního probanda z důvodu chyby měření, jež byla objevena až při vyhodnocení naměřených dat a proto měření nebylo možné opakovat. Největší úhel v natočení pánve vůči ramenům ve frontální rovině při cviku „Marrko“ pozorujeme u 7. probanda a při cviku „Reverse“ u 1. probanda, kdežto nejmenší průměrný úhel byl zaznamenán u 3. jedince při cviku „Marrko“ a u 6. při cviku „Reverse“. V porovnání se symetrickými cviky, byly u asymetrických cviků zjištěny větší výchylky, konkrétně u cviku „Right“ dosahoval 7. proband hodnoty $18,06^\circ$ a u cviku „Left“ 2. jedinec hodnoty $14,75^\circ$. V Tabulce 7 jsou seřazeny velikosti úhlů mezi spojnicemi SIPS a AC vzestupně od nejmenšího po největší.

| Cvik | 1 | 2 | 3 | 4 |
|----------------|----------|----------|----------|----------|
| Marrko | 4,73 | 4,57 | 1,05 | 2,48 |
| Reverse | 8,17 | 4,13 | 3,16 | 3,37 |
| Right | | 4,21 | 10,02 | 12,98 |
| Left | 6,55 | 14,75 | 5,66 | 10,13 |
| Cvik | 5 | 6 | 7 | 8 |
| Marrko | 3,98 | 2,71 | 6,88 | 3,82 |
| Reverse | 4,64 | 2,98 | 3,64 | 4,28 |
| Right | 4,55 | 4,73 | 18,06 | 3,21 |
| Left | 8,17 | 13,90 | 7,71 | 12,18 |

Tab.6: Průměrný uhel mezi spojnicí acromionů (AC) a spojnicí zadních spin (SIPS) ve frontální rovině; [°].

| Cvik | 3 | 4 | 6 | 8 | 5 | 2 | 1 | 7 |
|----------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Marrko | 1,05 | 2,48 | 2,71 | 3,82 | 3,98 | 4,57 | 4,73 | 6,88 |
| Reverse | 6 | 3 | 4 | 7 | 2 | 8 | 5 | 1 |
| | 2,98 | 3,16 | 3,37 | 3,64 | 4,13 | 4,28 | 4,64 | 8,17 |
| Right | 8 | 2 | 5 | 6 | 3 | 4 | 7 | 1 |
| | 3,21 | 4,21 | 4,55 | 4,73 | 10,02 | 12,98 | 18,06 | |
| Left | 3 | 1 | 7 | 5 | 4 | 8 | 6 | 2 |
| | 5,66 | 6,55 | 7,71 | 8,17 | 10,13 | 12,18 | 13,9 | 14,75 |

Tab 7: Seřazení probandů vzestupně dle průměrného úhlu mezi spojnicí acromionů (AC) a spojnicí zadních spin (SIPS) ve frontální rovině; [°].

6.4.2 Amplituda pohybu

Při porovnání velikosti amplitud pohybu u jednotlivých probandů jsme zjistili, že proband č. 3 dosahuje průměrně nejnižších amplitud a 1. cvičenec naopak nejvyšších.

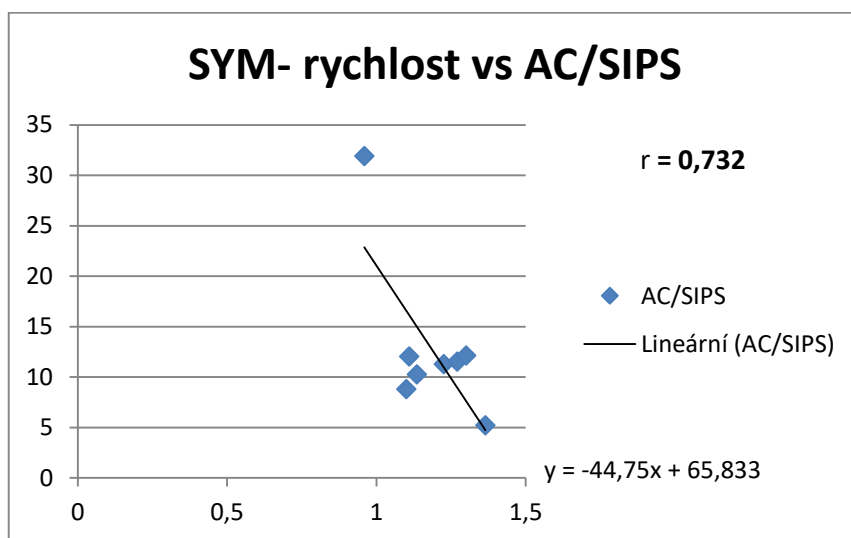
| Cvik | 1 | 2 | 3 | 4 |
|---------|-------|-------|-------|-------|
| Marrko | 24,46 | 12,61 | 3,13 | 6,79 |
| Reverse | 39,36 | 9,92 | 7,28 | 10,8 |
| Right | | 4,61 | 7,23 | 6,13 |
| Left | 10,37 | 5,51 | 8,28 | 7,36 |
| cvik | 5 | 6 | 7 | 8 |
| Marrko | 12,17 | 11,14 | 13,96 | 11,81 |
| Reverse | 10,87 | 9,44 | 10,09 | 12,44 |
| Right | 7,94 | 17,46 | 5,25 | 7,14 |
| Left | 9,64 | 18,54 | 7,51 | 12,28 |

Tab. 8: Průměrná amplituda vytočení mezi spojnicí acromionů (AC) a spojnicí zadních spin (SIPS) ve frontální rovině; [°].

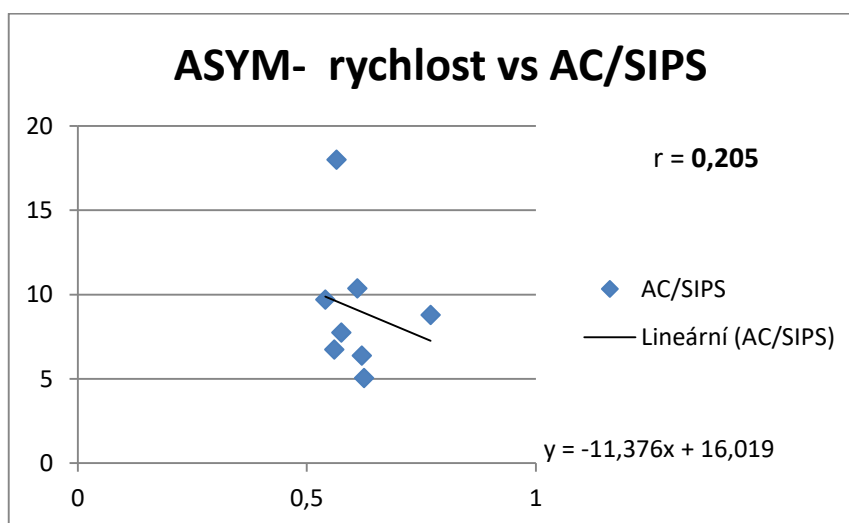
| | | | | | | | | |
|----------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Marrko | 3 | 4 | 6 | 8 | 5 | 2 | 7 | 1 |
| | 3,13 | 6,79 | 11,14 | 11,81 | 12,17 | 12,61 | 13,96 | 24,46 |
| Reverse | 3 | 6 | 2 | 4 | 5 | 7 | 8 | 1 |
| | 7,28 | 9,44 | 9,92 | 10,8 | 10,87 | 10,09 | 12,44 | 39,36 |
| Right | 2 | 7 | 4 | 8 | 3 | 5 | 6 | 1 |
| | 4,61 | 5,25 | 6,13 | 7,14 | 7,23 | 7,94 | 17,46 | |
| Left | 2 | 4 | 7 | 3 | 5 | 1 | 8 | 6 |
| | 5,51 | 7,36 | 7,51 | 8,28 | 9,64 | 10,37 | 12,28 | 18,54 |

Tab 9: Seřazení probandů vzestupně dle velikosti amplitudy mezi spojnicí acromionů (AC) a spojnicí zadních spin (SIPS) ve frontální rovině ;[°].

Při hodnocení korelace rychlosti cvičení s výchytkami ramen oproti pánvi ve frontální rovině byla zjištěna negativní korelace, jež byla sygnifikantní ($r \geq 0,5$) pouze u symetrických cviků (graf 5, 6).



Graf 5: Korelace rychlosti cvičení a velikosti amplitudy pohybu ramen vůči pánvi u symetrických cviků.



Graf 6: Korelace rychlosti cvičení a velikosti amplitudy pohybu ramen vůči pánvi u asymetrických cviků.

| Median | | |
|----------------|-----------------------|-----------------------|
| Cvik | Střední pozice | Amplituda |
| Marrko | 3,90 ($\pm 2,87$) | 11,99 ($\pm 6,16$) |
| Reverse | 3,88 ($\pm 2,59$) | 10,44 ($\pm 10,43$) |
| Right | 4,73 ($\pm 1,81$) | 7,14 ($\pm 4,35$) |
| Left | 9,15 ($\pm 2,50$) | 8,96 ($\pm 4,05$) |

Tab. 11: Median \pm SD úhlů středních pozic a amplitudy AC vs. SIPS; [$^{\circ}$].

Při porování hodnot průměrného vychýlení ramen vůči pánvi u všech probandů (tab. 11) je zřejmé, že nejvyšších hodnot bylo dosaženo u cviku pro nedominantní levou HK. V případě porovnání amplitud pohybu je největší vychýlení u cviku „Marrko“ ve srovnání s cvikem „Reverse“ a u „Left“ ve srovnání s cvikem „Right“.

6.5 Výsledky ze systému Kistler

V klidném stoji jsme u majortiní většiny cvičenců neshledali žádné výrazné asymetrie v porovnání s fyziologickou normou, která nepřesahuje rozdíl 10% od zatížení druhé DK. Poměr středního zatížení a amplitud pro rozdíl v zařízení DK osciloval u většiny probandů kolem hodnoty 1, což lze interpretovat jako stejné zatížení obou DKK.

| | 1 | | | 2 | | |
|---------|-----------|----------|---------|-----------|----------|---------|
| Cvik | pom_střed | pom_ampl | perioda | pom_střed | pom_ampl | perioda |
| Marrko | 1,3 | 1 | 0,95 | 1,42 | 1,09 | 1,22 |
| Reverse | 1,62 | 1,04 | 0,97 | 1,43 | 0,88 | 1,23 |
| Right | | | | 1,18 | 1,03 | 0,64 |
| Left | 1,5 | 1,18 | 0,61 | 1,14 | 1,02 | 0,61 |
| Stoj | 1,1 | | | | | |
| | 3 | | | 4 | | |
| Cvik | pom_střed | pom_ampl | perioda | pom_střed | pom_ampl | perioda |
| Marrko | 1,76 | 1,29 | 1,24 | 1,1 | 1,04 | 1,08 |
| Reverse | 1,76 | 1,37 | 1,49 | 1,1 | 1 | 1,12 |
| Right | 1,47 | 1,02 | 0,59 | 0,78 | 0,76 | 0,54 |
| Left | 1,49 | 0,99 | 0,56 | 1,53 | 1,37 | 0,58 |
| Stoj | 0,99 | | | 0,93 | | |
| | 5 | | | 6 | | |
| Cvik | pom_střed | pom_ampl | perioda | pom_střed | pom_ampl | perioda |
| Marrko | 1,02 | 1,15 | ± | 0,87 | 0,99 | 1,09 |
| Reverse | 1,16 | 1 | 1,27 | 0,94 | 0,94 | 1,18 |
| Right | 0,65 | 0,62 | 0,78 | 1,08 | 1,28 | 0,56 |
| Left | 2,33 | 1,68 | 0,76 | 0,82 | 0,75 | 0,57 |
| Stoj | 1,1 | | | 1,04 | | |
| | 7 | | | 8 | | |
| Cvik | pom_střed | pom_ampl | perioda | pom_střed | pom_ampl | perioda |
| Marrko | 0,73 | 0,98 | 1,14 | 1,06 | 0,97 | 1,33 |
| Reverse | 0,89 | 0,98 | 1,08 | 1,13 | 0,98 | 1,27 |
| Right | 0,79 | 0,87 | 0,67 | 1,35 | 1,44 | 0,53 |
| Left | 0,64 | 0,59 | 0,57 | 0,6 | 0,77 | 0,55 |
| Stoj | 1,24 | | | 1,14 | | |

Tab. 12: Rozdíl průměrné vertikální složky síl (F_z) pro obě dolní končetiny (F_{z1} vlevo, F_{z2} v pravo); poměr amplitud pro F_{z1}/F_{z2} ; [N]; velikost periody jednoho cyklu; [s].

Perioda (tab. 12) nám udává za kolik sekund vykoná proband jeden cyklus cviků. Při asymetických cvicích je perioda kratší, protože je cvik vykonáván pouze na jednu stranu. Při symetrických cvicích bylo úkolem cvičenců provádět ležaté osmičky (jeden kruh na každou stranu), a proto trvalo provedení jednoho cyklu delší dobu. V tabulce 13 jsou seřazeni probandi podle rychlosti cvičení od nejpomalejších k nejrychlejším.

| | | | | | | | | |
|----------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Cvik | 3 | 8 | 5 | 2 | 7 | 6 | 4 | 1 |
| Marrko | 1,24 | 1,33 | | 1,22 | 1,14 | 1,09 | 1,08 | 0,95 |
| | 3 | 8 | 5 | 2 | 6 | 4 | 7 | 1 |
| Reverse | 1,49 | 1,27 | 1,27 | 1,23 | 1,18 | 1,12 | 1,08 | 0,97 |
| | 5 | 7 | 2 | 1 | 3 | 6 | 4 | 8 |
| Right | 0,78 | 0,67 | 0,64 | | 0,59 | 0,56 | 0,54 | 0,53 |
| | 5 | 2 | 1 | 4 | 7 | 6 | 3 | 8 |
| Left | 0,76 | 0,61 | 0,61 | 0,58 | 0,57 | 0,57 | 0,56 | 0,55 |

Tab. 13: Seřazení probandů dle času trvání jednoho cyklu zestupně, tedy od nejpomalejších (vlevo) po najrychlejších (vpravo); [s].

Hodnoty mediánů poměru amplitud pro Fz1/Fz2 poukazují na rovnoměrné zatížení obou DKK. Jejich hodnoty se blíží hodnotám 1. Čas pro vykonání jednoho cyklu při symetrických cvičeních je přibližně dva krát delší než při jednostranných cvicích. (tab 14).

| Median | | | |
|----------------|------------------|-----------------|----------------|
| Cvik | pom_střed | pom_ampl | Perioda |
| Marrko | 1,08 (±0,31) | 1,02 (±0,11) | 1,14 (±0,12) |
| Reverse | 1,15 (±0,30) | 0,99 (±0,14) | 1,20 (±0,15) |
| Right | 1,08 (±0,29) | 1,02 (±0,27) | 0,59 (±0,08) |
| Left | 1,31 (±0,54) | 1,01 (±0,34) | 0,58 (±0,06) |

Tab. 14: Median \pm SD poměru zatížení končetin (Fz1/Fz2); rozdílů amplitud pro Fz1/Fz2; [N] a velikosti periody jednoho cyklu u všech probandů; [s].

6.6 Výsledky ze systému EMG

Naměřená data pro aktivitu m. rectus abdominis nebyla u pátého a sedmého probanda zahrnuta do statistického zpracování, neboť docházelo k soustavnému odlepování elektrod z povrchu kůže při měření.

Analýza EMG pro jednotlivé probandy je shrnuta v tab. 16-19. (Příloha 3) a mediány hodnot pro jednotlivé svaly jsou přehledně zpracovány v tab 20. Stojí za zmínku, že na levé straně byla pozorována větší aktivita svalů, avšak rozdíl ve svalové aktivitě mezi sledovanými cviky není tak patrný, jak jsme očekávali (tab. 21).

| Median | | | | | | | | |
|-----------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| Cvik | Marrko | | Reverse | | Right | | Left | |
| Sval | L | P | L | P | L | P | L | P |
| EO | 84,14 (±14,73) | 69,39 (±22,71) | 84,71 (±6,77) | 54,66 (±23,98) | 73,80 (±23,44) | 69,92 (±25,26) | 53,41 (±20,33) | 64,08 (±28,26) |
| RA | 84,63 (±15,32) | 49,14 (±21,31) | 75,29 (±11,98) | 64,17 (±17,45) | 68,57 (±27,86) | 26,66 (±23,50) | 43,02 (±34,57) | 10,96 (±29,77) |
| IO | 75,02 (±12,27) | 78,23 (±21,42) | 77,77 (±11,25) | 79,06 (±12,04) | 64,00 (±19,07) | 66,20 (±24,61) | 59,67 (±20,12) | 50,99 (±30,30) |
| ES | 89,33 (±18,21) | 63,11 (±18,30) | 82,69 (±22,64) | 62,44 (±19,39) | 23,46 (±30,56) | 13,12 (±26,65) | 77,90 (±30,73) | 22,16 (±27,68) |

Tab. 20: Median \pm SD doby kontrakce jednotlivých svalů nad hranicí základní posturální aktivity během cvičení; [%].

Při cviku „Marrko“ (tab. 21) byla průměrná doba svalové kontrakce nad hranicí posturální aktivity svalů největší u 2. a 5. probanda (s hodnotou 88,05% a 82,7%). Právě druhý a pátý proband mají nejmenší součet amplitud páteře (tab. 4). Nejmenší hodnoty doby kontrakce při cviku „Marrko“ měli sedmý (53,33%), šestý (65,66%) a první (73,43%) cvičenec, kteří zároveň dosahovali velikých amplitud v pohybech páteřních segmentů. Podobná souvislost svalové aktivity a velikosti výchylek páteře se jeví i u cviku „Reverse“.

V případě asymetrických cviků dosahoval nejvyšších hodnot doby svalové aktivace 3. proband ve cviku „Right“ (71,8%) s nepříliš velkými výchylkami páteře. Výjimkou je i proband č. 2, který při asymetrických cvicích dosahoval nejnižších výchylek páteře navzdory tomu, že doba kontrakce jeho svalů byla poměrně krátká (tab. 4).

| Median | | | | | | | | | |
|---------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Cvik | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | Vše |
| Marrko | 73,43 | 88,05 | 67,04 | 81,39 | 82,7 | 65,66 | 57,33 | 79,78 | 75,95 |
| | (±21,73) | (±9,43) | (±17,81) | (±21,1) | (±12,46) | (±12,3) | (±22,46) | (±26) | (±19,43) |
| Reverse | 76,87 | 85,72 | 75,41 | 79,455 | 80,38 | 64,08 | 68,36 | 80,17 | 77,16 |
| | (±20,39) | (±10,06) | (±23,46) | (±14,68) | (±21,37) | (±11,04) | (±20,02) | (±20,22) | (±18,09) |
| Right | 47,36 | 43,98 | 71,8 | 55,165 | 35,42 | 67,39 | | 45,2 | 58,71 |
| | (±31,32) | (±31,46) | (±14,03) | (±32,73) | (±27,17) | (±30,88) | | (±30,04) | (±28,79) |
| Left | 76,87 | 59,16 | 73,12 | 28,46 | 51,955 | 73,97 | | 43,42 | 66,21 |
| | (±38,76) | (±26,29) | (±28,51) | (±34,90) | (±21,73) | (±36,69) | | (±31,19) | (±27,34) |

Tab. 21: Median \pm SD doby kontrakce všech měřených svalů nad jejich základní posturální aktivitou; [%].

Median hodnot doby kontrakce pro všechny svaly u cviku „Marrko“ je **75,95%** a pro cvik „Reverse“ **77,16%**. Ačkoliv jsou hodnoty pro cvik „Reverse“ vyšší, liší je se pouze o 1,21%. U asymetrických cviků je markantnější rozdíl svalové aktivity. U cviku „Left“ byla celková doba kontrakce svalů nad jejich základní posturální aktivitou větší o 7,5% než u cviku „Right.“

7 VLIV VYBRANÝCH CVIKŮ NA POHYBOVÝ APARÁT – ANALÝZA JEDNOHO PROBANDA

Pro detailnější analýzu účinků vybraných cviků na pohybový aparát byl náhodně vybrán jeden jedinec, u kterého byly všechny naměřené hodnoty k dispozici.

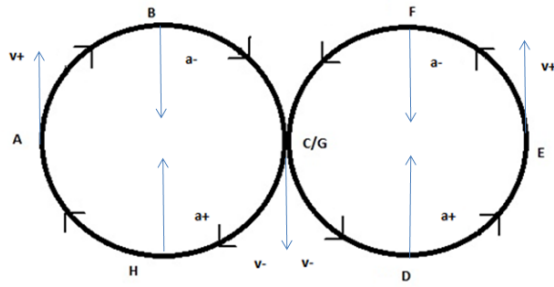
U tohoto probanda jsme sledovali, jakou pohybovou strategii si volí při plnění úkolů, čili jakým způsobem jeho tělo reaguje na vnější zátěž (zejména odstředivou

silou) vytvářenou pohybem pomůcky. Pro toto detailnější prozkoumání byl z 30 naměřených sekund vybrán vždy pouze jeden cyklus trvající od 0,6 s do 1,2 s. Délku jednoho cyklu jsme určili pomocí dat z Qualisys Time Manager a grafického znázornění rychlosti a zrychlení pohybu pomůcky. Jeden cyklus byl rozfázován do čtyř hlavních bodů při asymetrických cvicích a osm bodů při symetrických. Následně jsme určili jeden bod mezi každým z těchto bodů kvůli detailnějšímu zpracování. Ke každému bodu byl přiřazen čas a přesná data ze systému Qualisys, silových plošin Kistler a povrchového EMG.

7.1 Cvik Marrko

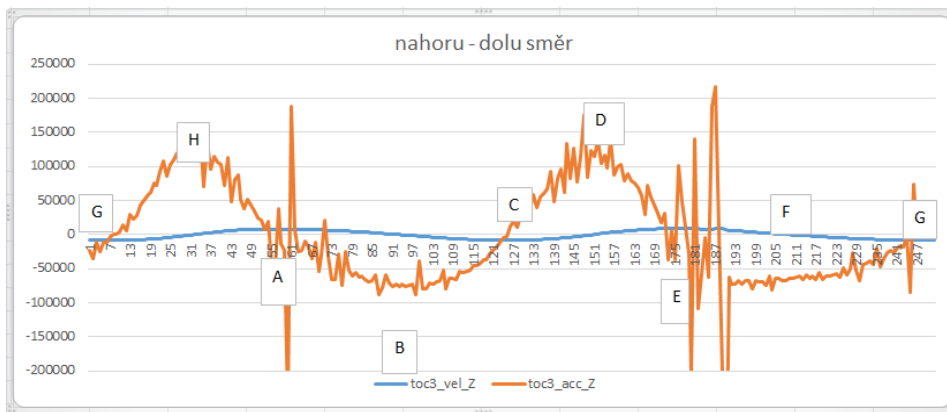
Při cviku „Marrko“ byly vykonávané pohyby cvičební pomůckou v podobě ležaté osmičky (přesný průběh čízení byl popsán v kapitole „5.4.1. Vybrané cviky s pomůckou Marrko Core®“) Názorné schéma cyklu je zobrazeno na obrázku 21.

MARRKO



Obr. 21: Názorné schéma trajektorie cvičební pomůcky při cviku „Marrko“ s označenými hlavními 8 body cyklu a směry vektoru pro rychlost a dostředivé zrychlení.

7.1.1 Výsledky ze systému Qualisys



Graf 7: Rychlost a zrychlení pomůcky (ve vertikální složce Z) s rozdělením na osm bodů; $[m/s^2]$; $[m/s]$.

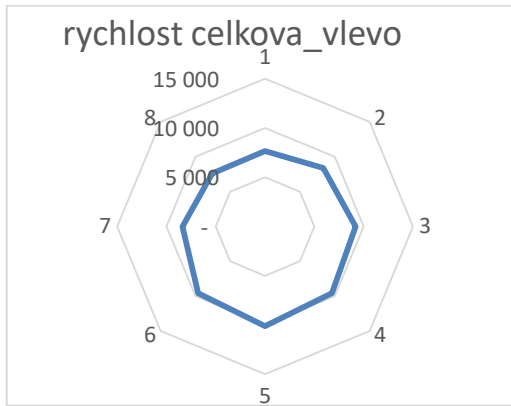
Pro detailnější analýzu cviku jsme vybrali cyklus s periodou 1,2 s; trvající od 14,3 s do 15,5 s. Tento cyklus jsme rozdělili do šestnácti bodů, které jsou popsány v tabulce 22.

| Čas (s) | Označení bodu | Celkové zrychlení | Celková rychlost | Poloha bodu | Pohyb bodu |
|---------|---------------|-------------------|------------------|--------------|------------|
| 14,305 | G | 83177 | 8 325 | ve středu | vlevo dolů |
| 14,3675 | G1 | 113637 | 9 588 | | |
| 14,43 | H | 119201 | 10 121 | vlevo dole | dozadu |
| 14,505 | H1 | 112516 | 9 591 | | |
| 14,58 | A | 99161 | 8 400 | vzadu vlevo | nahoru |
| 14,6575 | A1 | 68699 | 7 585 | | |
| 14,735 | B | 73112 | 7 637 | nahoře vlevo | dopředu |
| 14,81 | B1 | 79584 | 8 369 | | |
| 14,885 | C | 97074 | 9 176 | vepředu | dolů |
| 14,96 | C1 | 105192 | 9 539 | | |
| 15,035 | D | 119602 | 9 890 | dole vpravo | dozadu |
| 15,0975 | D1 | 107797 | 9 055 | | |
| 15,16 | E | 79274 | 9 031 | vzadu vpravo | nahoru |
| 15,245 | E1 | 85781 | 8 057 | | |
| 15,33 | F | 65129 | 7 085 | nahoře pravo | dopředu |
| 15,4225 | F1 | 69399 | 7 527 | | |
| 15,515 | G | 91109 | 9 087 | vepředu | dolu |

Tab. 22: Popisuje rozdělení cyklu na 16 částí. Body jsou označeny písmenem (A až G dle abecedy), ke kterým je přiřazena slovní poloha a čas [s]. Popisuje také celkovou rychlost a celkové zrychlení točítka; [m/s]; [m/s²].

Podle údajů z tabulky 22 a grafu 7 vidíme že v bodě D a H je největší celkové odstředivé/dostředivé zrychlení a značná celková rychlost točítka (podobne je to i u asymetrických cviků). V bode D a H se havice pomůcky pohybuje směrem dozadu a nahoru. Velikost celkové rychlosti a zrychlení ve vybraných fázích pohybu v jednom

cyklu je přehledně zobrazeno v radarových grafech 9 a 10. Dle grafického znázornění pomocí radarových grafů vidíme, že cvik je poměrně symetrický na obě strany.



Graf. 8 zobrazení celkové rychlosti vlevo (body B, C, H, A).



Graf. 9: zobrazení celkové rychlosti vpravo (body: F, G, D, E).

7.1.2 Výsledky ze systému Kistler

Ze zpracovaných údajů lze vyvodit symetričnost pravo-levého zatížení a celkový charakter působení sil na dolní končetiny probanda v jednotlivých fázích cyklu.

Při cvičení s pomůckou je nutné brát v úvahu sílu odstředivou a tíhovou. Když se hlavice pomůcky nachází v zadní části cyklu (vlevo bod A a vpravo bod E) a směřuje nahoru a do středu (k bodu B, C vlevo a k bodu F, G vpravo), je odstředivá síla větší a cvičícího tím „nadlehčuje“. Pokud se pomůcka nachází uprostřed a pohybuje se dolů a do stran (k bodu D, E doprava a k bodu H, A doleva), je tíhová složka síly větší a „zatíží“ probanda. Tyto hodnoty kolísají od 35,7 N až po -36 N (tab. 23).

| Označení bodu | Součet FZ/celková G | Poloha bodu | Pohyb točítka | Součet FZ/celková G (slovně) |
|---------------|---------------------|--------------|---------------|------------------------------|
| G | 16,74 | ve středu | vlevo dolů | zatěžuje |
| G1 | 33,62 | | | zatěžuje |
| H | 24,08 | vlevo dole | dozadu | zatěžuje |
| H1 | 32,15 | | | zatěžuje |
| A | 18,82 | vzadu vlevo | nahoru | zatěžuje |
| A1 | -13,36 | | | nadlehčuje |
| B | -36,07 | nahoře vlevo | dopředu | nadlehčuje |
| B1 | -19,39 | | | nadlehčuje |
| C | 14,48 | vepředu | dolů | nadlehčuje |
| C1 | 28,14 | | | zatěžuje |
| D | 35,73 | dole vpravo | dozadu | zatěžuje |
| D1 | 29,31 | | | zatěžuje |
| E | 19,12 | vzadu vpravo | nahoru | zatěžuje |
| E1 | -26,35 | | | nadlehčuje |
| F | -35,02 | nahoře pravo | dopředu | nadlehčuje |
| F1 | -18,06 | | | nadlehčuje |
| G | 10,58828 | vepředu | dolu | zatěžuje |

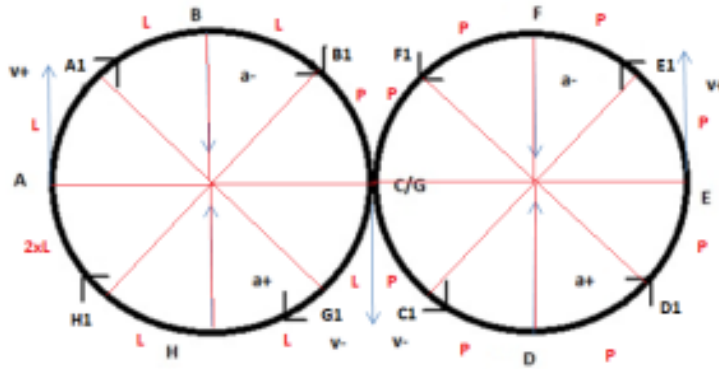
Tab. 23: Podíl součtu celkové síly a hmotnosti probanda. Hodnoty jsou přiřazené k daným fázím cyklu [N].

| Poměr Fz1/Fz2 (%) | Označení bodu | Poloha bodu | Pohyb je | Zatížení stran |
|------------------------------|----------------------|--------------------|-----------------|-----------------------|
| 98,23 | G | ve středu | vlevo dolů | P |
| 75,09 | G1 | | | L |
| 60,66 | H | vlevo dole | dozadu | L |
| 54,3 | H1 | | | 2x L |
| 55,89 | A | vzadu vlevo | nahoru | L |
| 70,96 | A1 | | | L |
| 93,44 | B | nahoře vlevo | dopředu | L |
| 120,45 | B1 | | | P |
| 142,04 | C | vepředu | dolů | P |
| 155,58 | C1 | | | P |
| 174,46 | D | dole vpravo | dozadu | P |
| 168,72 | D1 | | | P |
| 157,26 | E | vzadu vpravo | nahoru | P |
| 138,4 | E1 | | | P |
| 116,88 | F | nahoře vpravo | dopředu | P |
| 106,41 | F1 | | | P |
| 86,29 | G | vepředu | dolu | L |

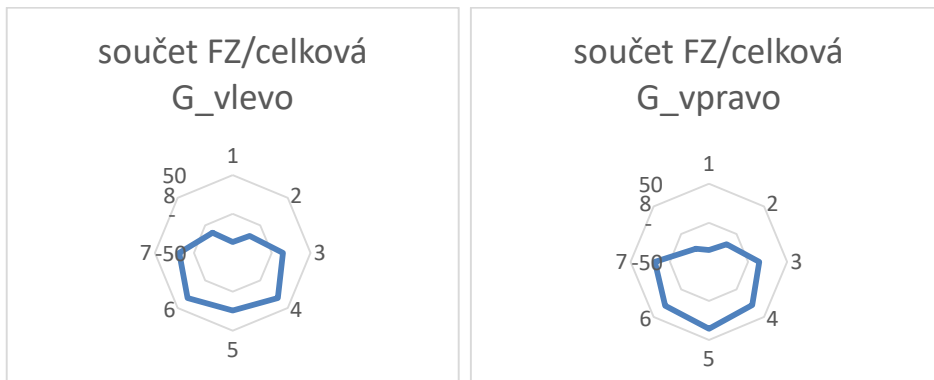
Tab. 24: Porovnání zatížení obou končetin v procentech když FZ1 je 100 %; [%]

Z tabulky 24 a obr. 22 je patrné, že když se pomůcka nachází vlevo, zatěžuje proband více levou dolní končetinu a když je pomůcka umístěná na pravé straně, proband zatěžuje víc pravou dolní končetinu. V okamžiku, kdy pomůcka dosáhne středu, dochází k symetrizaci zátěže obou DKK (graf 10-11).

MARRKO



Obr. 22: Názorné zobrazení zatížení dolních končetin během cviku „Marrko“

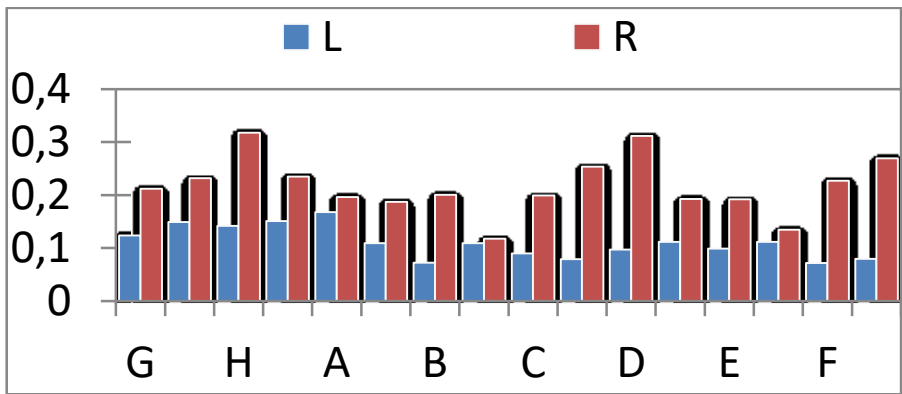


Graf. 10-11: Znázornění zatížení dolních končetin složky Fz při symetrickém cviku „Marrko“ na obě strany. Cvik je rozdělený na levou a pravou část.

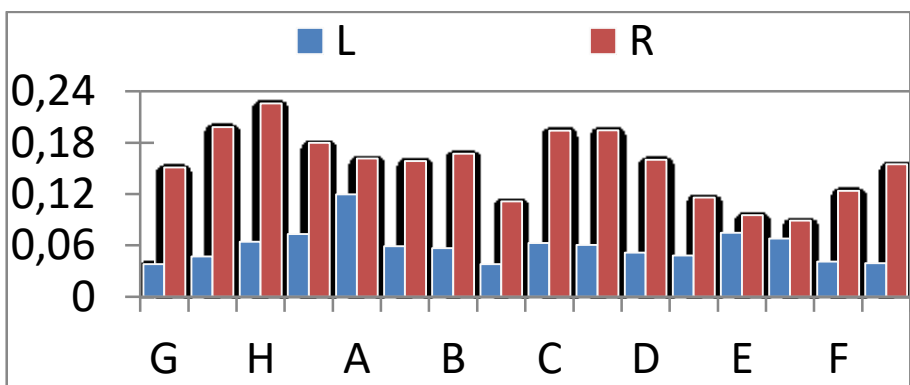
7.1.3 Výsledky ze systému EMG

Podle normovaných hodnot MVC elektrických signálů vybraných svalů po dobu jednoho cyklu jsme dostali následující hodnoty, které jsou přehledně zobrazeny v grafech 11-15.

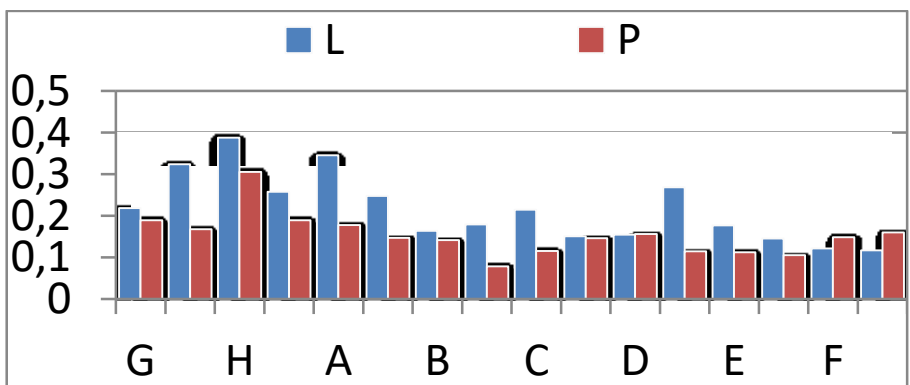
Aktivita m. obliquus abdominis externus je zejména v bodech H a D (umístněny v dolní části cyklu obou stran). V těchto bodech je už zmíněné nejvyšší zrychlení a proměně vysoká rychost pomůcky (proband udává akceleraci pomůcky). Podobně je tomu i u svalů m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis internus. Aktivita vzpřimovačů trupu se zvětšuje ve střední části cviků, tedy při předpažení horních končetin.



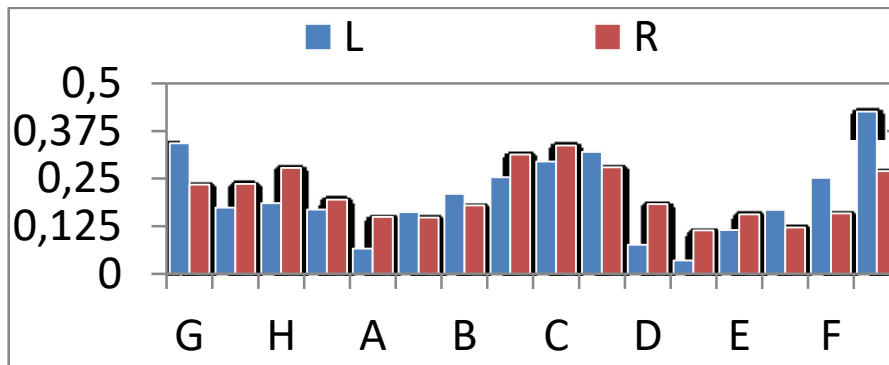
Graf 12: Aktivita m. obliquus abdominis externus (external oblique, EO) během jednoho cyklu cviku „Marrko“; [mV].



Graf 13: Aktivita m. rectus abdominis (RA) během jednoho cyklu cviku „Marrko“; [mV].



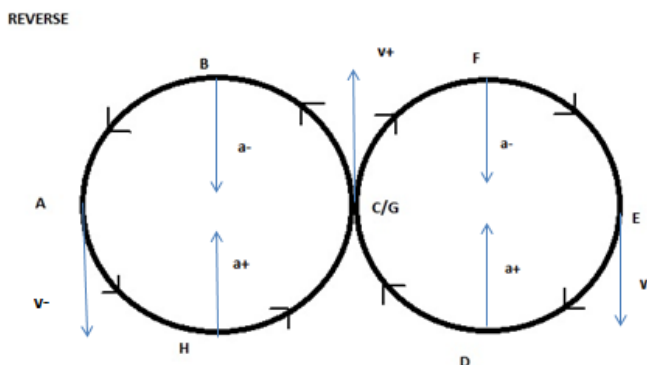
Graf 14: Aktivita m. obliquus abdominis internus (IO) během jednoho cyklu cviku „Marrko“; [mV].



Graf 15: Aktivita m. erector spinae (ES) během jednoho cyklu cviku „Marrko“; [mV].

7.2 Cvik „Reverse“

V porovnání se cvikem „Marrko“ je u cviku „Reverse“ opačný směr otáčení pomůcky. Subjektivně považoval proband tenko cvik za koordinačně náročnější než cvik „Marrko.“ Pro detailnější analýzu cviku byl náhodně vybrán cyklus začínající 7,7 s a končící 8,9 s (s periodou 1,2 s). Rozdělení cyklu na 16 bodů zůstává stejné jako je to u předešlého cviku. V tabulce 25 a následně na obr. 23 jsou znázorněny polohy bodů v jednom cyklu cviku „Reverse“.



Obr. 23: Názorní schéma trajektorie havice pomůcky při cviku „Reverse“ s označením hlavních bodů cyklu, směr vektoru pro rychlost a dostředivé zrychlení; [m/s]; [m/s²].

7.2.1 Výsledky ze systému Qualisys

Nejvyšší rychlost a zrychlení (akcelerace pohybu) je patrná při cviku „Reverse“ (podobně jako u „Marrko“) v bodech spodní části ležaté osmičky (kolem bodu D a H), kde se pomůcka pohybuje zdola nahoru. Tyto hodnoty jsou nižší u cviku „Reverse“ než u cviku „Marrko“ (tab. 22).

Dle grafického znázornění velikosti celkové rychlosti ve fázích jednoho cyklu (graf 16-17) je zřejmé, že cvik je méně symetrický než cvik „Marrko“ (graf 10-11).

| Čas | Celkové zrychlení | Celková rychlost | Označení bodu | Poloha bodu | Pohyb pomůcky |
|------|-------------------|------------------|---------------|--------------|---------------|
| 7,77 | 93800 | 9 161 | A | vzadu vlevo | dolů |
| 7,84 | 109921 | 9 492 | H1 | | |
| 7,92 | 109442 | 9 753 | H | vlevo dole | dopředu |
| 7,99 | 91442 | 8 863 | G1 | | |
| 8,07 | 83831 | 9 156 | G | vepředu | nahoru |
| 8,14 | 82738 | 8 221 | F1 | | |
| 8,22 | 85644 | 8 274 | F | nahoře pravo | dozadu |
| 8,30 | 86569 | 8 606 | E1 | | |
| 8,40 | 85752 | 8 509 | E | vzadu vpravo | dolu |
| 8,47 | 102976 | 8 943 | D1 | | |
| 8,52 | 108230 | 9 391 | D | dole vpravo | dopředu |
| 8,59 | 104523 | 9 787 | C1 | | |
| 8,66 | 80343 | 9 397 | G | ve středu | nahoru |
| 8,73 | 84746 | 8 859 | B1 | | |
| 8,85 | 95846 | 9 342 | B | nahoře vlevo | dozadu |
| 8,92 | 95754 | 8 963 | A1 | | |
| 8,98 | 97678 | 9 088 | A | vzadu vlevo | vlevo dolů |

Tab. 25: Popisuje rozdělení cyklu na 16 částí. Body jsou označeny písmenem (A až G dle abecedy), ke kterým je přiřazena slovní poloha a čas [s]. Popisuje také celkovou rychlost a celkové zrychlení točítka; [m/s]; [m/s²].



Graf 16-17: Zobrazení celkové rychlosti vlevo (body B, G, H, A); zobrazení celkové rychlosti vpravo (body: F, C, D, E).

7.2.2 Výsledky ze systému Kistler u cviku „Reverse“

Podobně jak při cviku „Marrko“ i při cviku „Reverse“ platí, že když se hlavice pohybuje ze zadní části kruhu a směřuje nahoru a do středu (body B, G vlevo a body F, C vpravo), je odstředivá síla větší a probanda „nadlehčuje“. Když se pomůcka nachází ve středu a pohybuje sa dolů a do stran (bod D, E doprava a bod H, A do leva), je tíhová složka síly větší a probanda „zatěžuje“. Tyto hodnoty kolísají od 39 až do -48 N (tab 26).

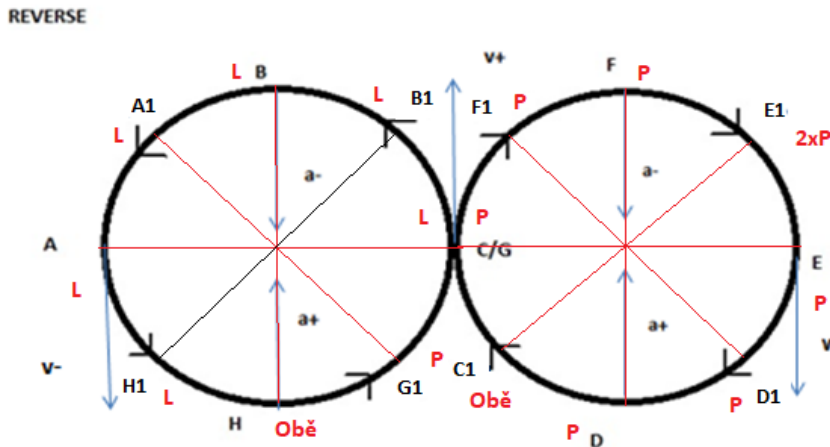
| Součet FZ/celková G | Označení bodu | Poloha bodu | Pohyb točítka | Součet FZ/celková G (slovně) |
|----------------------------|----------------------|--------------------|----------------------|-------------------------------------|
| - 10 | A | vzadu vlevo | dolů | nadlehčuje |
| 0 | H1 | | | |
| 43 | H | vlevo dole | dopředu | zatěžuje |
| 45 | G1 | | | zatěžuje |
| 16 | G | vepředu | nahoru | zatěžuje |
| - 39 | F1 | | | nadlehčuje |
| - 42 | F | nahoře vpravo | dozadu | nadlehčuje |
| - 24 | E1 | | | nadlehčuje |
| 6 | E | vzadu vpravo | dolu | |
| 38 | D1 | | | zatěžuje |
| 34 | D | dole vpravo | dopředu | zatěžuje |
| 48 | C1 | | | zatěžuje |
| 28 | C | ve středu | nahoru | zatěžuje |
| - 37 | B1 | | | nadlehčuje |
| - 32 | B | nahoře vlevo | dozadu | nadlehčuje |
| - 12 | A1 | | | nadlehčuje |
| 3 | A | vzadu vlevo | dolů | |

Tab. 26: Podíl součtu celkové síly a hmotnosti probanda. Hodnoty jsou přiřazené k daným fázím cyklu [N].

| Poměr Fz1/Fz2 v % | Označení bodu | Poloha bodu | Směr pohybu | Zatížení stran |
|------------------------------|--------------------------|--------------------|------------------------|---------------------------|
| 73,44 | A | vzadu vlevo | dolů | L |
| 83,31 | H1 | | | L |
| 96,54 | H | vlevo dole | dopředu | Obě |
| 104,30 | G1 | | | P |
| 127,17 | G | vepředu | nahoru | P |
| 142,75 | F1 | | | P |
| 173,84 | F | nahoře vpravo | dozadu | P |
| 200,18 | E1 | | | 2x P |
| 182,67 | E | vzadu vpravo | dolu | P |
| 126,43 | D1 | | | P |
| 115,41 | D | dole vpravo | dopředu | P |
| 98,83 | C1 | | | Obě |
| 81,48 | C | ve středu | nahoru | L |
| 85,84 | B1 | | | L |
| 72,97 | B | nahoře vlevo | dozadu | L |
| 77,51 | A1 | | | L |

Tab. 27: Porovnání zatížení obou končetin v procentech, kdy FZ1 je 100 %; [%].

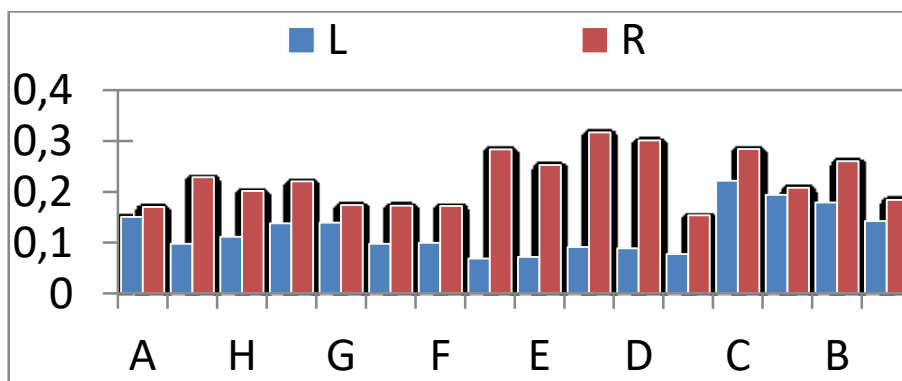
Z poměru pravo-levého zatížení na plošinách Kistler (tab. 27) je zřejmé (jako i u cviku „Marrko“), že proband víc zatěžuje ipsilaterální DKK ve vztahu s polohou hlavičky pomůcky. (obr. 24).



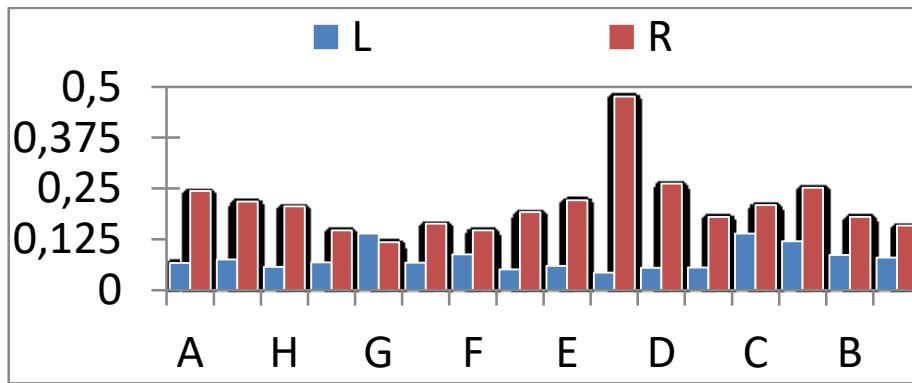
Obr. 24: Názorné zobrazení zatížení dolních končetin během cviku „Reverse“

7.2.3 Výsledky ze systému EMG při cviku „Reverse“

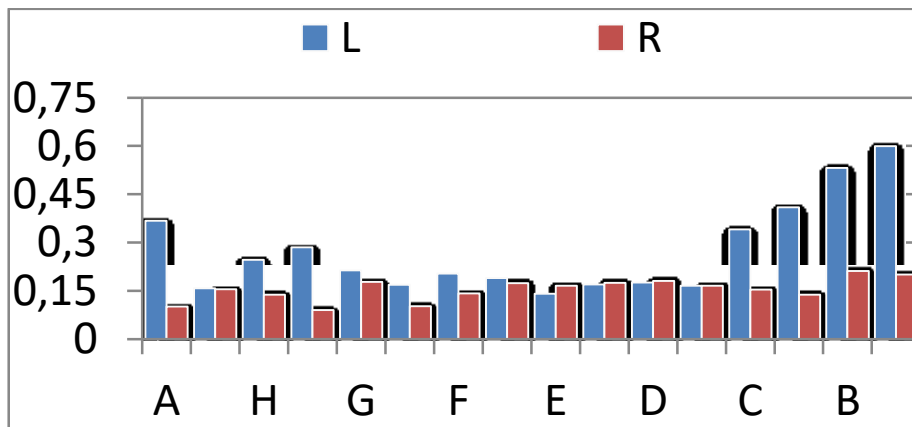
Podobně jako při předchozím cviku („Marrko“) nejvíc se zapájí břišní EO a RA ipsilaterálně v bodech největší momentální rychlosti a zrychlení hlavce pomůcky (H, H1, D, D1, C1). Výrazná ipsilaterální aktivita IO navazuje na akceleraci svalů EO a RA pravé strany v bodech C až A při pohybu pomůcky cez střední rovinu. Pravý i levý ES se při cviku „Reverse“ zapojují synchronně s největší aktivitou v zadních půlkruzích cyklu (body F až D napravo a B až H nalevo) (graf 18-21).



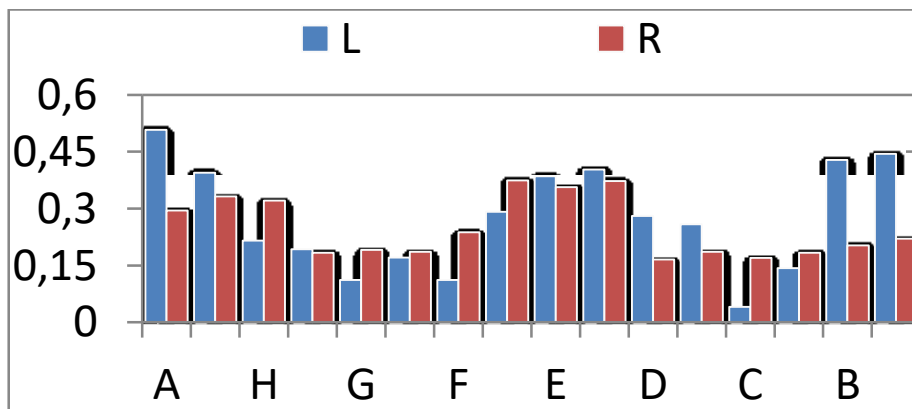
Graf 18: Aktivita m. obliquus abdominis externus (external oblique, EO) během jednoho cyklu; [mV].



Graf 19: Aktivita m. rectus abdominis (RA) během jednoho cyklu; [mV].



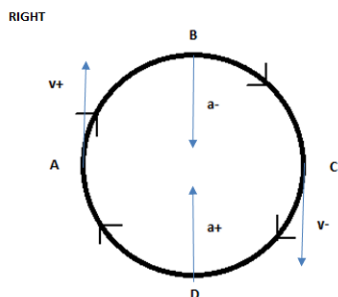
Graf 20: Aktivita m. obliquus abdominis internus (IO) během jednoho cyklu; [mV].



Graf 21: Aktivita m. erector spinae (ES) během jednoho cyklu; [mV].

7.3 Cvik Right

Cvik „Right“ ,stranově asymetrický, byl vykonáván dominantní horní končetinou (obr. 25).



Obr. 25: Názorní schéma trajektorie točítka při cviku „Right“ s označenými hlavními body cyklu, směr vektorů pro rychlost a dostředivé zrychlení.

7.3.1 Výsledky ze systému Qualisys

Vybraná část pro cvik „Right“ měla délku periody 0,60 s trvající od 6,15 s do 6,75 s. Zmíněný cyklus jsme rozdělili do osm bodů podle pohybu cvičební pomůcky Marrko. Tyto body jsou popsány v tabulce 28.

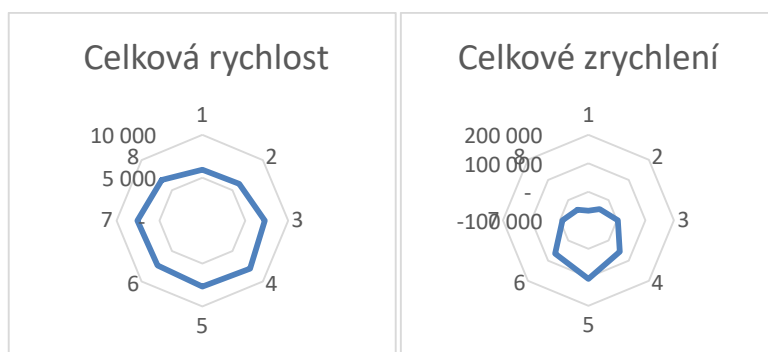
| Čas v bodech [s] | Označení bodu | Poloha bodu | Směr pohybu |
|------------------|---------------|-------------|-------------|
| 6,15 | C | vzadu | dolů |
| 6,21 | C1 | | |
| 6,27 | D | dole | dopředu |
| 6,34 | D1 | | |
| 6,40 | A | vepředu | nahoru |
| 6,49 | A1 | | |
| 6,58 | B | nahoře | dozadu |
| 6,67 | B1 | | |
| 6,75 | C | vzadu | dolů |

Tab. 28: Popis rozdělení cyklu na 8 částí. K bodům je přiřazen slovní popis polohy, písmeno (A až D1) a čas [s].

Z údajů vyplývá, že podobě jak bylo u cviků symetrických, tak i u asymetrického cviku „Reverse“ pozorujeme největší celkové odstředivé/dostředivé zrychlení a značnou celkovou rychlost hlavice pomůcky v dolní části cyklu (v bode D) (graf 22-23 a tab. 29). Tedy nejvíc síly potřebné na točení pomůcky proband vynaložil v bode D. Točítko si jakoby vyhazoval nahoru a za sebe.

| Celková rychlost | Celkové zrychlení | Označení bodu | Poloha bodu | Směr pohybu |
|-------------------------|--------------------------|----------------------|--------------------|--------------------|
| 7648 | 82 509 | C | vzadu | dolů |
| 7377 | 95 517 | C1 | | |
| 7688 | 106 582 | D | dole | dopředu |
| 7898 | 79 265 | D1 | | |
| 7291 | 62 543 | A | vepředu | nahoru |
| 6065 | 68 605 | A1 | | |
| 5919 | 67 367 | B | nahoře | dozadu |
| 6685 | 57 777 | B1 | | |
| 7547 | 75 512 | C | vzadu | dolů |

Tab. 29: Výpočet celkové rychlosti a celkového zrychlení ve vybraných bodech. K bodům je přiřazen slovní popis polohy a písmeno (A až D1); [m/s]; [m/s²].



Graf 22-23: Vyjádření celkové rychlosti a celkového zrychlení po dobu jednoho cyklu; [m/s]; [m/s²].

7.3.2 Výsledky ze systému Kistler

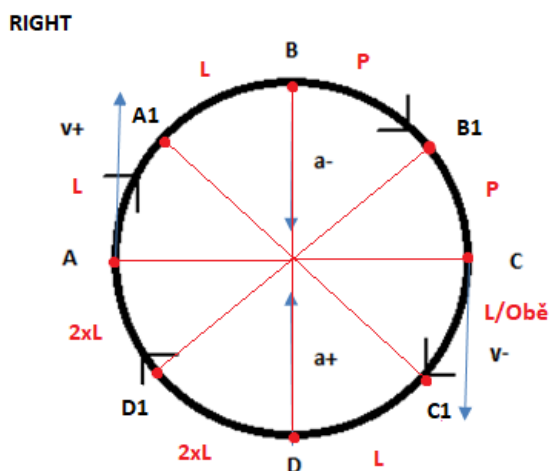
Zvýsledků ze systému Kistler dyž se pohybuje točítka ze zadní části kruhu (bod C) a směruje dolů (bod D), tíhová složka síly je větší a „zatežuje“ jedince. Když je pomloha pomůcky dolů a pohybuje se směrem dopředu a nahoru (bod A, B) odstředivá síla je větší a probanda „nadlehčuje.“ Tyto hodnoty kolíají od 34,5 až do -39 N (tab 30).

| Součet FZ/celková G | Čas | Označení bodu | Poloha bodu | Směr pohybu | Součet FZ/celková G (slovně) |
|---------------------|-------|---------------|-------------|-------------|------------------------------|
| 14,48 | 6,15 | C | vzadu | dolů | zatežuje |
| 33,54 | 6,21 | | | | zatežuje |
| 14,47 | 6,27 | D | dole | dopředu | zatežuje |
| 34,51 | 6,335 | | | | zatežuje |
| 1,65 | 6,4 | A | vepředu | nahoru | |
| 39,41 | 6,49 | | | | nadlehčuje |
| -23,62 | 6,58 | B | nahoře | dozadu | nadlehčuje |
| -15,14 | 6,675 | | | | nadlehčuje |
| 4,06 | 6,755 | C | vzadu | dolů | |

Tab. 30: Poměr celkové síly FZ a celkové hmotnosti probanda. [N]; hodnoty jsou přiděleny k daným fázím cyklu [s].

| Poměr Fz1/Fz2 | Označení bodu | Poloha bodu | Směr pohybu | Zatížení stran |
|---------------|---------------|-------------|-------------|----------------|
| 90,73 | C | vzadu | dolů | L |
| 67,64 | | | | L |
| 45,26 | D | dole | dopředu | 2x L |
| 46,97 | | | | 2x L |
| 58,19 | A | vepředu | nahoru | L |
| 87,53 | | | | L |
| 122,87 | B | nahoře | dozadu | P |
| 113,85 | | | | P |
| 100,17 | C | vzadu | dolů | Obě |

Tab. 31: Porovnání zatížení obou končetin v procentech když FZ1 je 100 %; [%].

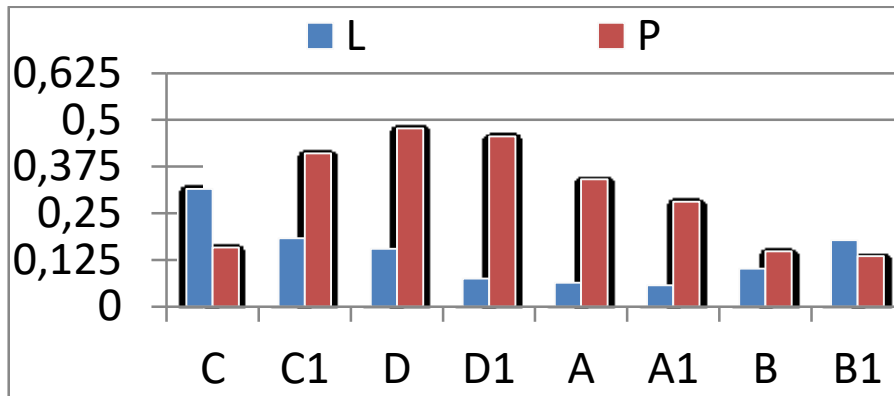


Obr.26: Názorné zobrazení zatížení dolních končetin během cviku „Right.“

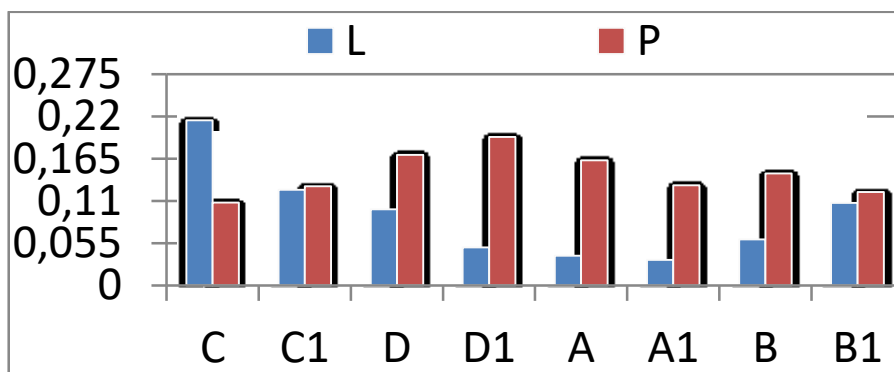
Z tabulky 31 a názorného zobrazení pomocí obr. 26, bylo zjištěno, že v předním půlkruhu cyklu cviku jedinec výrazně zatěžuje LDK (až 2x více). V horní části zadního půlkruhu (bod B až C) dochází k většímu zatížení PDK. Směrem dolů se zatížení vyrovnává až v spodním bode převáží zatížení LDK.

7.3.3 Výsledky ze systému EMG

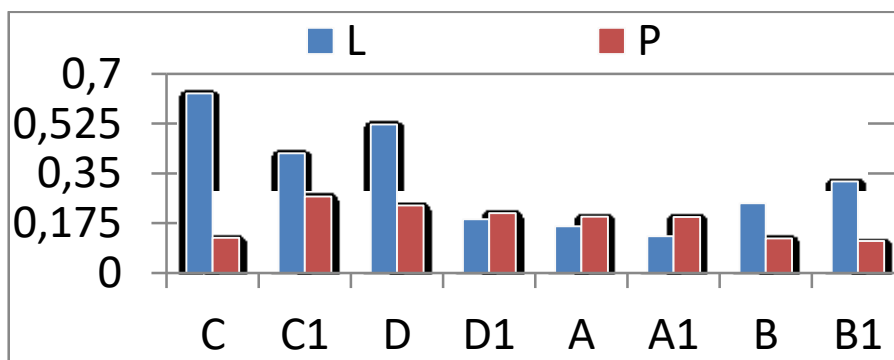
V bodech nejvyššího zrychlení pomůcky Marrko při cviku „Right“ je z grafů 24-27 pozorována nejvýraznější kontralaterální aktivita IO a ES (bod C), na kterou navazuje ipsilaterální aktivita svalů EO a RA bod (D).



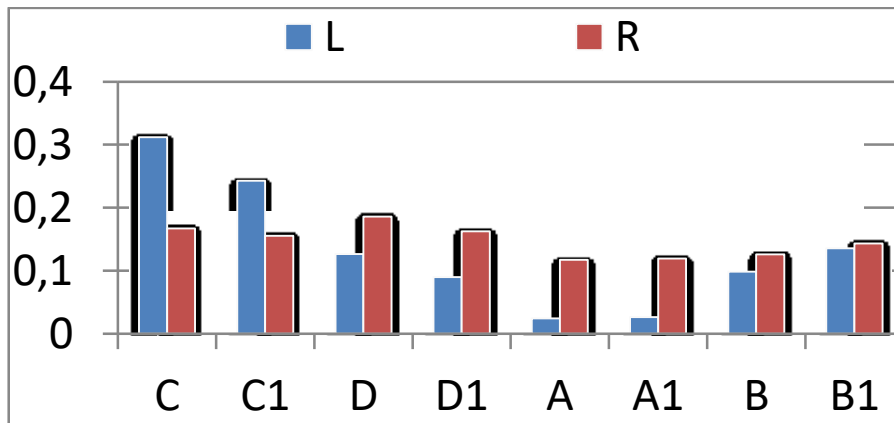
Graf 24: Aktivita m. obliquus abdominis externus (external oblique, EO) během jednoho cyklu cviku „Right“; [mV].



Graf 25: Aktivita m. rectus abdominis (RA) během jednoho cyklu cviku „Right“; [mV].



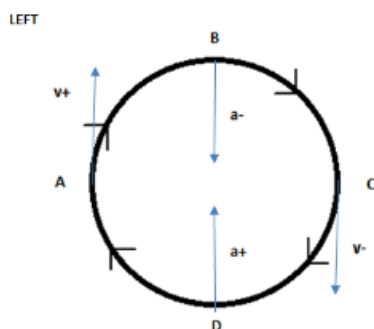
Graf 26: Aktivita m. obliquus abdominis internus během jednoho cyklu cviku „Right“; [mV].



Graf 27: Aktivita m. erector spinae během jednoho cyklu cviku „Right“; [mV].

7.4 Cvik Left

Cvik „Left“ je identický cviku „Right.“ Rozdíl je jenom stranový. Při cviku „Left“ cvičil proband svou nedominantní horní končetinou, tedy levou horní končetinou. Považoval ho za náročnější než byl cvik „Right“ (cvik byl přesně popsán v kapitole 5.4.1 Vybrané cviky s pomůckou Marrko Core®).



Obr. 27. Názorní schéma cviku „Left“ s označenými hlavními body cyklu, směr vektoru pro rychlost a dostředivé zrychlení.

7.4.1 Výsledky ze systému Qualisys

Náhodně vybraný cyklus pro cvik „Left“ s periodou 0,63 s byl počítán od 14,32 s po 14,95 s. Byl o 0,03 s pomalejší než cvik „Right“. Z výpočtu celkových hodnot rychlosti a celkového zrychlení (tab. 33, grafech 28-29) jsme zjistili, že tak jako u „Right“, i při cviku „Left“ je největší zrychlení v dolní části cyklu (bod D). Naopak nejnižší rychlost je mezi bodem A a B (v první polovině horní části cyklu).

| Čas | Označení bodu | Poloha bodu | Pohyb točítka |
|-------|---------------|-------------|---------------|
| 14,32 | C | vzadu | dolů |
| 14,38 | C1 | | |
| 14,44 | D | dole | dopředu |
| 14,52 | D1 | | |
| 14,58 | A | vepředu | nahoru |
| 14,70 | A1 | | |
| 14,80 | B | nahoře | dozadu |
| 14,87 | B1 | | |
| 14,95 | C | vzadu | dolů |

Tab. 32: Popis rozdělení cyklu na 8 částí. K bodům jsou přiřazeny stupně, slovní popis polohy, písmeno (A až D) a čas [s].

| Čas | Označení bodu | Celková rychlost | Celkové zrychlení | Poloha bodu | Pohyb točítka |
|-------|---------------|------------------|-------------------|-------------|---------------|
| 14,32 | C | 8112 | 80 862 | vzadu | dolů |
| 14,38 | C1 | 8160 | 81 468 | | |
| 14,44 | D | 7904 | 105 298 | dole | dopředu |
| 14,52 | D1 | 7624 | 75 473 | | |
| 14,58 | A | 7578 | 83 981 | vepředu | nahoru |
| 14,70 | A1 | 5842 | 58 972 | | |
| 14,80 | B | 6446 | 65 703 | nahoře | dozadu |
| 14,87 | B1 | 6932 | 66 736 | | |
| 14,95 | C | 7740 | 72 456 | vzadu | dolů |

Tab. 33: K bodům je přiřazena slovní popis a čas [s]. Popisuje také celkovou rychlost a celkové zrychlení točítka; [m/s]; [m/s²].



Graf 28-29: Vyjádření celkové rychlosti a celkového zrychlení po dobu jednoho cyklu; [m/s], [m/s²].

7.4.2 Výsledky ze systému Kistle

Při cvičení rozdíl celkové tíhy cvičence a zatížení obou desek kolíše od 48 až do -28 N. V porovnání s cvikem „Right“ byly hodnoty posunuty víc ke kladným číslům, co značí větší „zatížení“ probanda při cviku „Left“ (tab 34).

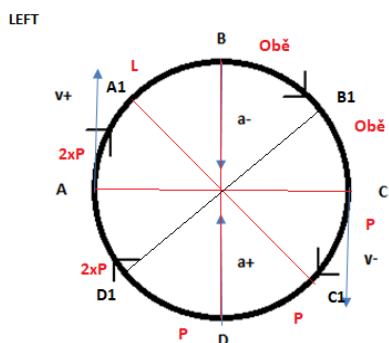
| Součet FZ/celková G | Označení bodu | Poloha bodu | Pohyb pomůcky | Součet FZ/celková G (slovně) |
|---------------------|---------------|-------------|---------------|------------------------------|
| -4,67 | C | vzadu | dolů | |
| 12,18 | | | | zatěžuje |
| 33,55 | D | dole | dopředu | zatěžuje |
| 48,71 | | | | zatěžuje |
| -3,50 | A | vepředu | nahoru | |
| -28,90 | | | | nadlehčuje |
| -18,01 | B | nahoře | dozadu | nadlehčuje |
| -13,92 | | | | nedlehčuje |
| 0,17 | C | vzadu | dolů | |

Tab. 34: Rodíl celkové Fz a hmotnosti probanda. Hodnoty jsou přiřazeny k daným fázím cyklu a slovně popsány; [N].

Při pohybu točítka zepředu dozadu mezi bodmi A a B je značný rozdíl v zatížení dolních končetin (obr. 28, tab. 35). V bodu A (kdy se točítko posouvá zepředu nahoru) je více zatížená PDK (až dvounásobně), ale když se posune o 45° dále po kružnici směrem nahoru a dozadu vidíme, že tu je více zatížená LDK. Při pokračování pohybu se váha na obou DKK vyrovná. Od bodu C (umístěného vzadu) jedinec zatížil PDK víc (až dvounásobně od bodu D1). Můžeme poznamenat, že cviky „Left“ a „Right“ mají podobný vzorec stranové zátěže dolních končetin, který je stranově opačný u obou cviků.

| Poměr Fz1/Fz2 | Označení bodu | Poloha bodu | Pohyb pomůcky | Zatížení stran |
|----------------------|----------------------|--------------------|----------------------|-----------------------|
| 113,85 | C | vzadu | dolů | P |
| 142,47 | C1 | | | P |
| 184,29 | D | dole | dopředu | P |
| 240,68 | D1 | | | 2xP |
| 224,95 | A | vepředu | nahoru | 2xP |
| 82,50 | A1 | | | L |
| 104,73 | B | nahore | dozadu | Obě |
| 109,94 | B1 | | | Obě |
| 131,81 | C | vzadu | dolů | |

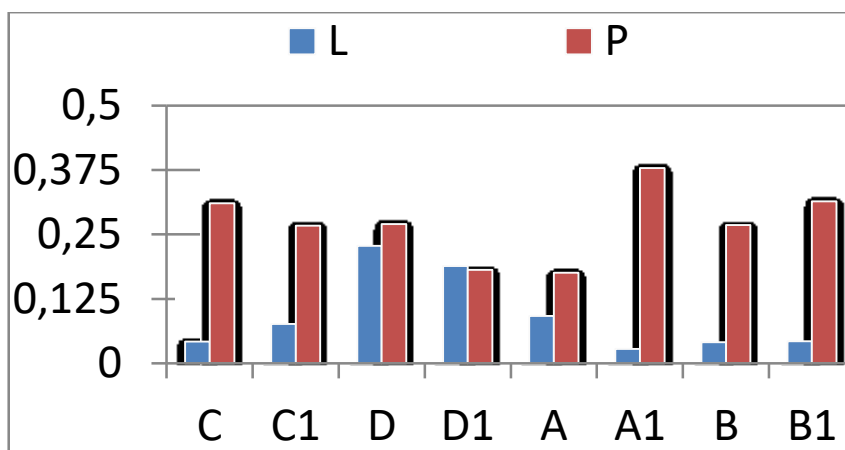
Tab. 35 Porovnání zatížení obou dolních končetin v procentech když FZ1 je 100 %; [%].



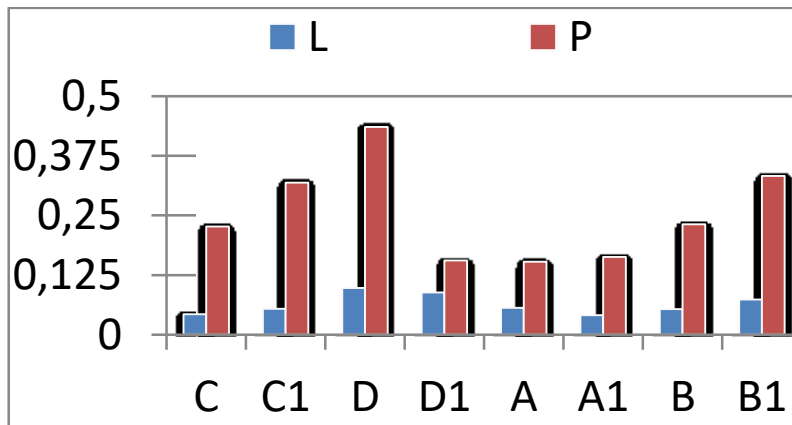
Obr. 28: Názorné zobrazení zatížení dolních končetin během cviku „Left“.

7.4.3 Výsledky ze systému EMG

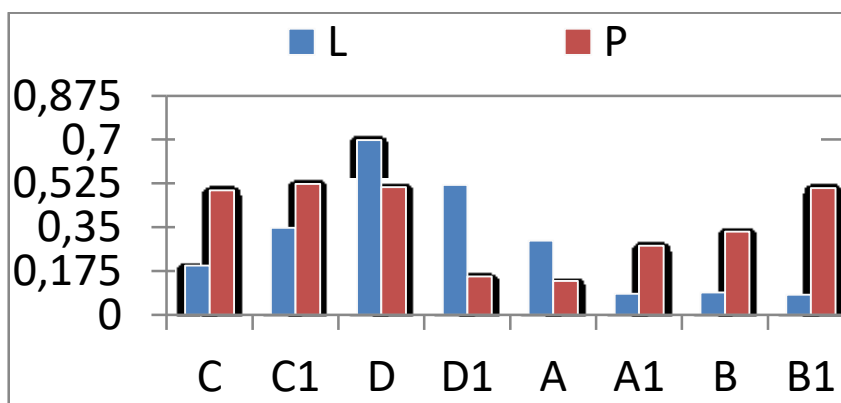
V zapojení vybratých svalů u jednostranných cviků se javí určitá podobnost, která je stranově opačná. Kým při cviku „Right“ byla akcelerační síla přenášena prostřednictvím pravého EO,RA, levého IO a ES, u cviku „Left“ je v spodní části cyklu (body D a D1) patrná výrazná aktivace levé strany EO a strany pravé u RA, ES. Aktivita IO v spodní části cyklu byla významná bilaterálně (graf 30-33).



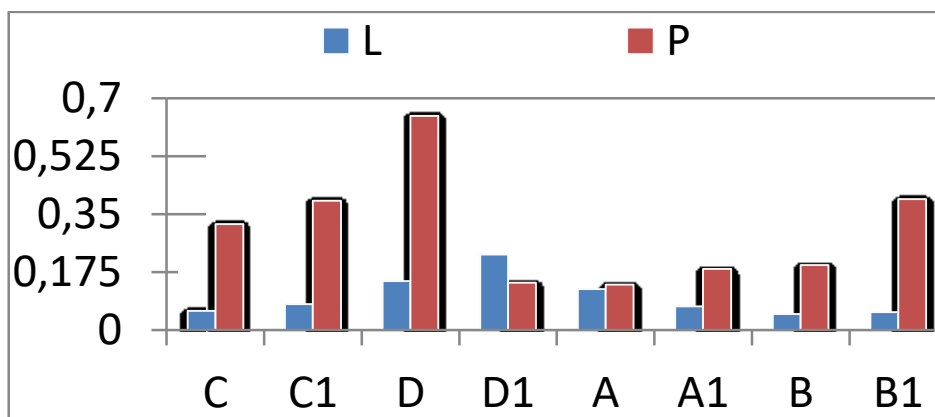
Graf 30: Aktivita m. obliquus abdominis externus (external oblique, EO) během jednoho cyklu cviku „Left“; [mV].



Graf 31: Aktivita m. rectus abdominis (RA) během jednoho cyklu cviku „Left“; [mV].



Graf 32: Aktivita m. obliquus abdominis internus (IO) během jednoho cyklu cviku „Left“; [mV].



Graf 33: Aktivita m. erector spinae (ES) během jednoho cyklu cviku „Left“; [mV].

8 ZHODNOCENÍ HYPOTÉZ

H1: Tato hypotéza se nepotvrdila. Přestože všichni probandi měli subjektivně větší problém se cvikem „Reverse“ doba jejich svalové kontrakce nad základní posturální aktivitu byla téměř stejná (tab.21). Pro cvik „Reverse“ byla doba kontrakce svalů pouze o 1,2 % větší než pro cvik „Marrko“.

H2: Tato hypotéza se potvrdila. V době aktivite svalů u jednostranných cviků je patrný výrazný rozdíl. U cviku „Left“ byla celková doba kontrakce svalů větší o 7,5 % než u cviku „Right“.

H3: Tato hypotéza se nepotvrdila. Jak vidno v tabulce 21, byla zjištěna právě menší doba kontrakce měřených svalů nad hranicí ich základní poturální aktivitou u cviků jednostranných. Doba svalové kontrakce pro bilaterální cviky je $75,95 \pm 19,43\%$ pro cvik „Marrko“ a $77,16 \pm 18,09 \%$ pro cvik „Reverse.“ Pro Unilaterální cviky jsou doby kontrakce svalů $58,71 \pm 28,79 \%$ pro cvik „Right“ a $66,21 \pm 27,34 \%$ pro cvik „Left.“

H4: Tato hypotéza se nepotvrdila. Neschedali jsme významnou korelaci rychlosti cvičení a velikosti výchylek pohybu ramen vůči pánvi u všech cviků (graf 5-6). U symetrických cviků Pearsnův korelační koeficient $r = -0,732$ poukazuje na nepřímú úměru času cvičení a velikosti amplitudy mezi spojnicí AC a SIPS. U jednostranných cviků nebyla korelace signifikantní, Pearsnův korelační koeficient $r = -0,205$.

H5: Tato hypotéza se nepotvrdila. Pro segment Th8 byly největší amplitudy pohybu u cviku „Marrko“ (tab. 5), ale u cviku „Revese“ byly největší výchylky pro segment Th4. Ve výsledku nebylo shledáno významných rozdílů u velikosti amplitudy mezi těmito obratly. Median pro aplitudu obratle Th8 je $71,49 \pm 34,88$ mm a pro obratel Th4 $71,84 \pm 43,45$ mm.

H6: Tato hypotéza se potvrdila. Z tabulek pro všechny cviky (tab.23, 26,30 a 34) je zřejmé, že podíl vertikální složky síly F_z a celkové tíhy jedince jde i do záporních hodnot a reálně probanda nadlehčuje při všech cvicích o $37,85 \pm 7,12$ N. Práve 30N měla cvičební pomůcka Marrko Core.

9 DISKUZE

Tento výzkum lze považovat za unikátní, protože neexistují žádná předešlá data ohledně cvičební pomůcky Marrko Core®, a tudíž nelze ani výsledky našeho výzkumu přesně porovnat s předchozími studiemi. Jedná se o nově vzniklou pomůcku, na kterou se doposud nenachází žádná evidence. Zmíněná pomůcka byla zkonstruována vojenským veteránem pro rehabilitaci bolesti zad, zlepšení síly a funkce trupových svalů a zlepšení funkce HSS (www.marrko.com).

Jednou z velkých výhod pomůcky je možnost přizpůsobení se rychlosti aktuální fyzické formě jedinců. Se stoupající rychlostí točivého pohybu stoupá i velikost odstředivé síly, což umožňuje dávkování zátěže. V této práci jsme se kromě jiného zabývali korelací rychlosti cvičení a velikosti výchylek ramen vůči pánvi ve frontální rovině. Tato korelace se nám potvrdila při symetrických cvicích „Marrko“ a Reverse“, z čehož vyplývá, že čím rychleji jedinec cvičí, tím větší nároky jsou kladeny na posturální stabilizační systém.

Pomůcka Marrko Core® využívá jako vnější zátěž na destabilizaci cvičence odstředivou sílu. V teoretické části jsme si pro porovnání mechanismu účinku zvolili pomůcky využívající vibrace pro destabilizaci jedinců, které jsou přenášeny zejména přes horní končetiny. Stevens (2006) porovnal zapojení svalů při cvičení mostu (bridging) na nestabilních plošinách se cvičením mostu s propriomedem. Zjistil, že při cvičení bridging s propriomedem, se kromě vnější muskulatury zapojují více i hlouběji uložené svaly, proto je toto cvičení efektivnější pro trénink posturální stability.

V naší práci jsme se také zaměřili na svalovou aktivitu stabilizačního systému trupu. Pro náročnost měření jsme sledovali pouze vnější svaly trupu m. obliquus externus abdominis (EO), m. obliquus internus abdominis (IO), m. rectus abdominis (RA), m. erector spinae (ES), ale uvědomujeme si, že proces posturální stabilizace je mnohem komplexnější. Jak tvrdí Kolář (2009), při bolestech páteře je přítomna dysfunkce svalů trupu a zhoršená míra jejich antagonisticko-agonistické aktivity (zejména HSS). Oslabení a zhoršená funkce svalů může být důsledkem, nebo i příčinou bolesti zad. Wang et al. (2012) a Bistrtom et al. (2013) potvrzují že cvičení pro posílení svalstva trupu tzv. „core training“ zmírňuje bolesti zad. Cvičení ale naopak může i ublížit. Moreside et al. (2007) zjišťoval přínos vibrační pomůcky Bodyblade. Výsledky práce přinesly poznatky, že cvičení s pomůckou může zvýšit, ale i snížit stabilitu páteře

v závislosti na tom, jakým způsobem bylo toto cvičení začleněno do tréninku. Pro aktivaci m. transversus abdominis navrhuje cvičení s oscilací ve frontální rovině. M. transversus abdominis (TA) nebyl v této práci měřený povrchovým EMG kvůli větší náročnosti měření pro jeho lokaci. M. obliquus internus abdominis má poměrně veliký vztah k aktivaci TA. Kaudální část svalu TA se spojuje s aponeurosou IO (Čihák, 2011). Arora et al. (2013) tvrdí, že pro větší aktivaci trupu je vhodné cvičení s pomůckou Bodyblade® v transverzální rovině. Při symetrickém cvičení s pomůckou Marrko Core® dochází k rotaci trupu a také ke cvičení ve více rovinách, což je přínosné pro lepší zapojení trupového svalstva. Při výhřezech plotének může být ale tato rotace kontraindikována (Bergquist-Ullman and Larson, 1997).

Dále jsme se v práci zaměřili na srovnání hodnoty svalové aktivity pro symetrické a asymetrické cviky. Ve výsledcích jsme zjistili, podobně jako Arora et al. (2013), větší aktivitu svalů pro cviky oboustranné, než pro cviky jednostranné. Na druhou stranu, Behm et al. (2005) uvedli, že jednostranná povaha cviků s oscilační pomůckou může vést k výraznější asymetrii točivého momentu, což podnítl svaly trupu k větší aktivaci. Saeterbakken a Fimland (2012) jsou podobného názoru a tvrdí, že na zlepšení neuromuskulární aktivity jsou ideální jednostranné cviky ve stoji.

Pro rotační charakter symetrických cviků s pomůckou Marrko Core® byly předpokládány největší amplitudy pohybu pro segment Th8. Kapanji (1974) uvádí největší pohyb v hrudní páteři mezi obratlem Th7 a Th8. Směrem vzhůru i směrem dolů se pohyb v páteři redukuje. Rotace v hrudní páteři může dosáhnout 25° až 35°.

V této studii byly pozorovány největší výchylky při pohybu páteře (segmenty C7, Th4, Th8, Th12) u bilaterálních cviků. Ve výsledku nebylo shledáno významných rozdílů u velikosti amplitudy mezi obratlemi Th4 a Th8. Median pro amplitudu obratle Th8 byl naměřen $71,49 \pm 34,88$ mm a pro obratel Th4 $71,84 \pm 43,45$ mm.

Při porovnání amplitud výchylek páteře jsme zjistili, že součet výsledních amplitud je u cviku „Left“, vyšší, než u cviku „Reverse“, což je pravděpodobně zapříčiněné cvičením nedominantní končetinou (která bývá častěji slabší, neboli hůře koordinována při vykonávání pohybu) (Swinen et al., 1996; Noguchi et al., 2014).

Jako důležitý limit práce chceme uvést velikost výzkumného souboru. Do této práce bylo zahrnuto pouze 8 probandů, kteří netrpěli žádnou bolestí. Do budoucna doporučujeme rozšířit kohortu, která by se měla skládat i z jedinců trpících bolestmi zad

různé etiologie. Pro lepší posouzení problému považujeme za potřebné zkoumat jedince s bolestí zad před, během a po terapii s cvičební pomůckou Marrko Core®.

10 ZÁVĚR

Hlavním cílem diplomové práce byla kimenatická analýza vybraných segmentů těla (C7, Th4, Th8, Th12, spojnice akromionů a zadních spin) za pomoci tří měřících systému (Qualisys, EMG a Kistler) při cvičení s pomůckou Marrko Core®.

Výsledky z EMG ukázaly, že u symetrických cviků byla zapotřebí větší svalová aktivita měřených svalů oproti cvikům asymetrickým. Po srovnání asymetrických cviků navzájem, výraznější svalová aktivita byla pozorována u cviku, který byl prováděn nedominantní horní končetinou, který byl pro probandy i subjektivně náročnější.

Při porovnávání velikostí amplitud a rychlostí cvičení byla shledána negativní korelace signifikantní pouze u bilaterálních cviků. Navzdory poznatku z anatomie a fyziologie ohledně rotační funkce segmentu Th8, se tento fakt u cviku „Reverse“ nepotvrdil.

Dále bylo zjištěno, že během cvičení tíhová síla jedince „zatěžuje“ a odstředivá složka síly jedince „odlehčuje“.

Pomůcka Marrko Core® je v České republice i na světovém trhu novinka a proto je i tento druh výzkumu v současnosti jediný na poli české a zahraniční vědy. Efekt zmíněné cvičební pomůcky nebyl doposud zkoumán a analyzován. Diplomová práce navzdory limitacím uvádí první pilotní data pro pomůcku Marrko Core®. Při interpretaci výsledků pro její využití u populace s bolestí zad jsme opatrní z důvodu malého vzorku probandů, která navíc netrpěla žádnou bolestí, a proto to doposud nemůžeme spolehlivě doporučit při zmíněné poruše. Do budoucna doporučujeme rozšířit kohortu, která by se měla skládat z jedinců trpících bolestmi zad různé etiologie. Pro lepší posouzení problému považujeme za potřebné zkoumat jedince s bolestí zad před, během a po terapii s cvičební pomůckou Marrko Core®.

SEZNAM LITERATURY

- [1] ARORA, Shruti, et al. The effect of double versus single oscillating exercise devices on trunk and limb muscle activation. *International journal of sports physical therapy*, 2013, 8.4: 370.
- [2] BALL, N., SCUUR, J. 2013, Electromyography Normalization Methods for High-Velocity Muscle Action: Review and Recommendations, *In Journal of Applied Biomechanic*, 29 v. 600-608p.
- [3] BASMAJIAN, John V. Muscles alive. Their functions revealed by electromyography. *Academic Medicine*, 1962, 37.8: 802.
- [4] BEHM, David G., et al. Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *J Strength Cond Res*, 2005, 19.1: 193-201.
- [5] BERGQUIST-ULLMAN, Marianne; LARSSON, Ulf. Acute low back pain in industry: a controlled prospective study with special reference to therapy and confounding factors. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1997, 48. sup170: 1-117.
- [5] BERGMARK, Anders. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1989, 60.sup230: 1-54.
- [6] BIZOVSKÁ, Lucia, et al. Rovnováha a možnosti jejího hodnocení. Olomouc, 2017. ISBN 978-80-244-5260-9.
- [7] BOGAERTS, An, et al. Effects of whole body vibration training on postural control in older individuals: a 1 year randomized controlled trial. *Gait & posture*, 2007, 26.2: 309-316.
- [8] BOSCO, C., et al. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clinical physiology*, 1999, 19.2: 183.
- [9] BYSTRÖM, Martin Gustaf; RASMUSSEN-BARR, Eva; GROOTEN, Wilhelmus Johannes Andreas. Motor control exercises reduces pain and disability in chronic and recurrent low back pain: a meta-analysis. *Spine*, 2013, 38.6: E350-E358.
- [10] ČÁPOVÁ, Jarmila. *Terapeutický koncept" Bazální programy a podprogramy"*. Repronis, 2008.
- [11] ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1. díl. *Praha: Grada*, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8
- [12] CAPPOZZO, Aurelio, et al. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical biomechanics*, 1995, 10.4: 171-178.

- [13] CROS, Didier P.; SIAO, Peter; VUCIC, Steve. *Practical Approach to Electromyography: An Illustrated Guide for Clinicians*. Demos Medical Publishing, 2011.
- [14] DE LUCA, Carlo J. Surface electromyography: Detection and recording. *DelSys Incorporated*, 2002, 10.2011: 36.
- [15] DE LUCA, Carlo J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 1997, 13.2: 135-163.
- [16] DICKIE, James A., et al. Electromyographic analysis of muscle activation during pull-up variations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2017, 32: 30-36.
- [17] DOBOŠOVÁ, Dominika. Proprioceptívny tréning. *Rehabilitácia: odborný časopis pre otázky liečebnej, pracovnej, psychosociálnej a výchovnej rehabilitácie*. Bratislava: LIEČREH GÚTH, 2007, 44(4), 195-208. ISSN 0375-0922.
- [18] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [19] DYLEVSKÝ, Ivan, Libuše KUBÁLKOVÁ a Leoš NAVRÁTIL. *Kineziologie, kineziterapie a fyzioterapie*. Praha: Manus, 2001. ISBN 80-902318-8-8.
- [20] GOEBEL, J. A., et al. High frequency sway characteristics in the elderly. *Equilibrium research: clinical equilibrometry and modern treatment*. Amsterdam: Elsevier Science Publishers, 1999, 283-90.
- [21] HARMAN, Everett A., et al. *Intra-abdominal and intra-thoracic pressures during lifting and jumping*. Army research inst. of environmental medicine Natic. ma, 1987.
- [22] HOLUBÁŘOVÁ, Jiřina; PAVLŮ, Dagmar. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace I. část*. Charles University in Prague, Karolinum Press, 2014.
- [23] HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 2006, vol. 35. no. 2, ii7–ii11. [cit. 20. 8. 2018]. Dostupné z: <https://www.cs.cmu.edu/~cga/legs/chamr1.pdf>
- [24] HORAK, Fay B.; HENRY, Sharon M.; SHUMWAY-COOK, Anne. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical therapy*, 1997, 77.5: 517-533..
- [25] HUDÁK, Radovan; KACHLÍK, David. *Memorix anatomie*. Triton, 2017. ISBN 978-80-7387-959-4

- [26] CHUNG, Jun Sub, et al. Effects of flexi-bar and non-flexi-bar exercises on trunk muscles activity in different postures in healthy adults. *Journal of physical therapy science*, 2015, 27.7: 2275-2278.
- [27] KAPANJI, I. A. *The physiology of the joints*. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1974. ISBN 0-443-01209-1.
- [28] KENDALL, Florence Peterson, et al. *Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain (Kendall, Muscles)*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [29] KONRAD, Peter. The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography*, 2005, 1: 30-35. ISBN 0-9771622-1-4.
- [30] JANDA, Vladimír; VÁVROVÁ, Marie. Senzomotorická stimulace. *Základy metodiky proprioceptivního cvičení. Rehabilitácia*, 1992, 25.3: 14-34.
- [31] JANURA, Miroslav. *Biomechanika 2*, Ostravská univerzita v Ostravě, 2011. ISBN 978-80-7464-044-5. 79s.
- [32] KIM, Jung-Hee, et al. A comparison of flexi-bar and general lumbar stabilizing exercise effects on muscle activity and fatigue. *Journal of physical therapy science*, 2014, 26.2: 229-233.
- [33] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén, 2009. ISBN, 978-80-7262-657-1. ŘASOVÁ, Kamila. *Fyzioterapie u neurologicky nemocných (se zaměřením na roztroušenou sklerózu mozkomíšni)*. 1. vyd. Praha: CEROS, 2007. 135 s. ISBN 978-80-239-9300-4.
- [34] MORESIDE, Janice M.; VERA-GARCIA, Francisco J.; MCGILL, Stuart M. Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, and spine stability when using the bodyblade. *Physical Therapy*, 2007, 87.2: 153-163.
- [35] MUELLER, J. et al. 2017. Neuromuscular trunk activation patterns in back pain patients during one-handed lifting, *In World Journal of Orthopedics*, 8(2): 142-148.
- [36] NOGUCHI, Takanori, et al. Differences in muscle power between the dominant and nondominant upper limbs of baseball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2014, 28.1: 82-86.
- [37] NORRIS, Christopher M. *Back stability: integrating science and therapy*. Human Kinetics, 2008.
- [38] NIGG, Benno Maurus; HERZOG, Walter; HERZOG, Walter. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. New York: Wiley, 1999.
- [39] O'SULLIVAN, Susan B.; SCHMITZ, Thomas J. *Improving functional outcomes in physical rehabilitation*. FA Davis, 2016. ISBN-13: 978-0-8036-4612-4.

- [40] OSULLIVAN, Susan B. and SCHMITZ, Thomas J. *Improving functional outcomes in physical rehabilitation*. 2. Philadelphia : F.A. Davis Company, 2016. 448p. ISBN 9780803646124.
- [41] PAGE, Phil. Sensorimotor training: A “global” approach for balance training. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2006, 10.1: 77-84.
- [42] PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, Ingrid. *Akrální koaktivační terapie: Acral coactivation therapy*. Vydání druhé. Čelákovice: ACT centrum, 2017. ISBN 978-80-906440-5-2.
- [43] PANJABI, Manohar M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders*, 1992, 5: 383-383.
- [44] PANJABI, Manohar M., et al. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of spinal disorders*, 1992, 5: 390-390.
- [45] PARÁKOVÁ, B.; MÍKOVÁ, M.; KROBOT, A. Vibrace: Neurofyziologické aspekty a možnosti klinického využití. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1, 2008, s. 11-17.
- [46] PAVLŮ, Dagmar; STRACHOTOVÁ, Hana. TERAPIE A TRÉNINK S VYUŽITÍM VIBRACÍ: SOUČASNÝ TREND NEBO ÚČINNÝ PROSTŘEDEK?. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2011, 18.3. ISSN: 1803-6597
- [47] RAŠEV, E., HAIDER, E. *Posturomed: Terapeutický návod pro posturální terapii podle dr. Eugena Raševa*. Pullenreuth (Německo): Haider Bioswing, 2010.
- [48] Rašev, E. Testování posturální stabilizace motoriky ve vztahu k bolesti zad a evaluace dysfunkce posturálního řízení motoriky metodou posturální somatooscilografie. Praha, 2011. 120s. Disertační práce na UK FTVS. Vedoucí práce Dagmar Pavlů
- [49] REEVES, N. Peter; NARENDRA, Kumpati S.; CHOLEWICKI, Jacek. Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clinical biomechanics*, 2007, 22.3: 266-274.
- [50] RICHARDS, Jim; THEWLIS, Dominic. Anatomical models and markers sets. *Biomechanics in clinic and research, Churchill Livingston Elsevier*, 2008, 117-128.

- [51] ROBERTSON, D. G. E. et al. *Research methods in biomechanics*. Library of Congress Cataloging-in-Publication Data, Champaign, IL: Human Kinetics, USA, 2004, p.440. ISBN 0-7360-3966-X
- [52] SAAL, Joel.S. 1995. The pathophysiology of painful lumbar disorder. *Spine* 20:180-183.
- [53] SAETERBAKKEN, Atle Hole; FIMLAND, Marius Steiro. Muscle activity of the core during bilateral, unilateral, seated and standing resistance exercise. *European journal of applied physiology*, 2012, 112.5: 1671-1678.
- [54] SANTOS, Marcio J.; KANEKAR, Neeta; ARUIN, Alexander S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2010, 20.3: 388-397.
- [55] SHUMWAY-COOK, A. & WOOLLACOTT M. H. Motor control: theory and practical applications. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, c2001. ISBN 068330643X.
- [56] SINCLAIR, J., et al. The efficacy of EMG MVC normalization techniques for running analyses. *Journal of Biomechanics*, 2012, 45: S623.
- [57] SINCLAIR J. et al. 2015, The Reliability of Electromyographic Normalization Methods for Cycling Analyses, In *Journal of Human Kinetics* v. 46, 19-27p.
- [58] SCHWARZ, Daniel, et al. *Lineární a adaptivní zpracování dat*. Akademické nakladatelství CERM, 2012 SODERBERG, Gary L.; KNUTSON, Loretta M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical therapy*, 2000, 80.5: 485-498.
- [59] SOUMAR, L. *Kinematická analýza. Ústí nad Labem: Univerzita JE Purkyně v Ústí nad Labem, 2011*. ISBN 978-80-7414-399-1, 2011.
- [60] SMITH, Steven W., et al. The scientist and engineer's guide to digital signal processing. 1997.
- [61] SWINNEN, Stephan P.; JARDIN, Kris; MEULENBROEK, Ruud. Between-limb asynchronies during bimanual coordination: effects of manual dominance and attentional cueing. *Neuropsychologia*, 1996, 34.12: 1203-1213.
- [62] ŠPRINGROVÁ, Ingrid. *Funkce, diagnostika, terapie hlubokého stabilizačního systému*. 2. vyd. Čelákovice: Rehaspring centrum, c2012. ISBN 978-80-260-1698-4
- [63] VAŘEKA, I. Posturální stabilita 1. část – terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, č.4, s. 115-121.

- [64] VAŘEKA, I. Posturální stabilita 2. část – řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, č. 4, s. 122-129.
- [65] VÉLE, František. *Kineziologie posturálního systému*. Karolinum, 1995. ISBN: 80-7184-100-5.
- [66] UHLÍKOVÁ, Kateřina. Posturální stabilizace a rovnováha –teoretické východiska problematiky a vymezení pojmů (rešeršní práce). Praha, 2016. Diplomová práce na UK FTVS. Vedoucí práce Eugen Rašev.
- [67] VÉLE, František; ČUMPELÍK, Jaroslav; PAVLŮ, Dagmar. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, 3: 103-105.
- [68] VIDEMAN, Tapio; NURMINEN, Markku; TROUP, J. D. 1990 Volvo Award in clinical sciences. Lumbar spinal pathology in cadaveric material in relation to history of back pain, occupation, and physical loading. *Spine*, 1990, 15.8: 728-740.
- [69] VOJTA Václav and PETERS, Annegret. *Vojtův princip svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. 3. Praha : Grada Publ., 2010. 179s. ISBN 978-80-247-2710-3.
- [70] WANG, Xue-Qiang, et al. A meta-analysis of core stability exercise versus general exercise for chronic low back pain. *PloS one*, 2012, 7.12: e52082.
- [71] WEBSTER, John G. *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*. John Wiley & Sons, Inc., 2006. 6 (2), 686. ISBN-10 0-470-04071-8.
- [72] WHITE, Augustus A., et al. *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia: Lippincott, 1990. ISBN 0-397-50720-8.
- [73] WHITE, Augustus A.; SOUTHWICK, Wayne O.; PANJABI, Manohar M. Clinical instability in the lower cervical spine a review of past and current concepts. *Spine*, 1976, 1.1: 15-27.

Internetové zdroje:

- [74] BIOMECHANIKA POHYBU. Kinematická analýza [online]. [cit. 22.01.2018]. Dostupné z: <<http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/poloka-menu-2/o-metod/60-3d-kinematicka-analyza>>.
- [75] BODYBLADE. [cit. 14.04.2018]. Dostupné z: <<http://www.bodyblade.com>>.
- [76] KISTLER [online]. 2018 [cit. 14.04.2018]. Dostupné z: <<https://www.kistler.com/en/applications/sensor-technology/biomechanics-and-force-plate/>>.
- [77] KISTLER. Kistler Mars. [online]. 2018 [cit. 14.04.2018]. Dostupné z: <<https://www.kistler.com/?type=669&fid=473&model=download>>.

- [78] KISTLER Multicomponent Force Plate. [online]. 2008 [cit. 14.04.2018]. Dostupné z: <<https://www.kistler.com/?type=669&fid=60746&model=document>>.
- [79] MARRKO. [online]. 2008 [cit. 14.09.2018]. Dostupné z: <<http://marrko.com/the-story/>>.
- [80] OTEE et al. *Haider Bioswing* [online]. 2014 [cit. 22.01.2018]. Dostupné z: http://www.bioswing.de/sites/bioswing.de/files/categorized-downloads/files/propriomed_15_en.pdf>.
- [81] PUTA, CHristian.; HERBSLEB, Merco. *Propriomed: Trainings und Therapiesysteme* [online]. Pullenreuth (Německo): Haider Bioswing, 2007 [cit. 2018-09-15]. Dostupné z: <http://www.ratio.ch/admin/userfiles/therapieanleitung_propriomed_deutsch_89660865_40.pdf>.
- [82] PUTA, CHristian.; HERBSLEB, Merco. *Propriomed: Trainings und Therapiesysteme* [online]. Pullenreuth (Německo): Haider Bioswing, 2007 [cit. 2018-09-15]. Dostupné z: <http://www.ratio.ch/admin/userfiles/therapieanleitung_propriomed_deutsch_89660865_40.pdf>.
- [83] QUALISYS. Qualisys Track Manager. [online]. 2018 [cit. 14.04.2018]. Dostupné z: <<https://www.qualisys.com/software/qualisys-track-manager/>>.
- [84] QUALISYS. Qualisys Track Manager - User Manual. (2011). Qualisys AB, Sweden. Dostupné z:<<http://fy.chalmers.se/~f7xiz/TIF081C/QTM-usermanual.pdf>>
- [76] SINCLAIR, J. *The kinetics, kinematics and energy requirements of distance running: Implications for footwear design*. 2012. PhD Thesis. University of Central Lancashire. <<http://clok.uclan.ac.uk/8512/1/Sinclair%20Jonathan%20Final%20e-Thesis%20%28Master%20Copy%29.pdf>>.
- [85] SPINE [online]. 2008 [cit. 13.05.2018]. Dostupné z: <<http://www.spine.cz/index.php/standardy/leceni-urazu-krcni-patere>>.